

ZASTOSOWANIE NISKICH TEMPERATUR W BIOMEDYCYNIE

Redakcja

Halina Podbielska

Anna Skrzek



Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej
Wrocław 2012

Książka pod patronatem Komisji Inżynierii Biomedycznej
Oddział Wrocławski, Polska Akademia Nauk

Recenzenci

Romuald BĘDZIŃSKI

Wiesław STREK

Marek WOŹNIEWSKI

Opracowanie redakcyjne i korekta

Katarzyna WYSOCKA-KRÓL

Projekt okładki

Igor BUZALEWICZ

Wydrukowano na podstawie dostarczonych materiałów

Wszelkie prawa zastrzeżone. Żadna część niniejszej książki, zarówno w całości, jak i we fragmentach, nie może być reprodukowana w sposób elektroniczny, fotograficzny i inny bez zgody wydawcy i właścicieli praw autorskich.

© Copyright by Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012

OFICYNA WYDAWNICZA POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław

<http://www.oficyna.pwr.wroc.pl>;

e-mail: oficwyd@pwr.wroc.pl;

zamawianie.ksiazek@pwr.wroc.pl

ISBN 978-83-7493-721-4

Drukarnia Oficyny Wydawniczej Politechniki Wrocławskiej. Zam. nr 1024/2012.

AUTORZY

Mgr Iwona Bryczkowska

*Katedra Fizjologii, Wydział Biologii, Uniwersytet Szczeciński,
71-412 Szczecin, ul. Felczaka 3c*

Dr Armand Cholewka

*Zakład Fizyki Medycznej, Instytut Fizyki im. A. Chelkowskiego,
Uniwersytet Śląski w Katowicach, 40-007 Katowice, ul. Uniwersytecka 4*

Prof. dr hab. inż. Maciej Chorowski

*Zakład Automatyki i Kriogeniki, Instytut Inżynierii Lotniczej,
Procesowej i Maszyn Energetycznych, Wydział Mechaniczno-Energetyczny,
Politechnika Wroclawska, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27*

Dr hab. n. med. Grzegorz Cieślak, prof. nadzw. PWSZ

*Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizycznej w Bytomiu
Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, 41-902 Bytom, ul. Batorego 15*

i

*Zakład Fizjoterapii, Instytut Ochrony Zdrowia, Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa
im. Stanisława Staszica w Pile, 64-920 Pila, ul. Podchorążych 10*

Mgr Wojciech Ciszek

*Zakład Fizyki Medycznej, Instytut Fizyki im. A. Chelkowskiego,
Uniwersytet Śląski w Katowicach, 40-007 Katowice, ul. Uniwersytecka 4*

Dr n. k. fiz. Agnieszka Dębiec-Bąk

*Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu,
51-612 Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35*

Prof. dr hab. Włodzimierz Doroszkiewicz

*Instytut Genetyki i Mikrobiologii, Uniwersytet Wrocławski,
51-148 Wrocław, ul. Przybyszewskiego 63/77*

Prof. dr hab. Zofia Drzazga

*Zakład Fizyki Medycznej, Instytut Fizyki im. A. Chelkowskiego,
Uniwersytet Śląski w Katowicach, 40-007 Katowice, ul. Uniwersytecka 4*

Dr inż. Iwona Hołowacz

*Instytut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, Wydział Podstawowych Problemów Techniki,
Politechnika Wroclawska, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27*

Mgr n. k. fiz. Elżbieta Jackowska

*Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu,
51-612 Wrocław, al. I. J. Paderewskiego 35*

Dr n. med. Leszek Jagodziński

*Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej w Bytomiu
Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, 41-902 Bytom, ul. Batorego 15*

Dr hab. n. med. Jacek J. Klawe, prof. UMK

*Katedra i Zakład Higieny i Epidemiologii, Wydział Nauk o Zdrowiu, Collegium Medicum
im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu,
85-094 Bydgoszcz, ul. M. Curie Skłodowskiej 9*

Dr n. med. Anna Lubkowska

*Samodzielna Pracownia Medycyny Fizykalnej, Wydział Nauk o Zdrowiu,
Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie, 70-103 Szczecin, ul. Grudziądzka 31*

*i
Katedra Fizjologii, Wydział Biologii, Uniwersytet Szczeciński,
71-412 Szczecin, ul. Felczaka 3c*

Dr n. k. fiz. Justyna Mazurek

*Akademicki Szpital Kliniczny we Wrocławiu,
50-556 Wrocław, ul. Borowska 213*

Dr hab. n. k. fiz. Małgorzata Mraz, prof. nadzw. AWF

*Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu,
51-612 Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35*

Mgr Joanna Pawlak

*Katedra i Zakład Higieny i Epidemiologii, Wydział Nauk o Zdrowiu, Collegium Medicum
im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu,
85-094 Bydgoszcz, ul. M. Curie Skłodowskiej 9*

Prof. n. tech. dr hab. n. fiz. inż. lek. med. Halina Podbielska

*Instytut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, Wydział Podstawowych Problemów Techniki,
Politechnika Wroclawska, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27*

*i
Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu,
51-612 Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35*

Prof. dr hab. n. med. Joanna Rymaszewska

*Wydział Lekarski Kształcenia Podyplomowego, Uniwersytet Medyczny
we Wrocławiu, 50-345 Wrocław, ul. Mikulicza-Radeckiego 5*

*i
Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu,
51-612 Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35*

Prof. dr hab. n. med. dr h.c. Aleksander Sieroń

Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej w Bytomiu Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, 41-902 Bytom, ul. Batorego 15

i

Wyższa Szkoła Ekonomii i Administracji w Bytomiu, 41-907 Bytom, ul. A. Frycza-Modrzewskiego 12

Dr hab. n. k. fiz. Anna Skrzek, prof. nadzw. AWF

Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, 51-612 Wrocław, al. I. J. Paderewskiego 35

i

Instytut Fizjoterapii, Państwowa Medyczna Wyższa Szkoła Zawodowa w Opolu, 45-060 Opole, ul. Katowicka 68

Dr hab. n. med. Agata Stanek

Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej w Bytomiu Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, 41-902 Bytom, ul. Batorego 15

Prof. dr hab. n. med. Małgorzata Tafil-Klawe

Katedra Fizjologii, Zakład Fizjologii Człowieka, Wydział Lekarski, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu, 85-092 Bydgoszcz, ul. Karłowicza 24

Dr n. med. Paweł Zalewski

Katedra i Zakład Higieny i Epidemiologii, Wydział Nauk o Zdrowiu, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu, 85-094 Bydgoszcz, ul. M. Curie Skłodowskiej 9

REDAKCJA



Prof. n. tech. dr hab. n. fiz. inż. lek. med. Halina Podbielska

Prof. n. tech. dr hab. n. fiz. inż. lek. med. Halina Podbielska jest profesorem zwyczajnym w Instytucie Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej – WPPT. Drugą już kadencję jest Dyrektorem tego Instytutu. Absolwentka WPPT i Akademii Medycznej we Wrocławiu. Ukończyła też studia podyplomowe na Wydziale Informatyki i Zarządzania Politechniki Wrocławskiej i Central University of Connecticut. Zdała egzamin państwowy dla członków rad nadzorczych spółek Skarbu Państwa. Autorka lub współautorka ponad 300 prac naukowych, głównie z inżynierii biomedycznej i medycyny fizykalnej, licznych patentów i zgłoszeń patentowych. Jej obecne zainteresowania naukowe obejmują zagadnienia nanobiomateriałów, optyki biomedycznej i medycyny fizykalnej. Prof. Podbielska prowadzi liczne wykłady dla studentów inżynierii biomedycznej na WPPT m.in. z *Podstaw Anatomii* i *Propedeutyki Nauk Medycznych*, a także wykłady dla studentów fizjoterapii AWF z *Fizykoterapii* i *Modern Physiotherapy*, a także z *Podstaw Biofizyki* dla studentów kosmetologii. Prowadziła badania w zagranicznych instytucjach naukowych, m.in. jako stypendystka Fundacji im. Alexandra von Humboldta (Uniwersytety we Frankfurcie nad Menem, w Münster, w Berlinie), zaproszony naukowiec w Instytucie Weizmanna, Rehovot, Izrael (1989–1990), *Visiting Professor* w Instytucie Optyki na Uniwersytecie Technicznym w Berlinie (2002–2005), w Centrum Medycyny Laserowej LMTB w Berlinie (2005). Współtwórca i Redaktor Naczelny czasopisma poświęconego zagadnieniom inżynierii biomedycznej i medycyny fizykalnej *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, członek zespołu ekspertów w 6. i w 7. Programie Ramowym Komisji Europejskiej. Ekspert National Institute of Health, USA, 2008.

Prof. Halina Podbielska i członkowie Jej Zespołu są laureatami wielu wyróżnień i nagród, m.in. zespołowej Nagrody Siemens za pracę pt. *Biofotonika – nieodłączna gałąź inżynierii biomedycznej czyli zastosowanie światła do badania obiektów biolo-*

gicznych i bionanomaterialów (2011), a także Złotego Medalu za opracowanie nowej metody diagnostyki i terapii Gold Medal on the 52nd World Exhibition of Innovation, Research and New Technology – Brussels Eureka (2003): *Development of photodynamic therapy and diagnosis for cancerous and non-cancerous tissues obtained with chlorophyll derivatives and semiconductor laser system* (wspólnie z Zespołem Prof. W. Stręka z INTiBS PAN). Kierownik wielu grantów naukowych i grantów we współpracy z partnerami zagranicznymi. Członek Rad Naukowych i Programowych wielu międzynarodowych konferencji i towarzystw. Członek LIONS Club.

Członek Zarządu Polskiego Towarzystwa Inżynierii Biomedycznej i Polskiego Towarzystwa Medycyny Laserowej i Fotodynamicznej. Członek Komitetu Fizyki Medycznej, Radiobiologii i Diagnostyki Obrazowej PAN oraz Komitetu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN (2011–2014), członek Komisji Inżynierii Biomedycznej Wrocławskiego Oddziału PAN. Członek Rady Naukowej Instytutu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN od 2008 roku. W 2009 roku została zaproszona do Rady Naukowej EPMA – *The European Association for Predictive, Preventive & Personalised Medicine* jako odpowiedzialna za Inżynierię Biomedyczną. Jest też członkiem Rady Naukowej EPMA Journal.

Prof. Podbielska ma na swoim koncie m.in. takie odznaczenia, jak Złota Odznaka Politechniki Wrocławskiej, Srebrny Krzyż Zasługi, Medal 100-lecia Uczelni Technicznych we Wrocławiu za zasługi w rozwoju Politechniki Wrocławskiej, Medal 15-lecia Wydziału Fizjoterapii za zasługi w rozwoju Wydziału i Medal Komisji Edukacji Narodowej.



Dr hab. n. k. fiz. Anna Skrzek, prof. nadzw. AWF

Dr hab. n. k. f. Anna Skrzek, prof. nadzw. AWF jest absolwentką Wydziału Rehabilitacji Ruchowej Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, w której pracuje do dzisiaj. Wykłada również w Państwowej Medycznej Wyższej Szkole Zawodowej w Opolu. Pracę naukową i dydaktyczną na uczelniach łączy z pracą zawodową w specjalistycznych jednostkach służby zdrowia, zdobywając dodatkowo specjalizację w zakresie fizjoterapii oraz liczne certyfikaty zawodowe.

Główne kierunki Jej zainteresowań naukowych dotyczą fizjoterapii, rehabilitacji, ortopedii, traumatologii, geriatry i gerontologii. W ramach działalności naukowej opublikowała w polskich i zagranicznych czasopismach naukowych 130 oryginalnych prac naukowych, brała czynny udział w 170 polskich i zagranicznych konferencjach

naukowych, była członkiem 40 komitetów naukowych i organizacyjnych konferencji naukowych, realizowała kilka grantów naukowych.

Piastuje bądź też piastowała wiele odpowiedzialnych funkcji, m.in.: Prorektora ds. Nauczania Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu (2008–2016), Prodziekana Wydziału Fizjoterapii, Kierownika Pracowni Krioterapii oraz członka Senatu.

Działania społeczne i naukowe dr hab. Anny Skrzek zaowocowały powstaniem z Jej inicjatywy w 2007 roku Dolnośląskiego Oddziału Polskiego Towarzystwa Gerontologicznego, w którym do dzisiaj piastuje funkcję Przewodniczącej. Jest członkiem z wyboru Komitetu Rehabilitacji, Kultury Fizycznej i Integracji Społecznej PAN, Wydziału Nauk Medycznych w kadencji 2011–2014. Była Sekretarzem Zarządu Głównego Polskiego Towarzystwa Kriomedycznego (1996–2002), Przewodniczącą Komisji Rewizyjnej Wrocławskiego Oddziału Polskiego Towarzystwa Fizjoterapii (1996–2002), członkiem Polskiego Towarzystwa Kultury Fizycznej, Polskiego Towarzystwa Ortopedycznego i Traumatologicznego oraz Polskiego Towarzystwa Rehabilitacji. Pracowała jako członek Zespołu Ekspertów Zewnętrznych Narodowego Programu Foresight Polska 2020, a w 2012 roku weszła w skład Wrocławskiej Rady ds. Seniorów. Jest członkiem Rady Naukowej czasopisma „*Kosmetologia Medyczna*”, recenzentem wielu czasopism naukowych, monografii naukowych i projektów badawczych.

Za swoją działalność naukową, dydaktyczną i społeczną uzyskała liczne nagrody i wyróżnienia, m.in.: Zespołową Nagrodę Prezesa Urzędu Kultury Fizycznej i Turystyki za Osiągnięcia Naukowe (1977), Srebrny i Złoty Krzyż Zasługi (2001, 2009), Nagrodę Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego za osiągnięcia naukowe (2007), nagrody i wyróżnienia na konferencjach naukowych oraz okolicznościowe odznaczenia Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Uniwersytetu Wrocławskiego i Uniwersytetu Trzeciego Wieku.

SŁOWO WSTĘPNE

W fizyce i technice pojęcie kriogenika wiąże się z wytwarzaniem bardzo niskich temperatur i badaniem cech fizycznych różnych substancji poddanych działaniu takich temperatur. Zazwyczaj dotyczy to temperatury poniżej -100°C . Niskie temperatury znajdują też zastosowanie w naukach biologicznych i w medycynie. W kriobiologii niskie temperatury są wykorzystywane do przechowywania komórek i tkanek, tak aby nie traciły swoich właściwości. Z tym pojęciem wiąże się też krionika, która zajmuje się badaniem warunków zamrażania całych organizmów. Krioterapia to zastosowanie niskich temperatur w celu uzyskania korzystnych terapeutycznie efektów u pacjentów cierpiących na przykład z powodu chorób układu ruchu czy schorzeń neurologicznych. W celu stymulacji i poprawy wydolności organizmu stosowana jest kriostymulacja.

Kriogenika w biomedycynie to wspaniałe połączenie osiągnięć technicznych, medycznych i biologicznych. Stanowi doskonały przykład rozwoju interdyscyplinarnej dziedziny, jaką jest inżynieria biomedyczna. Nasza książka powstała w wyniku wieloletniej interdyscyplinarnej współpracy zespołów z Politechniki Wrocławskiej i Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, rozpoczętej jeszcze pod koniec lat osiemdziesiątych. Nieżyjący już profesor Zdzisław Zagrobelny – naukowiec i lekarz, patron polskiej krioterapii, który znakomicie rozumiał zarówno znaczenie rehabilitacji, jak i znaczenie zastosowania techniki w medycynie, zawsze wspierał naszą współpracę. Już w latach dziewięćdziesiątych studenci Inżynierii Biomedycznej Wydziału Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej mogli realizować swoje prace magisterskie, korzystając z dostępu do kriokomory, która mieściła się wtedy na „Zameczku” przy ul. Rzeźbiarskiej we Wrocławiu. Można powiedzieć, że byliśmy inicjatorami zastosowania termowizji do oceny skutków kriostymulacji i krioterapii, zarówno miejscowej, jak i ogólnoustrojowej. Nasze zespoły wspólnie prowadziły też serie warsztatów szkoleniowych dla lekarzy i fizjoterapeutów, współpracując przy tym z prof. Wiesławem Strękiem z Instytutu Niskich Temperatur i Badań Strukturalnych Polskiej Akademii Nauk we Wrocławiu oraz konstruktorem sprzętu inżynierem Zbigniewem Raczkowskim.

Nasza długoletnia współpraca pomiędzy Politechniką Wrocławską i Akademią Wychowania Fizycznego nadal znakomicie się układa. Prowadzimy wspólne bada-

nia, publikujemy ich wyniki, studenci Inżynierii Biomedycznej mogą z bliska przyjrzeć się nowoczesnej aparaturze do fizjoterapii, w tym działaniu nowoczesnej kriokomory w ośrodku NZOZ Creator, mieszczącym się w budynku AWF przy Alei Paderewskiego we Wrocławiu. Wyrazem współpracy jest też niniejsza książka. Cieszymy się, że nasza inicjatywa zyskała aprobatę Kolegów z Politechniki Wrocławskiej i Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, a także z innych ośrodków w kraju, za co wszystkim bardzo dziękujemy.

Nasza książka kierowana jest do osób zajmujących się techniką medyczną, specjalistów inżynierii biomedycznej, fizyków medycznych, lekarzy, a także studentów kierunków technicznych, inżynierii biomedycznej, fizyki medycznej, fizjoterapii i medycyny.

Halina Podbielska i Anna Skrzek
Wrocław, listopad 2012

SPIS TREŚCI

I. Podstawy zastosowania niskich temperatur w biomedycynie

1. Wprowadzenie do kriogeniki (<i>Maciej Chorowski</i>)	1
1.1. Wstęp – rys historyczny i zastosowania kriogeniki	1
1.2. Metody uzyskiwania niskich temperatur	5
1.2.1. Związek pomiędzy temperaturą i energią wewnętrzną	5
1.2.2. Lewobieżny obieg termodynamiczny – obieg Carnota	8
1.2.3. Procesy oziębiania wewnętrznego	11
1.3. Niskotemperaturowe procesy zachodzące w urządzeniach kriomedycznych	16
1.3.1. Urządzenia stosowane w krioterapii	17
1.3.2. Urządzenia stosowane w kriochirurgii	22
1.3.3. Tendencje rozwoju urządzeń kriomedycznych	23
1.4. Zasady bezpiecznego posługiwania się skroplonymi gazami	25
2. Wykorzystanie niskich temperatur w biomedycynie – podstawowe definicje (<i>Anna Skrzek, Halina Podbielska</i>)	33
2.1. Wstęp	33
2.2. Podstawowe definicje – nieniszczące działanie zimna	34
2.3. Podstawowe definicje – niszczące działanie zimna	37
2.4. Podsumowanie	38
3. Kriokomory stosowane w medycynie – charakterystyka temperaturowa (<i>Armand Cholewka, Wojciech Ciszek, Zofia Drzazga</i>)	41
3.1. Wstęp	41
3.2. Dwustopniowa komora do krioterapii ogólnoustrojowej – tzw. typ „wrocławski”	43
3.3. Kriokomora z zaleganiem zimna	44
3.4. Charakterystyka temperaturowa kriokomory dwustopniowej i kriokomory z zaleganiem zimna	45
3.5. Kriokomora jednoosobowa	50
4. Podstawy krioterapii miejscowej (<i>Iwona Hołowacz, Halina Podbielska</i>)	53
4.1. Wstęp	53
4.2. Metody stosowania krioterapii	53
4.3. Krioaparatura do terapii – budowa i zasada działania	55
4.3.1. Aparaty do krioterapii miejscowej na ciekły azot	56
4.3.2. Aparat do krioterapii miejscowej na zimne powietrze	58
4.3.3. Aparatura do krioterapii miejscowej wykorzystująca CO ₂	58
<i>Aparaty firmy KRIOMEDPOL – materiał informacyjny</i>	60

II. Ocena oddziaływania niskich temperatur na organizm

5. Termowizja jako metoda oceny skutków krioterapii (<i>Iwona Hołowacz, Halina Podbielska</i>)	61
5.1. Wstęp	61
5.2. Podstawy fizyczne	62
5.2.1. Promieniowanie podczerwone	62
5.2.2. Promieniowanie ciała doskonale czarnego	63
5.2.3. Podstawowe prawa dotyczące promieniowania ciepłego	63
5.2.4. Promieniowanie ciał rzeczywistych	65
5.3. Zasady działania termowizji	65
5.3.1. Detektory podczerwieni	66
5.3.2. Układy optyczne	68
5.3.3. Układy przeszukujące	68
5.3.4. Układy elektronicznej obróbki sygnału	69
5.3.5. Układy odniesienia	69
5.4. Wpływ różnych czynników na powstawanie obrazu termowizyjnego	71
5.5. Zastosowanie termowizji w medycynie	75
6. Znaczenie diagnostyczne analizy termograficznej schłodzenia całego ciała w kriostymulacji i krioterapii (<i>Armand Cholewka</i>)	79
6.1. Obniżenie temperatury ciała wskutek krioterapii ogólnoustrojowej	79
6.2. Wykorzystanie schłodzenia ciała w obrazowaniu termowizyjnym wybranych schorzeń kręgosłupa	84
6.3. Termowizyjna ocena efektów pełnego cyklu zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej	95
6.4. Wykorzystanie wstępnego schłodzenia ciała w diagnostyce termowizyjnej innych schorzeń	98
7. Badania termowizyjne zmian powierzchniowej temperatury ciała pod wpływem kriostymulacji (<i>Agnieszka Dębiec-Bąk, Anna Skrzek</i>).....	103
7.1. Wstęp	103
7.2. Badania termowizyjne	105
7.3. Wnioski	113
<i>Kriokomory firmy CREATOR – materiał informacyjny</i>	119
<i>Gaz i technologie dla medycyny firm MESSER i ELECPOL – materiał informacyjny</i>	123
8. Wpływ temperatur kriogenicznych stosowanych w zabiegach kriostymulacji i krioterapii ogólnoustrojowej na wybrane składowe pojemności antyoksydacyjnej ustroju (<i>Anna Lubkowska, Iwona Bryczkowska</i>)	125
8.1. Wstęp	125
8.2. Temperatury kriogeniczne a składowe układu antyoksydacyjnego	126
8.3. Podsumowanie	133
9. Zmiany biochemiczne surowicy krwi osób poddanych kriostymulacji (<i>Elżbieta Jackowska, Włodzimierz Doroszkiewicz, Halina Podbielska</i>)	139
9.1. Wstęp	139
9.2. Badanie aktywności bakteriobójczej surowicy krwi ludzkiej osób poddanych kriostymulacji	140
9.3. Badanie poziomu immunoglobulin w surowicy krwi ludzkiej osób poddanych kriostymulacji	142
9.4. Wnioski	144

10. Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na procesy termoregulacji u osób zdrowych (<i>Paweł Zalewski, Jacek J. Klawe, Joanna Pawlak, Małgorzata Tafil-Klawe</i>)	147
10.1. Wstęp	147
10.2. Materiał i metody	151
10.2.1. Pomiary temperatury głębokiej ciała	151
10.2.2. Pomiary temperatury powierzchni ciała	153
10.2.3. Metody statystyczne	154
10.3. Wyniki	155
10.3.1. Zmiany temperatury powierzchni ciała – pomiar termowizyjny	155
10.3.2. Zmiany temperatury głębokiej ciała – pomiar telemetryczny	160
10.4. Dyskusja	162
10.5. Wnioski	165
11. Zmiany parametrów czynnościowych układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego pod wpływem kriostymulacji ogólnoustrojowej (<i>Paweł Zalewski, Jacek J. Klawe, Joanna Pawlak, Małgorzata Tafil-Klawe</i>)	169
11.1. Wstęp	169
11.2. Materiał i metody	172
11.3. Wyniki	174
11.4. Dyskusja	181
11.5. Wnioski	185
 III. Krioterapia i kriostymulacja	
12. Historia stosowania niskich temperatur w medycynie (<i>Anna Skrzek</i>)	189
12.1. Zimno w historii	189
12.2. Historia kriogeniki w aspekcie biomedycznym	190
12.3. Historia krioterapii	191
12.4. Historia polskiej krioterapii	192
13. Zastosowanie kriostymulacji w medycynie sportowej (<i>Aleksander Sieroń, Grzegorz Cieślak, Agata Stanek</i>)	201
13.1. Wstęp	201
13.2. Zastosowanie kriostymulacji w sporcie wyczynowym	202
13.3. Wskazania do stosowania kriostymulacji u sportowców	207
<i>Kriokomory firmy STAN-MAR – materiał informacyjny</i>	209
14. Zastosowanie krioterapii w reumatologii i ortopedii (<i>Agata Stanek, Grzegorz Cieślak, Leszek Jagodziński, Aleksander Sieroń</i>)	211
14.1. Wstęp	211
14.2. Reumatoidalne zapalenie stawów	212
14.3. Zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa	216
14.4. Zapalenia okołostawowe	219
14.5. Choroby metaboliczne kości	220
14.6. Fibromialgia	221
14.7. Choroba zwyrodnieniowa stawów	222
14.8. Powikłania pourazowe narządu ruchu	226
15. Zastosowanie kriostymulacji w neurologii (<i>Agata Stanek, Grzegorz Cieślak, Aleksander Sieroń</i>)	233
15.1. Stwardnienie rozsiane	233

15.2. Stany wzmożonego napięcia mięśniowego	235
15.3. Zespoły korzeniowe w przebiegu dyskopatii	238
15.4. Zespoły depresyjne i nerwice	239
16. Zastosowanie krioterapii w postępowaniu fizjoterapeutycznym osób z uszkodzeniem układu nerwowego (<i>Malgorzata Mraz</i>)	243
16.1. Wstęp	243
16.2. Wskazania i działanie lecznicze krioterapii u osób z uszkodzeniem układu nerwowego	244
16.3. Efekty zastosowania krioterapii w rehabilitacji neurologicznej	246
17. Krioterapia ogólnoustrojowa z zaburzenia psychiczne (<i>Joanna Rymaszewska, Justyna Mazurek</i>)	255
17.1. Część ogólna	255
17.1.1. Charakterystyka i klasyfikacja zaburzeń psychicznych	255
17.1.2. Epidemiologia zaburzeń psychicznych	256
17.1.3. Metody badania i leczenia zaburzeń psychicznych	257
17.2. Część szczegółowa	257
17.2.1. Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na sferę psychiczną – potencjalne mechanizmy działania	257
17.2.2. Krioterapia ogólnoustrojowa w leczeniu depresji i zaburzeń lękowych	260
<i>Aparaty firmy KrioSystem – materiał informacyjny</i>	264
IV. Inne zastosowania niskich temperatur w biomedycynie	
18. Kriochirurgia (<i>Grzegorz Cieślak, Agata Stanek, Aleksander Sieroń</i>)	265
18.1. Wstęp	265
18.2. Zastosowanie kriochirurgii w onkologii	267
18.3. Zastosowanie kriochirurgii w ginekologii	270
18.4. Zastosowanie kriochirurgii w flebologii	271
18.5. Zastosowanie kriochirurgii w dermatologii	273
18.6. Zastosowanie kriochirurgii w okulistyce	275
18.7. Zastosowanie kriochirurgii w laryngologii	276
18.8. Zastosowanie kriochirurgii w kardiologii	277
18.9. Zastosowanie kriochirurgii w gastrologii	278
<i>Urządzenia firmy Metrum CryoFlex – materiał informacyjny</i>	282
19. Kriokonserwacja (<i>Armand Cholewka, Wojciech Ciszek, Zofia Drzazga</i>)	283
19.1. Informacje ogólne	283
19.2. Problemy kriokonserwacji	284
19.2.1. Mechaniczne i chemiczne uszkodzenia materiału	284
19.2.2. Metody zapobiegania uszkodzeniom	285
19.2.3. Modelowanie matematyczne a kriokonserwacja	286
19.3. Zastosowania kriokonserwacji	288
19.3.1. Przechowywanie krwi, komórek macierzystych i szpiku	288
19.3.2. Banki nasienia i oocytów	289
19.3.3. Banki zarodków	290
19.3.4. Przechowywanie tkanek	291
19.3.5. Kriomikroskopia	293
19.3.6. Inne aplikacje	294

I. Podstawy zastosowania niskich temperatur w biomedycynie

ROZDZIAŁ 1

WPROWADZENIE DO KRIOGENIKI

Maciej Chorowski

Spis treści

1.1. Wstęp – rys historyczny i zastosowania kriogeniki	1
1.2. Metody uzyskiwania niskich temperatur	5
1.2.1. Związek pomiędzy temperaturą i energią wewnętrzną	5
1.2.2. Lewobieżny obieg termodynamiczny – obieg Carnota	8
1.2.3. Procesy oziębiania wewnętrznego	11
1.3. Niskotemperaturowe procesy zachodzące w urządzeniach kriomedycznych	16
1.3.1. Urządzenia stosowane w krioterapii	17
1.3.2. Urządzenia stosowane w kriochirurgii	22
1.3.3. Tendencje rozwoju urządzeń kriomedycznych	23
1.4. Zasady bezpiecznego posługiwania się skroplonymi gazami	25

1.1. Wstęp – rys historyczny i zastosowania kriogeniki

Pojęcie kriogenika zostało zaproponowane przez Heike Kamerlingh-Onnesa i pochodzi od greckich pojęć „*kryos*”, co oznacza „zimno” oraz „*genos*” – „pochodzenie” lub „tworzenie”. Obecnie kriogenika jest wyodrębnioną z chłodnictwa dziedziną badającą i rozwijającą metody uzyskiwania i wykorzystywania temperatur niższych od 120 K ($-153,15^{\circ}\text{C}$), a dokładnie 111,1 K, tj. temperatury wrzenia metanu pod ciśnieniem normalnym ($-162,05^{\circ}\text{C}$). Dla przypomnienia: 0 K to $-273,15^{\circ}\text{C}$. Rozwój kriogeniki stał się możliwy dzięki skropleniu gazów, których temperatury krytyczne są istotnie niższe od temperatury otoczenia. Takie gazy nie mogą zostać skroplone poprzez ich sprężenie i wymianę ciepła z otoczeniem, stąd w przeciwieństwie do np. propanu, butanu czy chloru zwane były „gazami trwałymi”.

Właściwe początki kriogeniki sięgają roku 1877, kiedy prawie równocześnie, lecz niezależnie od siebie, Louis-Paul Cailletet we Francji i Raoul-Pierre Pictet w Szwajcarii uzyskali przez kilka sekund temperaturę równą około 90 K i zaobserwowali przez krótki czas pary tlenu w postaci przelotnej mgły. Cailletet zastosował metodę rozprężania tego gazu z wykonaniem pracy w rozprężarce tłokowej, natomiast Pictet jedynie

dławiał tlen, wykorzystując efekt Joule-Thomsona, polegający na przepływie gazu przez przewężenie ze spadkiem ciśnienia, ale bez wzrostu prędkości gazu. W obu metodach sprężony do 20 MPa tlen był wstępnie oziębiany do około 173 K poprzez wymianę ciepła z alkoholem wrzącym pod obniżonym ciśnieniem. Osiągnięcie obu uczonych nie było tożsame ze skropleniem tlenu, gdyż ani Cailletetowi ani Pictetowi nie udało się w pełni wyodrębnić fazy ciekłej, wyraźnie wypełniającej naczynię i charakteryzującej się meniskiem, co było ustanowionym przez Akademię Francuską kryterium skroplenia gazu.

Pierwszeństwo pełnego skroplenia powietrza i jego składników przypadło w 1883 roku polskim uczonym: Karolowi Olszewskiemu i Zygmuntowi Wróblewskiemu, pracującym wówczas w Krakowie. Uczni ci po raz pierwszy zastosowali metodę kaskadową polegającą na obniżeniu temperatury gazu poniżej temperatury jego punktu krytycznego, skropleniu go pod podwyższonym ciśnieniem, a następnie odparowaniu pod ciśnieniem atmosferycznym lub niższym. Parujący gaz ochładzał następnie inny czynnik, o niższej temperaturze wrzenia, do temperatury poniżej jego punktu krytycznego. Wróblewski z Olszewskim użyli do przechłodzenia sprężonego powietrza etylenu wrzącego pod obniżonym ciśnieniem i uzyskali skroplone powietrze (78,8 K), a następnie w ten sam sposób tlen (90,2 K) i azot (77,4 K). Było to pierwsze pełne skroplenie gazów należących do grupy gazów trwałych. Pełne, gdyż Polacy nie tylko zaobserwowali ulotną mgłę, ale uzyskali cieczy kriogeniczne w ilościach wystarczających na obserwację menisku oraz wyznaczenie podstawowych stałych fizycznych skroplonych gazów. Rekord zimna ustanowiony przez polskich badaczy wyniósł około 55 K i został osiągnięty przez odparowanie tlenu pod obniżonym ciśnieniem.

W roku 1898 James Dewar uzyskał skroplony wodór (20,3 K) w procesie izentalpowego dławienia sprężonego wodoru oziębionego do temperatury ciekłego powietrza. Aparat Dewara wykorzystywał rekuperacyjny wymiennik ciepła oraz naczynię o podwójnych ściankach, pomiędzy których usunięto powietrze. To właśnie wynalazek nowego typu izolacji próżniowej pozwolił Dewarowi na wyodrębnienie fazy ciekłej wodoru i ustanowienie nowego rekordu zimna. Naczynia Dewara znajdują się dzisiaj w każdym laboratorium niskotemperaturowym oraz są w masowym użyciu w postaci popularnych termosów.

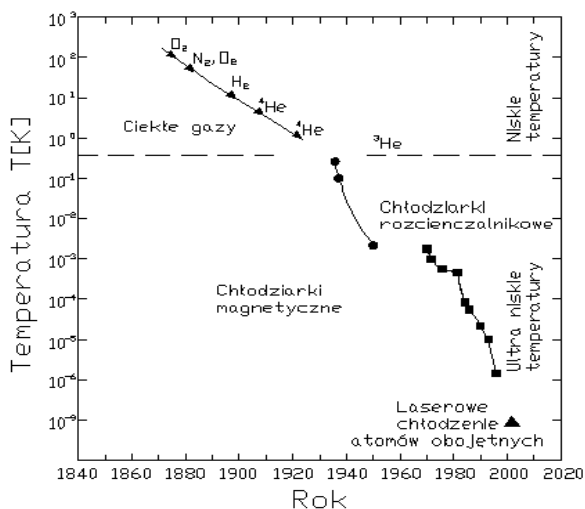
Ostatni z grupy gazów trwałych – hel, o normalnej temperaturze wrzenia równej 4,2 K, został skroplony przez holenderskiego badacza Heike Kamerlingh Onnesa w Lejdzie w 1908 roku. Kamerlingh Onnes zastosował proces izentalpowego dławienia po uprzednim ochłodzeniu sprężonego helu do temperatury ciekłego wodoru. Dysponując ciekłym helem Kamerlingh Onnes zaczął badania właściwości materiałów w niskich temperaturach i w roku 1911 stwierdził nadprzewodnictwo w rtęci. Intuicyjnie przewidział, że możliwe będzie wytwarzanie wysokopolowych magnesów właśnie z nadprzewodników. Dzięki obniżeniu ciśnienia nad lustrem wrzącego helu, Onnes uzyskał temperaturę 1,72 K w roku 1908, a następnie w roku 1922 pokonał

barierę 1 K, osiągając 0,83 K. Dzięki rozwojowi pomp próżniowych, następcą Kamerlingh Onnesa – Keesom, stosując wysoce wydajną pompę dyfuzyjną uzyskał w 1932 roku temperaturę 0,71 K. Jest to w zasadzie najniższa temperatura, jaką można osiągnąć, posługując się izotopem helu ^4He wrzącym pod obniżonym ciśnieniem i równocześnie stanowi umowną granicę pomiędzy niskimi i ultraniskimi temperaturami. Ograniczenie to nie wynika z pojawienia się fazy stałej (hel przy niskich ciśnieniach nie zamarza), ale jest konsekwencją ograniczeń techniki próżniowej, która nie pozwala na obniżenie ciśnienia par odprowadzanych z nadłustra wrzącej cieczy poniżej około 10^{-2} Pa. Stosując izotop helu ^3He charakteryzujący się niższą normalną temperaturą wrzenia (3,1 K), można poprzez obniżanie ciśnienia, obniżyć temperaturę wrzącej cieczy do około 0,3 K. Jest to graniczna temperatura, którą można osiągnąć poprzez wrzenie gazu pod obniżonym ciśnieniem.

Temperatury z zakresu pojedynczych milikelwinów można uzyskać, wykorzystując izotop ^3He w procesach rozcieńczania w nadciekłym izotopie ^4He oraz adiabatycznego zestalania ^3He pod podwyższonym ciśnieniem (efekt Pomeranczuka). W przypadku adiabatycznego rozmagnesowania soli paramagnetycznych osiągnane mogą być temperatury niższe od 1 milikelwina, a rozmagnesowanie spinów jąder prowadzi do rekordowo niskich temperatur równych nawet ułamkom nanokelwina. Rekordowo niską temperaturę 280 pK (10^{-12}) osiągnięto w laboratorium w Helsinkach w roku 1993, rozmagnesowując spiny jąder atomów rodu.

Temperatury rzędu 10^{-9} K uzyskano w roku 2000 dzięki zastosowaniu chłodzenia laserowego grupy atomów rubidu, co w efekcie doprowadziło do powstania kondensatu Bosego-Einsteina. Temperatury te osiągnięto dzięki opanowaniu technologii laserowego chłodzenia i pułapkowania atomów obojętnych. Ponieważ w ten sposób uzyskuje się spowolnienie stosunkowo niewielkiej ilości atomów (rzędu kilku tysięcy), więc metoda ta nie ma znaczenia praktycznego w technice niskich temperatur. Historyczny rozwój metod uzyskiwania niskich temperatur przedstawia rysunek 1.1.

Opanowanie technologii skraplania i przechowywania powietrza i jego składników pozwoliło na wykorzystywanie tych gazów w procesach przemysłowych. Zastosowanie metod kriogenicznych w przemyśle wytwarzającym gazy techniczne datuje się od przełomu XIX i XX wieku. W roku 1895 Carl von Linde po raz pierwszy zastosował na skalę przemysłową metodę skroplenia powietrza, a następnie w roku 1902 jego rektyfikacji. W procesie skroplenia powietrza Linde wykorzystał zjawisko izentalpowego dławienia (efekt Joule-Thomson'a) powietrza wstępnie oziębionego w rekuperacyjnym wymienniku ciepła. W roku 1902 Georges Claude wykorzystał cykl z rozprężarką do skroplenia powietrza. Pierwsze rozprężarki Claude'a były tłokowymi maszynami powstałymi na bazie maszyn parowych z uszczelnieniami wykonanymi ze skóry. Rozpoczęcie produkcji gazów technicznych (szczególnie tlenu) na skalę przemysłową umożliwiło szybki rozwój metalurgii i przemysłu maszynowego. Od początku XX wieku skala produkcji gazów technicznych jest jednym ze wskaźników rozwoju gospodarczego kraju.



Rys. 1.1. Historyczny rozwój technologii uzyskiwania niskich temperatur

Pomimo termodynamicznych oraz technologicznych trudności w uzyskiwaniu i przechowywaniu skroplonych gazów, kriogenika jest coraz powszechniej stosowana w wielu dziedzinach techniki, nauki i medycyny. Niskie temperatury zyskują na znaczeniu również w energetyce, transporcie, biologii, rolnictwie i przetwórstwie żywności.

W medycynie kriogenika obecna jest w kilku obszarach. Przede wszystkim opacowanie technologii produkcji nadprzewodnikowych magnesów ze stopu niobu i tytanu pozwoliło na skonstruowanie i rozpowszechnienie tomografów, wykorzystujących magnetyczny rezonans jądrowy – NMR. Cewki magnesów wykonanych ze stopu NbTi wymagają chłodzenia do temperatury kilku K (temperatura krytyczna NbTi wynosi 9,6 K, ale ze względu na konieczność zapewnienia odpowiednio wysokiego pola magnetycznego temperatura pracy takich magnesów nie przekracza 5 K. Najbardziej rozpowszechnione jest kriostatowanie magnesów poprzez zalanie ich ciekłym helum pod ciśnieniem normalnym, co wymaga ciągłego monitoringu poziomu helu w kriostacie oraz okresowego uzupełniania jego ilości. Rozwój chłodziarek kriogenicznych (Gifforda-McMahona, rur pulsacyjnych) pozwala na konstrukcje magnesów, które chłodzone są jedynie poprzez kontakt cieplny z chłodziarką i w konsekwencji umożliwia budowę aparatów NMR, które nie będą wymagały okresowego uzupełniania ciekłego helu. Podkreślić należy, że to właśnie diagnostyka medyczna jest dziedziną najszerzego wykorzystania nadprzewodnictwa niskotemperaturowego. Odkrycie w roku 1986 nadprzewodnictwa wysokotemperaturowego w perowskitowych materiałach ceramicznych oraz rozwój technologii wykonywania kabli z tych nadprzewodników, pozwala mieć nadzieję, że tomografy NMR będą mogły być kriostatowane ciekłym azotem. Jest to bardzo istotne ze względu na koszty eksploatacyjne chłodziarek, które bardzo rosną w miarę obniżania temperatury.

Drugim obszarem wykorzystania kriogeniki w medycynie jest przechowywanie tkanek np. zastawek serca przeznaczonych do wszczepienia pacjentom.

Trzecim obszarem wykorzystującym kriogenikę w medycynie jest bezpośrednie oddziaływanie niskich temperatur na organizm pacjenta w celu destrukcji chorej tkanki (kriochirurgia) lub stymulacji reakcji organizmu na niskotemperaturowy bodziec. Ponieważ w przypadku bezpośredniego oddziaływania niskich temperatur na organizm pacjenta nie są to temperatury niższe od temperatury ciekłego azotu, czynnikami roboczymi urządzeń kriomedycznych jest przede wszystkim azot. Mogą to być również inne gazy i ich mieszaniny o temperaturach wrzenia zbliżonych do tego czynnika, w szczególności argon, mieszaniny azotu i węglowodorów oraz podtlenek azotu.

1.2. Metody uzyskiwania niskich temperatur

1.2.1. Związek pomiędzy temperaturą i energią wewnętrzną

Ciało, którego temperatura ma ulec istotnemu obniżeniu, musi zostać najpierw wstępnie oziębione. W języku potocznym oziębianie oznacza obniżanie temperatury ciała, nie jest jednak pojęciem precyzyjnym i nie określa mechanizmu uzyskiwania obniżonej temperatury. W rozumieniu procesów prowadzących do obniżenia temperatury ciała pomocna jest zaproponowana przez Maxwella zasada ekwipartycji energii, bezpośrednio wiążąca temperaturę z energią wewnętrzną ciała. Zgodnie z zasadą ekwipartycji, energia wewnętrzna zależy od temperatury i rozkłada się w równych udziałach na wszystkie elementy ciała, które mogą energię absorbować. W przypadku gazów, na każdy stopień swobody atomu lub cząsteczki przypada energia:

$$\tilde{E} = \frac{1}{2} kT \quad (1)$$

gdzie k jest stałą Boltzmanna, $k=1,38 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$, a T temperaturą termodynamiczną (bezwzględną) ciała.

Na przykład gaz jednoatomowy charakteryzują trzy stopnie swobody oznaczające energie kinetyczne ruchu postępowego w trzech kierunkach w przestrzeni. Średnia energia kinetyczna atomu gazu, będąca jego energią wewnętrzną, jest w tym przypadku równa:

$$\tilde{E} = \frac{3}{2} kT \quad (1a)$$

Podobnie dla cieczy i ciał stałych temperatura jest miarą ich energii wewnętrznej, przy czym mechanizmy absorbowania tej energii są bardziej skomplikowane niż w przypadku gazów (na przykład w ciele stałym energia może być absorbowana poprzez wzbudzenie sieci krystalicznej w postaci fononów). W każdym przypadku obniżenie temperatury ciała wymaga obniżenia jego energii wewnętrznej. Zgodnie z pierwszą zasadą termodynamiki zmiana energii wewnętrznej może wynikać z wymiany przez ciało ciepła lub wykonania pracy:

$$\Delta U = Q + W \quad (2)$$

gdzie ΔU – zmiana energii wewnętrznej, Q – ciepło wymienione z otoczeniem, W – praca wykonana nad ciałem.

Najprostszym sposobem na obniżenie temperatury ciała jest doprowadzenie do jego kontaktu cieplnego z ciałem o niższej temperaturze, gdyż w takim przypadku na mocy zerowej zasady termodynamiki musi nastąpić wyrównanie temperatury obu ciał, czyli ciało cieplejsze ulegnie wychłodzeniu. Chociaż temperatura równowagowa przestrzeni kosmicznej, wynikająca ze szcążkowego promieniowania mikrofalowego, jest bliska temperaturze zera bezwzględnego i wynosi 2,73 K, to ze względu na wpływ atmosfery, w bezpośrednim sąsiedztwie Ziemi tak niskie temperatury nie występują. Mając na uwadze, że najniższa zarejestrowana temperatura na Ziemi wyniosła -89°C (184 K), a granica temperatur kriogenicznych to 111 K, można stwierdzić, że uzyskanie temperatur kriogenicznych nie jest możliwe poprzez wykorzystanie źródeł niskiej temperatury występujących na Ziemi w sposób naturalny. Osiągnięcie temperatur kriogenicznych zawsze związane jest z realizacją lewobieżnego obiegu termodynamicznego, co wymaga wykonania pracy zewnętrznej. Wniosek ten jest konsekwencją drugiej zasady termodynamiki, którą Clausius sformułował następująco:

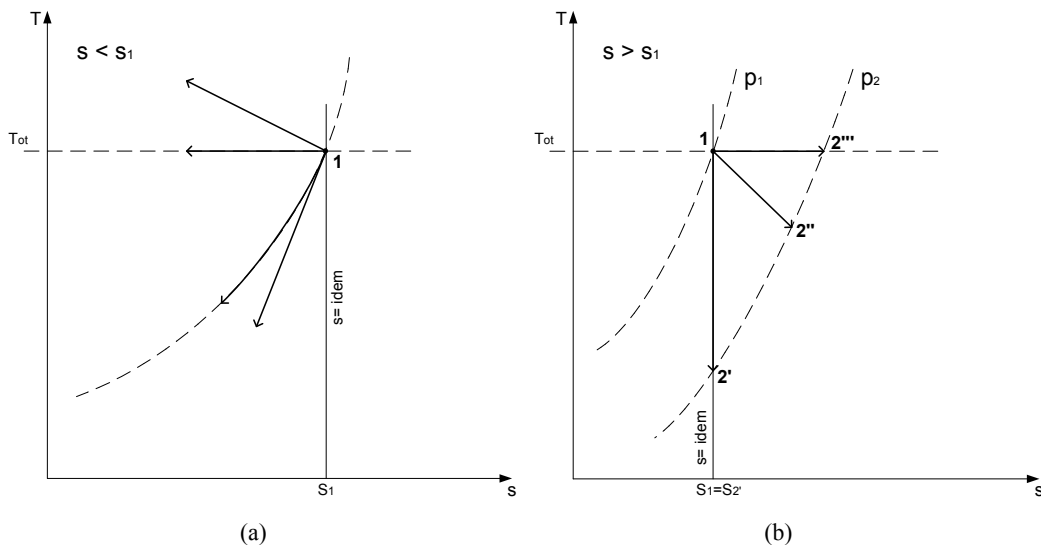
„Nie jest możliwe zbudowanie urządzenia samoczynnego działającego cyklicznie tak, aby jedynym efektem jego działania było przekazywanie ciepła od ciała chłodniejszego do cieplejszego”.

Reasumując, obniżenie temperatury ciała wymaga zmniejszenia jego energii wewnętrznej. Jeżeli przed oziębieniem ciało pozostaje w stanie równowagi termodynamicznej z otoczeniem, to spadek jego temperatury można osiągnąć na dwa sposoby:

- **poprzez oziębianie zewnętrzne**, czyli kontakt cieplny z ciałem o niższej temperaturze, a więc o niższej energii ruchów cieplnych cząstek lub drgań sieci krystalicznej. Na mocy zerowej zasady termodynamiki nastąpi wtedy wyrównanie temperatur obu ciał i przepływ ciepła od ciała o temperaturze wyższej do ciała o temperaturze niższej. Taki sposób obniżania temperatury określanany jest jako oziębianie zewnętrzne. Przykładem oziębiania zewnętrznego jest wykorzystanie ciekłego azotu w aparatach kriochirurgicznych do obniżenia temperatury końcówki zabiegowej.

- **poprzez oziębianie wewnętrzne**, czyli wykonanie nad układem pracy w warunkach izotermicznych, co spowoduje zmniejszenie entropii ciała, a następnie zmianę jednego z termodynamicznych intensywnych parametrów układu (np. ciśnienia, natężenia pola magnetycznego) i wykonanie pracy przez układ w warunkach izentropowych. W warunkach izentropowych wykonanie pracy zewnętrznej może się odbyć jedynie kosztem energii wewnętrznej ciała, a więc przy spadku jego temperatury.

Procesy oziębiania wewnętrznego są jedynymi sposobami uzyskiwania temperatur kriogenicznych w warunkach ziemskich. Przed zajęciem procesu oziębiania wewnętrznego konieczne jest doprowadzenie do zmiany jednego z termodynamicznych parametrów intensywnych ciała, tak aby zostało ono przygotowane do wykonania pracy kosztem swojej energii wewnętrznej. W celu uzyskania niskich temperatur aż do poziomu około 1 K, najczęściej wykorzystuje się zmianę ciśnienia p gazu. Proces ten może być realizowany np. w warunkach stałej entropii S (1–2') lub stałej entalpii (1–2'') (p. rys. 1.2.). W rzeczywistych, realizowanych technicznie procesach oziębiania wewnętrznego entropia zawsze rośnie, co wynika z niemożności pełnej eliminacji nieodwracalności procesów realizowanych w technice. W skrajnym przypadku oziębianie polega na odbieraniu od ciała ciepła przy stałej temperaturze i jest termostowaniem (1–2''').

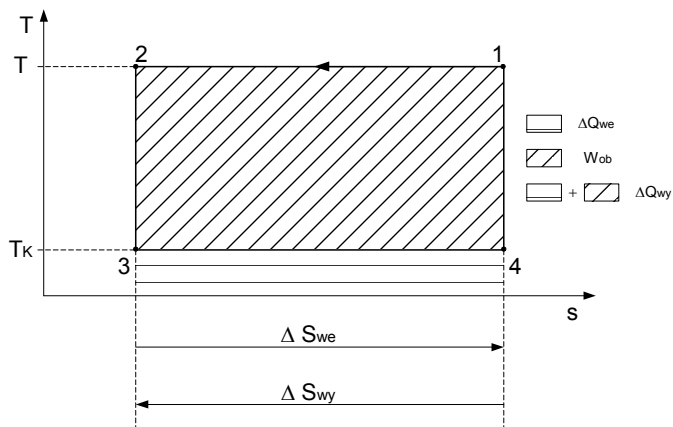


Rys. 1.2. Procesy oziębiania, (a) zewnętrznego, (b) wewnętrznego

1.2.2. Lewobieżny obieg termodynamiczny – obieg Carnota

Jeżeli czynnik termodynamiczny wykona pracę zewnętrzną w warunkach adiabatycznych, czyli bez dopływu ciepła z otoczenia, to jego energia wewnętrzna musi ulec zmniejszeniu i w konsekwencji temperatura ciała spada. W ten sposób zostaje wytworzona moc chłodnicza, czyli zdolność ciała do odbioru ciepła od chłodzonego obiektu, np. tkanki w zabiegu kriochirurgicznym. Aby wytwarzanie mocy chłodniczej zachodziło w sposób ciągły, konieczna jest realizacja tzw. lewobieżnego obiegu termodynamicznego, będącego cyklem procesów, w trakcie których czynnik roboczy chłodziarki oddaje ciepło do otoczenia, przyjmuje ciepło od chłodzonego obiektu. Nad czynnikiem zostaje wykonana praca (np. sprężania), a czynnik też wykonuje pracę (np. w trakcie rozprężania izentropowego). Lewobieżne obiegi termodynamiczne realizowane są w chłodziarkach, w których ciepło pobierane od chłodzonego obiektu przenoszone zostaje na wyższy poziom temperatur i oddawane do otoczenia. Zgodnie z pierwszą zasadą termodynamiki, ciepło przekazane do otoczenia jest równe sumie ciepła odebranego od chłodzonego obiektu oraz pracy wykonanej nad czynnikiem roboczym chłodziarki np. w procesie sprężania gazu.

Lewobieżnym obiegiem termodynamicznym pozwalającym na uzyskanie niskich temperatur i charakteryzującym się najwyższą możliwą sprawnością termodynamiczną jest obieg Carnota, który został przedstawiony w układzie $T - S$ (temperatura – entropia) na rysunku 1.3. Obieg Carnota pozwala na przeanalizowanie sekwencji procesów prowadzących do uzyskania niskich temperatur niezależnie od konstrukcji chłodziarki i czynnika podlegającego przemianom termodynamicznym. Chłodziarka Carnota może być modelem termodynamicznym zarówno idealnej chłodziarki gazowej, jak i na przykład chłodziarki magnetycznej, w której procesy termodynamiczne zachodzą w substancjach paramagnetycznych.



Rys. 1.3. Lewobieżny obieg Carnota

W trakcie przemiany 1–2 nad czynnikiem roboczym wykonywana jest praca oraz zachodzi izotermiczne oddawanie ciepła do otoczenia przy równoczesnym obniżeniu entropii czynnika. Jeżeli czynnikiem roboczym jest gaz, to procesowi temu odpowiada izotermiczne sprężanie gazu. Jeżeli czynnikiem roboczym jest paramagnetyk, to przemiana 1–2 jest procesem namagnesowania tej substancji. Podkreślić należy, że celem procesu 1–2 nie jest zwiększenie energii wewnętrznej czynnika chłodziarki (np. praca izotermicznego sprężania gazu doskonałego jest równa oddanemu do otoczenia ciepłu tej przemiany, więc zgodnie z pierwszą zasadą termodynamiki, energia gazu przed i po sprężeniu nie zmienia się), a jedynie obniżenie jego entropii i uczynienie go zdolnym do wykonania pracy.

Jeżeli w trakcie realizacji przemiany 1–2 od czynnika roboczego odebrane zostanie ciepło w ilości ΔQ_{wy} , to jego entropia obniży się o:

$$\Delta S_{wy} = \frac{\Delta Q_{wy}}{T} \quad (3)$$

Proces 2–3 jest kolejnym etapem pracy chłodziarki, w trakcie którego następuje obniżenie temperatury czynnika roboczego. W analizowanym lewobieżnym obiegu Carnota przemiana 2–3 jest procesem odwracalnym, a więc entropia czynnika pozostaje stała. Procesem takim może być np. izentropowe rozprężenie gazu lub adiabatyczne rozmagnesowanie paramagnetyka. W trakcie realizacji przemiany 2–3 czynnik wykonuje pracę przeciwko siłom zewnętrznym, oddawaną np. na wał rozprężarki. W chłodziarkach rzeczywistych, ze względu na straty wynikające np. z tarcia, oporów przepływu i dławienia czynnika, przemiany 2–3 nie są przemianami odwracalnymi i towarzyszy im wzrost entropii. W konsekwencji efektywności chłodziarek rzeczywistych są niższe od efektywności chłodziarki Carnota pracującej w analogicznym przedziale temperatur.

Po zrealizowaniu przemiany 2–3 temperatura czynnika roboczego jest niższa od temperatury otoczenia i jest on „przygotowany” do odbioru ciepła od chłodzonego obiektu. W trakcie przemiany 3–4 do czynnika roboczego chłodziarki doprowadzane jest ciepło przy stałej temperaturze równej temperaturze kriostatowania i entropia czynnika rośnie do swojej początkowej wartości. Przyrost entropii czynnika jest równy:

$$\Delta S_{we} = \frac{\Delta Q_{we}}{T_k} \quad (4)$$

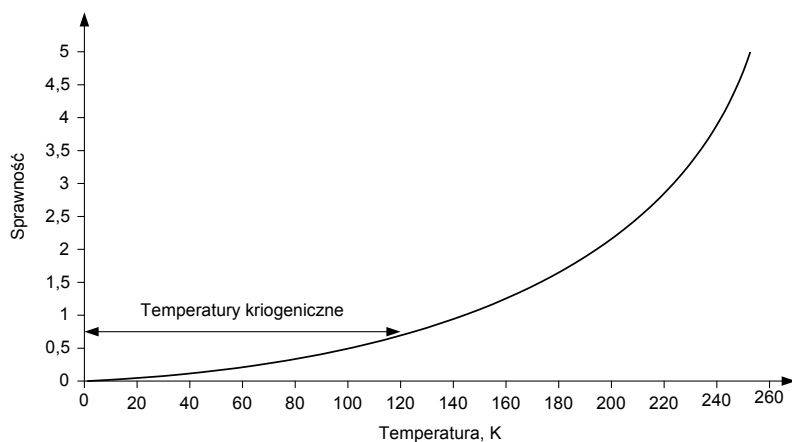
Pomimo, że przyrost ΔS_{we} entropii czynnika i spadek ΔS_{wy} są sobie równe, to odpowiadające im ilości ciepła wymienionego z chłodzonym obiektem ΔQ_{we} i z otoczeniem ΔQ_{wy} różnią się w takim samym stosunku jak T_k/T .

Cykl zamyka adiabatyczny proces 4–1 będący np. izentropowym sprężaniem gazu bądź magnesowaniem paramagnetyka. Efektywność chłodziarki Carnot'a dana jest wyrażeniem:

$$\varepsilon = \frac{\Delta Q_{we}}{W_{ob}} = \frac{T_k}{T - T_k} \quad (5)$$

gdzie T_k jest temperaturą kriostatowania, T – temperaturą, przy której oddawane jest ciepło do otoczenia, W_{ob} jest pracą obiegu.

Na rysunku 1.4 przedstawiono efektywność ε chłodziarki Carnota w funkcji temperatury kriostatowania T_k , przy założeniu, że temperatura otoczenia T wynosi 300 K. Zauważmy, że jeżeli temperatura kriostatowania T_k jest niższa od 120 K i należy do obszaru temperatur kriogenicznych, to efektywność obiegu Carnot'a ε nie przekracza wartości 0,66. Odróżnia to chłodziarki kriogeniczne od chłodziarek chłodniczych o temperaturach w parowaczu znacznie wyższych od 200 K i charakteryzujących się efektywnościami wyższymi od 1. Wskazuje to na znacznie wyższą termodynamiczną „cenę” zimna przy temperaturach kriogenicznych, w porównaniu z temperaturami chłodniczymi, rzędu 250 K (-23°C). W przypadku chłodziarek kriogenicznych szczególnie istotne staje się ograniczanie dopływów ciepła do niskotemperaturowych części układu oraz dążenie do tego, aby procesy w tych chłodziarkach były możliwie bliskie procesom odwracalnym.



Rys. 1.4. Efektywność lewobieżnego obiegu Carnot'a w funkcji temperatury kriostatowania

Wszystkie rzeczywiste chłodziarki kriogeniczne charakteryzują się efektywnościami niższymi od sprawności chłodziarki Carnot'a, przy czym współczesne zaawansowane technologicznie rozwiązania mają sprawności wynoszące do kilkudziesięciu

procent efektywności idealnej chłodziarki Carnot'a. Można ogólnie powiedzieć, że urządzenia o dużych wydajnościach charakteryzują się wyższymi sprawnościami termodynamicznymi od chłodziarek i skraplarek o niewielkich mocach chłodniczych, stosowanych np. w astronomii i sprzęcie wojskowym. Cechą wspólną wszystkich obiegów kriogenicznych jest wykorzystanie w nich substancji, które poddane oddziaływaniu zewnętrznemu w warunkach izotermicznych zmniejszają swoją entropię i w ten sposób stają się „przygotowane” do wykonania pracy kosztem spadku energii wewnętrznej, któremu towarzyszy obniżenie temperatury. W przypadku gazów praca może być wykonana przeciwko siłom zewnętrznym w rozprężarkach tłokowych lub turbinowych lub przeciwko siłom wewnętrznym (tj. siłom oddziaływania międzycząsteczkowego) w zaworach i elementach dławiących.

Z reguły, w przypadku urządzeń kriomedycznych zasilanych ciekłym azotem, nie jest ekonomicznie uzasadnione wydzielanie tego gazu z powietrza i skraplanie *in situ*, ale dostarczanie i okresowe magazynowanie ciekłego azotu w zbiornikach kriogenicznych. Ciekły azot może być dowożony w cysternach lub niewielkich zbiornikach z dużych kriogenicznych instalacji separacji powietrza i skraplania jego składników. Wyjątek stanowią przypadki wykorzystywania urządzeń kriomedycznych w miejscach oddalonych od punktów dystrybucji ciekłych gazów, takich jak np. odległe od terenów przemysłowych uzdrowiska. Jeżeli transport ciekłego azotu w niewielkich ilościach byłby zbyt kosztowny, to zainstalowanie lokalnego generatora ciekłego azotu może być uzasadnione ekonomicznie.

1.2.3. Procesy oziębiania wewnętrznego

Uzyskiwanie niskich temperatur może odbywać się poprzez realizację wielu procesów oziębiania wewnętrznego, z których tylko niektóre mają istotne znaczenie praktyczne. Jeżeli czynnikiem roboczym chłodziarki jest płyn, to najważniejszymi procesami prowadzącymi do obniżenia temperatury i wykorzystywanymi w technice są: rozprężanie izentropowe z wykonaniem pracy zewnętrznej, ekspansja izentalpowa (dławienie), wypływ swobodny gazu oraz parowanie pod obniżonym ciśnieniem, będące w zasadzie ekwiwalentem rozprężania par czynnika do próżni.

1. Izentropowe rozprężanie gazu z wykonaniem pracy zewnętrznej.

Izentropowe rozprężenie gazu wymaga, aby w trakcie obniżania ciśnienia nie zachodziły żadne zjawiska nieodwracalne prowadzące do wydzielenia się ciepła, co oznacza konieczność odebrania całej osiągalnej energii rozprężanego gazu w postaci pracy zewnętrznej. W takich warunkach obserwuje się maksymalny spadek energii wewnętrznej i entalpii gazu oraz największy z możliwych spadek temperatury, który może być obliczony poprzez scałkowanie równania:

$$\mu_s = \left(\frac{dT}{dp} \right)_s = \frac{T \left(\frac{\partial v}{\partial T} \right)_p}{c_p} \quad (6)$$

Realizacja procesu rozprężania z wykonaniem zewnętrznej pracy użytecznej zachodzi w rozprężarkach tłokowych lub turbinowych. Jak wynika z równania (6), proces rozprężania izentropowego zawsze prowadzi do obniżania temperatury gazu, a czynnikami roboczymi w chłodziarkach z rozprężarkami mogą być dowolne gazy, w tym gazy doskonałe, tzn. takie, w których nie zachodzi oddziaływanie międzycząsteczkowe.

2. Dławienie izentalpowe – efekt Joule’a-Thomsona.

Jeżeli gaz rozpręża się adiabatycznie bez wykonania pracy zewnętrznej, bez zmiany prędkości oraz bez istotnej zmiany wysokości, to proces taki określa się dławieniem. Dławienie zachodzi podczas przepływu gazu przez zawór, dyszę, porowatą zatyczkę lub np. nieszczelne złącze wysokociśnieniowe. W gazach rzeczywistych między atomami lub cząsteczkami występują oddziaływania, które zależą od indywidualnych cech gazu oraz jego temperatury i ciśnienia. W trakcie dławienia gazu wzrasta średnia odległość pomiędzy jego molekułami i wykonana zostaje praca przeciwko siłom oddziaływania międzycząsteczkowego. Praca ta, zwana pracą wewnętrzną, zostaje w całości spożytkowana na wzrost energii potencjalnej gazu, wynikającej z oddziaływań międzycząsteczkowych. Jeżeli dławienie zachodzi w warunkach adiabatycznych, czyli bez wymiany ciepła z otoczeniem, to z pierwszej zasady termodynamiki wynika, że wzrostowi energii potencjalnej będzie towarzyszył spadek energii cieplnej danej wzorem (2), gdyż całkowita energia gazu nie ulegnie zmianie. Zmiana temperatury gazu podczas dławienia może zostać obliczona przez scałkowanie równania (7), opisującego współczynnik Joule’a-Thomsona:

$$\mu_h = \left(\frac{dT}{dp} \right)_h = \frac{T \left(\frac{\partial v}{\partial T} \right)_p - v}{c_p} \quad (7)$$

Z równania (7) nie wynika, czy dławienie spowoduje wzrost, spadek lub brak zmiany temperatury gazu. Zależy to od tego, czy w początkowym stanie gazu oddziaływania międzycząsteczkowe miały charakter przyciągający – wtedy temperatura gazu spadnie, czy odpychający – wtedy temperatura gazu będzie rosła. Przykładem gazu, w którym przy temperaturze otoczenia dominują siły odpychające, jest hel. Aby temperatura helu spadała w trakcie dławienia, temperatura gazu musi zostać wstępnie obniżona poniżej tzw. punktu inwersji wynoszącego dla helu 46 K. W przeciwieństwie do helu dławienie azotu o temperaturze otoczenia zawsze prowadzi do obniżenia temperatury gazu, gdyż temperatura inwersji azotu wynosi 604 K. W przypadku braku

oddziaływań międzycząsteczkowych, jak to ma miejsce w gazie doskonałym, temperatura zdławionego gazu nie ulegnie zmianie.

Dławienie izentalpowe pozwala na konstrukcję chłodziarek i skraplarek kriogenicznych, w których w części niskotemperaturowej nie występują żadne części ruchome, a jedynie rekuperacyjny wymiennik ciepła i zawór dławiący. Chłodziarki Joule'a-Thomsona są nieraz wykorzystywane jako źródła niskich temperatur w generatorach ciekłego azotu o wydajnościach rzędu kilku litrów LN₂ na dobę lub bezpośrednio w aplikatorach kriochirurgicznych.

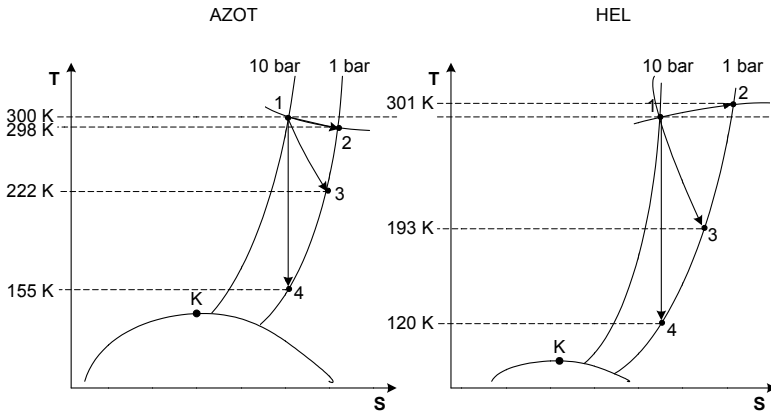
3. Wpływ swobodny ze stałej objętości.

Jeżeli gaz wypływa z naczynia o stałej objętości do otoczenia, to proces taki nazywany jest wypływem swobodnym i prowadzi do obniżenia temperatury gazu, który pozostał w naczyniu. Obniżenie temperatury gazu wynika z faktu, że gaz który pozostał w naczyniu wykonał pracę wypchnięcia gazu do otoczenia przeciwko ciśnieniu panującemu poza naczyniem. Praca ta jest pracą zewnętrzną i wypływ swobodny zawsze prowadzi do obniżenia temperatury gazu, który pozostał w naczyniu. Wpływ swobodny jest obecnie stosowany w wielu chłodziarkach pracujących cyklicznie, takich jak gazowe chłodziarki Gifforda-McMahona i rury pulsacyjne. Chłodziarki takie mogą być wykorzystywane jako źródło niskiej temperatury w urządzeniach kriomedycznych, chociaż ze względu na wysoką cenę nie są konkurencyjne w porównaniu z urządzeniami zasilanymi ciekłym azotem. Szansę na szersze upowszechnienie mają rury pulsacyjne, które ze względu na brak części ruchomych pracujących w niskich temperaturach, są trwale i praktycznie nie wymagają serwisowania.

Na rysunku 1.5 pokazano przykładowe porównanie zmian temperatury azotu i helu w powyżej omówionych procesach. Początkowa temperatura obu gazów wynosiła 300 K. O ile w przypadku azotu wszystkie trzy procesy prowadzą do obniżenia jego temperatury, o tyle w przypadku helu dławienie izentalpowe powoduje wzrost temperatury gazu. Oznacza to, że nie jest możliwe zbudowanie skraplarki helu wykorzystującej jedynie efekt dławienia. Konieczne jest zastosowanie rozprężarek, wykorzystanie wpływu swobodnego lub budowa chłodziarek wielostopniowych z ciekłym azotem i wodorem, odbierającymi ciepło od helu we wstępnych stopniach skraplarki.

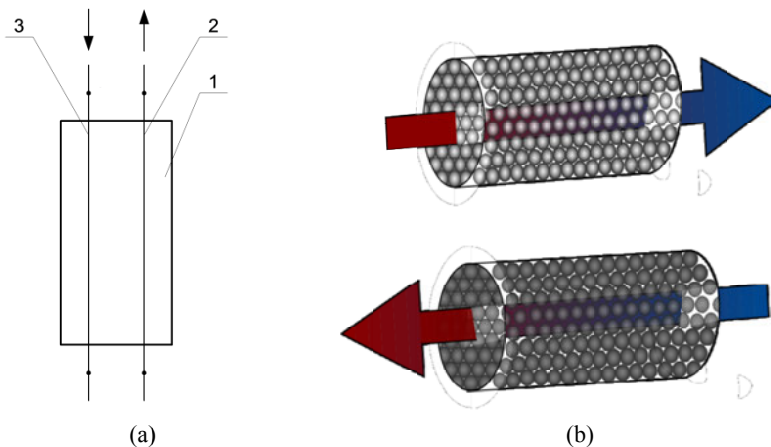
Jak wynika z rysunku 1.5, nawet izentropowe rozprężanie helu nie prowadzi do choćby częściowego skroplenia tego gazu. Przed przemianą rozprężania, dławienia lub wpływu swobodnego gaz powinien być wstępnie oziębiony w rekuperacyjnym lub regeneracyjnym wymienniku ciepła (p. rys. 1.6).

Wymienniki rekuperacyjne, tzn. takie, w których ciepło jest przekazywane od strumienia gazu pod wysokim ciśnieniem do płynącego w przeciwnym kierunku strumienia gazu pod niskim ciśnieniem, są stosowane w skraplarkach i chłodziarkach z zaworami dławiącymi oraz rozprężarkami gazu. Są to skraplarki i chłodziarki Joule'a-Thomsona, Claude'a oraz Braytona. Możliwe są różne kombinacje wymienionych obiegów.



Rys. 1.5. Porównanie zmian temperatury w wyniku: rozprężania izentropowego (1–4), wypływu swobodnego (1–3), dławienia izentalpowego (1–2)

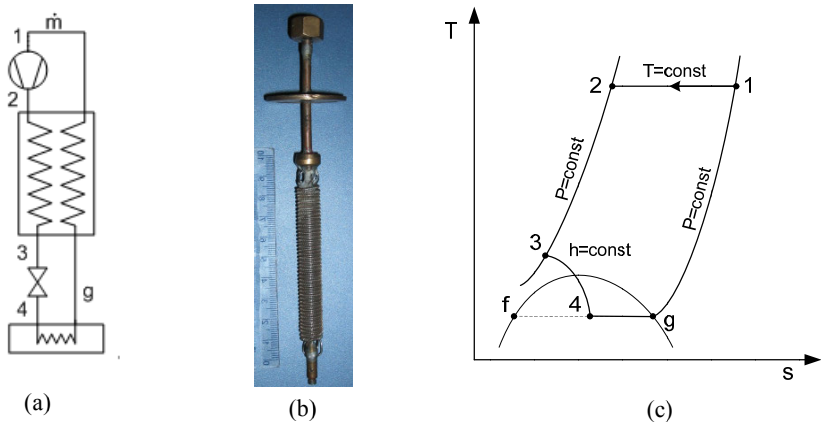
Wymienniki regeneracyjne to takie, w których gaz przepływa przez porowatą strukturę o dużej pojemności cieplnej naprzemiennie się oziębiając i odgrzewając. W przeciwieństwie do wymienników rekuperacyjnych pracujących w sposób ciągły, wymienniki regeneracyjne pracują cyklicznie i w zasadzie nie osiągają stanu ustalonego. Najbardziej rozpowszechnionymi chłodziarkami z regeneracyjnymi wymiennikami ciepła są urządzenia Gifforda-McMahona, Stirlinga oraz rury pulsacyjne. W chłodziarkach Gifforda-McMahona oraz rurach pulsacyjnych obniżenie temperatury uzyskuje się w procesie swobodnego wypływu, natomiast w chłodziarkach Stirlinga zachodzi proces rozprężania z wykonaniem pracy zewnętrznej.



Rys. 1.6. Wymienniki ciepła stosowane do wstępnego obniżenia temperatury gazu, (a) wymiennik rekuperacyjny: 1 – osłona wymiennika, 2 – kanał niskociśnieniowy (gaz ogrzewany), 3 – kanał wysokociśnieniowy – gaz oziębiany, (b) wymiennik regeneracyjny charakteryzujący się zmiennym kierunkiem przepływu gazu

Na rysunku 1.7 pokazano przykładową miniaturową chłodziarkę Joule'a-Thomsona. Jednostopniowe chłodziarki Joule'a-Thomsona są najprostszymi urządzeniami pozwalającymi na uzyskanie temperatur kriogenicznych poprzez skroplenie gazów charakteryzujących się dodatnim efektem Joule'a-Thomsona przy temperaturze otoczenia. Są to m.in. azot, tlen i argon. Chłodziarki Joule'a-Thomsona nie posiadają żadnych części ruchomych pracujących w niskich temperaturach, co czyni je urządzeniami bardzo niezawodnymi i tanimi. W porównaniu z wykorzystującymi rozprężarki chłodziarkami Claude'a, urządzenia Joule'a-Thomsona charakteryzuje niska sprawność termodynamiczna, stąd ich wykorzystanie jest ograniczone do obszarów niewymagających dużych mocy chłodniczych, np. w kriochirurgii. Chłodziarki Joule'a-Thomsona pozwalają na budowę aplikatorów kriochirurgicznych niewymagających zasilania ciekłym azotem, a jedynie sprężonym gazem podawanym z kompresora lub z butli. Przykładem takiego rozwiązania są urządzenia kriochirurgiczne zasilane sprężonym podtlenkiem azotu. Ze względu na bardzo duży spadek temperatury towarzyszący zdławieniu N_2O sprężonego do ciśnienia okołokrytycznego, w urządzeniach takich nie stosuje się rekuperacyjnego wymiennika ciepła.

Chłodziarki zasilane mieszaninami azotu z węglowodorami są wykorzystywane w generatorach ciekłego azotu, mogących służyć do zasilania w ten czynnik urządzeń kriomedycznych.



Rys. 1.7. Przykładowa chłodziarka Joule'a-Thomsona, (a) schemat, (b) chłodziarka w wersji miniaturowej (*Politechnika Wroclawska*), (c) wykres $T-S$ (temperatura – entropia), 1–2 sprężanie izotermiczne, 3–4 dławienie izentalpowe

4. Efekt termoelektryczny – Peltiera

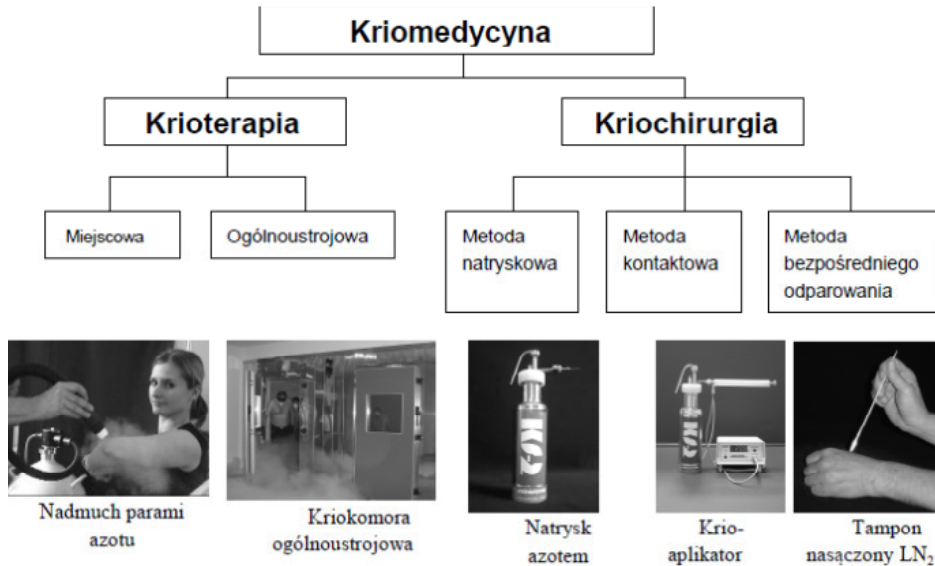
Zjawiskiem wykorzystywanym w technice niskich temperatur i umożliwiającym konstrukcję niewielkich chłodziarek, które mogą znaleźć zastosowanie w kriochirurgii, jest efekt Peltiera. Polega on na pojawieniu się różnicy temperatur na złączu dwóch materiałów, np. półprzewodnika i metalu, pod wpływem przepływu prądu

elektrycznego. Efekt Peltiera może być porównany do rozprężania gazu elektronowego podczas przepływu prądu z metalu do półprzewodnika oraz sprężania podczas powrotu do metalu. W efekcie, na złączu metal-półprzewodnik jest absorbowane ciepło przy obniżonej temperaturze, natomiast na złączu półprzewodnik-metal ciepło jest odprowadzane do otoczenia. „Sprężanie” gazu elektronowego wymaga wydatkowania energii elektrycznej. Chłodziarki wykorzystujące efekt Peltiera nie osiągają temperatur kriogenicznych, są jednak wygodne w użyciu, gdyż wymagają zasilania jedynie energią elektryczną. Podejmowane są próby budowy chłodziarek Peltiera przeznaczonych do wykonywania zabiegów kriochirurgicznych, natomiast ze względu na znacznie wyższą temperaturę krioaplikatora, nie są one konkurencyjne do urządzeń zasilanych ciekłym azotem.

1.3. Niskotemperaturowe procesy zachodzące w urządzeniach kriomedycznych

Urządzenia kriomedyczne mogą być wykorzystywane do destrukcji tkanek, jak ma to miejsce w przypadku kriochirurgii lub do miejscowej albo ogólnoustrojowej stymulacji organizmu bez powodowania zamrożenia lub odmrożenia tkanek. W przypadku urządzeń kriochirurgicznych istotny jest bezpośredni kontakt zamrażanej tkanki z końcówką krioaplikatora chłodzoną od wewnątrz rozprężonym ciekłym azotem (rzadziej rozprężonym podtlenkiem azotu) lub bezpośrednio z ciekłym azotem podawanym na chorą tkankę w formie natrysku. Istnieją również chłodziarki przeznaczone do wykonywania zabiegów kriochirurgicznych i wykorzystujące efekt Peltiera. Ich zaletą jest uniezależnienie od konieczności dostaw ciekłego azotu lub sprężonego podtlenku azotu, wadą zaś są wysokie temperatury krioaplikatora i niewielkie moce chłodnicze.

W przypadku krioterapii następuje kontakt skóry z powietrzem lub parami azotu o niskiej temperaturze rzędu 100–150 K. Przy praktycznie całkowitym braku wilgoci w atmosferze o tak niskiej temperaturze, wymiana ciepła pomiędzy gazem a ciałem pacjenta jest bardzo słaba i następuje jedynie niewielkie wychłodzenie skóry. Jest to podobny efekt do obserwowanego w saunie, gdzie powietrze o temperaturze wyższej od temperatury skóry o około 100°C jest suche i nie powoduje odczucia parzenia. Na rysunku 1.8 pokazano klasyfikację urządzeń kriomedycznych ze względu na charakter zabiegu (krioterapia, kriochirurgia) oraz rodzaj zastosowanego urządzenia. Za wyjątkiem ogólnoustrojowych kriokomór terapeutycznych urządzenia kriomedyczne są zazwyczaj przenośne i zasilane ciekłym azotem, który może być przechowywany w naczyniach Dewara o różnej pojemności. Ze względów higienicznych w zasadzie nie stosuje się metody bezpośredniego odparowania azotu podanego na skórę za pośrednictwem tamponu nasączonego ciekłym azotem.



Rys. 1.8. Kategoryzacja metod i urządzeń kriomedycznych

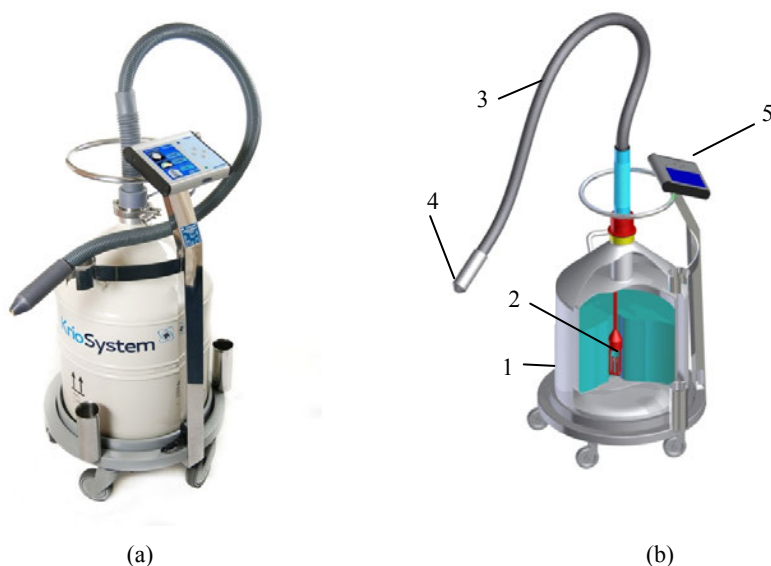
1.3.1. Urządzenia stosowane w krioterapii

Krioterapia miejscowa – polega na krótkotrwałym (do kilku minut) poddaniu wybranego miejsca na ciele pacjenta, np. kolana, łokcia, barku, stawu biodrowego, oddziaływaniu suchych par azotu o temperaturze 100–150 K. Urządzenia wykorzystywane w miejscowej krioterapii składają się ze zbiornika z ciekłym azotem, w którym umieszczono grzałkę powodującą tworzenie się lekko przegrzanych i suchych par azotu, które są podawane przez elastyczny przewód do dyszy, skąd następuje ich wydmuch bezpośrednio na ciało pacjenta. W aparatach tych istotne jest, aby wydmuchiwane z dyszy pary azotu pozbawione były jakichkolwiek kropeł cieczy, które padając na skórę mogłyby spowodować odmrożenia. Schemat aparatu przeznaczonego do miejscowej krioterapii przedstawia rysunek 1.9. Podstawowym elementem aparatu jest naczynie Dewara (1) o pojemności od kilku do kilkudziesięciu litrów ciekłego azotu. W ciekłym azocie jest umieszczona grzałka elektryczna (2) powodująca odparowanie azotu i przegrzanie par pobieranych z dna cieczy, wprowadzanych następnie do elastycznego węża (3) i wydmuchiwanym przez dyszę (4). Elastyczny wąż (3) umożliwia kierowanie strumienia par azotu na wybrane miejsce na ciele pacjenta.

Przegrzanie par azotu wydmuchiwanym z dyszy do temperatury 100–150 K stanowi gwarancję, że skóra nie zostanie poddana oddziaływaniu kropeł ciekłego azotu, co mogłoby doprowadzić do lokalnych odmrożeń. Przyczyną odmrożeń może być również odmuchiwanie ciała pacjenta parami azotu ze zbyt małej odległości oraz zbyt długie schładzanie tego samego miejsca.

Widoczna na wylocie z dyszy (4) mgła jest skroploną parą wodną i jej intensywność zależy od temperatury i wilgotności powietrza atmosferycznego. Mgła stanowi również ostrzeżenie, że z urządzenia wydobywa się zimny gaz.

W trakcie zabiegów krioterapeutycznych należy pamiętać, że azot nie jest gazem trującym, ale uwalniany do atmosfery powoduje obniżenie zawartości tlenu w powietrzu. Zabiegi krioterapeutyczne z użyciem aparatów uwalniających azot do atmosfery powinny być prowadzone w pomieszczeniach o dobrej wentylacji. Zimne pary azotu są cięższe od powietrza i mają tendencję do gromadzenia się przy podłodze pomieszczenia, gdzie może nastąpić lokalny spadek zawartości tlenu poniżej dopuszczalnej granicy 19%. W przypadku rozlania ciekłego azotu w dużej ilości np. poprzez wywrócenie lub przechylenie naczynia Dewara, szczególnie niebezpieczne może być wypełnienie parami azotu lokalnych zagłębień lub piwnic bezpośrednio połączonych z gabinetami zabiegowymi.

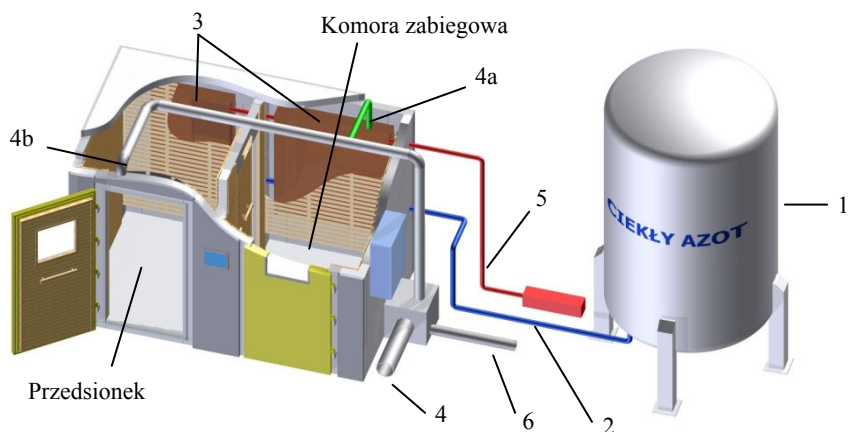


Rys. 1.9. Przenośne urządzenie do krioterapii, (a) zdjęcie, (b) schemat urządzenia, 1 – naczynie Dewara, 2 – elektryczna grzałka zanurzona w azocie, 3 – elastyczny wąż, 4 – dysza, 5 – panel sterowania (dzięki uprzejmości Kriosystem sp. z o.o.)

Obecnie oferowane są urządzenia do krioterapii miejscowej wykorzystujące jako źródło zimna sprężarkowy agregat chłodniczy i pozwalające na schłodzenie strumienia powietrza atmosferycznego do około 243 K (-30°C). Zaletą tych urządzeń jest ich niezależność od dostaw ciekłego azotu, natomiast w porównaniu z urządzeniami zasilanymi azotem zabieg krioterapeutyczny jest przeprowadzany przy znacznie wyższych temperaturze oraz wilgotności nadmuchiwanego powietrza, co może istotnie wpływać na odczucia pacjenta. W aparacie z agregatem chłodniczym oziębione powietrze charakteryzuje się 100% wilgotnością względną i pomimo znacznie wyższej

temperatury od azotu wydmuchiwanego z dyszy aparatu z naczyniem Dewara (p. rys. 1.9), powoduje silniejsze odczuwanie zimna oraz dyskomfort pacjenta w porównaniu z nadmuchem suchym azotem. Jest to spowodowane tym, że subiektywne odczuwanie zimna przez pacjenta jest wynikiem trzech czynników: temperatury, wilgotności i prędkości gazu.

Krioterapia i kriostymulacja ogólnoustrojowa – jest przeprowadzana w kriokomorach, które mogą być chłodzone ciekłym azotem, mieszaniną ciekłego azotu i tlenu w proporcjach 79% N₂ i 21% O₂ (tzw. syntetyczne powietrze) lub z wykorzystaniem kaskadowych chłodziarek sprężarkowych. Najbardziej rozpowszechnione są kriokomory chłodzone ciekłym azotem ze względu na bardzo dobrą dostępność tego czynnika i brak przeciwwskazań wynikających z zagrożenia wystąpienia braku tlenu w komorze. Mianowicie powietrzem oddechowym w kriokomorze zasilanej ciekłym azotem jest powietrze atmosferyczne, wstępnie osuszone i następnie oziębione przez ciekły azot, parujący w wymiennikach ciepła umieszczonych w komorze. Pary azotu są usuwane poza pomieszczenie i nie ma zagrożenia obniżenia zawartości tlenu w powietrzu. Schemat ogólnoustrojowej komory terapeutycznej zasilanej ciekłym azotem przedstawia rysunek 1.10. Ciekły azot jest pobierany ze zbiornika magazynowego (1) i przesyłany izolowanym próżniowo rurociągiem (2) do wymienników ciepła (3), w których odparowuje i wychładza powietrze w kriokomorze. Powietrze oddechowe jest podawane przez osuszacz (4) i rozdzielane na dwa strumienie: (4a) i (4b). Strumień (4a) owiewa wymienniki (3) intensyfikując wymianę ciepła poprzez konwekcję wymuszoną, natomiast strumień (4b) jest kierowany przed drzwi do komory, tworząc kurtynę zapobiegającą dostawaniu się do komory wilgoci przy otwartych drzwiach.



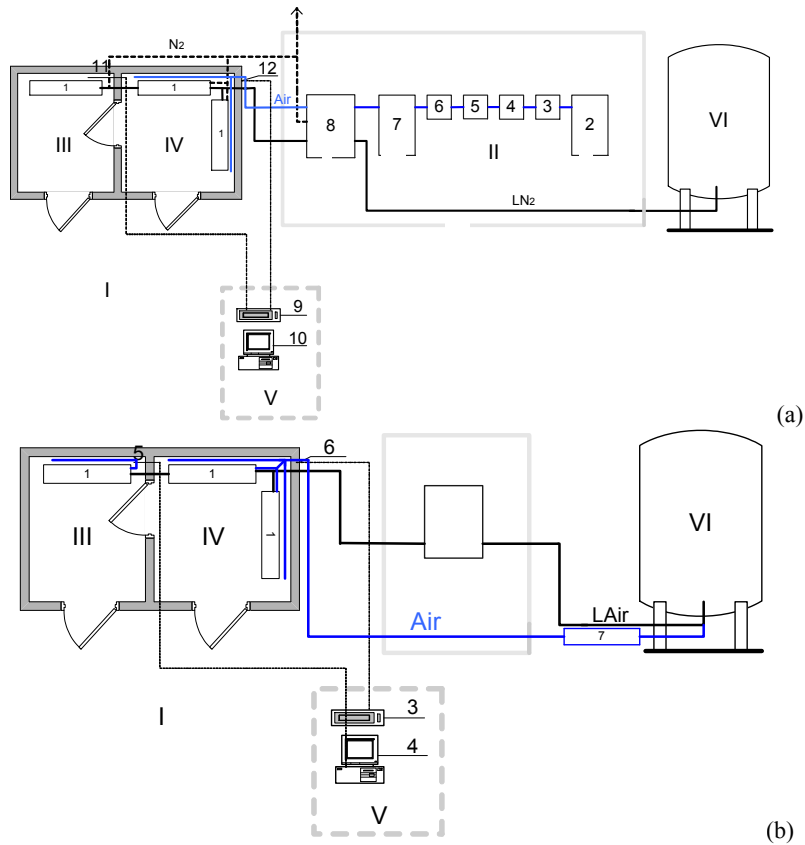
Rys. 1.10. Schemat kriokomory zasilanej ciekłym azotem, 1 – zbiornik ciekłego azotu, 2 – rurociąg izolowany próżnią, 3 – wymienniki ciepła, 4 – wlot powietrza do osuszacza, 4a – nawiew suchego powietrza na wymienniki ciepła, 4b – nawiew suchego powietrza nad drzwiami przedsionka, 5 – wylot azotu z wymienników ciepła, 6 – wylot wilgotnego powietrza po regeneracji osuszacza (rys. K. Kędziński)

Typowa kriokomora terapeutyczna składa się z dwóch pomieszczeń, przedsionka i komory zabiegowej. W przedsionku, będącym pomieszczeniem przechodnim, panuje temperatura około 213 K (-60°C). Przedsionek stanowi miejsce, gdzie organizm pacjenta przyzwyczaja się do niskiej temperatury, przed przejściem do komory zabiegowej. Po około 30 sekundach spędzonych w przedsionku pacjent przechodzi do komory zabiegowej, w której panuje temperatura od około 153 K (-120°C) do 113 K (-160°C) i przebywa w niej około trzy minuty. Typowe kubatury przedsionka i komory właściwej wynoszą około 15 m^3 . Przepustowość komory wynosi do 30 pacjentów na godzinę. Wymienniki ciepła w kriokomorach zasilane są ciekłym azotem lub syntetycznym powietrzem, których zużycie wynosi 90–100 kg/godzinę pracy urządzenia. Na wychłodzenie komory od temperatury otoczenia konieczne jest około 90 kg kriogenu.

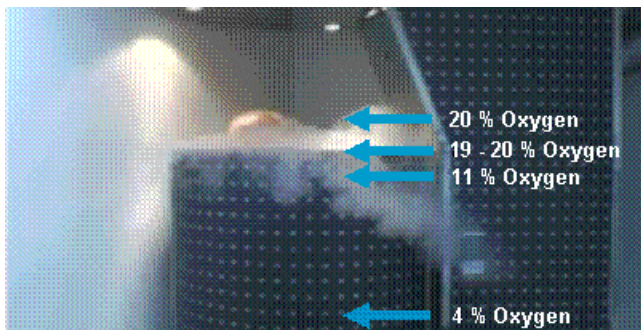
W komorach zasilanych ciekłym azotem powietrze oddechowe musi zostać oczyszczone, osuszone i wstępnie schłodzone w szeregu aparatów przedstawionych schematycznie na rysunku 1.11. Instalacja kriogeniczna komory zasilanej syntetycznym powietrzem jest znacznie prostsza, odparowana ciecz nie wymaga żadnego dodatkowego oczyszczania i może stać się bezpośrednio powietrzem oddechowym. Przyczyną niewielkiego rozpowszechnienia się komór zasilanych syntetycznym powietrzem, poza wspomnianymi już względami bezpieczeństwa, jest ograniczona oferta tego czynnika przez producentów.

W komorach zasilanych mieszaniną ciekłego azotu i tlenu (syntetycznym powietrzem) najpierw następuje odparowanie tej mieszaniny w wymiennikach ciepła i następnie jej wdmuchnięcie do kriokomory, gdzie stanowi atmosferę oddechową. W przypadku pełnego opróżnienia zbiornika magazynowego syntetycznego powietrza z cieczy może się zdarzyć, że do kriokomory zostanie podana faza gazowa ze zbiornika, charakteryzująca się ponad 50% zawartością azotu. Jest to spowodowane tym, że temperatura wrzenia azotu pod ciśnieniem normalnym wynosi 77,3 K i jest niższa od temperatury wrzenia tlenu (90,2 K), stąd równowagowy udział azotu w fazie gazowej jest znacznie wyższy niż w fazie ciekłej. Kriokomory zasilane syntetycznym powietrzem muszą być więc wyposażone w specjalne urządzenia zabezpieczające zbiornik magazynowy przez całkowitym opróżnieniem z cieczy i ewentualną awarią, co może być przyczyną wystąpienia zagrożenia dla zdrowia, a nawet życia pacjentów. Kriokomory wykorzystujące kaskadowe chłodziarki sprężarkowe znajdują się w fazie badań, barierą w ich wdrożeniu jest zbyt wysoka temperatura wrzenia czynnika chłodniczego w parowaczu drugiego stopnia kaskady, wynosząca około 200 K i powodująca inne odczucia pacjentów niż te odczuwane w komorach zasilanych skroplonymi gazami.

We wszystkich typach kriokomór konieczny jest ciągły monitoring zawartości tlenu w atmosferze oddechowej oraz zabezpieczenie drzwi komory przed przymarzeniem utrudniającym ich otwarcie.



Rys. 1.11. Schematy kriokomór, (a) zasilanych ciekłym azotem, (b) zasilanych syntetycznym powietrzem; I – poczekalnia, II – przygotowanie powietrza atmosferycznego, III – komora zabiegowa (120 K), IV – przedsionek (210 K), V – system sterowania, VI – zbiornik z ciekłym gazem



Rys. 1.12. Spadek zawartości tlenu w kriokomorze z bezpośrednim nadmuchem azotem (<http://www.linde-gaz.pl>)

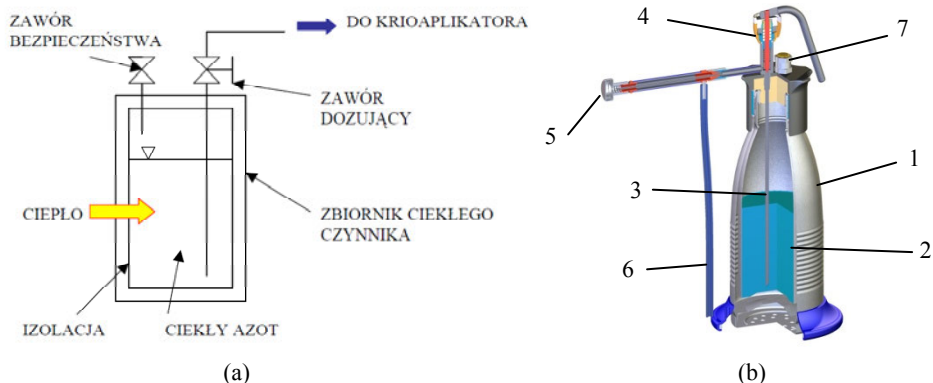
Pośrednią formą pomiędzy krioterapią miejscową i ogólnoustrojową jest oddziaływanie na organizm pacjenta par azotu wprowadzanych do otwartego zbiornika w kształcie beczki (otwarta kriokomora terapeutyczna), w którym pacjent stoi z głową umieszczoną ponad górną krawędzią zbiornika. W takim urządzeniu działaniu niskich temperatur poddany jest organizm pacjenta za wyjątkiem głowy. W razie awarii systemu zasilania ciekłym azotem polegającej na zbyt intensywnym wypływie tego czynnika lub przy pochyleniu pacjenta, istnieje niebezpieczeństwo znalezienia się jego głowy w strefie o obniżonej zawartości tlenu (p. rys. 1.12).

1.3.2. Urządzenia stosowane w kriochirurgii

W odróżnieniu do krioterapii, celem kriochirurgii jest doprowadzenie do nekrozy chorej tkanki przez jej wymrożenie. Jest to osiągane np. przez bezpośredni kontakt metalowego krioaplikatora z chorą tkanką. Krioaplikator może być chłodzony poprzez przemianę fazową parującego wewnątrz azotu dostarczanego z naczynia Dewara lub podtlenu azotu N_2O dostarczanego z butli pod wysokim ciśnieniem i zdławionego na zaworze dławiącym. Zastosowanie ciekłego azotu pozwala na schłodzenie krioaplikatora do ok. 83 K (-190°C), natomiast podtlenek azotu pozwala na osiągnięcie temperatury krioaplikatora ok. 188 K (-85°C). Stan gotowości do pracy aparatów zasilanych ciekłym azotem jest ograniczony i zależy od dopływów ciepła do naczynia Dewara. Ponieważ podtlenek azotu znajdujący się w wysokociśnieniowej butli ma temperaturę otoczenia, może być przechowywany przez dowolnie długi okres czasu. Stąd, pomimo znacznie wyższej temperatury krioaplikatora podczas zabiegu kriochirurgicznego, aparaty zasilane sprężonym podtlakiem azotu są preferowane wszędzie tam, gdzie przy niewielkiej ilości zabiegów dostawy ciekłego azotu są niemożliwe bądź bardzo drogie.

Rysunek 1.13 przedstawia schemat przenośnego urządzenia kriochirurgicznego zasilanego ciekłym azotem. Wzrost ciśnienia w aparacie uzyskiwany jest jedynie poprzez dopływy ciepła z otoczenia. Rozpoczynając pracę, należy urządzenie lekko przechylić, co spowoduje kontakt cieplny azotu z cieplejszą częścią naczynia Dewara. Ciepło jest przewodzone do wnętrza aparatu poprzez rurkę syfonową. Jeżeli zawór dozujący zostanie otwarty, do krioaplikatora wpłynie ciecz, co spowoduje szybkie obniżenie jego temperatury. Pary azotu są odprowadzane z krioaplikatora i stanowią osłonę termiczną ciekłego azotu dopływającego do końcówki, następnie są wydmuchiwane do otoczenia. Aparat umożliwia stosowanie natrysku ciekłym azotem bezpośrednio na chorą tkankę.

Nie jest natomiast wskazane stosowanie aparatu do wykonywania zabiegów krioterapeutycznych ze względu na możliwość odmrożenia tkanki ciekłym azotem, nawet przy dużej odległości dyszy od ciała pacjenta. Chcąc wykorzystywać aparat w krioterapii, należałoby usunąć rurkę syfonową łączącą zawór dozujący z ciekłym azotem i zapewnić intensywny dopływ ciepła do azotu – pobór par znacznie szybciej obniża ciśnienie w zbiorniku niż pobór cieczy (por. umiejscowienie zaworu bezpieczeństwa na rys. 1.13a)).



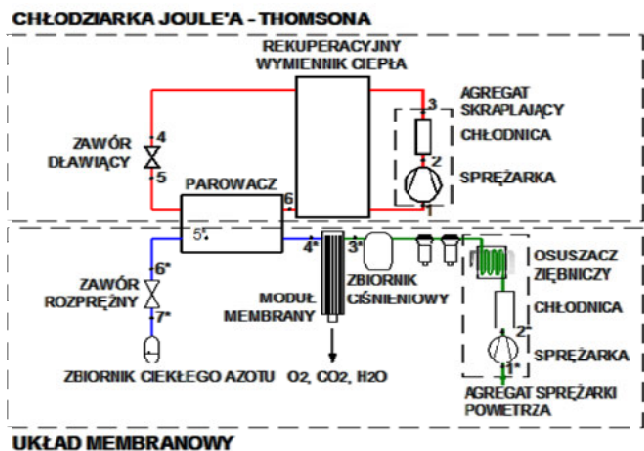
Rys. 1.13. Przenośne urządzenie kriochirurgiczne zasilane ciekłym azotem, (a) schemat działania, (b) widok, 1 – naczynie Dewara, ciekły azot, 3 – rurka syfonowa, 4 – zawór dozujący, 5 – końcówka krioaplikatora, 6 – wypływ azotu z krioaplikatora, 7 – zawór bezpieczeństwa (rys. K. Kędziński)

Wykorzystanie chłodziarek Peltiera w urządzeniach kriochirurgicznych jest ograniczone, gdyż metoda ta pozwala na uzyskanie temperatury końcówki zabiegowej rzędu 263 K (-10°C), co uniemożliwia szybkie zamrażanie nawet stosunkowo niedużych zmian chorobowych.

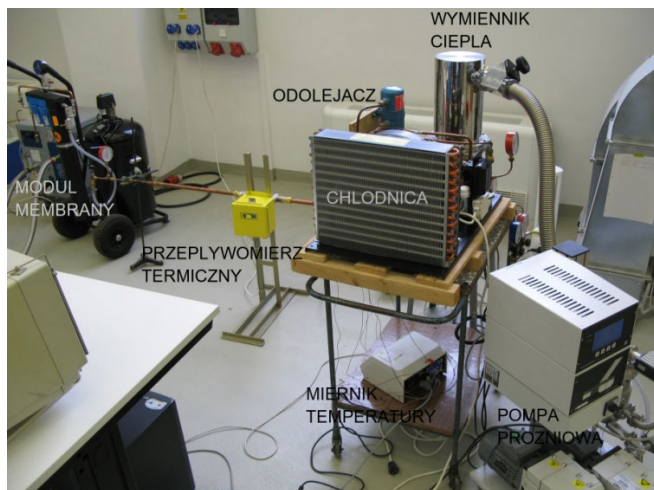
1.3.3. Tendencje rozwoju urządzeń kriomedycznych

Niewątpliwą barierą rozpowszechnienia krioterapii jest konieczność zapewnienia dostaw ciekłego azotu. Można szacować, że niewielkie aparaty kriochirurgiczne będące w ciągłym użyciu przez co najmniej 8 godzin na dobę zużywają dziennie około 10 litrów azotu, przenośne aparaty do krioterapii około 100 kg, natomiast kriokomory ogólnoustrojowe wymagają dostaw nawet 1000 kg ciekłego azotu na dobę. Podstawowym sposobem zaopatrzenia urządzeń kriomedycznych w ciekły azot jest dowóz tego czynnika z dużych instalacji separacji powietrza i skraplania jego składników. Użytkownik musi mieć zapewnioną możliwość przechowywania ciekłego azotu co najmniej na kilka dni pracy urządzenia, co w przypadku komór krioterapeutycznych, powoduje konieczność stawiania zbiorników o pojemności rzędu kilku lub nawet kilkunastu ton w celu optymalizacji dostaw ciekłego azotu. Obecnie rozwijane technologie umożliwiają lokalne wytwarzanie ciekłego azotu w ilościach wystarczających dla zaspokojenia potrzeb gabinetów lekarskich wykorzystujących pojedyncze urządzenia do kriochirurgii lub miejscowej krioterapii. Ciekły azot może być wytwarzany w niewielkich ilościach (tj. do kilkudziesięciu litrów na dobę) poprzez sprzęgnięcie membranowych separatorów azotu z powietrza z chłodziarkami Joule'a-Thomsona zasilanymi mieszaninami gazów (p. rys. 1.14).

W przypadku ogólnoustrojowych komór krioterapeutycznych brak jest obecnie uzasadnionej ekonomicznie alternatywy dla azotu dostarczanego z dużych instalacji rektyfikacji powietrza. W przyszłości uniezależnienie pracy kriokomory od dostaw ciekłego azotu wydaje się możliwe poprzez rozwój kaskadowych systemów chłodniczych. Obiecujące jest wykorzystanie w takich systemach czynników chłodniczych będących mieszaninami z grupy PFC (np. PFC1102HC), których temperatury wrzenia mogą być niskie, np. 113–143 K (od -160 do -130°C). To pozwoli zapewnić temperaturę powietrza w kriokomorze zbliżoną do osiąganą za pomocą ciekłego azotu. Czynniki chłodnicze o takich właściwościach są już badane, natomiast brak jest dotychczas referencyjnych instalacji.



(a)



(b)

Rys. 1.14. Membranowa instalacja separacji powietrza skojarzona z chłodziarką Joule'a-Thomsona zasilana mieszaninami, (a) schemat, (b) prototypowe stanowisko laboratoryjne (*Politechnika Wroclawska*)

Podsumowując, najbardziej widoczną tendencją w rozwoju urządzeń kriomedycznych jest rozwój technologii pozwalających na uniezależnienie się klientów od dostaw ciekłego azotu. Idealne urządzenie kriomedyczne powinno uzyskiwać parametry analogiczne jak urządzenia zasilane ciekłym azotem i być zasilane jedynie energią elektryczną. Zarówno chłodziarki Joule'a-Thomsona pracujące w układzie zamkniętym i zasilane mieszaninami gazów, jak i układy kaskadowe stanowią interesujące przyszłościowe rozwiązania o możliwych aplikacjach w kriomedycynie. W razie upowszechnienia się kriomedycyny możliwy jest wykorzystanie w tej dziedzinie takich chłodziarek jak np. rury pulsacyjne, które są obecnie zbyt drogie ze względu na ograniczone zastosowania. Podobnie jak to miało miejsce z nadprzewodnictwem, gdzie diagnostyka medyczna poprzez upowszechnienie się tomografów magnetycznych (NMR) wytworzyła największy w skali globalnej rynek na magnesy nadprzewodnikowe, kriomedycyna może spowodować rozwój systemów chłodzenia pozwalających na budowę urządzeń krioterapeutycznych i kriochirurgicznych osiągających odpowiednio niskie temperatury i nie wymagających dostaw ciekłego azotu.

1.4. Zasady bezpiecznego posługiwania się skroplonymi gazami

Postęp w technologiach skraplania, przesyłu i przechowywania skroplonych gazów powoduje, że technologie kriogeniczne stają się coraz powszechniejszej wykorzystywane w przemyśle, medycynie, rolnictwie, przetwórstwie żywności, lotnictwie, energetyce, telekomunikacji i wielu innych dziedzinach. Skroplone gazy, przede wszystkim azot i hel, są obecne praktycznie we wszystkich laboratoriach badawczych związanych z naukami przyrodniczymi. Ilości cieczy kriogenicznych wytwarzanych w instalacjach rektyfikacji powietrza mogą wynosić do kilkudziesięciu tysięcy ton skroplonych gazów na dobę, a największe budowane obecnie zbiorniki na ciekły metan (LNG) mają objętości rzędu 200 000 m³, co odpowiada około 60 mln N·m³ gazu. W laboratoriach badawczych ilości gazów kriogenicznych mogą wynosić od kilku litrów do setek ton, jak to ma miejsce w przypadku laboratoriów fizyki wysokich energii, w których znajdują się nadprzewodzące akceleratory. Ilość helu, która wypełnia instalację akceleratora LHC w CERN wynosi 120 ton.

Właściwości fizyczne cieczy kriogenicznych, w szczególności bardzo niskie temperatury wrzenia skroplonych gazów oraz co najmniej kilkusetkrotny wzrost objętości, towarzyszący ich odgrzaniu do temperatury otoczenia (wynoszący np. 646 dla azotu oraz aż 1341 dla neonu), mogą powodować wiele zagrożeń dla ludzi posługujących się tymi czynnikami lub przebywających w pobliżu instalacji kriogenicznych. W razie awarii zaworów bezpieczeństwa, po pełnym ogrzaniu kriogenu do temperatury otoczenia, ciśnienia w instalacjach kriogenicznych mogą wzrosnąć do kilkuset atmosfer,

co powoduje ich rozerwanie przypominające w skutkach wybuch (zjawisko gwałtownego wzrostu objętości płynu na skutek dopływów ciepła zwane jest wybuchem fizycznym). Gwałtowny wyrzut cieczy kriogenicznych do otoczenia może spowodować spadek zawartości tlenu w atmosferze poniżej bezpiecznej granicy 19%. Podstawowe właściwości wybranych gazów stosowanych w urządzeniach kriogenicznych podano w tabeli 1. Gazy te charakteryzuje temperatura krytyczna niższa od temperatury otoczenia, co w przeciwieństwie do czynników chłodniczych, uniemożliwia ich skroplenie poprzez sprężenie i wymianę ciepła z otoczeniem.

Tabela 1. Podstawowe właściwości wybranych gazów kriogenicznych

		He	H ₂	Ne	N ₂	Ar	O ₂	CH ₄
	Masa cząsteczkowa [g]	4,003	2,016	20,18	28,02	39,95	32,00	16,04
Ciecz w normalnej temp. wrzenia	Normalna temperatura wrzenia T_N [K]	4,2	20,3	27,1	77,3	87,3	90,2	111,6
	Gęstość cieczy [kg/m ³]	124,9	70,8	1207	808	1395	1140	423
	Gęstość par w T_N [kg/m ³]	16,90	1,34	9,58	4,62	5,77	4,47	1,82
	Ciepło parowania [kJ/kg]	20,7	445,6	86,6	198,3	161,6	212,9	511,5
	Ciepło właściwe [kJ/kg·K]	4,56	9,78	1,84	2,04	1,14	1,70	3,45
	Lepkość [kg/m·s×10 ⁶]	3,57	13,06	124,0	157,9	252,1	188,0	118,6
	Przewodność cieplna [mW/m·K]	27,2	118,5	113,0	139,6	123,2	151,4	193,1
	Stała dielektryczna [-]	1,049	1,226	1,188	1,434	1,52	1,483	1,676
	Gaz	Temperatura krytyczna [K]	5,2	33,0	44,4	126,2	150,7	154,6
Ciśnienie krytyczne [MPa]		0,227	1,29	2,71	3,39	4,87	5,04	4,63
Gęstość przy $p = 1$ bar, $T = 273,15$ K [kg/m ³]		0,178	0,089	0,90	1,25	1,79	1,43	0,717
Współczynnik odparowania [K·cm ³ /J]		117,0	8,9	2,6	1,4	0,94	0,86	0,87
	Temperatura w punkcie potrójnym [K]	---	13,803	24,56	63,14	83,8	54,35	88,7
	Ciśnienie w punkcie potrójnym [kPa]	---	7,042	43,0	12,53	68,6	0,15	10,1
	V_2/V_1 [-]	7,4	52,8	126,0	175,0	242,0	255,0	232,0
	V_3/V_1 [-]	701	788	1341	646	779	797	590
Indeksy: 1 – ciecz w T_N , 2 – gaz w T_N , 3 – gaz przy, przy ciśnieniu 1 bar i 273,15 K								

W szczególności ciekłe gazy mogą stać się przyczyną zagrożeń fizjologicznych personelu, spowodować pogorszenie właściwości mechanicznych materiałów konstrukcyjnych, a w razie uwięzienia w zamkniętych objętościach wywołać katastrofalny w skutkach wzrost ciśnienia. Ciekły hel i azot uwolnione do atmosfery lub przepływające przez niezaizolowane przewody mogą spowodować lokalną kondensację powietrza wzbogaconego w tlen i stać się przyczyną wzrostu stężenia tlenu w stopniu mogącym doprowadzić do samozapłonu, szczególnie materiałów pokrytych tłuszczami, smarami lub olejami. W ten sposób, pomimo swojej niepalności, ciekłe gazy, takie jak azot lub hel mogą przyczynić się do wywołania pożaru lub wybuchu.

Niezbędnymi warunkami bezpiecznego posługiwania się skroplonymi gazami jest ścisłe przestrzeganie reguł projektowych urządzeń kriogenicznych oraz odpowiednie przeszkolenie personelu.

1. Zagrożenia fizjologiczne

Wystąpienie zagrożeń fizjologicznych spowodowane niskimi temperaturami oraz praca ze skroplonymi gazami może spowodować trwale kalectwo lub śmierć i powinno być bezwzględnie unikane. Do zagrożeń fizjologicznych mogących wystąpić w wyniku stosowania technologii kriogenicznych należą odmrożenia, hipotermia, przebywanie w atmosferze o zubożonej ilości tlenu lub toksyczność kriogenów.

2. Odmrożenia i hipotermia

Bezpośredni kontakt skóry z cieczą kriogeniczną lub zimnym gazem wypływającym z instalacji kriogenicznej (np. przez zawór bezpieczeństwa) może spowodować odmrożenie podobne w skutkach do oparzenia, zwane nieraz zimnym oparzeniem. Krótkotrwały, trwający około 1 sekundy, kontakt skóry z ciekłym azotem wylewanym swobodnie z niewielkiego naczynia Dewara nie powoduje odmrożeń ze względu na efekt Leidenfrosta, polegający na wytworzeniu warstwy pary izolującej cieplnie skórę od cieczy (p. rys. 1.15). Efekt ten bywa demonstrowany przez osoby doświadczone w posługiwaniu się skroplonymi gazami, jednak nigdy nie powinien być naśladowany.

Zjawisko Leidenfrosta nie występuje w przypadku cieczy wypływającej ze zbiornika z dużą prędkością, kiedy odmrożenie może powstać w zasadzie natychmiast po kontakcie skóry z kriogenem. Podobnie, kontakt skóry z metalem wychłodzonym wcześniej przez ciecz kriogeniczną prowadzi do natychmiastowych odmrożeń. Nawet najkrótszy kontakt oka z cieczą kriogeniczną powoduje nieodwracalne uszkodzenie. Pracując z ciekłymi gazami, w szczególności przelewając je z otwartych zbiorników, należy zawsze stosować następujące zasady:

- chronić oczy okularami ochronnymi;
- stosować osłony na całą twarz w trakcie przelewania cieczy będących pod ciśnieniem;
- pracować w luźnych rękawicach skórzanych, azbestowych lub neoprenowych, w przypadku rękawic skórzanych i pracy z ciekłym tlenem należy je wcześniej odtłuścić odpowiednim rozpuszczalnikiem, rękawice powinny być wystarczająco luźne, tak aby można je było łatwo ściągnąć w przypadku wychłodzenia,

rękawice nie powinny mieć mankietów, w których mogłaby się gromadzić ciecz;

- pracować w pełnym obuwiu, nogawki spodni powinny być wywiniete na buty, aby uniemożliwić ewentualne wplynięcie kriogenu do butów;
- ubranie nie może być zanieczyszczone tłuszczami, smarami lub olejami;
- w przypadku pracy z wodorem nie wolno używać ubrań elektryzujących się;
- w przypadku pracy z tlenem ubranie powinno być możliwie niepalne, należy unikać tworzyw sztucznych;
- w przypadku kontaktu ubrania z wodorem lub tlenem, należy je zmienić i wietrzyć aż do całkowitego usunięcia tych gazów z tkaniny;
- w przypadku przebywania w pobliżu instalacji kriogenicznych należy zwracać uwagę na zamglenia powietrza, wskazujące na potencjalne miejsca wypływu kriogenów do atmosfery.



Rys. 1.15. Krótkotrwały, bezpośredni kontakt skóry z ciekłym azotem, skóra nie ulega gwałtownemu wyziębieniu ze względu na efekt Leidenfrosta (fot. A. Piotrowska)

Jeżeli pomimo zachowania środków ostrożności, nastąpi kontakt skóry z ciekłym gazem lub jakimkolwiek przedmiotem oziębionym do niskich temperatur i w konsekwencji wystąpią oznaki odmrożenia (jedną z wczesnych oznak odmrożenia jest zbiehlenie skóry), należy odmrożone miejsce polewać łagodnym strumieniem letniej wody o temperaturze 40–42°C, przy czym temperatura wody nie powinna przekraczać 44°C. Nie powinno się stosować żadnej formy masażu, gdyż może to spowodować dodatkowe uszkodzenia tkanki. Na należy przykładać lodu lub śniegu. Następnie chore miejsce należy luźno zabandażować tak, aby nie zahamować krążenia krwi i możliwie szybko zwrócić się po pomoc lekarską. Poszkodowany nie powinien palić tytoniu ani tym bardziej spożywać alkoholu.

W przypadku dłuższego przebywania w chmurze kriogenu uwolnionego do atmosfery może nastąpić obniżenie temperatury całego ciała prowadzące do niekontrolowanej hipotermii. W razie wychłodzenia ciała do temperatury poniżej 35°C, mogą nastąpić zakłócenia w oddychaniu, pracy serca oraz dysfunkcje centralnego układu nerwowego. Należy unikać nawet względnie niewielkich niekontrolowanych wychłodzeń organizmu, mogących prowadzić do istotnych konsekwencji zdrowotnych. Problem hipotermii jest szczególnie istotny przy pracy w atmosferze helowej ze względu na doskonałe przewodnictwo cieplne tego gazu. Warunki takie występują np. w dzwonach nurkowych, gdzie ze względu na uniknięcie choroby kesonowej stosuje się mieszanki oddechowe, w skład których wchodzi hel i tlen.

3. Przebywanie w atmosferze zubożonej w tlen

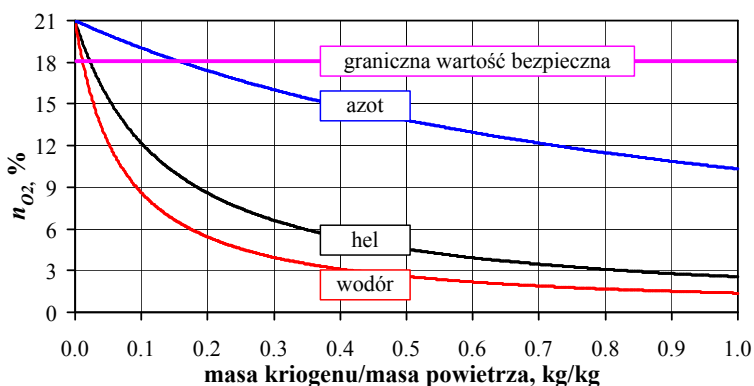
Powietrze atmosferyczne zawiera przeciętnie 78% azotu, 21% tlenu, 0,9% argonu i około 0,1% innych gazów, w tym dwutlenku węgla. Gazy, takie jak wodór, krypton i ksenon są obecne w powietrzu jedynie w śladowych ilościach. Skład powietrza może się zmieniać w zależności od miejsca pobrania próbki, stopnia zanieczyszczenia środowiska, wysokości nad poziomem morza.

Pomimo dużej niezawodności instalacji i urządzeń wykorzystujących ciecze kriogeniczne, niemożliwe jest całkowite wykluczenie zdarzeń prowadzących do wypływu czynnika do otoczenia. Wypływ czynnika kriogenicznego do otoczenia może być także działaniem celowym np. podczas zbiegów medycznych, w trakcie gaszenia pożarów w kopalniach lub rozładowywania kriostatów po przejściach rezystywnych magnesów nadprzewodzących. Ciecze kriogeniczne po odparowaniu i odgrzaniu do temperatury otoczenia zwiększają swoją objętość od 590 razy w przypadku metanu do 1341 razy w przypadku neonu. W przybliżeniu można przyjąć, że skroplone gazy po wydostaniu się do otoczenia zwiększają swoją objętość o około trzy rzędy wielkości i z jednego litra cieczy powstaje metr sześcienny gazu o temperaturze pokojowej. Chociaż w większości gazy te są nietoksyczne i niepalne, to ich obecność w atmosferze może stanowić zagrożenie dla zdrowia i życia ludzi poprzez zubożenie ilości tlenu w powietrzu.

Tabela 2. Wpływ obniżenia udziału objętościowego tlenu w atmosferze na organizm ludzki

n_{O_2} %	Symptomy
21–18	brak symptomów
18–15	spadek sprawności; początek zaburzeń pracy serca, płuc i układu krążenia
15–12	głębsze oddychanie, szybsze tętno, słaba koordynacja ruchów
12–10	zawroty głowy, spadek zdolności myślenia, sinienie ust
10–8	mdłości, wymioty, utrata świadomości, sina twarz
8–6	śmierć po 8 min, po 6 min 50% szans odzyskania zdrowia, po 4–5 min 100% szans
4	po 40 s śpiączka, konwulsje, śmierć

Ze względów fizjologicznych objętościowy udział tlenu w atmosferze nie powinien obniżyć się poniżej 18% (p. tab. 2). Na rysunku 1.16 zobrazowano spadek koncentracji tlenu w trzech mieszaninach uzyskanych po jednorodnym zmieszaniu się helu, wodoru lub azotu o temperaturze początkowej 100 K z powietrzem o temperaturze 293 K. Już stosunkowo niewielki dodatek tych gazów do powietrza powoduje spadek koncentracji tlenu poniżej bezpiecznej granicy 18%. Jeżeli wypływ zimnego gazu do atmosfery następuje z dużą intensywnością, to nawet w przypadku zapewnienia dobrego mieszania kriogenu z powietrzem i w dobrze wentylowanych pomieszczeniach, w pobliżu miejsca wypływu może wystąpić praktycznie zerowe stężenie tlenu. Azot, a szczególnie argon ze względu na gęstość znacznie większą od gęstości powietrza, mogą zalegać przez długi okres czasu w dolnych partiach zbiorników magazynowych lub pomieszczeń, do których zostały uwolnione. Podobnie azot może być długotrwale obecny w zbiornikach, które były przepłukiwane tym gazem.



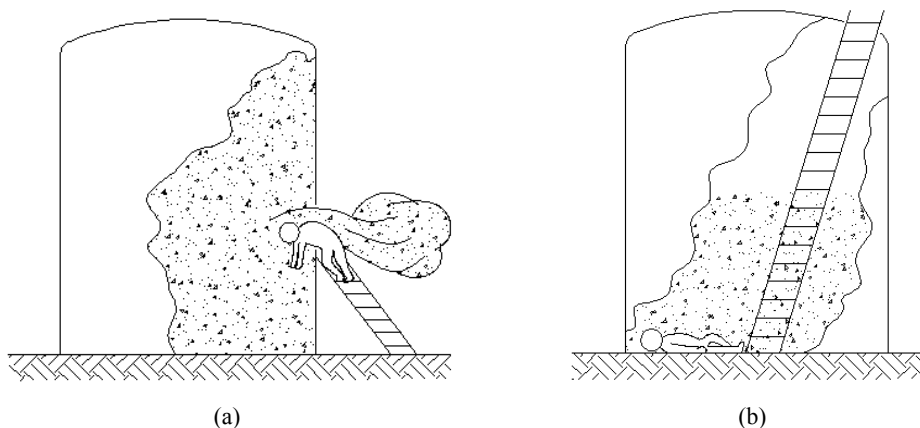
Rys. 1.16. Udział objętościowy tlenu w mieszaninach wybranych kriogenu i powietrza

Niespodziewane zaczerpnięcie do płuc argonu lub azotu może spowodować praktycznie natychmiastowe omdlenie. Znane są śmiertelne wypadki wynikłe z nieświadomego wejścia pracowników do zbiorników wypełnionych resztkowym azotem, a nawet przechylenia się przez otwory rewizyjne (p. rys. 1.17). Przed instalacją urządzenia kriogenicznego w pomieszczeniu zamkniętym należy określić potencjalny spadek tlenu na skutek np. wykonywania miejscowego zabiegu krioterapeutycznego. W pierwszym przybliżeniu można założyć idealne mieszanie się powietrza z uwolnionym kriogenem i posłużyć się krzywymi przedstawionymi na rysunku 1.16.

Większość materiałów konstrukcyjnych (np. żelazo, stale węglowe i niskostopowe, molibden, niob, cynk, większość metali o sieci krystalicznej przestrzennie centrowanej, większość plastików) przechodzi w stan kruchy po obniżeniu ich temperatury do temperatury zbliżonej do ciekłego azotu. Głównym zagrożeniem dla bezpieczeństwa ludzi i sprzętu wynikającym z kruchości materiału jest oziębienie elementów, które nie były przewidywane i projektowane do pracy w warunkach obniżonej temperatury.

Przykładem takich elementów są zewnętrzne płaszcze próżniowe kriostatów, które pozostają zawsze w temperaturze otoczenia, natomiast mogą zostać wyziębione w przypadku wypływu kriogenu do przestrzeni próżniowej lub nieprawidłowo skierowanego wylotu z zaworu bezpieczeństwa. W przypadku oziębienia takiego elementu następuje jego skurcz wywołujący naprężenia i może dojść do kruchego pęknięcia. Należy zwrócić uwagę, że do wyziębienia materiału poniżej granicy plastyczności może dojść na skutek skierowania na niego strumienia par azotu wypływających z urządzenia służącego do krioterapii miejscowej.

Należy zawsze pamiętać, że technologie stosowane w kriogenice są często unikatowe i nie poddają się rutynie, a posługiwanie się cieczami kriogenicznymi, nawet w niewielkich ilościach, wymaga zrozumienia ich specyfiki i zachowywania warunków bezpieczeństwa.



Rys. 1.17. Schematycznie przedstawienie zagrożenia z powodu wejścia lub wejrzenia do zbiornika wypełnionego azotem lub argonem

Rozdział niniejszy opracowano na podstawie przeglądu literatury i własnych doświadczeń [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9].

Literatura

- [1] BODIO E., *Skraplarki i chłodziarki kriogeniczne*, Wydawnictwo PWR, Wrocław 1987.
- [2] CHOROWSKI M., *Kriogenika, Podstawy i zastosowania*, Wydawnictwo Masta, 2007.
- [3] CHOROWSKI M., KONOPKA G., RIDDONE G., *Safety oriented analysis of cold helium air mixture formation and stratification*, Cryogenics, 2006, Vol. 46, No. 4, 262–272.
- [4] CHOROWSKI M., PIOTROWSKA A., *Comparative analysis of the cryogenics used in cryomedical applications*, Proc. XX International Cryogenic Engineering Conference, Beijing, Elsevier 2004, China 2006.
- [5] EDESKUTY F.J., STEWART W.F., *Safety in the handling of cryogenic fluids*, Plenum Press, New York 1996.

- [6] GABRYŚ M.S., POPIEL A., *Krioterapia w medycynie*, Urban & Partner Editor, Wrocław 2003.
- [7] PIOTROWSKA-HAJNUS A., *Termodynamiczna optymalizacja chłodziarki Joule'a-Thomsona współpracującej z membranowym systemem rozdzielu powietrza*, Instytut Techniki Ciepłej i Mechaniki Płynów Politechniki Wrocławskiej, raport 5/2009.
- [8] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., STANEK A., *Cryotherapy*, alfa medica press, Bielsko Biała 2010.
- [9] *Asphyxiation Risk in Cryosaunas with Cooling by means of Direct LIN Injection*, Linde Group SHEQ alert, 1997.

ROZDZIAŁ 2

WYKORZYSTANIE NISKICH TEMPERATUR W BIOMEDYCYNIE – PODSTAWOWE DEFINICJE

Anna Skrzek, Halina Podbielska

Spis treści	
2.1. Wstęp	33
2.2. Podstawowe definicje – nieniszczące działanie zimna	34
2.3. Podstawowe definicje – niszczące działanie zimna	37
2.4. Podsumowanie	38

2.1. Wstęp

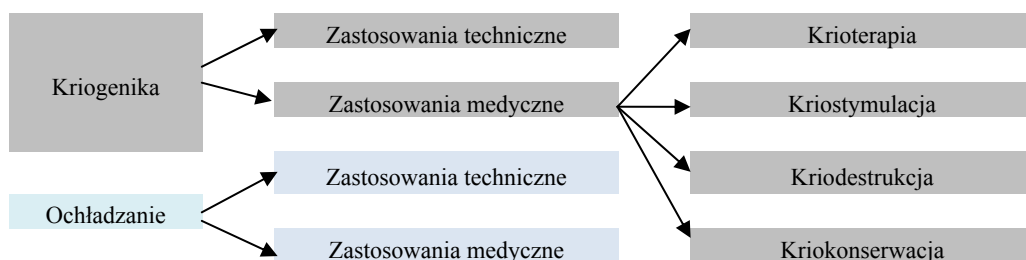
W dostępnym piśmiennictwie dotyczącym biomedycznych zastosowań niskich temperatur istnieją pewne rozbieżności, związane z poprawnym definiowaniem niektórych pojęć i procedur [1]. Przede wszystkim, należy uwzględnić, że nie każde biomedyczne zastosowanie zimna można nazwać krioterapią. Termin krioterapia pochodzi z języka greckiego; słowo „*krýos*” oznacza zimno, a słowo „*therapeía*” odnosi się do leczenia. Krioterapia, czyli leczenie za pomocą niskich temperatur, może mieć charakter destrukcyjny lub też całkowicie nieinwazyjny [2, 3, 4]. Na naszym rynku wydawniczym istnieją już pozycje, które starają się przybliżyć tę problematykę, uwzględniając przy tym prawidłowe nazewnictwo [5, 6, 7, 8]. W szczególności w pracy pod redakcją Aleksandra Sieronia i Grzegorza Cieślara, autorzy wyraźnie opisują rozdzielnie niszczące, jak i nieniszczące zastosowanie zimna [5]. Książka ta zasługuje również na uwagę ze względu na bardzo dobre opracowanie podstaw fizycznych leczenia zimnem.

W poprzednim rozdziale niniejszej książki autorstwa Macieja Chorowskiego zaprezentowano podstawy medycznych zastosowań niskich temperatur w szerszym kontekście kriogeniki [9]. Niniejszy rozdział poświęcony jest uporządkowaniu używanej powszechnie terminologii.

2.2. Podstawowe definicje – nieniszczące działanie zimna

Termin kriogenika jest pojęciem technologicznym i odnosi się do sposobów wytwarzania bardzo niskich temperatur, zazwyczaj poniżej -150°C i badania wpływu tych temperatur na zachowanie się różnych substancji. W Wikipedii hasło to jest wyjaśnione w 34 językach i w zasadzie nie ma rozbieżności pomiędzy definicjami w różnych wersjach językowych. Natomiast słowo krioterapia doczekało się tylko 15 wersji językowych, przy czym można zauważyć, że definicje w różnych językach nie są równoważne. Często słowo krioterapia używane jest zamiennie ze słowem kriochirurgia. Powinno to być jednak traktowane jako rozdzielne metody terapii.

Poniższy rysunek 2.1 obrazuje wzajemne powiązania pomiędzy poszczególnymi działaniami, związanymi z wytwarzaniem i zastosowaniem niskich temperatur.



Rys. 2.1. Zastosowanie niskich temperatur

Pojęcie krioterapii jest bardzo szerokie znaczeniowo i obejmuje metody leczenia z wykorzystaniem niskich temperatur, jak również stosowanie niskich temperatur w odnowie biologicznej i przygotowaniu treningowym sportowców. Jednakże często termin ten stosowany bez wyjaśnienia, o jakie temperatury chodzi. W literaturze fachowej w języku polskim słowo krioterapia też jest różnie rozumiane, o czym świadczą poniższe cytaty:

1. „Krioterapia, to w najprostszym rozumieniu, użycie zimna do celów terapeutycznych,, [10].
2. „Krioterapią nazywamy zastosowanie w celach leczniczych bodźca fizykalnego obniżającego temperaturę tkanek” [11].
3. „Krioterapia jest nieinwazyjnym zastosowaniem krańcowo niskich temperatur, lokalnie lub ogólnoustrojowo schładzających radiacyjnie powłoki ciała przez okres nieprzekraczający 3-minutowej ekspozycji” [12].
4. „Pod tym pojęciem należy rozumieć bodźcowe, stymulujące stosowanie powierzchniowo temperatur kriogenicznych – poniżej -100°C , działających bardzo krótko (2–3 minuty), w celu wywołania i wykorzystania fizjologicznych, ustrojowych reakcji na zimno, wspomaganie leczenia podstawowego i ułatwienia leczenia ruchem” [13, 14, 15, 16].

5. „Krioterapia to zastosowanie na zewnętrzną powierzchnię ciała temperatury poniżej -100°C w czasie 2–3 minut celem wywołania i wykorzystania fizjologicznej reakcji na zimno” [17].
6. „Tak więc ideą kriostymulacji jest jak najszybsze i w jak najkrótszym czasie schłodzenie tkanek celem wywołania odruchowej reakcji przekrwiennej” [18, 19].

Termin krioterapia odnosi się do działań leczniczych mających na celu obniżenie temperatury powierzchni ciała w krótkim czasie, zazwyczaj 2 lub 3 minuty. Działanie zimna nie powoduje destrukcji tkanek. Celem zabiegu krioterapeutycznego jest wywołanie i wykorzystanie fizjologicznych reakcji organizmu na zimno w celu wspomaganie leczenia podstawowego i ułatwienia leczenia ruchem. Krioterapię możemy stosować na wybrany fragment ciała (miejscowo, lokalnie) lub na całe ciało (ogólnoustrojowo, systemowo).

Krioterapia ogólnoustrojowa, zwana ogólną bądź systemową oznacza zabieg, podczas którego całe ciało poddane jest działaniu niskich temperatur. Krioterapeutyczne zabiegi ogólnoustrojowe wykonuje się w kriokomorach, najczęściej w temperaturze od -150°C do -110°C , rzadziej w niższych. Czas przebywania pacjenta w kriokomorze wynosi zazwyczaj od 0,5 do 3 minut.

Kriokomora jest pomieszczeniem o kubaturze rzędu 40 m^3 , podzielonym na dwie części – przedsionek i komorę właściwą. Przedsionek spełnia rolę pomieszczenia przejściowego, w którym utrzymuje się temperaturę na poziomie ok. -60°C . W jego wnętrzu następuje adaptacja pacjentów do niskiej temperatury. Przedsionek stanowi też swoistą barierę przeciw wilgoci, stanowiącej jeden z podstawowych problemów eksploatacyjnych kriokomór. Powietrze oddechowe włączane do kriokomory poddaje się procesowi oczyszczania z pary wodnej i dwutlenku węgla.

Podczas miejscowego zabiegu krioterapeutycznego fragment ciała, np. chory staw, poddawany jest działaniu niskiej temperatury. Aparat do wykonywania miejscowych zabiegów krioterapeutycznych posiada zbiornik ciekłego azotu, zazwyczaj o pojemności 35 dm^3 . Nawiew parami ciekłego azotu schładza wybrany fragment ciała, przy czym dysza aparatu nie jest w bezpośrednim kontakcie z skórą, ale jest trzymana w pewnej odległości (30–50cm), tak aby nie spowodować destrukcji tkanki.

W odróżnieniu od krioterapii, która obejmuje lecznicze zastosowanie niskich temperatur u osób chorych, kriostymulacja jest stosowana u osób zdrowych. Kriostymulacja to bodźcowe, stymulujące działanie niskimi temperaturami (poniżej -100°C), w czasie nieprzekraczającym 3 min, celem wywołania fizjologicznych, układowych i narządowych odruchów i reakcji obronnych, które są korzystne i skuteczne w przywracaniu lub utrzymaniu równowagi (homeostazy) organizmu ludzkiego [20].

Od wielu lat sport wyczynowy wykorzystuje w procesie treningowym ogólnoustrojowe zabiegi intensywnego oddziaływania zimna w temperaturze -110°C i niższej [21]. Stymulacyjny wpływ niskich temperatur na zdrowy organizm nazywamy więc kriostymulacją w odróżnieniu od krioterapii, stosowanej do leczenia [22, 23, 24, 25].

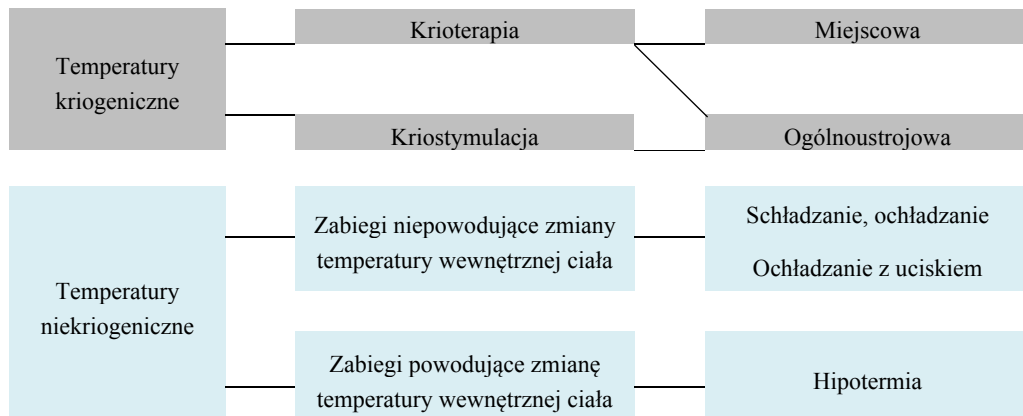
Należy odróżnić zastosowanie temperatur kriogenicznych od ochładzania czy też schładzania leczniczego. Jest to taka terapia zimnem, która ma za zadanie obniżyć lokalnie temperaturę powierzchni ciała, przeważnie po to, aby uzyskać szybki efekt przeciwbólowy lub/i przeciwobrzękowy.

Najszybszym nieniszczącym tkanki sposobem oziębiania jest zastosowanie ochłodzonej wody lub wody z lodem. Ilość odebranego ciepła regulujemy czasem zabiegu. Lodowata kąpiel jest jednak nieprzyjemna i szokowa. Stosowane worki z lodem odbierają ciepło wielokrotnie wolniej niż woda z lodem. Trzeba pamiętać, że terapię zimną wodą zalecał bawarski mnich Sebastian Kneipp. Kąpiele w lodowatej wodzie mogą też mieć efekt stymulujący, o czym świadczą liczne kluby tzw. morsów, czyli stowarzyszenia ludzi chętnie zanurzających się w lodowatej wodzie (przykładowo [26]).

Do ochładzania używane są zimne okłady, worki z lodem, różnego rodzaju żele lub aerozole. Stosowane są też zimne kompresy lub mankiety uciskowe z równoczesnym schładzaniem, tzw. krio-mankiety (*ang. cryo-cuff*) [27]. Ze względu na efekty lecznicze są to dobre sposoby powolnego, długotrwałego utrzymywania tkanek w obniżonych temperaturach, aby zapobiec ich dalszej traumatyzacji po świeżych urazach. Celem uzyskania lokalnego oziębienia tkanek stosuje się oprócz żeli i aerozoli, również masaż lodem, kąpiele w śniegu i zimne okłady, np. za pomocą schłodzonych wilgotnych ręczników [28]. Temperatury czynnika chłodzącego oscylują tu zazwyczaj od ok. minus kilku stopni Celsjusza do ok. 10°C. W chirurgii i dermatologii estetycznej stosowana jest tzw. hiloterapia (*ang. hilotherapy*), polegająca na kontrolowanym obniżeniu temperatury danej okolicy ciała, np. do 20°C, co zapobiega obrzękom i powikłaniom po zabiegach [29].

Należy zaznaczyć, że omawiane tu techniki niskotemperaturowe nie zaburzają podstawowej przemiany materii i nie obniżają tempa procesów metabolicznych, stąd też zachowana jest wewnętrzna temperatura ciała. W medycynie stosujemy również celowe obniżenie wewnętrznej temperatury ciała, tzw. hipotermię terapeutyczną w urazach neurologicznych, operacjach kardiologicznych czy w neurochirurgii [30]. Na rysunku 2.2 przedstawiono zestawienie nieniszczących zastosowań niskich temperatur.

Trzeba pamiętać, że bezwzględnym warunkiem bezpiecznego stosowania niskich temperatur w formie krioterapii czy kriostymulacji, jest taka aplikacja, która nie prowadzi do hipotermii. Do hipotermii dochodzi wówczas, gdy temperatura wewnętrzna ciała ludzkiego obniża się poniżej 35°C. Niekontrolowana hipotermia jest stanem zagrożenia życia. Szczególnie narażone na zimno są dzieci do 2 roku życia (niekorzystny stosunek powierzchni ciała do jego masy), jak i osoby starsze (obniżone tempo przemian metabolicznych). Hipotermia wpływa na funkcjonowanie wszystkich narządów, jednak w największym stopniu zaburza czynność układu nerwowego i układu krążenia. W badaniach na kilkuset osobach zdrowych wykazano, że kriostymulacja w kriokomorze w temperaturach od -110°C do -160°C, w czasie nieprzekraczającym 3 min nie stanowi zagrożenia dla funkcjonowania układu krążenia [31].



Rys. 2.2. Nieniszczące kliniczne zastosowanie niskich temperatur

Nieniszczącym zastosowaniem temperatur kriogenicznych jest też tzw. kriokonserwacja, umożliwiająca przechowywanie komórek i tkanek ludzkich, zwierzęcych lub roślinnych. Ma ona duże znaczenie nie tylko w biomedycynie, ale i w ochronie przyrody [32]. Podstawowe zastosowania tej techniki opisane zostały też w niniejszej książce w rozdziale *Kriokonserwacja* autorstwa A. Cholewki, W. Ciszka, Z. Drzazgi [33].

2.3. Podstawowe definicje – niszczące działanie zimna

Temperatury kriogeniczne mogą być również zastosowane do niszczenia, usuwania zmian patologicznych. Kriochirurgia (kriodestrukcja) polega na miejscowym, kontrolowanym niszczeniu komórek objętych zmianami chorobowymi poprzez działanie na nie niskimi temperaturami. Dawka ciepła odebranego w trakcie zabiegu kriochirurgicznego nawet wielominutowego jest niewielka ze względu na bardzo ograniczony obszar działania od kilku milimetrów do kilku centymetrów. Do aplikacji stosowany jest ciekły kriogen lub aerozol o temperaturze kriogenicznej. Przeważnie stosuje się ciekły azot, ditlenek węgla czy argon.

Do zabiegu można wybrać jedną z trzech stosowanych najczęściej metod. Metoda wykorzystująca bezpośrednio odparowanie czynnika polega na wykonaniu zabiegu np. za pomocą wacików nawiniętych na drewniane pałeczki i zanurzonych w ciekłym azocie. Metodą tą zamraża się zmiany płytkie i łagodne. Jest ona w zasadzie prosta i dość tania. Nie pozwala jednak na wywołanie głębokiego mrożenia ze względu na brak możliwości utrzymania niskiej temperatury przez dłuższy okres.

Metoda natryskowa polega na aplikowaniu kriogenu bezpośrednio na powierzchnię tkanki z odległości ok. 1 cm. Metoda stosowana jest do zmian chorobowych o średnicy do 2 cm. Czynnikiem chłodzącym w tym przypadku jest najczęściej ciekły azot.

Czynnik o temperaturze kriogenicznej rozpyla się na zmianę chorobową, z której odparowując, powoduje on wymrożenie komórek.

Metoda kontaktowa wymaga natomiast zastosowania odpowiedniego aplikatora. Może to być np. aplikator metalowy o temperaturze kriogenicznej lub aplikator z obiegiem zamkniętym. W aplikatorze przepływa ciekły czynnik, który odbierając ciepło z tkanki, równocześnie ją niszczy. Zastosowanie zamkniętego aplikatora uniemożliwia bezpośredni kontakt kriocieczy z powierzchnią skóry. Istotne jest odpowiednio długie prowadzenie zabiegu w celu osiągnięcia pełnej martwicy chorej tkanki [34, 35].

Wykorzystanie czynnika kriogenicznego do kriodestrukcji zostało szerzej omówione w tej książce w rozdziale *Kriochirurgia* autorstwa G. Cieślara, A. Stanek, A. Sieronia [36].

2.4. Podsumowanie

Reasumując, należy stwierdzić, że nie każde zastosowanie niskich temperatur może być nazywane krioterapią. W poniższej tabeli 1 zebrano podstawowe terminy stosowane w kriomedycynie wraz z krótkim objaśnieniem.

Tabela 1. Wyjaśnienia podstawowych terminów z zakresu zastosowania niskich temperatur w biomedycynie

Nazwa	Krótką definicja
Kriogenika	Metody wytwarzania bardzo niskich temperatur, zazwyczaj poniżej -150°C i badanie wpływu tych temperatur na zachowanie się różnych substancji.
Krioterapia	Lecnicze zastosowanie temperatur kriogenicznych, głównie u osób ze schorzeniami układu ruchu i neurologicznymi. Może być stosowana miejscowo i na całe ciało. Nie powoduje destrukcji tkanek ani obniżenia temperatury narządów wewnętrznych.
Kriostymulacja	Bodźcowe, stymulujące działanie niskimi temperaturami na całe ciało (poniżej -100°C), w czasie nieprzekraczającym 3min, celem wywołania fizjologicznych, układowych i narządowych odruchów i reakcji obronnych, które są korzystne i skuteczne w przywracaniu lub utrzymaniu równowagi (homeostazy) organizmu ludzkiego. Stosowana często w medycynie sportowej.
Ochładzanie	Przeciwbólowe ochłodzenie tkanek powierzchniowych bez stosowania temperatur kriogenicznych. Nie wpływa na temperaturę narządów wewnętrznych.
Hipotermia	Kontrolowane obniżenie temperatury wewnętrznej organizmu poniżej 35°C . Stosowane przy zabiegach chirurgicznych.
Kriokonserwacja	Zastosowanie niskich temperatur, przeważnie kriogenicznych do przechowywania komórek i tkanek ludzkich, zwierzęcych lub roślinnych.
Kriochirurgia	Zastosowanie temperatur kriogenicznych do usuwania patologicznej tkanki.

Literatura

- [1] BROJEK W., *Krioterapia – uwagi ogólne*, Balneologia Polska, 2006, Vol. 1, 64–67.
- [2] COOPER S.M., DAWBER R.P.R., *The history of cryosurgery*, J R Soc Med, 2001, Vol. 94, No. 4, 196–201.
- [3] PRUSZKOWSKA B., SUSZKO R., KOPAŃSKI Z., JONEK-LEWANDOWSKA J., *O krioterapii historycznie i współcześnie*, Refleksoterapia, 2009, Vol. 4, 43–47.
- [4] SCHROEDER D., ANDERSON M., *Kryo- und Thermoerapie. Grundlagen und praktische Anwendung*, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart Jena, New York 1995.
- [5] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., *Krioterapia – leczenie zimnem*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2007.
- [6] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., STANEK A., *Cryotherapy*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2010.
- [7] ZAGROBELNY Z., *Krioterapia miejscowa i ogólnoustrojowa*, Elsevier, Urban & Partner 2003.
- [8] PODBIELSKA H., STREK W., BIAŁY D., *Whole body cryotherapy*, Kriotechnika Medyczna, Wyd. Indygo, Acta Biomedical Engineering, 2006, Vol. 1, 1.
- [9] CHOROWSKI M., *Wprowadzenie do kriogeniki*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [10] SWENSON C., SWÄRD L., KARLSSON J., *Cryotherapy in sports medicine*, Scand J Med Sci Sports, 1996, Vol. 6, 193–200, doi: 10.1111/j.1600-0838.1996.tb00090.x
- [11] SPODAREK K., *Krioterapia w leczeniu urazów narządu ruchu*, Magazyn Medyczny, 2001, Vol. 13, 20–26.
- [12] ZAGROBELNY Z., *Lecnicze zastosowanie zimna*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1996, Vol. 2, 83–87.
- [13] BAUER J., SKRZEK A., *Fizjologiczne podstawy krioterapii*, Med Sportiva, 1999, Vol. 94, 3–7.
- [14] GREGOROWICZ H., ZAGROBELNY Z., *Krioterapia – ogólnoustrojowa: wskazania I przeciwwskazania, przebieg zabiegu i jego skutki fizjologiczne i kliniczne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 3, 119–131.
- [15] KSIĘŻPOLSKA-PIETRZAK K., *Miejsce krioterapii w leczeniu chorób narządu ruchu – mechanizm działania, wskazania i przeciwwskazania*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1996, Vol. 2, No. 3–4, 157–160.
- [16] SIEROŃ A., CIEŚLAR G. (red). *Zastosowanie zimna w medycynie – kriochirurgia i krioterapia*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2003.
- [17] KSIĘŻPOLSKA-PIETRZAK K., LESIAK A., *Krioterapia w leczeniu chorób narządu ruchu*, Rehabilitacja, 1994, Vol. 8, 49–51.
- [18] GAWROŃSKI W., *Znaczenie zastosowania zimna w leczeniu i rehabilitacji ostrych uszkodzeń tkanek miękkich narządu ruchu*, Med Sportiva, 1998, Vol. 2, No. 2, 163–174.
- [19] GAWROŃSKI W., *Miejscowe zastosowanie zimna w leczeniu i rehabilitacji stanów pourazowych oraz chorób narządu ruchu*, Rehabilitacja Medyczna, 2003, Vol. 7, No. 2, 56–62.
- [20] BROJEK W., WARZOCHA A., *Krioterapia – odpowiedzi na najczęściej zadawane pytania*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, 108–109.
- [21] STRABURZYŃSKA-LUPA A., KONARSKA A., NOWAK A., STRABURZYŃSKA-MIGAJ E., KONARSKI J., KIJEWSKI K., PILACZYŃSKA-SZCZEŚNIAK Ł., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na wybrane parametry biochemiczne krwi obwodowej zawodników hokeja na trawie*, Fizjoterapia Polska, 2007, Vol. 1, No. 1(4), 15–20.

- [22] WOŹNIAK A., MILA-KIERZENKOWSKA C., DREWA T., DREWA G., WOŹNIAK B., OLSZEWSKA D., MILANOWSKI D., RAKOWSKI A., BRZUCHALSKI M., *Aktywność wybranych enzymów lizosomalnych w surowicy krwi kajakarzy po kriostymulacji ogólnoustrojowej*, Med Sport, 2001, Vol. 17, No. 8, 322–327.
- [23] WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., MILA-KIERZENKOWSKA C., RAKOWSKI A., PORZYCH M., *Peroksydacja lipidów we krwi kajakarzy po kriostymulacji ogólnoustrojowej i treningu fizycznym*, Med Sport, 2007, Vol. 3, No. 1(6), 15–22.
- [24] CHWALBIŃSKA-MONETA J., *Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na niektóre reakcje wysiłkowe u sportowców*, Sport Wyczynowy, 2003, Vol. 5–6, 461–462.
- [25] KLIMEK A.T., LUBKOWSKA A., SZYGUŁA Z., CHUDECKA M., FRĄCZEK M., *The influence of the ten sessions of the whole body cryostimulation on aerobic and anaerobic capacity*, IJOMEH, 2010, Vol. 23, No. 2, 181–189.
- [26] <http://www.koszalin.morsy.pl/>
- [27] <http://www.airbracestore.com/more-info/about-aircast>
- [28] GIEREMEK K., *Przegląd metod kriostymulacyjnych stosowanych w zwalczaniu spastyczności*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 2, 30–35.
- [29] <http://hilotherapy.co.uk/en/>
- [30] HARTEMINK K., WISSELINK W., RAUWERDA J.A., GIRBES A., POLDERMAN K.H., *Novel applications of therapeutic hypothermia: report of three cases*, Critical Care, 2004, Vol. 8, No 5, R343, DOI: 10.1186/cc2928
- [31] DEBIEC-BAK A., SKRZEK A., PODBIELSKA H., *Application of thermovision for estimation of the optimal and safe parameters of the whole body cryotherapy*, J Therm Anal Calorim (in press).
- [32] ŁUCZYŃSKI M., OCALEWICZ K., *Biotechnologia a gospodarka wędkarska – banki nasienia i androgeniza jako narzędzia ochrony i odnowy cennych stad i zagrożonych gatunków ryb*, Roczn. Nauk. PZW, Scientific Annual of the Polish Angling Association, 2008, Vol. 21, 5–22.
- [33] CHOLEWKA A., CISZEK W., DRZAZGA Z., *Kriokonserwacja*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [34] CHOROWSKI M., *Pożytki z niskich temperatur*, Dolnośląski Festiwal Nauki, Wrocław 2005.
- [35] CHOROWSKI M., PIOTROWSKA A., *Ocena efektywności zabiegów kriochirurgicznych z wykorzystaniem ciekłego azotu i podtlenku azotu*, Technika Chłodnicza i Klimatyzacyjna, 2004, Vol. 12, 450–455.
- [36] CIEŚLAR G., STANEK A., SIEROŃ A., *Kriochirurgia*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.

ROZDZIAŁ 3

KRIOKOMORY STOSOWANE W MEDYCYNIE

– CHARAKTERYSTYKA TEMPERATUROWA

Armand Cholewka, Wojciech Ciszek, Zofia Drzazga

Spis treści	
3.1. Wstęp	41
3.2. Dwustopniowa komora do krioterapii ogólnoustrojowej – tzw. typ „wrocławski”	43
3.3. Kriokomora z zaleganiem zimna	44
3.4. Charakterystyka temperaturowa kriokomory dwustopniowej i kriokomory z zaleganiem zimna	45
3.5. Kriokomora jednoosobowa	50

3.1. Wstęp

Temperatura wewnętrzna organizmu człowieka waha się w ciągu doby nieznacznie. W prawidłowych warunkach u zdrowego człowieka w zasadzie można przyjąć, że wahania dobowe nie przekraczają 1°C [1, 2, 3, 4].

Celem krioterapii ogólnoustrojowej jest bodźcowe zastosowanie temperatur niższych niż –100°C, w krótkim czasie (2–3 minuty), celem wywołania fizjologicznych, ustrojowych reakcji na zimno. W warunkach krioterapii ogólnoustrojowej przy temperaturze otoczenia poniżej –100°C organizm człowieka uruchamia reakcje termoregulacyjne, które mają na celu ochronę organizmu przed utratą ciepła. Jednakże podstawowym celem obniżenia temperatury ciała jest uruchomienie reakcji enzymatycznych, wpływających na zmniejszenie dolegliwości bólowych, dzięki czemu możemy osiągać dobre efekty terapeutyczne po następującej po krioterapii – kinezyterapii. Innymi słowy, krioterapia ogólnoustrojowa to zabiegi leczenia zimnem, w których cały organizm jest poddawany oddziaływaniu zimna, a efektem tego ma być jak najlepsze przygotowanie pacjenta do zajęć ruchowych [1–3].

Dlatego też szczególnie ważne wydaje się właściwe i powtarzalne chłodzenie organizmu, gdyż tylko znajomość całego procesu gwarantuje powtarzalne efekty. Prekursorem wprowadzania standardów leczenia, wykorzystujących krioterapię ogólnoustrojową był R. Fricke, który wprowadził krioterapię ogólnoustrojową do leczenia chorobowo zmienionych stawów i opracował pierwsze standardy stosowania krioterapii w medycynie [1–3, 5]. Jednakże krioterapia ogólnoustrojowa miała swój początek w Japonii, gdzie w roku 1978 T. Yamauchi po raz pierwszy zastosował krioterapię ogólnoustrojową u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów [6].

Wyróżniamy różne typy komór do krioterapii ogólnoustrojowej:

- dwustopniowa komora do krioterapii ogólnoustrojowej tzw. typ „wrocławski”,
- kriokomora z zaleganiem zimna,
- kriosauna (kriokomora jednoosobowa), w której zabiegowi poddawane jest całe ciało, ale głowa jest poza zasięgiem temperatur kriogenicznych.

W niniejszym rozdziale zostaną przedstawione wyniki pomiarów rozkładów temperatury w dwóch pierwszych typach kriokomór:

- dwustopniowa komora kriogeniczna tzw. typ „wrocławski”,
- kriokomora z zaleganiem zimna [7, 8, 9].

Badania były prowadzone podczas normalnego funkcjonowania kriokomór. Wykonywano pomiary temperatury w kriokomorach w procesie schładzania (przed pracą), tuż przed wejściem pacjentów, gdy kriokomory były już schłodzone oraz w czasie pracy z pacjentami. W obu typach kriokomór przeprowadzono pomiary temperatury na różnych wysokościach. Ponadto, w przypadku kriokomory z zaleganiem zimna zarejestrowano termogramy obudowy przed schłodzeniem i w czasie pracy kriokomory [7].

Do badania rozkładu temperatur wewnątrz kriokomór wykorzystano specjalnie przygotowane do tego celu wykalibrowane termopary klasy B typ “K” (Ni-Cr-Ni-Al), o długości 5m, co pozwalało na wyprowadzenie przewodów poza kriokomorę. Pomiary temperatury zarówno kriokomór pustych (przygotowanych do zabiegu), jak i z pacjentami wewnątrz, zostały wykonane na 4 różnych wysokościach. Badania przeprowadzono w komorze głównej kriokomory dwustopniowej oraz w kabinie zabiegowej kriokomory z zaleganiem zimna [7–9].

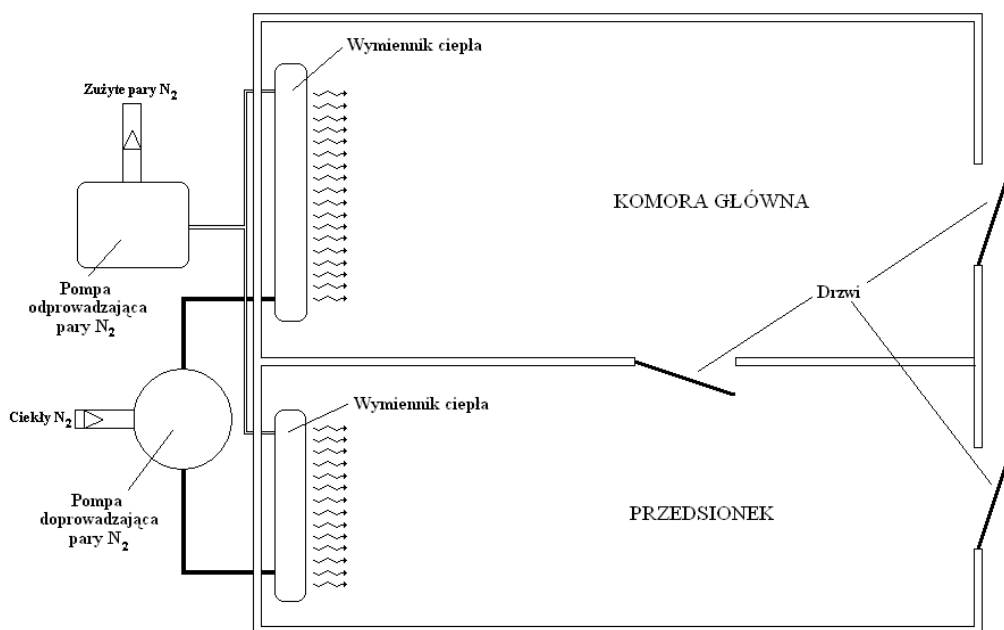
Dodatkowo, zarejestrowano z zewnątrz termogramy obudowy kriokomory z zaleganiem zimna za pomocą kamery termowizyjnej AGEMA typ 470, wypożyczonej dzięki uprzejmości dra Bronisława Kajewskiego z Głównego Instytutu Górniczego w Katowicach. Otrzymane wyniki analizowano za pomocą oprogramowania IRVIN 5.3.1.

Czas pracy, temperatura schłodzenia jak i procedura leczenia z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej jest znana i podobna dla obu typów kriokomór. Obowiązujące procedury były zachowane podczas badań w obu kriokomorach [1–3].

3.2. Dwustopniowa komora do krioterapii ogólnoustrojowej – tzw. typ „wrocławski”

Pierwszą kriokomorą zainstalowaną w Polsce była właśnie dwustopniowa komora kriogeniczna zwana „wrocławską”, skonstruowana przez mgr inż. Zbigniewa Raczkowskiego z Instytutu Niskich Temperatur i Badań Strukturalnych Polskiej Akademii Nauk we Wrocławiu. To był początek krioterapii ogólnoustrojowej w naszym kraju. Zainstalowana została ona w roku 1989 na Oddziale Reumatologicznym Szpitala Specjalistycznego Chorób Narządu Ruchu im. Janusza Korczaka w Kamiennej Górze. W tamtym czasie była to druga kriokomora w Europie i trzecia na świecie [1–3].

Schemat kriokomory dwustopniowej przedstawiono na rysunku 3.1. Składa się ona z dwóch pomieszczeń: przedsionka oraz komory głównej (właściwej). W pierwszym pomieszczeniu tzw. przedsionku odbywa się adaptacja organizmu do ochłodzenia (najczęściej -60°C , czas do 1 minuty).



Rys. 3.1. Schemat kriokomory dwustopniowej typ „wrocławski”

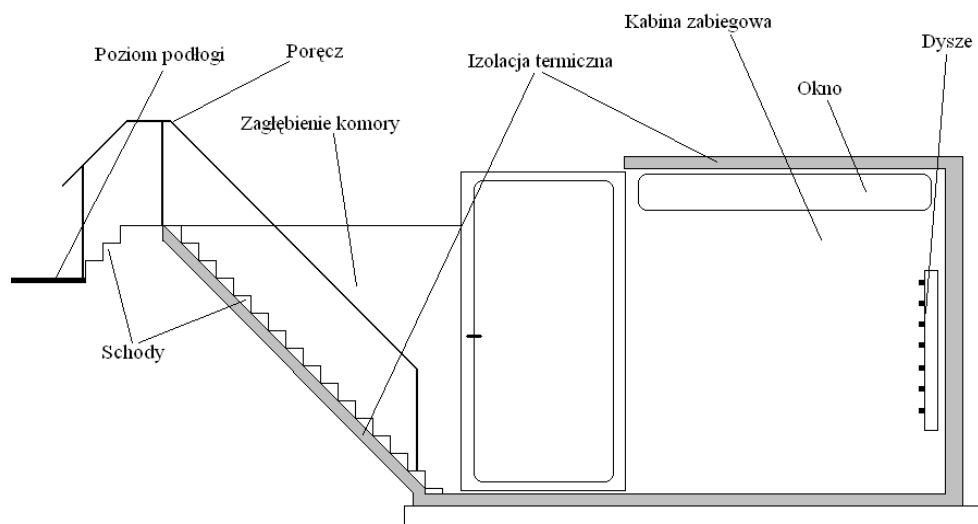
Zarówno przedsionek, jak i komora główna posiadają drzwi zewnętrzne, przez które pacjenci w każdej chwili, mogą opuścić kriokomorę. Ponadto, przedsionek i komora główna są połączone drzwiami wewnętrznymi, przez które pacjenci do komory głównej. W komorze głównej ma miejsce zasadnicza część krioterapii lub kriostymulacji, trwająca zazwyczaj od 2 do 3 minut w temperaturze -110°C lub niższej.

Z zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej w tym typie kriokomory może jednocześnie korzystać 4–5 pacjentów [1–3].

W tym typie kriokomory do otrzymania niskiej temperatury stosowanej w krioterapii ogólnoustrojowej wykorzystuje się ciekły azot (LN_2), który jest bezpośrednio pompowany rurami do wymienników ciepła, znajdujących się wewnątrz komory ze zbiornika stojącego na zewnątrz budynku [1–3, 10]. Praca kriokomory jest całkowicie zautomatyzowana.

3.3. Kriokomora z zaleganiem zimna

Nazwa kriokomory wynika z wykorzystania w jej konstrukcji zjawiska, polegającego na tzw. „zaleganiu zimna w niecce”. Kriokomora w zasadzie składa się z jednej kabiny zabiegowej, która jest odpowiednikiem komory głównej kriokomory „wrocławskiej”, a rolę przedsionka pełni przestrzeń przed drzwiami wejściowymi, gdzie pacjenci oczekują kilkadziesiąt sekund przed wejściem do kabiny zabiegowej. W kabynie zabiegowej odbywa się zasadnicza część krioterapii lub kriostymulacji ogólnoustrojowej, trwająca zazwyczaj 3 minuty. Temperatura wewnątrz jest dobierana podobnie, jak w pozostałych typach kriokomór. Ponadto, co jest najistotniejsze w konstrukcji tego typu kriokomór, kabina zabiegowa znajduje się poniżej poziomu podłogi pomieszczenia, w którym zainstalowana jest cała kriokomora (p. rys. 3.2). Z zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej w tym typie kriokomory może jednocześnie korzystać 4–5 pacjentów [1–3].



Rys. 3.2. Schemat kriokomory z zaleganiem zimna

Czynnikiem roboczym w badanej kriokomorze z zaleganiem zimna jest oziębione powietrze o modyfikowanym składzie (zawartość tlenu od 21% do 30%). Zużycie cieczy kriogenicznej zawiera się między 90 a 120 kg na godzinę pracy. Ciecz kriogeniczna jest pompowana ze zbiornika znajdującego się na zewnątrz budynku do systemu dysz rozpylających wewnątrz kabiny zabiegowej poprzez rurociąg kriogeniczny [11]. Dysze są odpowiednio osłonięte żaluzjami w celu ochrony pacjentów.

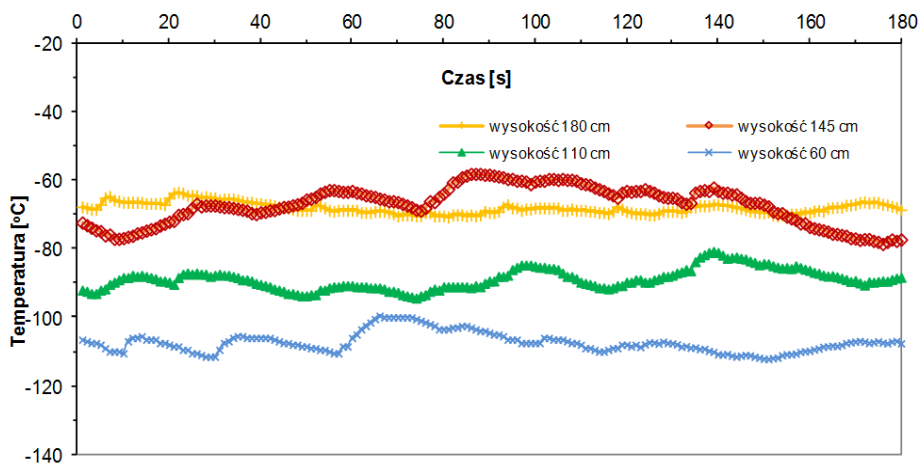
3.4. Charakterystyka temperaturowa kriokomory dwustopniowej i kriokomory z zaleganiem zimna

Charakteryzując komory kriogeniczne w których pacjenci podczas zabiegów są poddawani oddziaływaniu niskich temperatur, bardzo ważna jest charakterystyka temperaturowa urządzeń stosowanych do krioterapii bądź kriostymulacji. Temperatura wewnątrz kriokomory może się zmieniać wskutek pobytu wewnątrz pacjentów. Dlatego też w niniejszym rozdziale zostaną przedstawione wyniki pomiarów temperatury na różnych wysokościach kriokomór pustych (schłodzonych) oraz podczas kriozabiegu w omawianych kriokomorach.

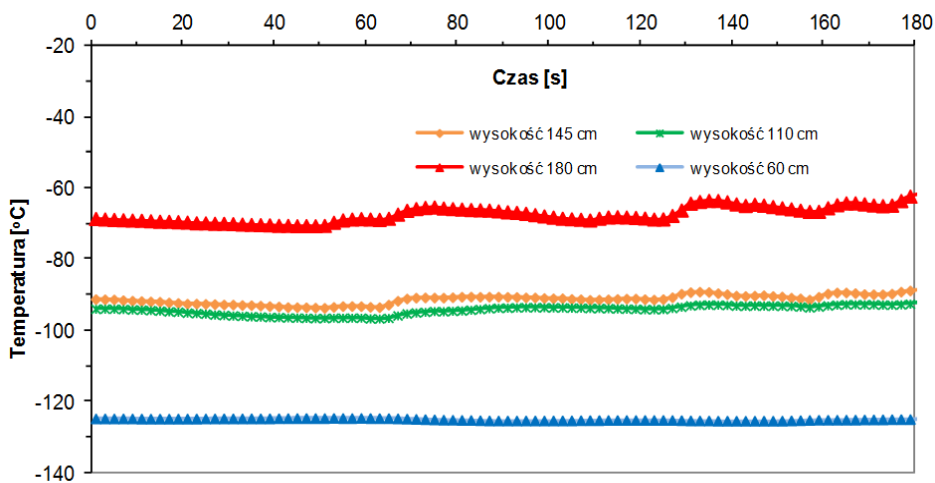
Tabela 1. Średnie temperatury zmierzone na różnych wysokościach w kriokomorze dwustopniowej oraz z zaleganiem zimna [7–9]

Wysokość, na której dokonano pomiaru [m]	Temperatura średnia [°C]			
	Komora pusta		Komora podczas zabiegu	
	Komora główna (typ „wrocławski”)	Komora z zaleganiem zimna	Komora z zaleganiem zimna	Komora z zaleganiem zimna
1,80	-70,7±1,3	-69,3±0,3	-68,0±1,6	-67,3±1,3
1,45	-75,1±1,7	-94,3±0,2	-67,1±5,6	-91,2±1,3
1,10	-91,1±1,7	-97,4±0,6	-88,8±3,0	-94,3±1,3
0,60	-108,6±1,5	-131,6±0,3	-107,3±2,9	-125,3±0,3
<i>ΔT</i>	38	62	39	58

Otrzymane wartości średnich temperatur oraz ich przebiegi czasowe na wysokościach 60, 110, 145 oraz 180 cm, licząc od podłogi kriokomory, zmierzone w komorze głównej kriokomory „wrocławskiej” oraz w kabinie zabiegowej komory z zaleganiem zimna zebrano w tabeli 1 oraz przedstawiono na rys. 3.3 i rys. 3.4.



Rys. 3.3. Zmiany temperatury wewnątrz kriokomory dwustopniowej, zmierzone na różnych wysokościach podczas jednego zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej [7–9]

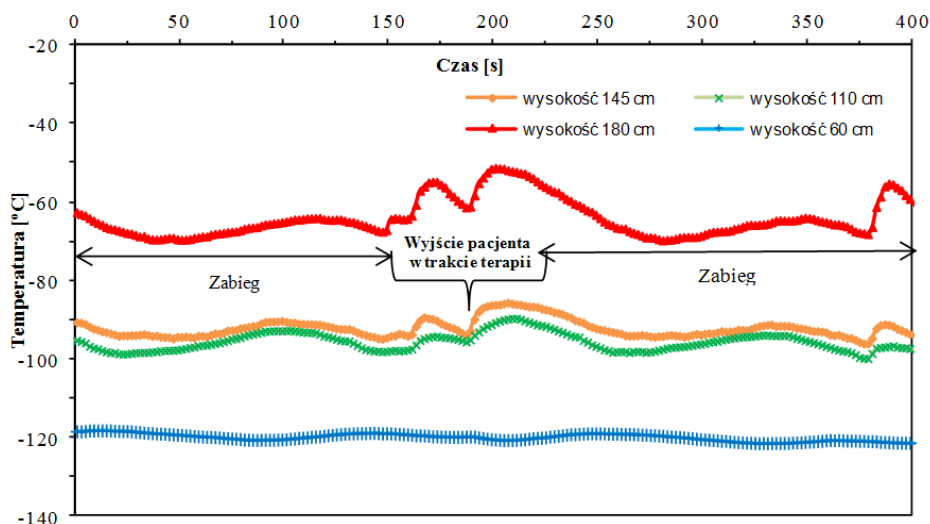


Rys. 3.4. Zmiany temperatury wewnątrz kriokomory z zaleganiem zimna, zmierzone na różnych wysokościach podczas jednego zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej [7–9]

Z przeprowadzonych pomiarów temperatury panującej wewnątrz kriokomór przed i w trakcie zabiegów widać, iż w obu rodzajach kriokomór temperatura silnie zależy od wysokości. Warto podkreślić, że prezentowane wyniki (p. tab. 1 oraz rys. 3.3 i rys. 3.4) są wartościami średnimi wyliczonymi z 4 pomiarów w przygotowanych do zabiegu (schłodzonych) kriokomorach bez pacjentów oraz 7 pomiarów wykonanych podczas zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej z pacjentami wewnątrz [7–9].

W komorze głównej (kriokomora dwustopniowa) zmiana temperatury (ΔT) między wysokościami 0,6 a 1,8 m wynosiła około 40°C . Natomiast w kriokomorze z zaleganiem zimna była prawie o 20°C wyższa. Zauważono, że wprowadzenie pacjentów do kriokomory na zabieg krioterapii powoduje zmiany gradientu temperatury mieszczące się w granicach błędu doświadczalnego. Analizując wykresy (p. rys. 3.3 i rys. 3.4), można stwierdzić, że temperatura na konkretnych wysokościach wewnątrz kriokomory podczas zabiegu z pacjentami nieznacznie oscyluje wokół ustalonego poziomu. Ponadto, analiza wykresów (p. rys. 3.3 i rys. 3.4) pokazuje, iż temperatura w kriokomorze z zaleganiem zimna jest nieco bardziej stabilna niż w dwustopniowej [7–9].

Analizując rozkład temperatury wewnątrz kriokomór w trakcie pojedynczego zabiegu, zaobserwowano pewne nieznaczne różnice pomiędzy badanymi typami kriokomór. Dodatkowo, zmierzono zmiany temperaturowe w komorze z zaleganiem zimna w czasie dłuższym niż pojedynczy zabieg krioterapii ogólnoustrojowej. Rysunek 3.5 przedstawia przebiegi temperatury wewnątrz kriokomory z zaleganiem zimna w czasie 400 s (dwa pełne cykle krio zabiegów wraz z wejściem pacjentów do kriokomory).



Rys. 3.5. Zmiany temperatury na różnych wysokościach w kriokomorze z zaleganiem zimna dla dwóch pełnych zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej. Na rysunku zaznaczono moment wejścia pacjentów do kriokomory

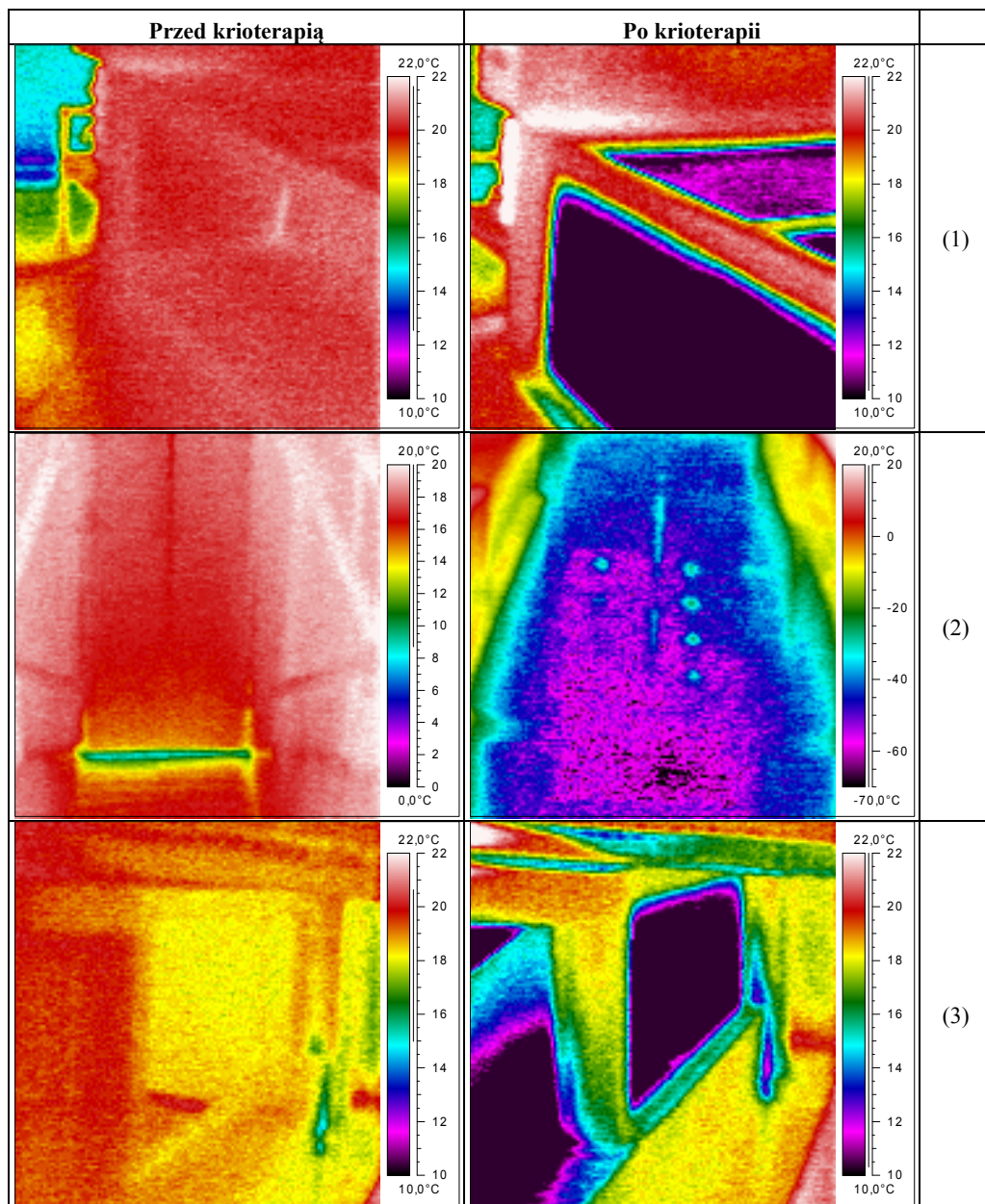
Na rysunku 3.5 charakterystyczne są wzrosty temperatury w czasie ok. 170 s oraz ok. 375 s, które są związane z wchodzeniem i wychodzeniem pacjentów z kriokomory, a więc otwarciem drzwi i wpuszczeniem ciepłego powietrza z pomieszczenia, w którym jest zainstalowana kriokomora. Otwarcie drzwi do kriokomory i wejście, bądź wyjście pacjentów, powoduje wzrost temperatury nawet o kilkanaście stopni $^{\circ}\text{C}$.

Zjawisko to jest silnie zależne od wysokości w kriokomorze. Powyżej 100 cm od podłogi wahania są większe niż bliżej podłogi (60 cm nad podłogą), gdzie wpływ otwarcia drzwi jest niezauważalny. Zjawisko to jest charakterystyczne w obu typach kriokomór (p. rys. 3.4–rys. 3.6). Ponadto, nieco większy gradient temperatury występuje w kriokomorze z zaleganiem zimna. Zaobserwowany efekt najprawdopodobniej jest związany z różnicami w technologii wykonania danej kriokomory i wykorzystanego zjawiska fizycznego. W kriokomorze z zaleganiem zimna, dzięki jej zainstalowaniu poniżej poziomu podłogi w pomieszczeniu, wykorzystujemy tzw. „zaleganie zimna w niecce”. W związku z powyższym otrzymujemy z jednej strony lepszą stabilizację temperatury, a z drugiej łatwiej w takiej kriokomorze osiągnąć niską temperaturę, szczególnie na niższych wysokościach. W przypadku komory dwustopniowej, której poziom podłogi jest na tym samym poziomie, jak podłoga pomieszczenia, w którym kriokomora jest zainstalowana – otwarcie drzwi zmienia cyrkulację powietrza na zewnątrz kriokomory, powodując obniżenie temperatury w pomieszczeniu. Inaczej ta sytuacja wygląda w przypadku kriokomory z zaleganiem zimna, w której otwieranie drzwi wejściowych nie wpływa w sposób znaczący na zmianę temperatury pomieszczenia, w którym jest ona zamontowana. Niższa i bardziej stabilna temperatura, szczególnie do wysokości kilkudziesięciu centymetrów od podłogi kriokomory, jest uzyskiwana w komorze z zaleganiem zimna.

Wydaje się, iż wykorzystanie zjawiska zalegania zimna w niecce pozwala na zmniejszenie ilości izolacji cieplnej oraz eliminację przedsionka, niezbędnego w komorze dwustopniowej. Taka technologia może wpływać na koszty samej kriokomory, a także na wielkość strat ciepła. Dzięki użyciu ciekłego kriogenu, wdmuchiwanego przez dysze do wnętrza kriokomory, nie są konieczne wymienniki ciepła stosowane w kriokomorach dwustopniowych [7–9].

Dodatkową różnicą między omawianymi typami kriokomór wydaje się być liczba pacjentów, którzy mogą jednocześnie korzystać z zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej. W dwustopniowej kriokomorze może jednocześnie znajdować się jednocześnie nawet 5 osób, natomiast w kriokomorze z zaleganiem zimna maksymalnie 4 osoby. Ponadto, konstrukcja kriokomory z zaleganiem zimna nie pozwala na wygodne i szybkie wprowadzenie np. pacjenta na wózku inwalidzkim. Dzięki jednakowym poziomom podłóg w kriokomorze dwustopniowej i w pomieszczeniu, w którym ta komora jest zainstalowana, nie stanowi to większego problemu.

W przypadku kriokomory z zaleganiem zimna przed schłodzeniem i w trakcie pracy wykonano także termogramy obudowy, które przedstawiono na rysunku 3.6. Zaobserwowano, że przed wejściem do kriokomory (w miejscu, gdzie pacjenci oczekują kilkadziesiąt sekund zanim wejdą do kabiny głównej) panuje niska temperatura zbliżona do tej panującej w przedsionku kriokomory dwustopniowej. Z kolei obudowa kriokomory wykonana z lekkiego drewna i materiałów izolacyjnych, poza szybami z pleksi, które są konieczne ze względów bezpieczeństwa, ma temperaturę zbliżoną do temperatury pomieszczenia, w którym kriokomora jest zainstalowana.



Rys. 3.6. Termogramy kriokomory z zaleganiem zimna wykonane przed i po schłodzeniu – w trakcie zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej. Termogramy przedstawiają: (1) lewy bok komory, (2) drzwi wejściowe oraz (3) prawy bok [7]

Interesujące było zaobserwowanie jednego miejsca, które wykazuje straty ciepła – owalny obszar (p. rys. 3.6). Jednakże poza tym jednym obszarem nie zaobserwowano żadnych innych miejsc straty ciepła, a obudowa, jak widać na termogramach, stanowi bardzo dobrą izolację, co potwierdza dobre właściwości izolacyjne zastosowanego lekkiego drewna w konstrukcji kriokomory. Warto też wspomnieć, że w pomieszczeniu, w którym jest zainstalowana kriokomora z zaleganiem zimna panują stosunkowo dobre warunki do pracy lekarza i rehabilitanta oraz pobytu osób, oczekujących na kriozabieg, gdyż temperatura w tylnej części pomieszczenia, w którym znajdowała się kriokomora w trakcie jej pracy mierzona dwoma niezależnymi termometrami cyfrowymi była przez cały czas stabilna i wynosiła $21,5 \pm 1,0^\circ\text{C}$ [7].

Wydaje się, iż łatwiej uzyskać odpowiednio niską i stabilną temperaturę w kriokomorze z zaleganiem zimna. Należy także podkreślić, że na wydajność kriokomór ma wpływ wiele innych czynników, takich jak np. odległość zbiornika kriogenicznego od kriokomory oraz izolacja przewodu, doprowadzającego medium kriogeniczne, jak również przepustowość komory tj. liczba pacjentów mogących jednorazowo korzystać z kriozabiegu.

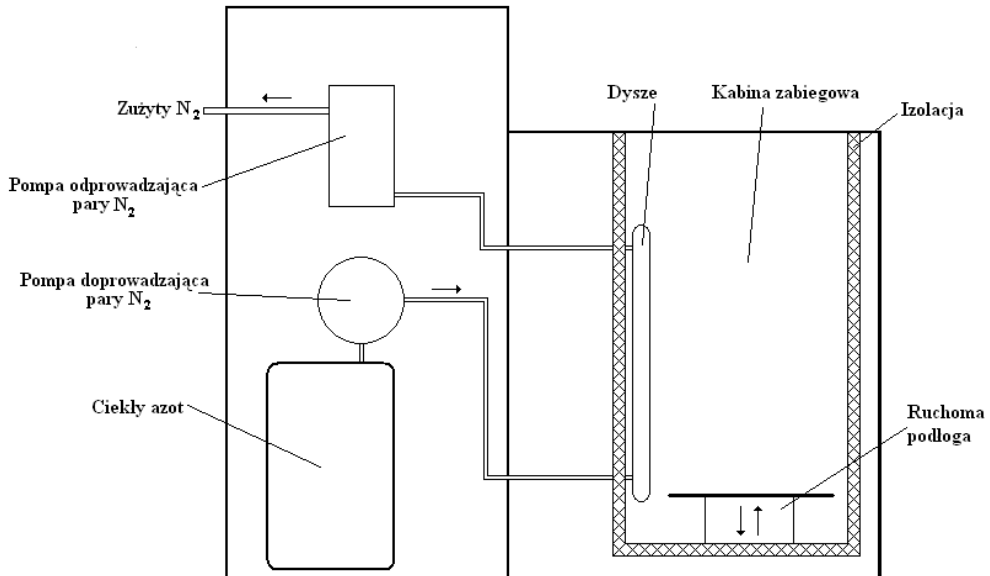
Jednakże w krioterapii ogólnoustrojowej najważniejszy jest odpowiedni i powtarzalny efekt schłodzenia ciała, od którego może zależeć efekt kinezyterapii, a więc powodzenie całego cyklu leczenia. W związku z czym liczba pacjentów i warunki panujące wewnątrz kriokomory muszą być dobierane optymalnie do grupy pacjentów, a być może nawet do konkretnego pacjenta lub schorzenia.

3.5. Kriokomora jednoosobowa

Kriokomora jednoosobowa, zwana także kriosaną, jest trzecim rodzajem komory kriogenicznej wykorzystywanej w krioterapii ogólnoustrojowej. Jest przeznaczona do przeprowadzania zabiegu u jednego pacjenta. Kabina pacjenta jest otwarta od góry, natomiast tuż obok znajduje się urządzenie sterujące i pompujące medium chłodzące (p. rys. 3.7).

Zasada funkcjonowania kriokomory jednoosobowej nieco różni się od pozostałych typów. Taka konstrukcja ma jednak ogromne znaczenie dla pacjentów z klaustrofobią, gdyż dzięki ruchomej podłodze istnieje możliwość takiego ustawienia, w którym głowa pacjenta jest powyżej kriokomory i pacjent cały czas ma kontakt z otoczeniem i lekarzem prowadzącym. Pary ciekłego azotu przechowywanego w naczyniu Dewara są tłoczone do kabiny zabiegowej, ochładzając przestrzeń, w której znajduje się pacjent. Po zabiegu odsysa się zimne powietrze wraz z parami azotu za pomocą pompy i transportuje się je poza pomieszczenie, w którym stoi kabina. Ma to na celu uniknięcie przedostawania się par azotu na zewnątrz kabiny, co może prowadzić

do wzrostu stężenia azotu w pomieszczeniu w przypadku dużej liczby zabiegów. Po usunięciu zimnego powietrza otwiera się drzwi kabiny, by wypuścić pacjenta.



Rys. 3.7. Schemat kriokomory jednoosobowej

Kriosauna różni się od pozostałych typów kriokomór tym, że pacjent jest poddawany działaniu niskiej temperatury jedynie do wysokości ramion, natomiast głowa znajduje się ponad komorą, co umożliwia swobodne oddychanie powietrzem z pomieszczenia, w którym jest zainstalowana kriokomora. Również w tym typie kriokomory najniższą temperaturę odnotowuje się w okolicy stóp, najwyższą – w okolicy głowy. Nowoczesne kriokomory jednoosobowe wyposażone są w specjalną ruchomą podłogę, która w dość dużych granicach wysokości jest w stanie dopasować wysokość położenia do wzrostu pacjenta [12]. Podobnie, jak w innych typach kriokomór z uwagi na konieczność otwierania i zamykania drzwi kabiny, występują znaczne straty ciepła wskutek wymiany powietrza między pomieszczeniem a kabiną kriokomory. Dodatkowo jednak w kriokomorze jednoosobowej, która jest otwarta od góry występują straty ciepła na drodze konwekcji, spowodowane bezpośrednim kontaktem ochładzanego powietrza z powietrzem pomieszczenia przy górnym otworze kabiny zabiegowej. Zasadniczym atutem kriokomory jednoosobowej (kriosauuny) jest niższy koszt produkcji i eksploatacji, jak również stosunkowo małe gabaryty. Powierzchnia pomieszczenia, w którym będzie instalowana kriosauuna może wynosić zaledwie kilkanaście metrów kwadratowych, co w przypadku pozostałych typów kriokomór jest niewystarczające [13].

Literatura

- [1] SIEROŃ A., CIEŚLAR G. (red.), *Zastosowanie zimna w medycynie – kriochirurgia i krioterapia*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2003.
- [2] SIEROŃ A., CIEŚLAR G. (red.), *Cryotherapy. Theoretical bases, biological effects, clinical applications*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2010.
- [3] SIEROŃ A., CIEŚLAR G. (red.), *Krioterapia – leczenie zimnem*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2007.
- [4] PILAWSKI A., *Podstawy biofizyki*, PZWL Warszawa 1977.
- [5] <http://www.kriosonik.pl>
- [6] YAMAUCHI T., MOGAMI S., MIURA K., *Various applications of extreme cryotherapy and strenuous exercise program – focusing on chronic rheumatoid arthritis*, *Physiother Rehabil*, 1981, Vol. 5, 35–39.
- [7] CHOLEWKA A., *Oddziaływanie niskich temperatur na organizm – badania in vivo i in vitro*, Rozprawa doktorska, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Katowice 2005.
- [8] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Comparison of some parameters of two-stepped cryogenic chamber and chamber with lingering cold*, D. Biały, H. Podbielska, W. Stręk (red.), *Biomedical Engineering Acta*, Indygo, 2006, Vol. 1, No.1, 103–110.
- [9] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa w kriokomorze dwu-stopniowej oraz kriokomorze z zaleganiem zimna*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 2005, Vol. 11, No. 1–2, 57–63.
- [10] SUSZKO R., *Krioterapia ogólnoustrojowa*, *Rehabilitacja Medyczna*, 2003, Vol. 7, No. 2, 63–71.
- [11] Instrukcja obsługi kriokomory z zaleganiem zimna zainstalowanej w WORR w Goczałkowicach, wyd. CRYOFLEX – POLAND Sp. z o. o. (dawniej METRUM), <http://www.metrum.com.pl>
- [12] BROJEK W., WARZOCHA A., *Kriokomora – odpowiedzi na najczęściej zadawane pytania*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 2009, Vol. 15, No. 4, 334.
- [13] <http://www.kriosauna.pl/>

ROZDZIAŁ 4

PODSTAWY KRIOTERAPII MIEJSCOWEJ

Iwona Hołowacz, Halina Podbielska

Spis treści	
4.1. Wstęp	53
4.2. Metody stosowania krioterapii	53
4.3. Krioaparatura do terapii – budowa i zasada działania	55
4.3.1. Aparaty do krioterapii miejscowej na ciekły azot	56
4.3.2. Aparat do krioterapii miejscowej na zimne powietrze	58
4.3.3. Aparatura do krioterapii miejscowej wykorzystująca CO ₂	58

4.1. Wstęp

Szersze wykorzystanie niskich temperatur w medycynie stało się możliwe dopiero dzięki odkryciom metod skraplania gazów. Problematyka ta została szeroko omówiona w rozdziale pierwszym tej książki [1]. W tym rozdziale przedstawimy pokrótce aparaturę do krioterapii miejscowej.

4.2. Metody stosowania krioterapii

Niskie temperatury stosowane w krioterapii osiąga się różnymi metodami. Do najprostszych należy wykorzystanie lodu, jak również lodu eutektycznego – mieszaniny z chlorkiem sodowym przez co uzyskuje się obniżenie temperatury do -21°C . Powierzchniowe oziębienie i zamrożenie skóry powoduje chłonek etylu. Suchy lód, czyli zestalony pod ciśnieniem dwutlenek węgla w postaci śnieżnej masy, sublimuje w temperaturze -78°C i najczęściej jest używany w mieszaninie z alkoholem, eterem lub acetonem jako tzw. pasta śniegowa. W urządzeniach kriogenicznych stosuje się czynniki chłodnicze – skroplone gazy, określane też cieczami kriogenicznymi, które umożliwiają uzyskanie znacznie niższych temperatur.

Właściwości fizykochemiczne cieczy kriogenicznych pozwalają na ich bezpieczne wykorzystanie w aparaturze krioterapeutycznej [1, 2, 3]. Konstrukcje współczesnych aparatów do krioterapii można ogólnie podzielić na trzy podstawowe grupy ze względu na sposób obniżania temperatury przez wykorzystanie następujących zjawisk fizycznych:

- zmiana stanu,
- rozprężanie gazu,
- efekt termoelektryczny.

Zjawisko zmiany fazy ciekłej na gazową wykorzystuje się w aparaturze chłodzonej ciekłym azotem. Azot w stanie ciekłym i charakteryzuje się wysokim ciepłem parowania przy niskiej temperaturze wrzenia wynoszącej $-195,8^{\circ}\text{C}$. W końcówce aplikatora skroplony gaz, obmywając jej wewnętrzną powierzchnię odparowuje, pobierając przy tym ciepło z otoczenia. Powoduje to gwałtowne oziębienie powierzchni mrożącej aplikatora, której temperatura może być prawie równa temperaturze wrzenia ciekłego azotu. Podobnie, podczas stosowania natrysku, rozpylony ciekły azot pokrywa powierzchnię tkanki, która staje się wymiennikiem ciepła.

Rozprężanie adiabatyczne połączone jest ze znacznym obniżeniem temperatury cieczy lub gazu. Zjawisko to zwane efektem Joule'a-Thomsona wykorzystano przy konstrukcji aplikatorów chłodzonych rozprężającym się dwutlenkiem węgla (CO_2) lub podtlenkiem azotu (N_2O). Pozostający pod ciśnieniem gaz doprowadzony do końcówki wąską kapilarą, rozpręża się, obniżając jej temperaturę do ok. -70°C (przy zastosowaniu CO_2) lub -89°C (N_2O).

Efekt termoelektryczny jest znany jako zjawisko Peltiera, który stwierdził, że gdy prąd elektryczny przepływa przez miejsce złączenia dwóch metali, zależnie od kierunku przepływu prądu, złącze to nagrzewa się lub schładza. Pozwala to na uzyskanie różnicy temperatur około 70°C .

Warunkiem skutecznego działania niskich temperatur jest dostateczne oziębienie tkanek, co można uzyskać w różny sposób. Decydujący jest tutaj nie tylko rodzaj użytego chłodziwa (kriogenu) i jego temperatura, ale i czas ekspozycji [3].

Celem uzyskania lokalnego oziębienia tkanek najczęściej stosuje się:

- okłady z użyciem plastikowych worków, wypełnionych kostkami lodu, które mogą utrzymywać temperaturę około 0°C ;
- okłady z użyciem prefabrykowanych worków plastikowych z zawartością żelu silikonowego, które można schłodzić w zamrażarce do temperatury 261 K (-12°C);
- masaż lodem, polegający na pocieraniu chorego miejsca kostką lodu, ruchami okrężnymi, przez kilka minut;
- kąpiele piance śnieżnej (*ang. ice slush*) i okłady z oziębionych ręczników (*ang. ice towels*) – stanowią kolejne sposoby schładzania. Kąpiele te polegają na wielokrotnym zanurzeniu chorych odcinków ciała w pojemnikach z zawartością na wpół roztopionego śniegu. Do okładów typu *ice towels* używa się

wilgotnych, dobrze wykręconych ręczników bawełnianych, które następnie schładza się w specjalnych zamrażarkach. Po schłodzeniu ręcznik układa się bezpośrednio na skórze;

- krioterapia kompresyjna (*ang. cryo-cuff*) [4] jest stosunkowo mało znanym sposobem aplikowania zimna – szczególnie w Polsce. Polega ona na jednoczesnym wykorzystaniu w terapii lokalnej czynnika termicznego (zimna) oraz czynnika mechanicznego pod postacią przerywanego masażu mięśni. Do tego celu potrzebna jest jednak specjalna aparatura, składająca się z mankietu wypełnianego okresowo powietrzem (dla wywierania nacisku na tkanki) oraz wbudowanego w ten mankiety systemu oziębiającego, w którym znajduje się lodowata zimna woda w temperaturze od 273 K do 268 K (od 0°C do -5°C);
- sprays oziębiające polegają na wykorzystaniu zjawiska szybkiego odparowania substancji lotnej z powierzchni skóry. Po spryskaniu nimi skóry dochodzi do szybkiego pobrania energii cieplnej ze skóry i tkanek głębiej leżących. W tego typu zabiegach zalecaną aplikowaną substancją jest np. fluorometan. Związek ten jest niepalny, niewybuchowy i nietoksyczny, lecz przy jego stosowaniu występuje ryzyko odmrożenia tkanki skórnej;
- kąpiele kriostymulacyjne gazowe lokalne wykonuje się z wykorzystaniem mieszaniny par ciekłego azotu i powietrza atmosferycznego schłodzonego do temperatury kilkuset stopni Celsjusza poniżej zera (od -100°C do -178°C) [5].

4.3. Krioaparatura do terapii – budowa i zasada działania

W terapii wykorzystujemy aparaty do zabiegów lokalnych (miejscowych), jak i ogólnoustrojowych – kriosauny i kriokomory.

Kriosauna – jest to pomieszczenie na jedną osobę wyłożone drewnem, posiadające drzwi wahadłowe. Od góry zamontowana jest osłona z kapturem na głowę pacjenta. Pacjent przebywający wewnątrz musi się cały czas poruszać. Średni czas zabiegu wynosi około 2 minuty. Temperatura zabiegu wynosi od -100°C do -160°C.

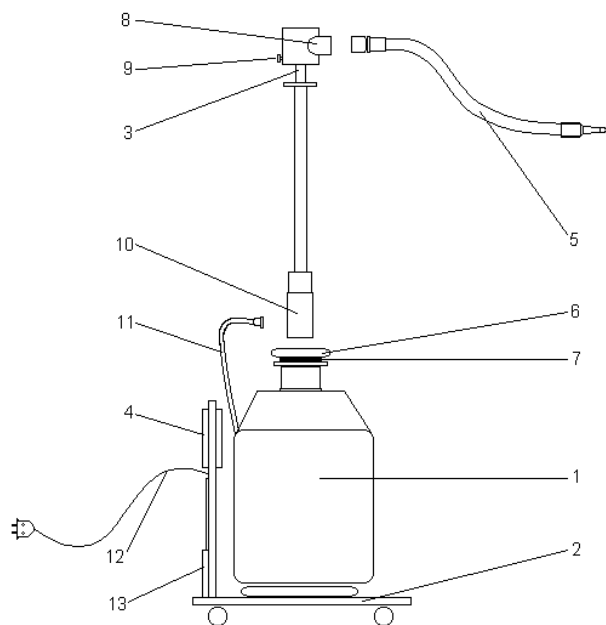
Kriokomora – składa się z dwóch części – przedsionka o temperaturze -50°C oraz części właściwej o temperaturze od -100°C do -160°C. Jednorazowo może w niej przebywać 5 osób, które przez cały czas zabiegu muszą się poruszać. Z uwagi na ochronę układu oddechowego pacjent jest zaopatrzonej w podwójną maskę chirurgiczną na usta i nos. Jest też pouczony o sposobie oddychania (wdech musi być 2 razy krótszy niż wydech). O kriokomorach traktuje poprzedni rozdział tej książki [6].

Do schładzania komory używany jest ciekły azot, który ze zbiornika, podawany jest poprzez instalację i zawory elektromagnetyczne do wymienników, ciepła znajdujących się w przedsionku i w komorze właściwej. Wraz ze schładzaniem komory następuje wymiana powietrza w komorze i w przedsionku. Powietrze sprężone jest do

ciśnienia 10 atmosfer i dalej kierowane przez filtry do osuszacza, następnie do krioczyszczalników. Podczas pracy komory monitorowana jest zawartość tlenu. Waha się ona w granicach 17–22%. Urządzenie jest skomputeryzowane i użytkownik ma możliwość swobodnego sterowania całym procesem schładzania [7].

4.3.1. Aparaty do krioterapii miejscowej na ciekły azot

Aparatem do krioterapii miejscowej jest przykładowo aparat KRIOSAN (przedstawiony schematycznie na rysunku (p. rys. 4.1)), który wykorzystuje jako czynnik chłodzący ciekły azot. Aparat przeznaczony jest do miejscowego nawiewu i wykonywania zabiegów krioterapeutycznych parami ciekłego azotu o temperaturze -165°C .



Rys. 4.1. Schemat aparatu KRIOSAN – według [8]. W skład aparatu wchodzi następujące elementy:
 1 – zbiornik na ciekły azot, 2 – podstawa konstrukcyjna, 3 – głowica azotowa, 4 – układ sterowania,
 5 – wężyk elastyczny, 6 – zapinacz, 7 – uszczelka zapinacza, 8 – łącznik wężyka elastycznego,
 9 – gniazdo, 10 – grzałka, 11 – przewód zasilający grzałki, 12 – przewód zasilający,
 13 – przewód czujnika tensometrycznego

Po podłączeniu aparatury do sieci, włączona zostaje grzałka. Uzyskanie ciśnienia par azotu rzędu 0,05–0,07 MPa (0,5–0,7 atm) jest wystarczające do otwarcia zaworu dławiącego i schłodzenia przewodów doprowadzających azot do pistoletowego

krioaplikatora nadmuchu. Jeżeli termometr wskaże temperaturę około 100 K, aparat jest gotowy do pracy. Temperaturę wypływającego gazu wskazuje miernik mieszczący się na płycie czołowej układu elektronicznego. W wypadku obniżenia się temperatury poniżej 95 K włącza się wentylator, co zabezpiecza przed wypływaniem kropeł ciekłego azotu na zewnątrz. Temperaturę wypływającego gazu reguluje się zaworem dławiącym. Jeżeli poziom ciekłego azotu obniży się, osiągając poziom czujnika alarmowego, zostanie wyłączona grzałka.

Urządzenia do krioterapii KRIOSAN N 30 i KRIOSAN N 50 są obecnie jednymi z najczęściej stosowanych aparatów do krioterapii miejscowej z zastosowaniem ciekłego azotu. Dane techniczne przykładowych urządzeń zamieszczone są w poniższej tabeli 1 [9].

Tabela 1. Dane techniczne aparatów KRIOSAN [9]

PARAMETRY	KRIOSAN N 30	KRIOSAN N 50
Pojemność zbiornika	32 l	50 l
Temperatura par azotu na wylocie	od -150°C do -160°C	od -150°C do -160°C
Zużycie ciekłego azotu	0,08–0,1 kg/min	
Max. zużycie ciekłego azotu na zabieg średnio 3 min	0,3 kg	
Max. ilość zabiegów	ok. 60	ok. 100
Regulacja stopnia intensywności nawiewu	płynna od 50% do 100%	
Masa aparatu bez ciekłego azotu	28 kg	33 kg
Masa aparatu z napełnionym zbiornikiem	54 kg	74 kg
Moc	500 W	
Napięcie	230 V	
Częstotliwość	50 Hz	
Klasa odporności i ochrony	I	
Wymiary całkowite	60 × 60 × 104 cm	60 × 60 × 115 cm

Aparaty na ciekły azot typu Cryo-T[®] Elephant produkowane są w dwóch rodzajach: pneumatycznym i jako grzałkowe. Firma Metrum Cryoflex po raz pierwszy na świecie wyprodukowała aparat w wersji pneumatycznej. Urządzenie to wykorzystuje właściwość fizyczną ciekłych gazów zwaną ciepłem parowania. Do zbiornika z ciekłym azotem doprowadza się powietrze o temperaturze ok. 20°C , co powoduje podgrzanie i parowanie azotu. Dzięki wykorzystaniu ciepła parowania azotu możliwa jest eksploatacja aparatu z ok. 40% oszczędnością tego gazu [10].

4.3.2. Aparat do krioterapii miejscowej na zimne powietrze

Aparatami do krioterapii nadmuchaem zimnego powietrza są Cryo 6 i seria CRIOjet. W aparacie do krioterapii na zimne powietrze CRIOjet Air Turbo uzyskuje się temperatury nawiewu do około -40°C przy przepływie gazu do 1500 l/min. Zastosowanie jako kriogenu powietrza powoduje, że zabiegi mogą być przeprowadzane bez dodatkowych kosztów. Urządzenie składa się ze skraplacza, elementu dławiącego, parownika, sprężarki i dmuchawy zabiegowej. Na płycie głównej umieszczony jest panel kontrolny z wyświetlaczem LCD. Wylot zimnego powietrza następuje z izolowanego elastycznego przewodu z końcówką zabiegową, która posiada wymienne dysze o różnych średnicach. Urządzenie posiada także regulowaną prędkość przepływu wydmuchiwanego powietrza.

Czynnik chłodniczy jest sprężany przez kompresor i wciskany do skraplacza. W skraplaczu powietrze jest skraplane wskutek odprowadzenia ciepła przez wentylator. Następnie dociera przez odwadniacz czynnika chłodzącego do elementu dławiącego, który wtryskuje płynny czynnik chłodzący do parownika. Tutaj czynnik chłodzący przechodzi w postać gazową. Wskutek rozprężania, przy ciśnieniu ok. 0,5 bara, czynnik odbiera ciepło. Powietrze jest z parownika zassane i na nowo sprężone. Obieg chłodzący jest zamknięty. Aby zabezpieczyć przed powstaniem nadmiernego ciśnienia – 25 bar (2500 kPa), obieg chłodniczy jest wyposażony w tzw. manostat (manometr z kontrolerem).

4.3.3. Aparatura do krioterapii miejscowej wykorzystująca CO_2

Do aparatów słabiej zamrażających należą urządzenia na dwutlenek węgla i podtlenek azotu, które pozwalają na końcówce krioaplikatora uzyskać temperaturę odpowiednio -70°C i $-88,7^{\circ}\text{C}$. Ze względu na wyższą wartość temperatury czynnika schładzającego wydłuża się czas trwania pojedynczego zabiegu [11]. Dwutlenek węgla jest powszechnie dostępnym gazem i w odróżnieniu od innych czynników chłodniczych używanych w kriostymulacji, działa na organizm ludzki w dwojaki sposób:

- fizykalnie – jako nośnik zimna ochładza powierzchnię skóry powodując zwężenie naczyń krwionośnych,
- biochemiczne – powoduje szybsze rozszerzenie naczyń krwionośnych, wspomagając reakcję przekrwienną.

Krioterapia miejscowa oraz ogólnoustrojowa korzystnie wpływają na wiele procesów w organizmie. Kontrolowane terapeutyczne wychładzanie tkanek jest dobrze tolerowane i bezpieczne dla pacjentów. Obecnie krioterapia znajduje zastosowanie w leczeniu wielu schorzeń m.in. narządu ruchu, neurologicznych, urazów sportowych, a także w postaci kriostymulacji może być stosowana u osób zdrowych.

Literatura

- [1] CHOROWSKI M., *Wprowadzenie do kriogeniki*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [2] KAŻMIEROWSKI M., *Kriochirurgia w chorobach skóry*, Czelej, Lublin 1997.
- [3] STRABURZYŃSKI G., STRABURZYŃSKA-LUPA A., *Medycyna fizykalna*, PZWL, Warszawa 1997.
- [4] <http://www.airbracestore.com/more-info/about-aircast>
- [5] MIKA T., KASPRZAK W., *Fizykoterapia*, PZWL, Warszawa 2006.
- [6] CHOLEWKA A., CISZEK W., DRZAZGA Z., *Kriokomory stosowane w medycynie - charakterystyka temperaturowa*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [7] ZAGROBELNY Z. (red.), *Krioterapia ogólnoustrojowa*, Urban&Partner, Wrocław 2003.
- [8] KrioSystem: *KRIOSAN – urządzenie do krioterapii lokalnej*, ulotka informacyjna
- [9] Strona internetowa firmy KrioSystem, producenta sprzętu kriogenicznego: http://kriosystem.com.pl/uploads/Oferta_nowy_papier/Oferta%20Kriosan%20-%20KRIOSYSTEM%20-%20bez%20cen
- [10] Strona internetowa firmy Metrum, producenta sprzętu kriogenicznego: <http://www.metrum.com.pl/pl/produkty/-cryo-t---krioterapia-miejscowa>
- [11] GABRYŚ M.S., POPIELA A., *Krioterapia w medycynie*, Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner, Wrocław 2003.

Kriomedpol wytwarza aparaty do kriochirurgii, które umożliwiają niszczenie chorej tkanki poprzez bezpośredni kontakt ze strumieniem ciekłego azotu (końcówki natryskowe), lub pośrednio końcówkami kontaktowymi (krioaplikatorami). Zróżnicowany kształt końcówek oraz łatwość ich wymiany umożliwia wyrażanie zmian o dowolnej lokalizacji.

Firma produkuje również drugi rodzaj urządzeń. Pozwalają one na miejscowe wychładzanie powierzchni ciała pacjenta strumieniem par azotu o temperaturze od -100°C do -160°C . Zabiegi takie stosowane są w celu osiągnięcia miejscowego efektu przeciwbólowego, zmniejszenia napięcia mięśni, uzyskania długotrwałego czynnego przekrwienia, co pozwala na skuteczne leczenie zespołów ortopedycznych, traumatologicznych i reumatoidalnych.



UMOŻLIWIAMY BEZPŁATNE
TESTOWANIE URZĄDZEŃ
502 502 444

**kriomedpol**
Spółka z ograniczoną odpowiedzialnością



KRIOMEDPOL Sp. z o.o.
ul. Warszawska 272
05-082 Stare Babice
tel. 22 752 93 21
tel. 22 733 19 05
fax 22 752 93 21
kriomedpol@kriomedpol.pl
www.kriomedpol.pl

ROZDZIAŁ 5

TERMOWIZJA JAKO METODA OCENY SKUTKÓW KRIOTERAPII

Iwona Hołowacz, Halina Podbielska

Spis treści	
5.1. Wstęp	61
5.2. Podstawy fizyczne	62
5.2.1. Promieniowanie podczerwone	62
5.2.2. Promieniowanie ciała doskonale czarnego	63
5.2.3. Podstawowe prawa dotyczące promieniowania cieplnego	63
5.2.4. Promieniowanie ciał rzeczywistych	65
5.3. Zasady działania termowizji	65
5.3.1. Detektory podczerwieni	66
5.3.2. Układy optyczne	68
5.3.3. Układy przeszukujące	68
5.3.4. Układy elektronicznej obróbki sygnału	69
5.3.5. Układy odniesienia	69
5.4. Wpływ różnych czynników na powstawanie obrazu termowizyjnego	71
5.5. Zastosowanie termowizji w medycynie	75

5.1. Wstęp

Termowizja jest dziedziną nauki zajmującą się detekcją, rejestracją i przetwarzaniem promieniowania podczerwonego. Promieniowanie podczerwone, którego źródłem jest każde ciało o temperaturze wyższej od zera bezwzględnego ($-273,15^{\circ}\text{C}$) jest niewidoczne dla ludzkiego oka. Do wizualizacji tego typu promieniowania niezbędna jest konwersja do postaci barwnego lub czarno-białego obrazu zwanego termogramem. Zadaniem termogramu jest odwzorowanie rozkładu temperatury na powierzchni ciała. Jest to możliwe dzięki ścisłej zależności pomiędzy natężeniem emitowanego promieniowania podczerwonego a temperaturą ciała. Im wyższą temperaturę ma badane ciało, tym wyższe jest natężenie emitowanego promieniowania. Termowizja jest metodą pozwalającą na bezkontaktową ocenę tego natężenia, czyli rozkładu temperatury na powierzchni badanego ciała [1, 2].

Dzięki termowizyjnym badaniom rozkładu temperatury na powierzchni ciała przed i bezpośrednio po zabiegu krioterapii można monitorować zachodzące w organizmie zmiany na skutek aplikacji zimna. Na podstawie obserwowanych zmian temperaturowych można wnioskować o zachodzących w organizmie reakcjach fizjologicznych, a tym samym ocenić efekty terapii w zależności od określonych parametrów aplikacji zimna. Biologiczne efekty oddziaływania zimna na tkankę zależą od intensywności i zasięgu chłodzenia. Z punktu widzenia klinicznego ważne jest dobranie optymalnych parametrów terapii, aby zapewnić pacjentowi względny komfort i bezpieczeństwo podczas zabiegu, przy jednoczesnym zagwarantowaniu maksymalnej efektywności.

Obecnie większość zabiegów wykonuje się przy zachowaniu standardowych parametrów aplikacji kriogenu, takich samych u wszystkich pacjentów z określonym schorzeniem, bez uwzględniania ich cech indywidualnych. Lekarz lub terapeuta obsługujący sprzęt kieruje się podczas zabiegu własnym doświadczeniem. Pacjent informuje lekarza o swoich aktualnych odczuciach, ewentualnym bólu lub dyskomforcie. Dodatkowo lekarz obserwuje powierzchnię skóry w schładzanym miejscu pod kątem zmian zabarwienia. Nienaturalne blednięcie lub zasinienie stanowią wskazania do bezwzględnej zmiany parametrów aplikacji, a nawet do przerwania zabiegu. Przeprowadzenie wizualizacji termograficznej pozwala na dobranie optymalnych warunków krioterapii dla każdego pacjenta [3].

5.2. Podstawy fizyczne

5.2.1. Promieniowanie podczerwone

Promieniowanie podczerwone jest niewidzialnym promieniowaniem elektromagnetycznym obejmującym zakres fal pomiędzy światłem widzialnym a mikrofalami. Przedział widmowy podczerwieni dzielony jest najczęściej na 3, niekiedy na 4 podzakresy, których granice wyznaczone są w sposób umowny [1, 2]:

- bliska podczerwień $0,78 \mu\text{m} < \lambda < 1,4 \mu\text{m}$,
- średnia podczerwień $1,4 \mu\text{m} < \lambda < 3 \mu\text{m}$,
- daleka podczerwień $3 \mu\text{m} < \lambda < 1000 \mu\text{m}$.

Bezpośrednio z tym podziałem związane są odpowiednie metody detekcji promieniowania. W przypadku bliskiej podczerwieni oraz w nieco mniejszym stopniu średniej podczerwieni, do detekcji stosowane są metody podobne, jak w przypadku światła widzialnego. Natomiast daleka podczerwień wymaga już stosowania metod takich jak termowizja. Techniki termowizyjne wykorzystują głównie długości fal z zakresu 3–5 μm lub 8–1 μm . Wynika to z właściwości emisyjnych obiektów oraz dużej zdolności transmisji tych długości fal przez atmosferę, są to tzw. „okna atmosferyczne” [1].

Poza tymi zakresami występuje bardzo silne pochłanianie promieniowania podczerwonego, głównie przez cząsteczki pary wodnej, dwutlenku węgla, tlenku azotu i ozonu oraz cząstki różnego dymu i oparów [1, 4]. W związku z tym produkowane są dwa typy kamer termowizyjnych [5]:

- krótkofalowe (*SWB*, ang. *Short Wave Band*), pracujące w zakresie 2–5 μm ,
- długofalowe (*LWB*, ang. *Long Wave Band*), pracujące w zakresie 8–13 μm .

Podczerwień jest to obszar widma fal elektromagnetycznych zawarty między światłem widzialnym a mikrofalami tzn. (0,76 μm a 1 mm). Energie fotonów w obszarze podczerwieni wynoszą 10^{-3} –1 eV, podczas gdy średnia energia kT (k – stała Boltzmanna) w temperaturze $T=300$ K wynosi 0,025 eV. Promieniowanie emitowane ze stanów wzbudzonych termicznie w temperaturze pokojowej leży w podczerwieni.

W powietrzu, oprócz pochłaniania promieniowania, występuje rozpraszanie na cząsteczkach pyłu lub wody zawieszonych w atmosferze. Wpływa to na zmniejszenie mocy padającego na detektor promieniowania, jak i na rozmycie obrazu promieniującego obiektu. Zjawiska te mają szczególnie duży wpływ na osłabienie promieniowania przy dużych odległościach pomiędzy badanym ciałem a urządzeniem pomiarowym.

5.2.2. Promieniowanie ciała doskonale czarnego

Ciało doskonale czarne jest to ciało, które całkowicie pochłania padające na nie promieniowanie elektromagnetyczne niezależnie od długości fali oraz temperatury, tzn. ciało, którego zdolność absorpcyjna jest dokładnie równa jedności w całym zakresie długości fali. Wypromieniowuje ono największą możliwą (w danej temperaturze) ilość energii. Pojęcie ciała doskonale czarnego ma podstawowe znaczenie w fizyce, stanowi ono bowiem niejako ciało wzorcowe, dla którego formułuje się podstawowe prawa promieniowania [6].

5.2.3. Podstawowe prawa dotyczące promieniowania cieplnego

Poniżej przedstawimy podstawowe prawa dotyczące promieniowania, co pozwoli lepiej wyjaśnić związek pomiędzy emitowaną energią a temperaturą danego ciała.

Prawo promieniowania cieplnego Kirchhoffa

Stosunek zdolności emisyjnej ciała $E(\nu, T)$, gdzie ν – częstotliwość drgań promieniowania, T – temperatura ciała, do jego zdolności absorpcyjnej $A(\nu, T)$ jest dla wszystkich ciał jednakowy, tzn. jest niezależną od rodzaju ciała uniwersalną funkcją temperatury i częstotliwości promieniowania $\varepsilon(\nu, T)$, zwaną uniwersalną funkcją Kirchhoffa:

$$\varepsilon(\nu, T) = \frac{E(\nu, T)}{A(\nu, T)}$$

Z prawa tego wynika, że funkcja Kirchhoffa jest zdolnością emisyjną ciała doskonale czarnego.

Prawo promieniowania Plancka

Prawo to określa zależność energii E emitowanej na jednostkę objętości przez ciało doskonale czarne w postaci promieniowania zrównoważonego o długości fali zawartej w przedziale od λ do $\lambda - \Delta\lambda$, czyli zależność zdolności emisyjnej ε ciała doskonale czarnego od długości fali λ i temperatury T :

$$E(\lambda, T) = \frac{8\pi hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{hc/\lambda kT} - 1}$$

gdzie: h – stała Plancka ($6,6244 \cdot 10^{-34}$ J·s), c – prędkość światła ($2,9979 \cdot 10^8$ m·s⁻¹), k – stała Boltzmanna ($1,38 \cdot 10^{-23}$ J·K⁻¹), λ – długość fali w metrach, T – temperatura w stopniach Kelvina.

Planck postulował, że atomy i cząsteczki mogą wysyłać i pochłaniać promieniowanie jedynie w ściśle określonych „porcjach” energetycznych, zwanych kwantami energii. Należy zauważyć, że w miarę wzrostu temperatury rośnie natężenie promieniowania, przy czym maksimum przesuwa się w kierunku fal krótszych [7, 8, 9].

Prawo przesunięć Wiena

Długość fali λ_{max} (tzn. odpowiadająca maksimum zdolności emisyjnej ciała doskonale czarnego), odpowiada największej energii przypadającej na bardzo wąski przedział $\Delta\lambda$, jest odwrotnie proporcjonalna do temperatury bezwzględnej ciała T , zgodnie ze wzorem:

$$\lambda_{max} = b / T$$

gdzie b – stała Wiena równa $2,898 \cdot 10^{-3}$ m·K.

Ze wzrostem temperatury długość fali promieniowania przesuwa się w kierunku krótszych długości fal.

Prawo Stefana-Boltzmannna

Całkowita energia emitowana w jednostce czasu czyli moc W wypromieniowana przez ciało doskonale czarne w postaci promieniowania cieplnego przez element powierzchni ciała o polu jednostkowym jest proporcjonalna do temperatury T ciała w czwartej potęgde:

$$W = \sigma \cdot T^4$$

gdzie σ – stała Boltzmanna równa $5,67 \cdot 10^{-8}$ J/(s·m²·K⁴)

5.2.4. Promieniowanie ciał rzeczywistych

Ciało rzeczywiste wypromieniowuje (lub pochłania) mniejszą energię niż ciało doskonale czarne. Emisyjność ε danego ciała oznacza zdolność do wypromieniowywania energii cieplnej przez to ciało. Jest to stosunek promieniowania ciała rzeczywistego do ciała doskonale czarnego dla tej samej wielkości powierzchni i przy tej samej temperaturze. Parametr ten jest bezwymiarowy [10]. Najwyższą zdolność emisyjną posiada ciało doskonale czarne i jest ona równa 1, a najniższą ciało doskonale białe – 0. Dla pozostałych ciał emisyjność określa się jako iloraz zdolności emisyjnej badanego ciała do ciała doskonale czarnego.

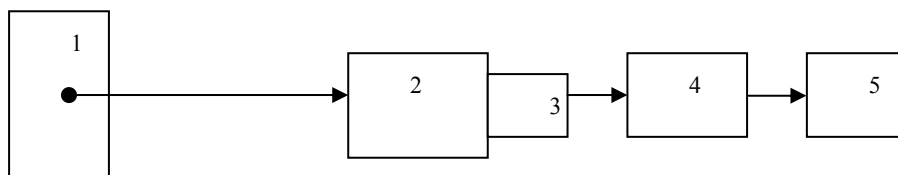
Gęstość promieniowania ciała doskonale czarnego i ciała szarego rozkłada się podobnie w zależności od długości fali. Emisyjność ciała promieniującego selektywnie zależy od długości fali [7].

Prawo Stefana-Boltzmann dla ciała szarego możemy więc napisać następująco:

Prawo Stefana-Boltzmann dla ciała szarego
$W = \varepsilon \cdot \sigma \cdot T^4$

5.3. Zasady działania termowizji

Termowizja polega na detekcji i rejestracji na odległość emisji promieniowania podczerwonego z określonego obszaru, a więc umożliwia bezkontaktowe wykonywanie badań. Promieniowanie podczerwone wysyłane przez badane ciało pada na układ optyczny termografu, który kieruje je na powierzchnię czułą detektora. Detektor przetwarza to promieniowanie na proporcjonalne do jego natężenia sygnały elektryczne, które wzmocnione przez układ elektroniczny zostają przekazane do urządzeń odtwarzających obraz. Zasadę termografii można przedstawić w najbardziej ogólny sposób za pomocą rysunku 5.1 [1].



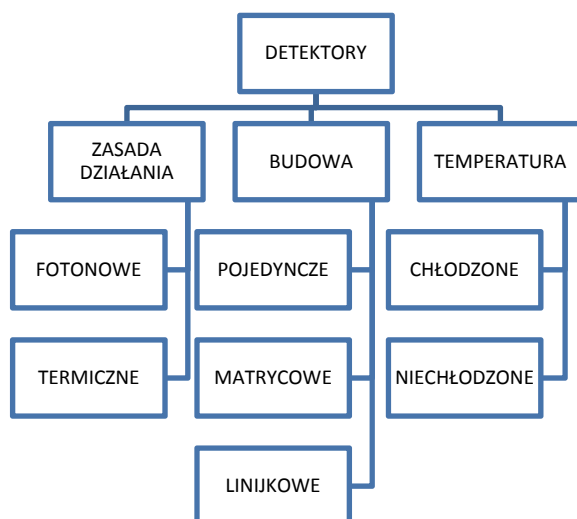
Rys. 5.1. Ogólny schemat opisujący zasadę termografii: 1 – badane ciało, 2 – układ optyczny, 3 – detektor, 4 – układ elektroniczny, 5 – układy obrazujące [11]

Pod względem funkcjonalnym w kamerach termowizyjnych możemy wyróżnić kilka podstawowych bloków: detektor promieniowania niekiedy z układem chłodzą-

cym, układ optyczny, układy przeszukujące, układy elektronicznej obróbki sygnału, układy odwzorowania i układy odniesienia, a także system wizualizacji (najczęściej monitor LCD) [1].

5.3.1. Detektory podczerwieni

Detektor jest najważniejszym i najbardziej technologicznie zawansowanym elementem kamery, to właśnie on determinuje możliwości pomiarowe kamery, a tym samym możliwości zastosowania i cenę kamery. Zadaniem detektora jest przetwarzanie promieniowania podczerwonego na inną wielkość fizyczną np. napięcie, prąd. W zależności od przyjętego kryterium można wyróżnić różne rodzaje detektorów (p. rys. 5.2).



Rys. 5.2. Podział detektorów podczerwieni

Najbardziej popularny jest podział detektorów ze względu na zasadę działania. Działanie detektorów termicznych opiera się na absorpcji promieniowania padającego na powierzchnię detektora, co powoduje niewielkie zmiany temperatury, wpływając następnie na zmianę właściwości elektrycznych lub optycznych materiałów [2]. Do tej grupy detektorów zalicza się:

- detektory bolometryczne – zmieniają swoją rezystancję w funkcji temperatury, mogą pracować w temperaturze pokojowej (detektory niechłodzone). Zwykle matryca zbudowana jest z kilkunastu do kilkudziesięciu tysięcy pojedynczych detektorów [12]. Podstawowym elementem bolometru jest cienka płytka wykonana z azotku krzemu o grubości ok. 0,5 μm . Płytkę utrzymywana jest nad

podłożem na dwóch elastycznych nóżkach, co zapewnia zachowanie stosunkowo wysokiej rezystancji termicznej między płytką a otoczeniem. Płytką pokryta jest materiałem aktywnym – tlenkiem wanadu, który absorbuje padające promieniowanie podczerwone, powodując niewielkie zmiany temperatury detektora, co z kolei wywołuje zmianę rezystancji płytki. Sygnał jest dodatkowo wzmacniany przez umieszczony poniżej tranzystor. Typowa wielkość piksela wynosi ok. $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ [13, 14];

- detektory termoelektryczne – zbudowane na bazie termostatu, zmieniają siłę elektromotoryczną na złączu w funkcji temperatury;
- detektory piroelektryczne – zbudowane z półprzewodników, w których może wystąpić zjawisko piroelektryczne. Zmiana temperatury powoduje zmianę ładunku powierzchniowego, wywołującego zmianę prądu. Charakteryzują się bardzo krótkim czasem reakcji, są czułe na szybkość zmian temperatury [5].

Zaletą detektorów termicznych jest szeroki zakres długości fali, dla którego sygnał na wyjściu jest stały, wadą zaś jest stosunkowo długi czas odpowiedzi.

Detektory fotonowe wykorzystują oddziaływanie fotonów absorbowanego promieniowania na elektrony w materiale półprzewodnikowym. Fotony powodują zmianę koncentracji nośników ładunku, wskutek czego zmieniają się właściwości elektryczne półprzewodników [2]. Wśród detektorów fotonowych można wyróżnić:

- detektory fotoprzewodzące (fotorezystory) – promieniowanie powoduje zmianę rezystancji fotorezystora na skutek zjawiska wewnętrznej emisji fotoelektrycznej [5],
- detektory fotowoltaiczne – zbudowane ze struktur z wbudowaną barierą potencjałów. Wykorzystują zjawisko wewnętrznej emisji fotoelektrycznej. Zmiana koncentracji nośników powoduje zmiany napięcia na złączu p-n lub zmiany natężenia prądu płynącego przez diodę lub tranzystor [1],
- detektory fotoemisyjne – detektor z tzw. zewnętrzną emisją fotoelektryczną. Padający na detektor foton powoduje wybitcie elektronu z materiału na zewnątrz [5],
- detektory na studniach kwantowych (QWIP, *ang. Quantum Well Infrared Photodetector*) – do ich produkcji stosuje się najczęściej arsenek galu (GaAs) lub aluminium arsenku galu (AlGaAs). Wymagają chłodzenia do temperatury -203°C za pomocą chłodziarki Sterlinga w naczyniu Dewara. Są to obecnie najczulsze detektory o dużej rozdzielczości. Charakteryzują się wyższą detekcyjnością w paśmie długofalowym (LW) $8\text{--}9 \mu\text{m}$ [5].

Detektory fotonowe mogą być wykonane z materiałów takich jak: InSb, InAs, HgCdTe. Zaletą tego typu detektorów jest krótki czas odpowiedzi, natomiast wadą jest fakt, że odpowiadają tylko na fotony o energii większej niż energia pasma wzbronionego materiału.

5.3.2. Układy optyczne

Pierwszym elementem kamery termowizyjnej, na który pada promieniowanie emitowane przez obiekt jest układ optyczny. Zadaniem układu optycznego jest zebranie promieniowania wysyłanego przez badane ciało i skupienie go na powierzchni detektora [2]. Dodatkowo elementy optyczne mogą eliminować część promieniowania tła, dzięki czemu zmniejszają ilość szumów w stosunku do sygnału. Eliminację poszczególnych pasm widma i wysoką przepuszczalność innych pasm zapewnia materiał, z jakiego powinny być wykonane elementy optyczne. Pokrycie materiału warstwą antyodbiciową dodatkowo zmniejsza straty promieniowania.

Kamery termowizyjne mogą pracować z obiektywami zwierciadlanymi, soczewkowymi lub mieszanymi. Każdy rodzaj układów optycznych charakteryzuje się innymi cechami. Obiektywy zwierciadlane mają szeroki zakres widmowy, dobrą przepuszczalność, charakteryzują się małą aberracją sferyczną i brakiem aberracji chromatycznej, ponadto mają małą masę. Koszt ich produkcji jest stosunkowo niski. Natomiast podstawową wadą tego typu obiektywów jest ograniczone do kilku stopni pole widzenia. Zwierciadła wykonane są z materiałów odbijających: złoto, srebro i glin. Układy soczewkowe natomiast odznaczają się szerokim kątem pola widzenia, możliwością korekcji aberracji i większą wytrzymałością niż układy zwierciadlane. Obiektywy soczewkowe wykazują jednak duże straty z powodu odbicia i znaczne aberracje chromatyczne. Soczewki wykonane są głównie z materiałów załamujących, takich jak: krzem (Si) (stosowany w kamerach krótkofalowych), german (Ge), selenek cynku (ZnSe), gasir ($\text{Ge}_{20}\text{Sb}_{15}\text{Se}_{65}$) i amtir ($\text{Ge}_{33}\text{As}_{12}\text{Se}_{55}$) (stosowane zarówno w kamerach krótko, jak i długofalowych) [2]. Każdy materiał charakteryzuje się selektywną przepuszczalnością promieniowania, stąd wybór materiału uzależniony jest od charakterystyki detektora. W celu uniknięcia strat promieniowania, soczewki pokrywa się cienką powłoką antyodbiciową, co pozwala zminimalizować straty z powodu odbicia. W zależności od szerokości przedziału widmowego stosuje się różną liczbę soczewek [1, 15].

5.3.3. Układy przeszukujące

Układy optyczne ściśle współpracują z układami przeszukującymi. Urządzenia termowizyjne dokonują podziału obrazu na fragmenty, następnie po przetworzeniu sygnału scalają obraz. Układy przeszukujące realizują przeszukiwanie badanego obszaru i analizę emitowanego przez ten obszar promieniowania, w efekcie otrzymuje się rzut obrazu pola temperaturowego. Stosowane są trzy rodzaje układów przeszukujących:

- układy mechaniczno-optyczne,
- układy elektroniczne,
- układy mechaniczno-elektroniczne.

Układy mechaniczno-optyczne stosowane są w przypadku kamer wyposażonych w pojedyncze detektory lub linijkę detektorów. Układ składa się z wirujących lub drgających zwierciadeł lub graniastosłupów skanujących, których zadaniem jest stopniowe przeszukiwanie obserwowanego obszaru [1, 5]. W przypadku kamer wyposażonych w matrycę detektorów stosowane są elektroniczne lub mechaniczno-elektroniczne układy przeszukiwania. Elektroniczne przeszukiwanie realizowane jest poprzez kolejne przełączenie poszczególnych detektorów mozaiki (układ z kolejnym wybieraniem) lub wyposażenie każdego detektora w niezależny układ elektroniczny (układ równoległy). Prędkość odczytywania poszczególnych pikseli (*ang. image frequency*) jest parametrem określającym szybkość pracy kamery. Może ona wynosić nawet 60 razy na sekundę (układ odczytowy ROIC (*ang. read-out integrated circuit*) – odczyt informacji odbywa się poprzez multipleksowanie każdego piksela), co umożliwia rejestrację np. ultraszybkich procesów cieplnych [1].

5.3.4. Układy elektronicznej obróbki sygnału

Zadaniem układów elektronicznej obróbki sygnałów jest odpowiednie wzmocnienie sygnałów z detektora oraz wierne termiczne i geometryczne odwzorowanie rozkładu promieniowania badanego obiektu [1]. W zależności od konstrukcji kamery termowizyjnej tzn. od zastosowanego detektora, elementów optycznych i układu przeszukującego układy elektroniczne mogą się różnić.

5.3.5. Układy odniesienia

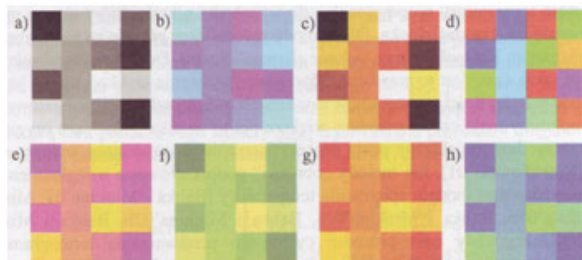
Potrzeba określania bezwzględnych wartości temperatur czy też różnic temperatur pociąga za sobą konieczność stosowania układów odniesienia. Istotą pracy kamery termowizyjnej jest jak najdokładniejsze określenie różnic w promieniowaniu badanych obiektów i przekształcenie ich na obraz. Na wartość sygnału wyjściowego z detektora ma wpływ wiele czynników. Aby możliwie najlepiej wyeliminować błędy pomiaru, stosuje się jednoczesną obserwację wzorcowego źródła promieniowania (źródła odniesienia) i badanego obiektu. W urządzeniach termowizyjnych stosowane są wewnętrzne źródła odniesienia, które pozwalają wyeliminować wpływ zmian właściwości elementów funkcjonalnych kamery, nie uwzględniając przy tym warunków pomiarów. Natomiast w sytuacjach, gdy wymagane jest bardzo dokładne wykonanie pomiarów, stosuje się zewnętrzny wzorzec odniesienia umieszczony w pobliżu badanego obiektu, może to być fragment obiektu o znanej temperaturze i emisyjności [1].

Termografia polega na pomiarze promieniowania emitowanego przez badane ciało i określeniu na tej podstawie rozkładu temperatur na jego powierzchni. Ogólnie rzecz biorąc, działanie kamery termowizyjnej wygląda następująco: promieniowanie podczerwone emitowane przez obiekt pada na obiektyw, następnie przekazywane jest

na detektor, który przetwarza promieniowanie podczerwone na sygnał elektryczny, w tej postaci sygnały przekazywane są do odpowiednich układów obróbki elektro-
nicznej i dalej do układu wizualizacji [1].

W praktyce sposób działania poszczególnych kamer jest ściśle związany z zastosowanym typem detektorów, ponieważ od rodzaju detektora zależy sposób skanowania badanego obszaru. W kamerach z pojedynczym detektorem mechaniczny układ przeszukujący przeszukuje całe pole badanego obszaru punkt po punkcie, w efekcie obserwowany obraz rozkładany jest na punkty następujące po sobie czasowo. Kolejne sekwencje sygnałów (z poszczególnych punktów) przekazywane są na detektor, który przetwarza je na sygnał elektryczny proporcjonalny do natężenia promieniowania. Po wzmocnieniu i przetworzeniu jest on przekazywany na ekran monitora, gdzie powstaje termowizyjny obraz pola temperaturowego. Jest to najstarsza stosowana technika uzyskiwania termogramów. Nieco bardziej zaawansowane kamery wykorzystują detektory liniowe, ich zasada działania jest podobna, z tą różnicą, że skanowanie obiektu realizowane jest w jednej płaszczyźnie. Najnowszej generacji urządzenia wyposażone są w detektory matrycowe. Matryca składa się z kilkuset tysięcy pojedynczych detektorów (pikseli), każdy z nich generuje sygnał elektryczny zależny od natężenia padającego nań promieniowania.

Aby wszystkie detektory posiadały jednakową charakterystykę przetwarzania, konieczne jest skalibrowanie detektorów [4, 5]. Nieodpowiednia kalibracja lub jej brak mógłby spowodować, że sygnał wyjściowy każdego z detektorów przy tej samej energii promieniowania byłby różny, a zatem otrzymany wynik byłby błędny. Dlatego przy każdorazowym włączeniu kamery proces kalibracji (mapowanie) odbywa się automatycznie. Oprócz kalibracji automatycznej każda kamera jest poddawana procesowi wzorcowania, o czym świadczy załączone świadectwo wzorcowania [5].



Rys. 5.3. Przykładowe palety barw: a) skala szarości, b) kolory zimne, c) kolory ciepłe, d) HSI (*Hue, Saturation, Intensity*) (intensywność nasycenia barwy), e) kolory wiosny, f) kolory lata, g) kolory jesieni, h) kolory zimy [5]

Wartość sygnału ze skalibrowanej matrycy detektorów jest następnie przeliczana na temperaturę według określonego schematu, w tym celu w procesie wzorcowania wyznaczone są stałe wzorcowania RGB (podstawowe barwy: czerwona *Red*, zielona *Green*, niebieska *Blue*) kamery. Przetwornik A/C (analogowo-cyfrowy) zamienia

wartość sygnału z detektorów na macierz liczbową, która poprzez zdefiniowanie tablicy kolorowania zamieniana jest w palety barw (p. rys. 5.3). Kolorowanie takie nazywane jest pseudokolorowaniem, ponieważ nie istnieje jednoznaczny system przyporządkowujący danej wartości temperatury określonej barwy. W dużym pomniejszeniu kolory nie są rozróżnialne, dając wrażenie obrazu ciągłego [5].

5.4. Wpływ różnych czynników na powstawanie obrazu termowizyjnego

Uzyskanie wysokiej dokładności pomiarów temperatury wymaga zarówno obróbki rejestrowanego sygnału, jak i prawidłowej interpretacji otrzymanych termogramów. Promieniowanie własne badanego obiektu jest tylko składową całego promieniowania padającego na detektor podczerwieni. Do detektora dociera również promieniowanie atmosfery, odbite od obiektu promieniowanie tła oraz promieniowanie elementów układu optycznego i przeszukiwania.

Promieniowanie podczerwone wychodzące z obiektu zawiera zawsze dwie składowe: promieniowanie własne obiektu i odbite promieniowanie tła. Pierwsza składowa zależy od temperatury i emisyjności obiektu, natomiast druga od parametrów otaczającego tła. Emitowane przez obiekt promieniowanie jest składową użyteczną, niosącą informacje o temperaturze i emisyjności, zaś promieniowanie odbite jest składową zakłócającą. Obydwie składowe nie mogą być rozdzielone i detektor rejestruje ich wypadkową. Wpływ promieniowania odbitego jest pomijalnie mały, gdy emisyjność obiektu jest duża, w przypadku skóry człowieka wynosi ona 0,98 co powoduje, że promieniowanie odbitego tła możemy pominąć.

Promieniowanie podczerwone jest tłumione i rozpraszane przez atmosferę, oznacza to, że rejestrowane przez detektor promieniowanie jest funkcją odległości obiekt – termowizor oraz parametrów atmosfery. Wszystkie urządzenia termowizyjne pracują w zakresie „okien atmosferycznych”, gdzie transmisja jest stosunkowo wysoka. Jednak straty sygnału wywołane tłumieniem przez atmosferę, szczególnie przy większych odległościach, powodują wystąpienie dodatkowych błędów pomiaru.

Promieniowanie własne układu skanującego jest jedną ze składowych całego promieniowania, które rejestruje detektor. Jego istnienie jest konsekwencją faktu, że elementy optyczne absorbują promieniowanie, a zatem zgodnie z prawem Kirchhoffa muszą je także emitować. Samo istnienie tej składowej promieniowania nie wpływa na dokładność pomiaru, jest ona obniżona na skutek zmian tej składowej w czasie.

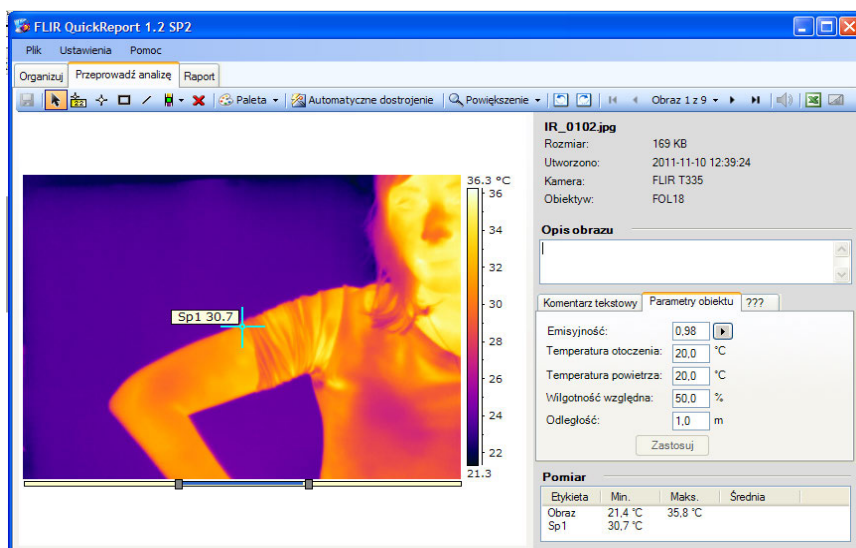
Nowoczesne termowizory są zawsze wyposażone w komputer z odpowiednim oprogramowaniem. Od użytkownika jest wymagane wprowadzenie kilku parametrów, które pozwalają na podwyższenie dokładności pomiaru temperatury. Model softwerowej korekcji wpływu promieniowania tła, optyki układu przeszukiwania i atmosfery

wymaga od użytkownika wprowadzenia parametrów takich, jak emisyjność obiektu, odległość termowizor – obiekt, temperatury atmosfery i tła.

Aby uzyskać wyniki pomiarów niezależne od temperatury termowizora, promieniowanie własne optyki i układu przeszukiwania, też powinno być skorygowane. Jest to uzyskiwane poprzez wbudowanie źródła odniesienia. Termowizor „patrząc” na nie, może się sam skalibrować. Najnowsza generacja urządzeń termowizyjnych umożliwia korekcję różnych czynników, zmieniających dokładność pomiaru [15].

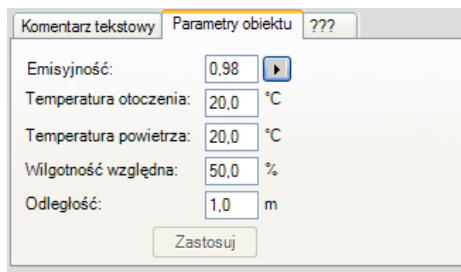
Do rejestracji zdjęć termowizyjnych w zabiegach krioterapii wiele ośrodków stosuje kamerę termowizyjną firmy FLIR (np. model T335). Kamera pracuje w zakresie długofalowym na bazie niechłodzonego detektora mikrobolometrycznego. Matryca detektora posiada 76800 pikseli, co zapewnia dużą rozdzielczość wykonanych w podczerwieni zdjęć. Kamera posiada między innymi funkcję aparatu cyfrowego, dzięki czemu obraz w podczerwieni można nałożyć na zdjęcia rejestrowane w świetle widzialnym [5].

W tym modelu, zarejestrowane zdjęcia poddawane są obróbce w programie komputerowym FLIR QuickReport 1.2. Oprogramowanie oferuje podstawowe funkcję do analizy obrazu termowizyjnego (p. rys. 5.4) m.in. automatyczne dostrajanie, możliwość zmiany palety barw oraz narzędzia umożliwiające dokładny odczyt temperatury z danego punktu, linii lub obszaru.



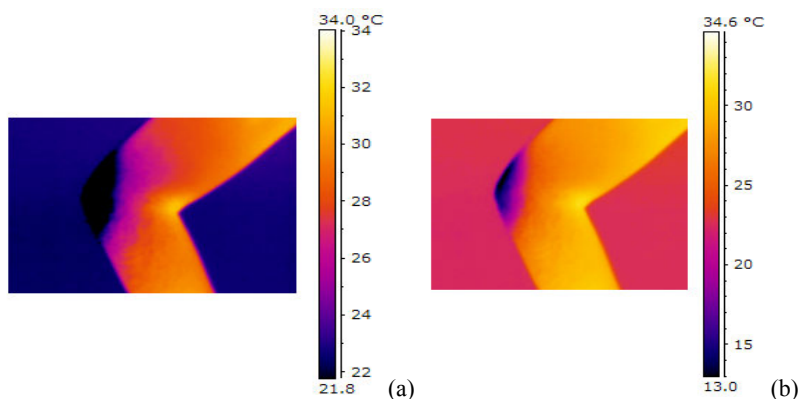
Rys. 5.4. Interfejs programu FLIR QuickReport

W celu poprawy dokładności pomiaru, program wymaga zaprogramowania pewnych parametrów (p. rys. 5.5): wilgotności powietrza, emisyjności, temperatury powietrza i otoczenia oraz odległości obiekt – kamera.



Rys. 5.5. Parametry określające warunki pomiaru, zaprogramowane w kamerze termowizyjnej podczas badań

Celem pozyskania z zarejestrowanych termogramów jak największej ilości użytecznych informacji, obraz jest analizowany komputerowo. Program umożliwia automatyczne dostrojenie, dzięki czemu automatycznie wyregulowane są parametry obrazu, dopasowujące skalę temperatur do rzeczywistych odnotowanych wartości. W ten sposób nie tracimy więc informacji o temperaturach skrajnych, wykraczających poza zakres skali. Przykładowe termogramy, w których zastosowano funkcję automatycznego dopasowania pokazano na rysunku 5.6.



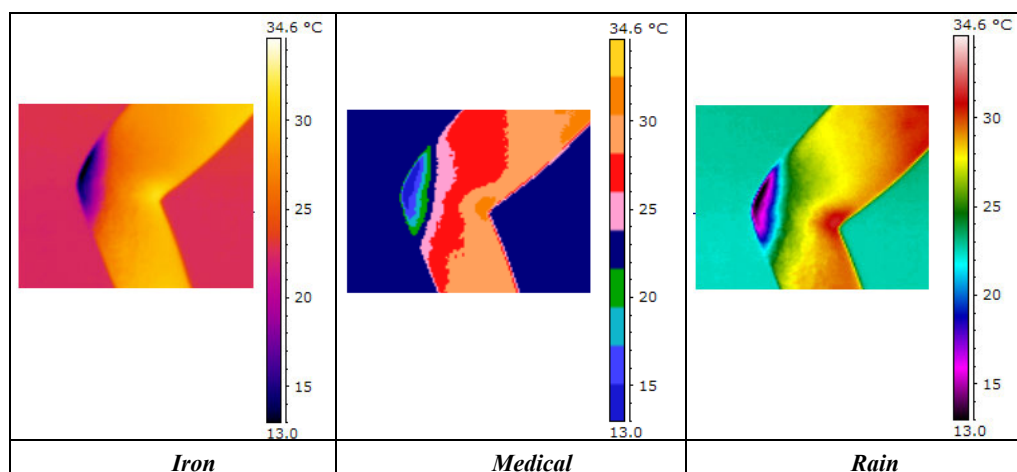
Rys. 5.6. Termogram i skala temperatur: (a) bez zastosowania funkcji automatycznego dopasowania, (b) z zastosowaniem funkcji automatycznego dopasowania

Funkcja automatycznego dopasowania rozciągnęła skalę temperatur między najwyższą a najniższą temperaturą zarejestrowaną na termogramie. W efekcie daje to możliwość precyzyjniejszego zlokalizowania obszaru o najniższej temperaturze, podczas gdy na podstawie obrazu początkowego można było wyciągnąć mylne wnioski, że lokalne minimum osiąga dużą wyższą temperaturę, jednocześnie obejmując znacznie większy obszar. Rozszerzenie skali temperatur przy zachowaniu tej samej palety barw powoduje pogorszenie kontrastu obrazu. Skok temperatury o każdy kolejny

stopień Celsjusza wywołuje minimalną zmianę odcienia w palecie barw, co z kolei może powodować problemy z wykrywaniem niewielkich zmian temperatury.

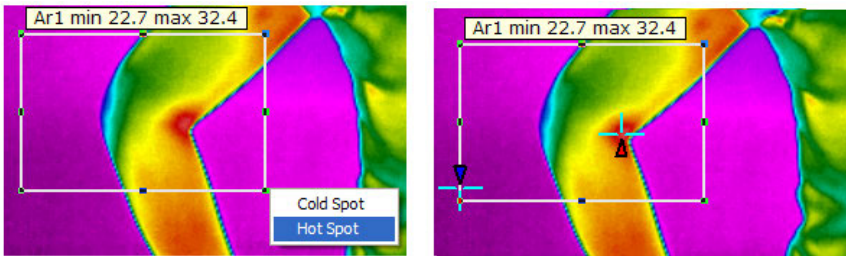
Pojawiający się problem płynnej zmiany barw można zredukować dzięki opcji *Paleta*, umożliwiającej modyfikację skali odcieni.

Paleta barw *Iron* charakteryzuje się płynną zmianą barw od granatowej po białą. Wyróżnia się najmniejszą ilością barw pośrednich wśród palet przedstawionych na rysunku 5.7. Termogram w skali *Iron* jest mało kontrastowy, niewielkie zmiany temperatur są trudne do zaobserwowania, przez co obraz jest mało czytelny i trudny do analizy. Przy zastosowaniu palety barw *Medical* skala obejmuje większą ilość barw, zmieniających się w sposób skokowy. Uzyskany w ten sposób termogram ma dobry kontrast. Skokowa zmiana odcieni pozwala łatwo zlokalizować obszary o odmiennych temperaturze. Skala *Rain* stanowi rozwiązanie pośrednie pomiędzy dwoma skrajnymi typami palet, łącząc w sobie zalety ich obu. Posiada szeroką gamę barw, które zmieniają się łagodniej niż w *Medical*, ale i na tyle wyraziście, że można wyróżnić poszczególne izotermy. Skok między barwami jest złagodzony przez odcienie pośrednie, dzięki czemu zapewniona jest większa dokładność określenia temperatur. Skale można zmieniać w zależności od potrzeb, każda ze nich może się sprawdzać w innych zastosowaniach.

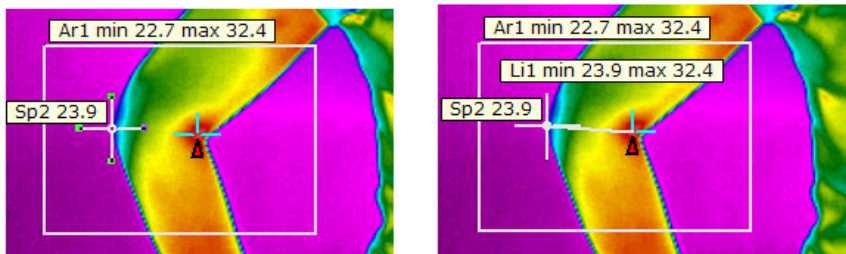


Rys. 5.7. Termogram w różnych paletach barw

Dokładne określenie temperatury danego obszaru wymaga zastosowania specjalistycznych narzędzi, takich jak: latający punkt, punkt, linia i obszar. Narzędzie punkt pozwala określić temperaturę dokładnie w miejscu ustawienia kursora, linia oraz obszar wyznaczają temperaturę maksymalną, minimalną i średnią odpowiednio wzdłuż zaznaczonej linii lub w określonym obszarze prostokątnym (p. rys. 5.8 i rys. 5.9).



Rys. 5.8. Procedura wyznaczania punktu o maksymalnej temperaturze. Punkt o minimalnej temperaturze zaznaczono niebieskim trójkątem (▽), a o maksymalnej czerwonym (Δ)



Rys. 5.9. Punkty o skrajnych temperaturach i linia je łącząca

Punkt o najniższej temperaturze można wyznaczyć przy użyciu funkcji *latający punkt*. W celu określenia temperatury średniej, dwa zlokalizowane poprzednio punkty o skrajnych temperaturach połączono prostą, wzdłuż której program oblicza średnią wartość temperatury.

Istnieje wiele firm produkujących kamery termowizyjne, które są wykorzystywane w medycynie, ale również w innych dziedzinach nauki. Między innymi są to przykładowo firmy MICRO-EPSILON MESSTECHNIK GmbH & Co. KG [16], FLUKE [17], SONEL [18].

5.5. Zastosowanie termowizji w medycynie

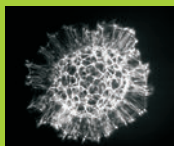
Termowizja znalazła zastosowanie w medycynie jako metoda uzupełniająca diagnostykę. W warunkach homeostazy znaczna część schorzeń objawia się zmianą temperatury określonych obszarów ciała na skutek zaburzeń produkcji i odprowadzenia ciepła, z tego względu szybka ocena rozkładu temperatury na powierzchni ciała może stanowić bardzo ważne narzędzie diagnostyczne. W przypadku niektórych schorzeń np. nowotworów, często wystarcza stwierdzenie asymetrii termicznej w obszarach badanych np. piersi, w innych przypadkach porównuje się rozkłady temperatury

u pacjenta z rozkładem temperatury w stanie fizjologicznym [1]. Niewątpliwą zaletą tego typu badań jest ich nieinwazyjność i powtarzalność, jednak z drugiej strony należy pamiętać, że jest to technika wstępnej diagnostyki m.in. ze względu na małą specyficzność badań. Termowizyjny pomiar może ukierunkować diagnozę, może służyć do kontroli terapii i monitorowania procesów patofizjologicznych. Obrazowanie termowizyjne znajduje zastosowanie w wielu dziedzinach medycyny, m.in. w okulistyce do badania siatkówki, nowotworów, efektów operacji; w stomatologii w chorobach przyzębia i ocenie ubytków; w laryngologii w stanach zapalnych zatok, skrzywienia przegrody nosowej, w dermatologii do oceny rozległości oparzeń i ran oraz monitorowania procesu leczenia, w chirurgii do oceny optymalnego poziomu amputacji kończyn; w angiologii w zespołach niedokrwienia, stanach zapalnych żył i tętnic, w zaburzeniach krążenia i oczywiście w badaniu oddziaływania zabiegów krioterapeutycznych i kriostymulacyjnych [1, 2, 5, 19].

Literatura

- [1] RUDOWSKI G., *Termowizja i jej zastosowanie*, Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 1978.
- [2] MADURY H., *Pomiary termowizyjne w praktyce*, Agenda Wydawnicza PAK, Warszawa 2004.
- [3] DĘBIEC-BĄK A., SKRZEK A., PODBIELSKA H., *Application of thermovision for estimation of the optimal and safe parameters of the whole body cryotherapy*, J Therm Anal Calorim (in press).
- [4] Internetowe wydanie miesięcznika technicznego dla praktyków Chłodnictwo i klimatyzacja dodatek na temat termografii w podczerwieni: http://www.chlodnictwoiklimatyzacja.pl/images/wydania/wyd_specjalne/termografia_w_podczerwieni.pdf
- [5] MINKINA W., *Pomiary termowizyjne-przyrządy i metody*, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2004.
- [6] *Słownik fizyczny*, WP, Warszawa 1984.
- [7] HOUGHTON J., SMITH S.D., *Fizyka podczerwieni*, PWN, Warszawa 1975.
- [8] JANUSZAJTIS A., LANGER J., *Encyklopedia fizyki*, WNT, Warszawa 1987.
- [9] KOSTOWSKI E., *Promieniowanie cieplne*, PWN, Warszawa 1993.
- [10] HALLIDAY D., RESNICK R., *Światło a fizyka kwantowa, Fizyka. T. 2*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1993.
- [11] RUDOWSKI G., KRUSZEWSKI S., *Termografia, Elektronika medyczna*, cz. II, Keller J., Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1975.
- [12] Strona internetowa producenta kamer termowizyjnych FLIR; http://www.kameratermowizyjna.com/Flir_kamery_T300_T400.html
- [13] ROGALSKI A., *Detektory promieniowania podczerwonego*, Nauczanie fizyki w wyższych szkołach technicznych, XIII Konferencja, Wrocław 2000.
- [14] Strona internetowa portalu branżowego dla elektroników: <http://elektronikab2b.pl/raporty/1461-polscy-producenci-i-dystrybutorzy-miernikow-wielkosci-nieelektrycznych?start=2>
- [15] WIĘCEK B., DE MEY G., *Termowizja w podczerwieni. Podstawy i zastosowania*, PAK, Warszawa 2011.

- [16] Strona internetowa producenta kamer termowizyjnych: <http://www.micro-epsilon.de/index.html>
- [17] Strona internetowa producenta kamer termowizyjnych: <http://www.fluke.com>
- [18] Strona internetowa producenta kamer termowizyjnych: <http://www.sonel.pl/>
- [19] HOŁOWACZ I, PODBIELSKA H., HURNIK P., MIELCZAREK W., ZDZIARSKI J., *Komputerowa akwizycja i obróbka obrazów termowizyjnych w ocenie skutków oddziaływania niskich temperatur*, [w:] *Krioterapia miejscowa i ogólnoustrojowa*, Z. Zagrobelny (red.), Urban&Partner, 2003, 69–84.



Laboratorium Elektroniki Biomedycznej i Pomiarów

Pomieszczenie: 0016, bud. D1

Kierownik Laboratorium:

dr hab. inż. Zbigniew Moroń prof. nadzw.

Tel. 71 320 44 63



Laboratorium Biospektroskopii

Pomieszczenie 04a, bud. D1

Kierownik Laboratorium:

dr hab. Małgorzata Komorowska prof. nadzw.

Tel. 71 320 31 68, 43 45



LABORATORIA NAUKOWO-BADAWCZE Przykładowa oferta badawcza

Badania obiektów biomedycznych sygnałami elektrycznym.

Projektowanie systemów do elektromagnetycznej nawigacji medycznej.

Wytwarzanie aktywnych nanomateriałów i materiałów żółelowych.

Pomiary biomateriałów w nanoskali.

Badanie topografii powierzchni próbek metodą AFM i KPM.

Badanie właściwości fizykochemicznych błon lipidowych poddanych elektroporacji.

Określanie optymalnych parametrów pola elektrycznego do elektrochemioterapii.

Badania czujników i przetworników do pomiarów ciśnienia medycznych; ciśnienia wewnątrzgałkowego IOP oraz wewnątrzczaszkowego ICP.

Badania reaktywności zrenicy oka i badania ruchów gałek ocznych.

Wyznaczanie składu atomowego próbek stałych i ciekłych. Oznaczenie ciepła rozpuszczenia.

Określanie termodynamicznej stabilności próbek.

Wyznaczanie współczynnika przenikania przez modelowe błony biologiczne.

Oznaczenie ładunku powierzchniowego nanostruktur i makromolekuł.

Określanie rozkładu rozmiarów nanostruktur, emulsji i zawiesin.

Wyznaczanie pK substancji w roztworze i zawiesinach.

Opracowywanie liposomów do zastosowań medycznych i kosmetycznych.

Pomiary mikroskopowe (DIA i EPI) i pomiary transiluminacyjne.

Optyczne rozpoznawanie obiektów.

Badanie możliwości wzmocnienia oddziaływania fotodynamicznego w obecności aktywnych nanocząstek metali szlachetnych.

Zagadnienia dozymetrii w diagnostyce i terapii fotodynamicznej, optymalizacja parametrów zabiegowych w PDD i PDT.

Badania właściwości fizykochemicznych morfotycznych składników krwi.

Laboratorium Biopomiarów w Nanoskali

Pomieszczenie: 0016, bud. D1

Kierownik Laboratorium: dr hab. Marta Kopaczyńska

Tel. 71 320 44 61



Laboratorium Nanomateriałów

Pomieszczenie 011, bud. D1

Kierownik Laboratorium: dr inż. Agnieszka Ulatowska-Jarża

Tel. 71 320 44 61



Laboratorium Biofizyki Agregatów Makrocząsteczkowych

Pomieszczenie: 02, budynek D1

Kierownik Laboratorium: prof. dr hab. inż. Marek Langner

Tel. 71 320 23 84



Laboratorium Bio-Optyki

Pomieszczenie: 04, bud. D1

Kierownik Laboratorium:

prof. n. tech. dr hab. n. fiz. inż. lek. med. Halina Podbielska

Tel. 71 320 65 80, 28 25



Pracownia Pomiarów Biomedycznych

Pomieszczenie 09, bud. D1

Kierownik Laboratorium: dr inż. Andrzej Hachol

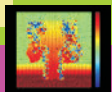


Laboratorium Elektroporacji

Pomieszczenie 011a, bud. D1

Kierownik Laboratorium: dr hab. inż. Małgorzata Kotulska

Tel. 71 320 39 74



ROZDZIAŁ 6
ZNACZENIE DIAGNOSTYCZNE ANALIZY
TERMOGRAFICZNEJ SCHŁODZENIA CAŁEGO
CIAŁA W KRIOSTYMULACJI I KRIOTERAPII

Armand Cholewka

Spis treści

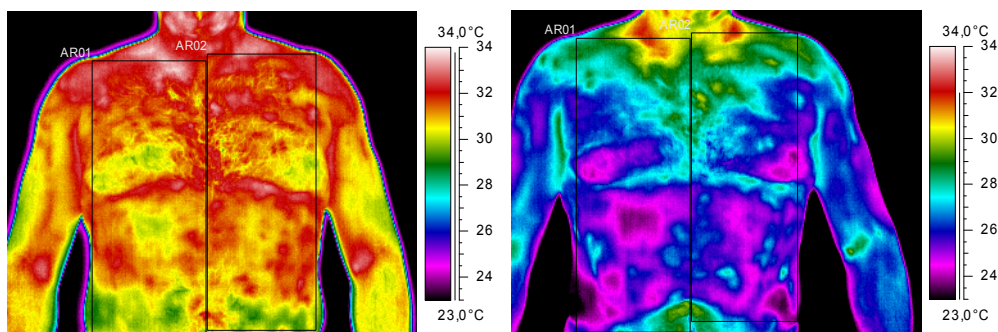
6.1. Obniżenie temperatury ciała wskutek krioterapii ogólnoustrojowej	79
6.2. Wykorzystanie schłodzenia ciała w obrazowaniu termowizyjnym wybranych schorzeń kręgosłupa	84
6.3. Termowizyjna ocena efektów pełnego cyklu zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej	95
6.4. Wykorzystanie wstępnego schłodzenia ciała w diagnostyce termowizyjnej innych schorzeń	98

**6.1. Obniżenie temperatury ciała wskutek
krioterapii ogólnoustrojowej**

Oddziaływanie zimna na organizm prowadzi przede wszystkim do obniżenia temperatury skóry oraz tkanek przypowierzchniowych. Przy czym różne części naszego ciała będą ulegały oziębieniu w różnym stopniu [1, 2, 3, 4, 5]. Człowiek jako organizm stałocieplny – wykazujący homeostazę, dąży do utrzymania stałej temperatury wewnątrz organizmu, dlatego w analizie odpowiedzi termicznej na schłodzenie ciała należy rozróżnić temperaturę wewnętrzną, której utrzymanie w ramach tzw. cyklu termoregulacyjnego jest niezbędne do sprawnego funkcjonowania organizmu od temperatury warstw powierzchniowych, których temperatura w znacznym stopniu zależy od temperatury otoczenia [1–5, 6, 7, 8].

Z pewnym przybliżeniem można przyjąć, że mapa termiczna obserwowana na powierzchni ciała prezentuje stan termodynamiczny organizmu, który z kolei jest wypadkową oddziaływania fizycznych warunków zewnętrznych na środowisko wewnętrzne organizmu – metabolicznie aktywne tkanki narządów wewnętrznych.

Można to zaprezentować na przykładzie termogramów pacjentów poddawanych kriostymulacji ogólnoustrojowej (p. rys. 6.1–rys. 6.3), u których zarejestrowano termogramy przed zabiegiem oraz bezpośrednio po schłodzeniu całego ciała. Na termogramach zaznaczono obszary zainteresowania (AR0i), starając się uwzględniać zalecenia obrazowania termograficznego [9, 10]. W tabelach pod termogramami pokazano temperatury średnie ($T_{\text{śred}}$) wybranych obszarów. Termogramy rejestrowano w grupie zdrowych osób, które korzystały z kriostymulacji w różnych ośrodkach [6–8, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19].

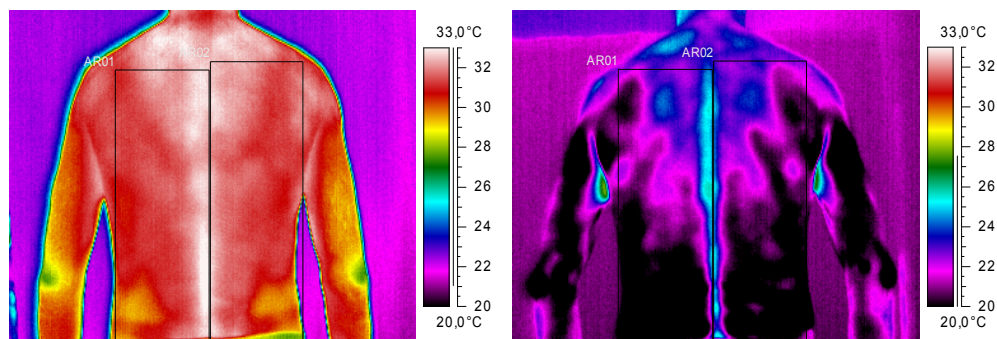


Obszar RO	Temperatura [°C] przed kriostymulacją	Temperatura [°C] po kriostymulacji
AR01 : $T_{\text{śred}}$	31,2	26,4
AR02 : $T_{\text{śred}}$	31,4	26,6
AR01 : T_{max}	33,9	31,9
AR01 : T_{min}	28,9	22,7
AR02 : T_{max}	33,5	22,8
AR02 : T_{min}	29,0	32,0

Rys. 6.1. Przykładowe termogramy klatki piersiowej zdrowego mężczyzny przed (po lewej) i po kriostymulacji (po prawej) oraz tabela obrazująca średnie temperatury w badanych obszarach zainteresowania

Na termogramach, oprócz obniżenia temperatury po kriostymulacji, można dostrzec nieznaczną, aczkolwiek widoczną asymetrię termiczną ciała związaną z asymetrią anatomiczną. Ponadto, porównując wartości średniej temperatury kończyn i temperatury tułowia, łatwo zauważyć większy spadek temperatury tych części ciała, których stosunek powierzchni do objętości jest relatywnie duży. Stosunkowo łatwo zauważyć również, iż wyższa temperatura charakteryzuje obszary skóry bezpośrednio związane z naczyniami krwionośnymi i przepływem krwi (np. okolice żyły podobojczykowej, okolice śródpiersia). Z kolei niższa temperatura średnia charakteryzuje te miejsca, w których przepływ krwi i procesy metaboliczne nie są tak intensywne. Analiza termogramów klatki piersiowej wykonanych przed i bezpośrednio po

schłodzeniu ciała pokazała, iż największe ochłodzenie obserwowano nad dużymi partiami mięśni: *musculus pectoralis major* i *minor* oraz *musculus rectus abdominis* w przeciwieństwie do okolic mostka, gdzie znajdują się duże naczynia krwionośne [6, 7, 13, 14, 16, 19]. Przeprowadzone badania pokazały, że temperatura wewnętrzna ciała po kriostymulacji obniża się nieznacznie ($\Delta T_{org} = 0,8^{\circ}\text{C}$), co świadczy o tym, że krótki pobyt w kriokomorze jest bezpieczny [20, 21, 22].



Obszar	Temperatura [°C] przed kriostymulacją	Temperatura [°C] po kriostymulacji
AR01 : $T_{\text{śred}}$	31,5	21,0
AR02 : $T_{\text{śred}}$	31,1	20,9
AR01 : T_{max}	33,7	25,9
AR01 : T_{min}	27,7	14,3
AR02 : T_{max}	33,1	25,6
AR02 : T_{min}	28,1	15,1

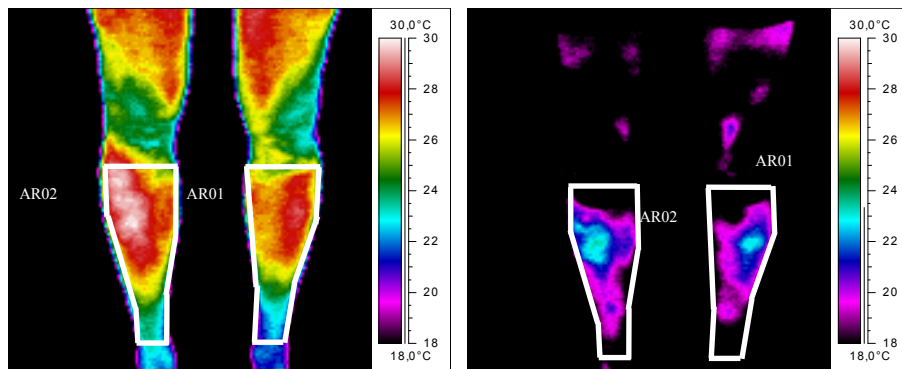
Rys. 6.2. Przykładowe termogramy okolicy grzbietowej zdrowego mężczyzny zarejestrowane przed (po lewej) i po kriostymulacji (po prawej) oraz zestawienie wybranych temperatur w obszarach zainteresowania

Wykorzystanie termowizji umożliwiło obliczenie wartości średniej temperatury wybranych obszarów powierzchni ciała i oszacowanie średnich temperatur całkowitej powierzchni ciała ($T_{\text{ciała}}$) przed i po kriostymulacji za pomocą empirycznego wzoru (1) [23]. Badania te opisano w pracach [6] i [18]. We wzorze główny udział w kształtowaniu średniej temperatury całkowitej powierzchni ciała mają plecy, golenie, klatka piersiowa i ramiona. Otrzymane wyniki pokazano w tabeli 1 [6, 18].

$$T_{\text{ciała}} = 0,07T_{\text{stopy}} + 0,32T_{\text{golenie}} + 0,17T_{\text{plecy}} + 0,18T_{\text{piers}} + 0,14T_{\text{ramiona}} + 0,05T_{\text{rece}} + 0,07T_{\text{głowa}} \quad (1)$$

Wyniki obliczeń średnich temperatur w wybranych obszarach zainteresowania zostały pokazane w tabeli 1. Widać, iż wskutek kriostymulacji powierzchnia całego ciała

ulega oziębieniu. Średnia temperatura całej powierzchni ciała liczona ze wzoru (1) obniżyła się prawie o 6°C. Ponadto, poszczególne części ciała w różnym stopniu ulegają oziębieniu. Jednakże na uwagę zasługuje fakt występowania dużego odchylenia standardowego (*SD*) świadczącego o różnicach osobniczych w odpowiedzi organizmu na warunki kriostymulacji.



Obszar ROI	Temperatura [°C] przed kriostymulacją	Temperatura [°C] po kriostymulacji
AR01 : $T_{\text{śred}}$	26,2	19,1
AR02 : $T_{\text{śred}}$	27,0	18,5
AR01 : T_{max}	28,9	23,6
AR01 : T_{min}	19,8	12,6
AR02 : T_{max}	30,1	23,1
AR02 : T_{min}	21,3	12,6

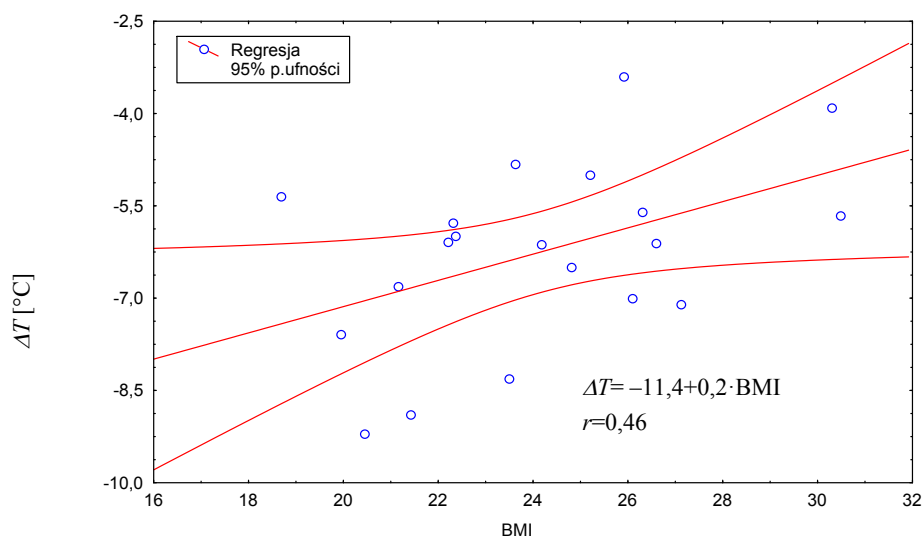
Rys. 6.3. Termogramy kończyn dolnych zdrowego mężczyzny wykonane przed (po lewej) oraz po kriostymulacji (po prawej) z zaznaczonymi obszarami ROI na podudziach oraz zestawienie temperatur w obszarach zainteresowania [13, 15]

Analizując średnią temperaturę całej powierzchni ciała przed i po kriostymulacji ogólnoustrojowej zauważono ciekawy efekt związany z różnym stopniem oziębienia organizmu – różnice w wartości średniej temperatury powierzchni ciała obserwowanej po kriostymulacji w zależności od współczynnika BMI (*ang. body mass index*) [6, 11]. Korzystając z wykonanych obliczeń średniej temperatury całej powierzchni ciała, sprawdzono korelację pomiędzy BMI a obniżeniem temperatury (ΔT) powierzchni ciała osób poddanych kriostymulacji [6, 11].

Otrzymana dodatnia korelacja wskazuje, że odpowiedź organizmu na niską temperaturę stosowaną w celach terapeutycznych zależy od warunków fizycznych (masa ciała i wzrost) osoby poddanej zabiegom w kriokomorze (p. rys. 6.4). W związku z tym parametry takie jak czas ekspozycji i temperatura kriozabiegu powinny być dobierane z uwzględnieniem *BMI*, gdyż może mieć to potencjalny wpływ na efekt terapeutyczny przeprowadzanej krioterapii ogólnoustrojowej bądź kriostymulacji.

Tabela 1. Średnie temperatury powierzchni skóry przed ($T_{przed} \pm SD$) i po ($T_{po} \pm SD$) kriostymulacji [6, 18]

Temperatura [°C]	Temperatura $\pm SD$ [°C] przed zabiegiem	Temperatura $\pm SD$ [°C] po zabiegu	$\Delta T = T_{przed} - T_{po}$ [°C]
$T_{głowa}$	30,0 \pm 0,9	27,7 \pm 0,9	2,3
$T_{klatka\ piersiowa} (T_{kl,p})$	31,9 \pm 1,0	27,0 \pm 1,8	4,9
T_{plecy}	31,6 \pm 1,1	27,5 \pm 1,8	4,1
$T_{ramiona}$	30,1 \pm 1,3	24,5 \pm 2,6	5,6
$T_{solenie}$	28,0 \pm 1,8	19,3 \pm 3,9	8,7
$T_{dłonie}$	24,2 \pm 2,7	20,7 \pm 2,8	3,5
T_{stopy}	23,4 \pm 2,8	18,2 \pm 2,2	5,2
$T_{ciała}$	29,2 \pm 0,9	23,4 \pm 2,0	5,8
T_{wew}	35,6 \pm 0,6	34,8 \pm 0,6	0,8

Rys. 6.4. Wykres rozrzutu parametrów BMI i ΔT

Aby zrozumieć, dlaczego obrazowanie termograficzne można wykorzystać w diagnostyce, musimy zdać sobie sprawę, że wewnątrz organizmu człowieka dzięki ciepłu wytwarzanemu w procesach metabolicznych w dużych narządach, charakteryzuje się w warunkach fizjologicznych prawie stałą temperaturą, zmieniającą się w stosunkowo wąskim zakresie [23, 24]. Wszelkie zmiany dobowego cyklu termoregulacyjnego mogą świadczyć o procesie chorobowym. Procesy te znajdują odzwierciedlenie w rozkładzie temperatur na powierzchni skóry, gdyż w naszym organizmie zachodzi transport ciepła np. w postaci przewodzenia, konwekcji i promieniowania [6, 16, 25, 26]. Już Archimedes, w doświadczeniu z gliną, którą obkładał ciało chorych,

zaobserwował, że glina wysychała, a więc i zmieniała swoją barwę szybciej w tych miejscach, w których temperatura ciała była wyższa, czyli tam gdzie miały miejsce procesy chorobowe np. związane ze stanem zapalnym. Była to pierwsza próba diagnostycznego wykorzystania zmian gradientu temperaturowego powierzchni ciała. Zmiana ukrwienia oraz metabolizmu tkanek może być więc związana z procesami chorobowymi [27, 28, 29, 30]. Z kolei procesy te, a raczej ich wynik czyli zmiany na mapie termicznej powierzchni ciała, można w stosunkowo prosty sposób analizować za pomocą termowizji, gdyż zmiana temperatury powoduje zmianę natężenia emitowanego do otoczenia promieniowania elektromagnetycznego, zwanego promieniowaniem cieplnym.

Przeprowadzenie badania termowizyjnego bezpośrednio po schłodzeniu ciała w kriokomorze uwidoczniła pewne szczegóły anatomiczne, które nie są tak dobrze widoczne na termogramach wykonanych przed kriozabiegiem w warunkach standardowych (temperatura pokojowa). Łatwiej zauważyć niektóre partie mięśni zarówno na termogramie klatki piersiowej, jak i pleców. Dla przykładu na termogramach pleców (p. rys. 6.2), na których widać okolicę grzbietową górną wraz z okolicą lędźwiową, nie tylko zwraca uwagę dość ładnie zarysowany mięsień trapezowy, ale przede wszystkim zauważamy dość monotoniczne zmiany temperatury wzdłuż linii kręgosłupa. W tym przypadku nie manifestują się obszary o znacznie niższej (*ang. cold spot*) bądź też wyższej temperaturze (*ang. hot spot*) wzdłuż linii kręgosłupa. Efekt ten jest związany z prawie dwukrotnym zwiększeniem gradientu temperaturowego między temperaturą minimalną a maksymalną ($\Delta T = T_{max} - T_{min}$) w wybranych obszarach zainteresowania [6, 7, 11, 13, 14, 16]. Wynika to m.in. z różnicy nasilenia procesów metabolicznych różnych tkanek czy też całych partii mięśniowych. Tkanki o dużej aktywności metabolicznej ulegają mniejszemu oziębieniu niż te o procesach metabolicznych przebiegających mniej intensywnie. Dlatego oddziaływanie niskiej temperatury różnicuje mapę termiczną ciała, pokazując szczegóły niewidoczne lub słabiej widoczne w termografii przed schłodzeniem [6, 7, 11, 13, 14, 16].

6.2. Wykorzystanie schłodzenia ciała w obrazowaniu termowizyjnym wybranych schorzeń kręgosłupa

Celem pokazania możliwości wykorzystania termografii w podczerwieni w diagnostyce medycznej, na rysunkach 6.5 i 6.6 zaprezentowano wyniki zastosowania badania termograficznego w połączeniu ze schłodzeniem całego ciała, co zostało zresztą szeroko opisane w różnych publikacjach [1–4, 6–8, 11–22].

W literaturze można znaleźć prace opisujące wpływ różnych czynników fizykalnych, np. niskiej temperatury na mapę termiczną powierzchni ciała w przypadku

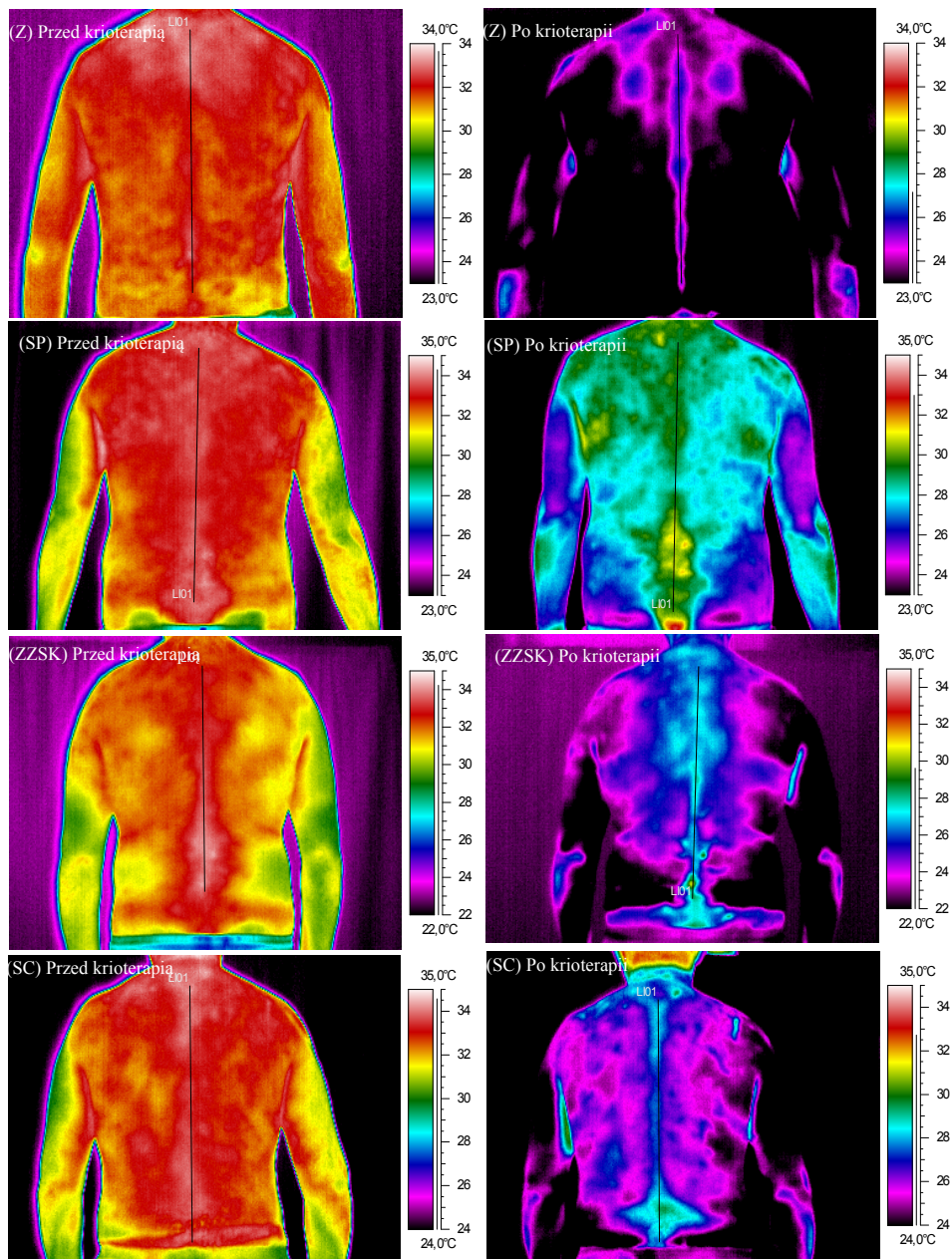
różnych schorzeń. Ciekawe jest też monitorowanie wpływu np. podwyższonego ciśnienia tlenu w tlenoterapii hiperbarycznej [27–30, 31].

Analizując termogramy różnych części ciała (p. rys. 6.1–rys. 6.3) oraz parametry temperaturowe pokazane w tabeli 1 przed i po kriostymulacji zdrowych osób, zauważono zwiększenie różnic między temperaturą maksymalną a minimalną (w niektórych przypadkach nawet ponad 2-krotnie), obserwowanych po oddziaływaniu zimna na organizm. Efekt ten powodował zwiększenie kontrastu temperaturowego wewnątrz badanego obszaru i prowadził do ujawnienia szczegółów, których nie widać na termogramach wykonanych w warunkach stabilizacji temperaturowej przed schłodzeniem. Termogramy zarejestrowane po schłodzeniu ciała stają się bardziej zróżnicowane i łatwiejsze w interpretacji, co może prowadzić do wzrostu wartości diagnostycznej obrazowania termograficznego. Efekt ten został opisany w literaturze [6, 7, 11, 13, 14, 16].

Aby zauważyć podstawowe różnice w mapie termicznej termogramów otrzymanych po schłodzeniu ciała i porównać je z termogramami wykonanymi przy stosowaniu standardów termografii klasycznej, na rysunku 6.5 przedstawiono termogramy pleców mężczyzn cierpiących z powodu zespołów bólowych w okolicy grzbietu (*zapalenie nerwu kulszowego, sciatica – SC, spondyloarthrosis – SP, zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa – ZZSK*) oraz termogramy pleców mężczyzny zdrowego – Z, zarejestrowane przed i bezpośrednio po zabiegu w kriokomorze.

Nawet z bardzo pobieżnej analizy widać pewne różnice na termogramach. Różnice te, dzięki zróżnicowaniu mapy termicznej, manifestują się innym gradientem temperaturowym na termogramach wykonanych po schłodzeniu ciała. Termogramy wykonane przed wejściem do kriokomorzy nie pokazują aż tylu szczegółów. Dość istotne i charakterystyczne różnice dotyczące rozkładu temperatury występują na termogramach wykonanych po kriozabiegu. W tym przypadku zwracają uwagę zasadnicze różnice między termogramem zdrowego ochotnika a termogramami zarejestrowanymi u pacjentów cierpiących na zespół bólowy w okolicy grzbietu. Ponadto wydaje się, iż rozkład temperatury jest inny w różnych schorzeniach, a zmiana gradientu i obszary o podwyższonej temperaturze dotyczą różnych odcinków kręgosłupa. Termogram zarejestrowany po krioterapii u chorego na *spondyloarthrosis* ujawnia dość duży obszar charakteryzujący się podwyższoną temperaturą okolicy lędźwiowo-krzyżowej wokół linii kręgosłupa, natomiast u chorego na *ZZSK* ten obszar widać również w odcinku piersiowym. Z kolei na termogramie chorego cierpiącego na *sciatica* widać obszary o podwyższonej temperaturze zlokalizowane po obu stronach kręgosłupa, wskazujące na stany zapalne okolicznych tkanek miękkich [7, 14, 15, 16].

Za pomocą termografii w podczerwieni pokazano, że u pacjentów cierpiących na *sciatica* oraz *spondyloarthrosis* charakterystyczne zmiany temperatury skóry są obserwowane głównie w części lędźwiowo-krzyżowej kręgosłupa – nie tylko w linii kręgosłupa, ale również po obu jego stronach. Te obszary o podwyższonej temperaturze związane ze stanami zapalnymi tkanek miękkich [7, 11, 14, 15, 16].

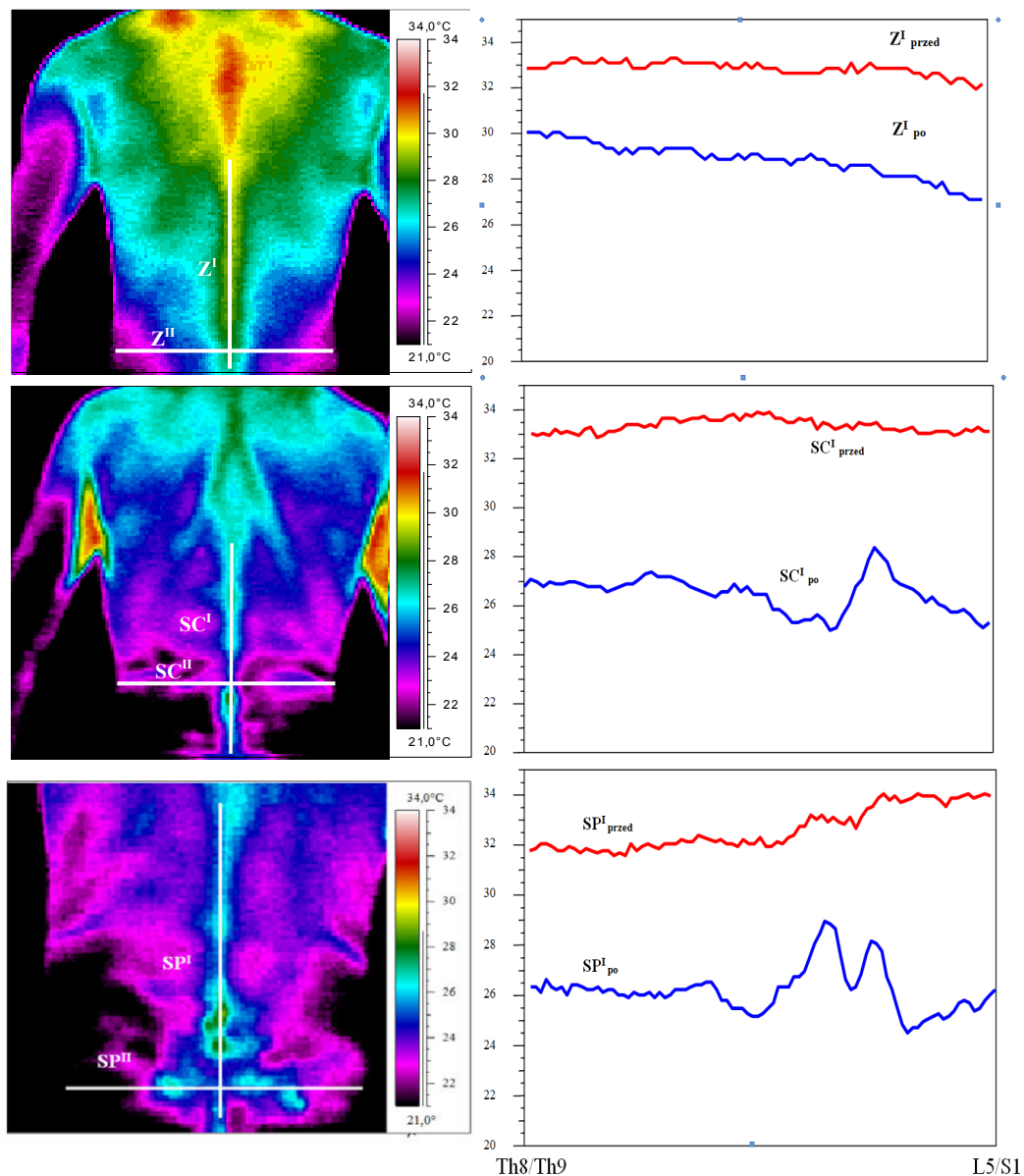


Rys. 6.5. Termogramy zdrowego ochotnika (Z) oraz pacjentów cierpiących na *spondyloarthritis* (SP), zespół zeszywniających stawów kręgosłupa (ZZSK) i *sciatica* (SC) zarejestrowane przed oraz bezpośrednio po kriozabiegu

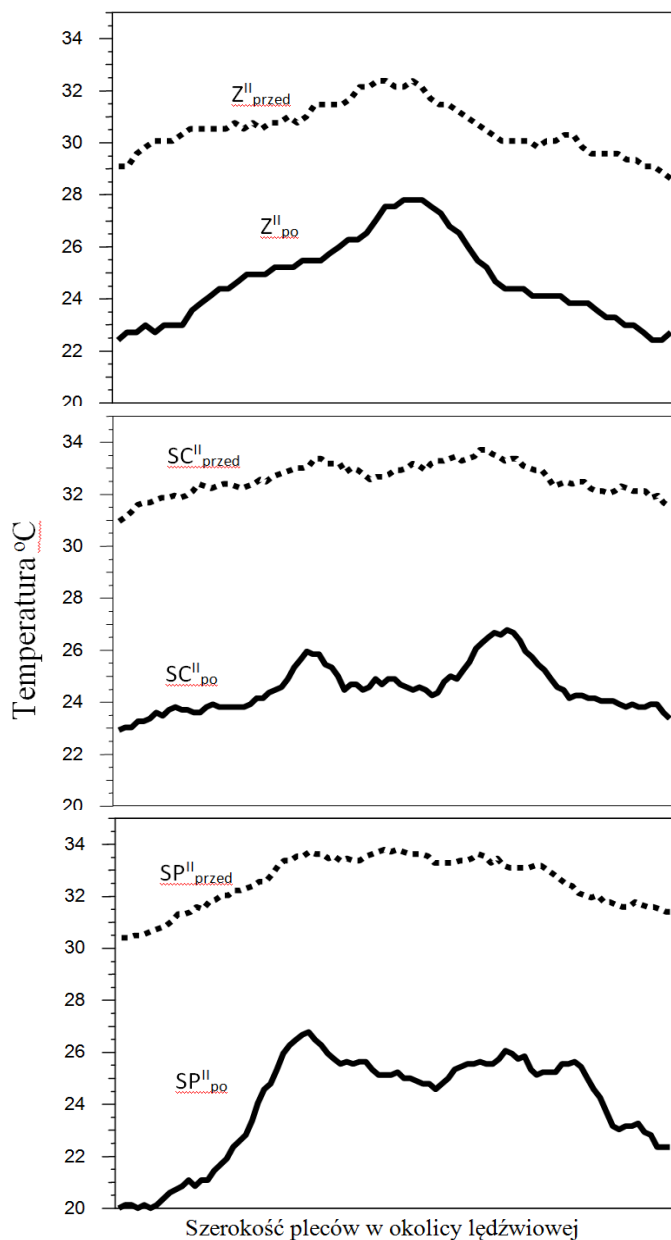
Aby zobiektywizować wyniki analizy termogramów i ułatwić zrozumienie wpływu schłodzenia ciała na wartość diagnostyczną termowizji, na rysunku 6.6 przedstawiono ponownie wybrane termogramy pacjentów cierpiących z powodu *spondyloarthrosis* (*SP*), *sciatica* (*SC*) oraz osoby zdrowej (*Z*). Pokazano też przebiegi temperaturowe wzdłuż wybranych odcinków (linia pionowa) pokazanych na termogramach, przed i po kriozabiegu. Na termogramach zaznaczono linie pionowe – wzdłuż kręgosłupa (I) oraz poziome – prostopadłe do kręgosłupa (II) na wysokości odcinka lędźwiowego. Linie pionowe obejmują odcinek kręgosłupa od Th8/Th9 do L5/S1, natomiast linie poziome są prostopadłe do linii kręgosłupa i przebiegają na wysokości kręgow L5/S1 na całej szerokości pleców [7, 11, 16].

Na rysunku 6.7 pokazano zmiany temperatury wzdłuż linii prostopadłej do kręgosłupa przed i po kriozabiegu. Analizując rysunek 6.6, widać, iż u osoby zdrowej na termogramie pleców obserwowane są monotoniczne zmiany temperatury wzdłuż linii kręgosłupa zarówno przed, jak i po kriostymulacji. Inaczej jest w przypadku pacjentów ze zmianami chorobowymi kręgosłupa, u których mapa termiczna okolicy linii kręgosłupa po kriozabiegu uwidacznia obszary wykazujące zarówno podwyższoną temperaturę, jak i obniżoną, co wskazuje miejsca zmienione chorobowo. Podwyższona temperatura danego obszaru powierzchni skóry może być związana nie tylko ze stanami zapalnymi odpowiednich kręgow, ale również przyległych tkanek miękkich, z kolei obniżona temperatura może świadczyć o zwyrodnieniu [7, 16]. Obserwowane skokowe obniżenie temperatury u pacjenta cierpiącego na *sciatica* (SC_{po}^I) po krioterapii na wysokości kręgow L1-L2 może być związane z procesami degeneracyjnymi, natomiast podwyższenie temperatury powierzchni skóry na wysokości kręgow L2-L3 z zapaleniem nerwu.

Inaczej natomiast wygląda krzywa SP_{po}^I prezentująca zmiany temperaturowe wzdłuż linii kręgosłupa u pacjenta cierpiącego na *spondyloarthrosis*. Należy zwrócić uwagę, że nietypowe zmiany temperatury powierzchni ciała na linii kręgosłupa ujawniają się dopiero po kriozabiegu. Na przebiegu SP_{przed}^I otrzymanego z termogramu wykonanego przed wejściem do kriokomory nie obserwujemy takich zmian. Analizowane przebiegi temperaturowe dość dokładnie pokazują miejsca związane zarówno z procesami zapalnymi odpowiednich kręgow kręgosłupa – podwyższona temperatura, jak i stanami degeneracyjnymi o obniżonej temperaturze (SC_{po}^I). Na rysunku 6.6 można także zauważyć skoki temperaturowe, charakterystyczne dla zmian chorobowych, niewidoczne na termogramach rejestrowanych przed wejściem do kriokomory. Schłodzenie ciała znacznie powiększa (2-krotnie) różnicę między maksymalną a minimalną temperaturą ($\Delta T = T_{max} - T_{min}$).



Rys. 6.6. Termogramy zdrowego ochotnika (Z) oraz pacjentów cierpiących na *spondyloarthritis* (SP) i *sciatica* (SC) zarejestrowane po kriozabiegu oraz charakterystyczne przebiegi temperaturowe wyznaczone w linii (I) kręgosłupa w odcinku od Th5/Th6 do L5/S1 przed oraz po kriozabiegu [11, 14]



Rys. 6.7. Przebiegi temperaturowe wzdłuż linii horyzontalnej (II na rys. 6.6) prostopadłej do kręgosłupa u zdrowego ochotnika oraz pacjentów cierpiących na *spondyloarthritis* (SP) i *sciatica* (SC) (od lewego boku do prawego) na wysokości kręgów L5-S1 przed i po kriozabiegu

Poszerzenie gradientu temperaturowego w badanym obszarze zwiększa ilość informacji niesionej przez termogram, co pozytywnie wpływa na wartość diagnostyczną termowizji [7, 11, 13, 16]. Podobne zależności obserwujemy także w linii prostopadłej do kręgosłupa, oznaczonej na rysunku 6.7 jako (II). W przypadku pacjentów cierpiących na *sciatica* oraz *spondyloarthritis* zaobserwowano obszary o podwyższonej temperaturze w okolicy lędźwiowo-krzyżowej po obu stronach kręgosłupa. Jest to związane ze stanami zapalnymi tkanek miękkich przyległych do zmienionego chorobowo kręgosłupa.

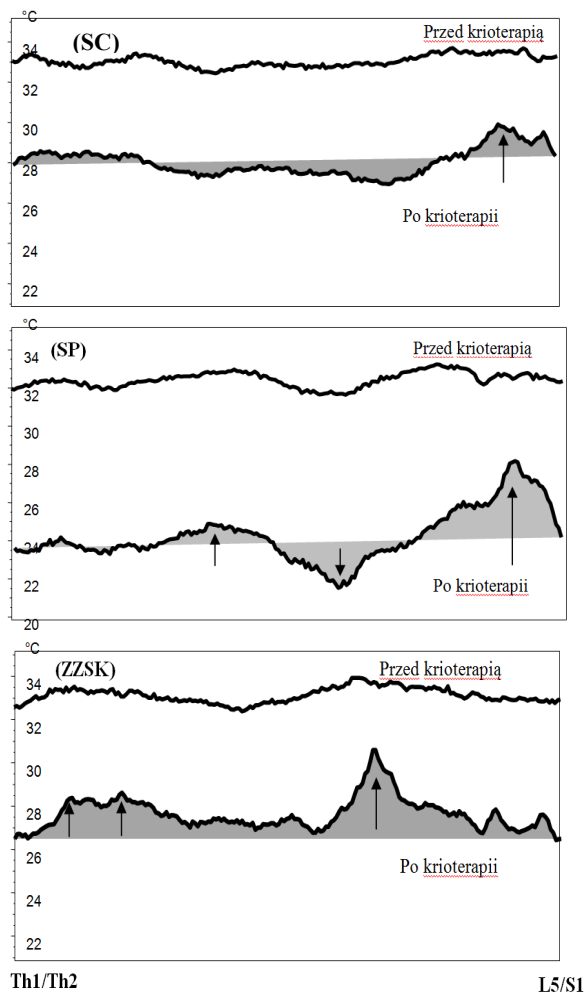
Celem potwierdzenia wpływu schłodzenia ciała na różnicowanie mapy termicznej w różnych schorzeniach wykonano analizę statystyczną rozkładu temperatur na linii pionowej wzdłuż kręgosłupa w odcinku Th8/Th9 – L5/S1 [16]. Analizowano następujące parametry: temperatura średnia ($T_{\text{śred}}$), maksymalna (T_{max}) i minimalna (T_{min}) przed i po zabiegu w kriokomorze. Na poziomie współczynnika istotności $p < 0,05$ stwierdzono brak istotnych statystycznie różnic parametrów wyliczonych z termogramów przed krioterapią osób zdrowych oraz ze schorzeniami kręgosłupa. Różnice natomiast uwidoczniły się po schłodzeniu ciała. W tym przypadku test t-Studenta dla zmiennych niezależnych wykazał istnienie różnic pomiędzy parametrami temperaturowymi w badanych grupach, co stanowi wartość diagnostyczną [7, 11, 16].

W opublikowanych pracach zaprezentowano wyniki analizy termogramów otrzymanych dla trzech grup pacjentów ze schorzeniami kręgosłupa: *spondyloarthritis*, *sciatica* oraz *ankylosing spondylitis* (ZZSK) [7]. Zauważono, że w przypadku *sciatica* występują charakterystyczne mapy temperaturowe okolicy lędźwiowo-krzyżowej. Zwrócono także uwagę na podwyższoną temperaturę obszarów symetrycznie rozmieszczonych względem linii kręgosłupa, co było związane ze stanem zapalnym tkanek miękkich głównie w odcinku lędźwiowo-krzyżowym [7, 15, 16, 18]. Jest to dość charakterystyczny objaw tego typu schorzenia [15, 16, 32, 33, 34]. Z podobną sytuacją mamy do czynienia w przypadku pacjentów cierpiących na *spondyloarthritis*, gdzie zmiany zapalne również dotyczą odcinka lędźwiowo-krzyżowego, ale w szerszym zakresie niż w przypadku *sciatica*. Natomiast w przypadku chorych na ZZSK niemal na całej długości kręgosłupa można było zaobserwować podwyższoną temperaturę [7].

Aby łatwiej zróżnicować poszczególne schorzenia kręgosłupa, na rysunku 6.8 pokazano przykładowe przebiegi temperaturowe wzdłuż linii kręgosłupa w odcinku od Th1/Th2 do L5/S1 chorych na zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa ZZSK, *sciatica* (SC) i *spondyloarthritis* (SP), otrzymane z termogramów wykonanych przed i bezpośrednio po schłodzeniu ciała. Chorzy ci zostali poddani identycznej serii zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej [7].

Wykresy dotyczące kręgosłupa zdrowego (p. rys. 6.6, krzywe Z^1) pokazują niewielkie monotoniczne zmiany temperatury, zarówno przed, jak i po krioterapii ogólnoustrojowej [7, 14, 15, 16, 18, 35, 36]. U chorych natomiast obserwowano duże oscylacje temperatury w typowych dla danego schorzenia odcinkach kręgosłupa. Zostało to zaznaczone strzałkami na odpowiednich wykresach i przedstawione na

rysunku 6.8. Warto zwrócić uwagę, że widoczne maksima temperaturowe w niektórych miejscach mają wartości bezwzględne rzędu kilku stopni °C (SC oraz ZZSK).



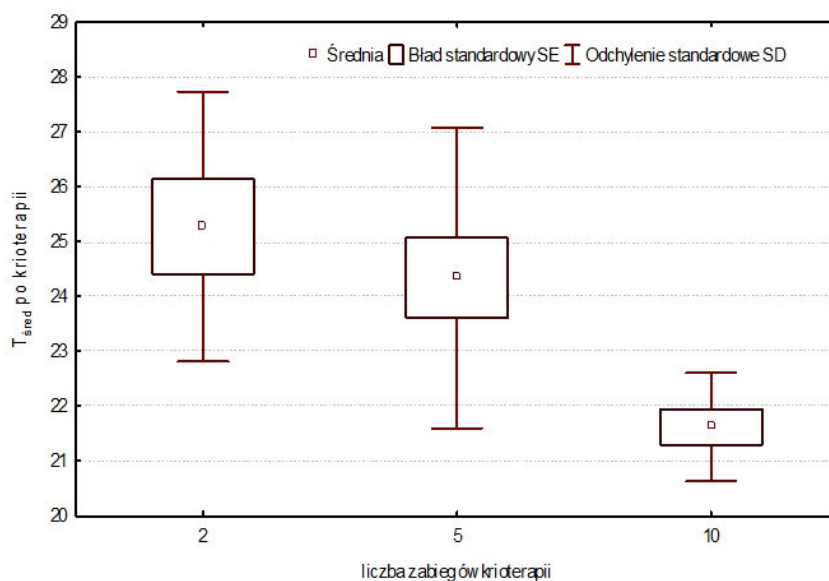
Rys. 6.8. Przebiegi temperaturowe wzdłuż kręgosłupa w odcinku od Th1/Th2 do L5/S1 u pacjenta cierpiącego na zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa (ZZSK), sciatica (SC) i spondyloarthritis (SP), zarejestrowane przed oraz bezpośrednio po schłodzeniu ciała w tym samym dniu cyklu leczenia

U pacjenta cierpiącego na ZZSK widać podwyższoną temperaturę w odcinkach Th4/Th5–Th8/Th9 oraz Th12/L1–L4/L5. W tym schorzeniu stan zapalny występuje bardzo często niemal na całej długości kręgosłupa. Podobnie podwyższoną temperaturę zaobserwowano u pacjentów cierpiących na sciatica oraz spondyloarthritis. Przy czym u chorego na spondyloarthritis obszar o podwyższonej temperaturze jest zlokalizowany głównie w okolicy lędźwiowo-krzyżowej i jest znacznie większy niż

u chorego cierpiącego na *sciatica*. Łatwo w tym przypadku z wykresu odczytać, że zmiany chorobowe są związane z kręgami L1/L2 – L5/S1.

W analizie statystycznej wzięto pod uwagę parametry temperaturowe wzdłuż linii kręgosłupa w odcinku Th1/Th2 do L5/S1. Poza współczynnikiem kontrastu temperaturowego ΔT zdefiniowanym jako $\Delta T = T_{max} - T_{min}$, wprowadzono jako dodatkowy parametr – względną zmianę współczynnika kontrastu temperaturowego określonego jako stosunek ΔT do średniej temperatury charakteryzującej analizowany odcinek kręgosłupa ($T_{\text{śred po}}$), przy czym kontrast temperaturowy $\Delta T = T_{max po} - T_{min po}$ również był liczony dla wybranych linii kręgosłupa po schłodzeniu ciała [7].

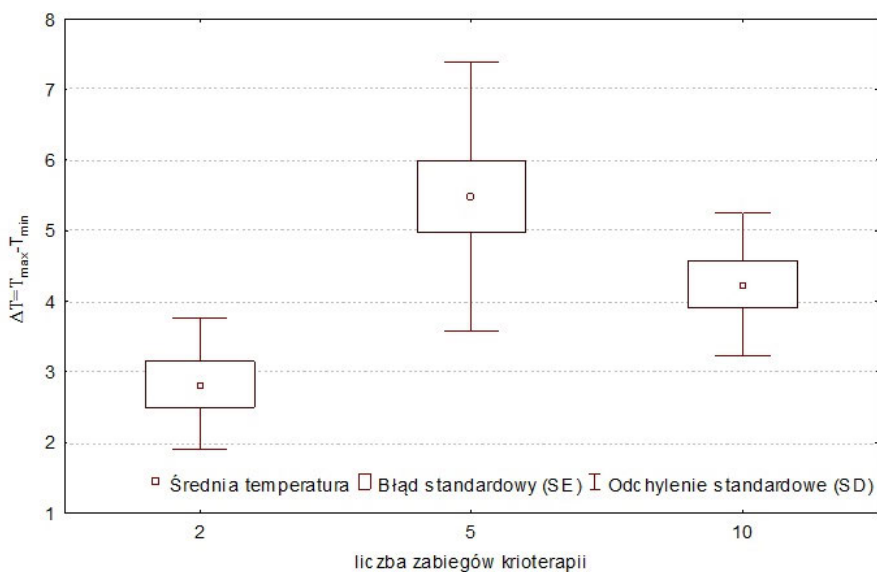
Analizowano parametry temperaturowe ze względu na schorzenie, jak i liczbę zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej. Niepublikowane dotąd wyniki przedstawione na rysunku 6.9 obrazują zmiany średniej temperatury ($T_{\text{śred}}$) liczonej wzdłuż linii kręgosłupa po schłodzeniu ciała w komorze kriogenicznej u chorych na ZZSK w funkcji ilości zabiegów krioterapii. W tym przypadku otrzymano znamienne statystycznie spadek $T_{\text{śred}}$ wraz z ilością zabiegów. Wydaje się, iż związku z tym, że stan zapalny w ZZSK może występować nawet na całej długości kręgosłupa – obniżenie średniej temperatury na linii kręgosłupa może świadczyć o pewnym osłabieniu stanu zapalnego z towarzyszącym obniżeniem temperatury.



Rys. 6.9. Zmiany średniej temperatury ($T_{\text{śred}}$) liczonej wzdłuż linii kręgosłupa u chorych na ZZSK w funkcji ilości zabiegów krioterapii

Z kolei u pacjentów cierpiących na *sciatica* (p. rys. 6.10) analiza statystyczna wykazała znamienne różnice w kontraście temperaturowym ($\Delta T = T_{max} - T_{min}$) po schłodzeniu ciała w poszczególnych okresach leczenia. Największą różnicę (ΔT prawie

2-krotnie większy) zaobserwowano między 2. a 5. zabiegiem krioterapii. Tak istotna zmiana mapy termicznej powierzchni ciała może świadczyć o wzroście informacji diagnostycznej niesionej przez termogramy wykonane po głębszym schłodzeniu ciała. Spadek ΔT po 10. dniu zabiegu może również być związany z obniżeniem temperatury maksymalnej badanego obszaru, więc może świadczyć o pewnej poprawie stanu zdrowia pacjentów.

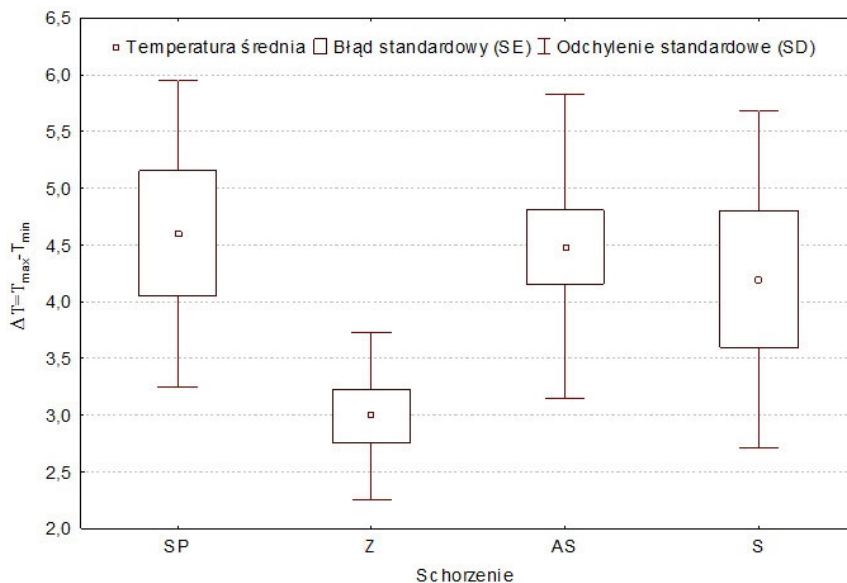


Rys. 6.10. Zmiany kontrastu temperaturowego ($\Delta T = T_{max} - T_{min}$) po schłodzeniu ciała w poszczególnych okresach leczenia

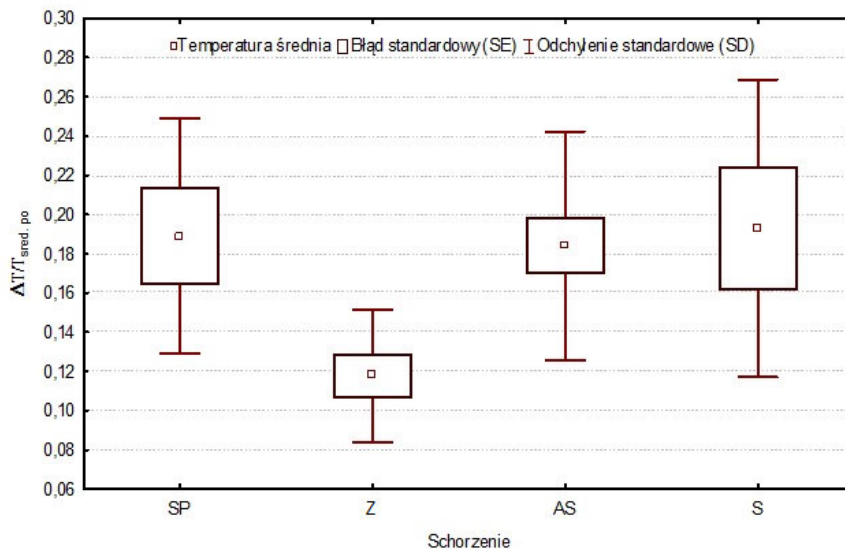
Bardzo ciekawe wyniki otrzymano po analizie kontrastu temperaturowego ΔT po krioterapii definiowanego jako ($\Delta T = T_{max\ po} - T_{min\ po}$) oraz względnej zmiany współczynnika kontrastu temperaturowego określonego jako stosunek ΔT do średniej temperatury charakteryzującej wybrany odcinek kręgosłupa ($T_{śred\ po}$). Porównano obydwa parametry osób zdrowych (Z) oraz kilku grup pacjentów z następującymi schorzeniami: zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa – ZZSK, *sciatica* – SC oraz *spondyloarthritis* – SP.

W przypadku kontrastu temperaturowego znamienne statystycznie różnice ($p=0,02$) zaobserwowano pomiędzy wszystkimi grupami pacjentów a osobami zdrowymi, przy czym w analizach wykorzystano wartości parametrów temperaturowych otrzymanych po schłodzeniu ciała. Największą wartość $\Delta T = 4,58$ otrzymano u chorych na *spondyloarthritis*, aczkolwiek wartości tego parametru u chorych ze *sciatica* i ZZSK nie były znacząco mniejsze i wyniosły odpowiednio: 4,47 oraz 4,17. Należy zwrócić uwagę, że kontrast temperaturowy we wszystkich grupach chorych jest bardziej znamienne sta-

tycznie niż u zdrowych osób, dla których wartość parametru wyniosła 2,98. Zależność tę wyraźnie widać na wykresie ramkowym przedstawionym na rysunku 6.11.



Rys. 6.11. Wartości kontrastu temperaturowego ($\Delta T = T_{max} - T_{min}$) po zabiegu w kriokomorze w badanych grupach pacjentów



Rys. 6.12. Wartości względnej zmiany współczynnika kontrastu temperaturowego po schłodzeniu ciała w badanych grup pacjentów

Podobne zależności otrzymano dla względnej zmiany współczynnika kontrastu temperaturowego ($\Delta T/T_{\text{śred po}}$). W tym przypadku również uwidoczniło się znamienne statystycznie różnice między pacjentami a osobami zdrowymi ($p = 0,019$). Warto jednak podkreślić, że ten parametr uwzględnia nie tylko wartość minimalną i maksymalną temperatury w danym obszarze/linii, ale także temperaturę średnią, która w przypadku schorzeń dotyczących wielu odcinków kręgosłupa (np. ZZSK w porównaniu z *spondyloarthritis*) powinna dać większy wkład do wartości tego parametru. W związku z powyższym, wydaje się, iż parametr definiowany jako $\Delta T/T_{\text{śred po}}$ bardziej nadaje się do różnicowania chorób kręgosłupa. Wartości względnej zmiany współczynnika kontrastu temperaturowego otrzymane po schłodzeniu ciała w badanych grupach pacjentów przedstawiono na rysunku 6.12.

6.3. Termowizyjna ocena efektów pełnego cyklu zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej

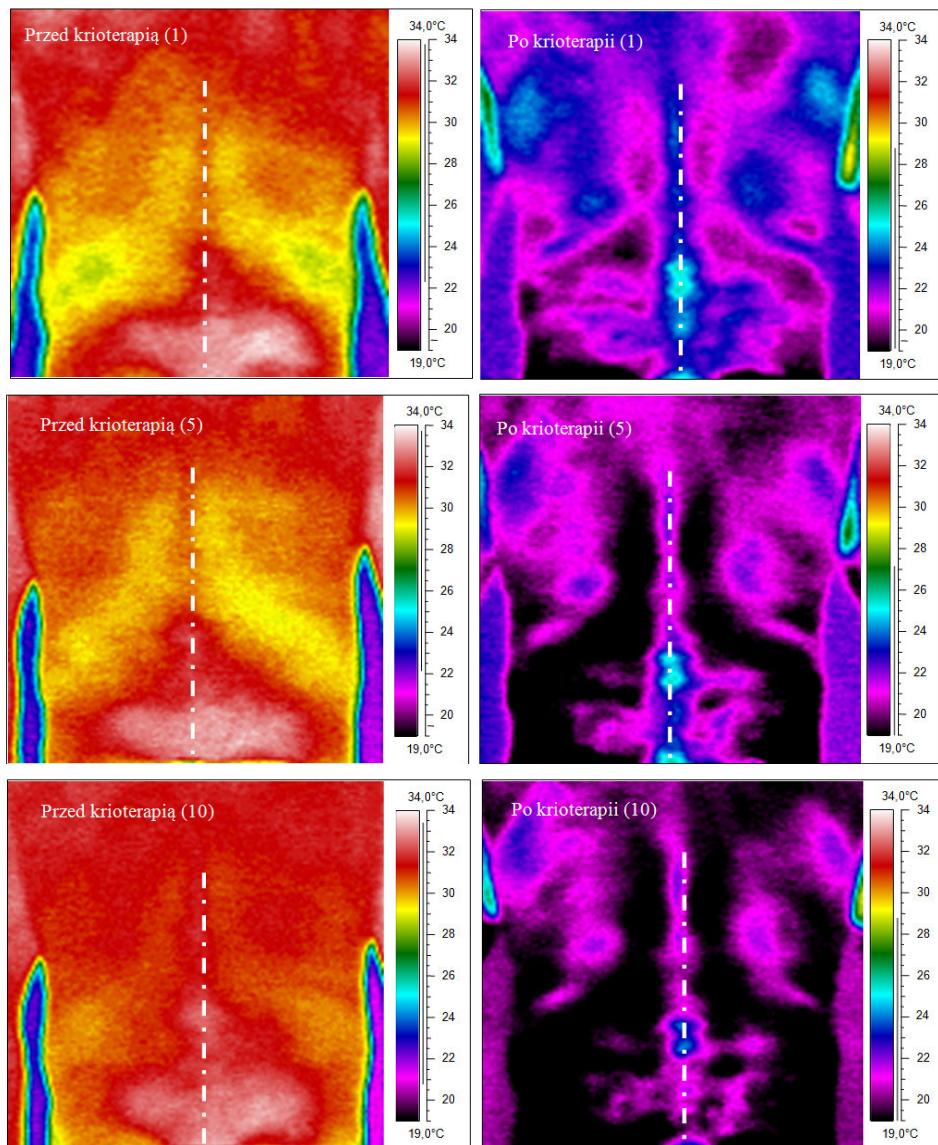
Podstawowy cykl leczenia za pomocą krioterapii ogólnoustrojowej to na ogół seria 10 wejść do komory kriogenicznej wraz z kinezyterapią stosowaną każdorazowo po kriozabiegu. Zabiegi odbywają się codziennie za wyjątkiem weekendów. W opublikowanych pracach własnych podjęto próbę oceny skutków pełnego cyklu leczenia składającego się z dziesięciu zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej [7, 11, 14, 21, 22]. Obrazowanie termiczne powierzchni pleców wykonywano przed oraz bezpośrednio po zabiegu krioterapii w pierwszym dniu krioterapii (po 1. kriozabiegu), w połowie cyklu (po 5. kriozabiegu) oraz na zakończenie cyklu (po 10. kriozabiegu).

Na rysunku 6.13 przedstawiono przykładowe termogramy okolicy lędźwiowej pacjenta z grupy chorych na *spondyloarthritis* (SP), wykonane przed i bezpośrednio po krioterapii ogólnoustrojowej. Termogramy oznaczone symbolem (1) zostały wykonane w pierwszym dniu cyklu, (5) – w połowie cyklu oraz (10) – w ostatnim dniu podstawowego cyklu leczenia. Na termogramach zaznaczono linie pionowe przebiegające wzdłuż kręgosłupa w odcinku Th5/Th6–L5/S1, wzdłuż których przeprowadzono analizę parametrów temperaturowych.

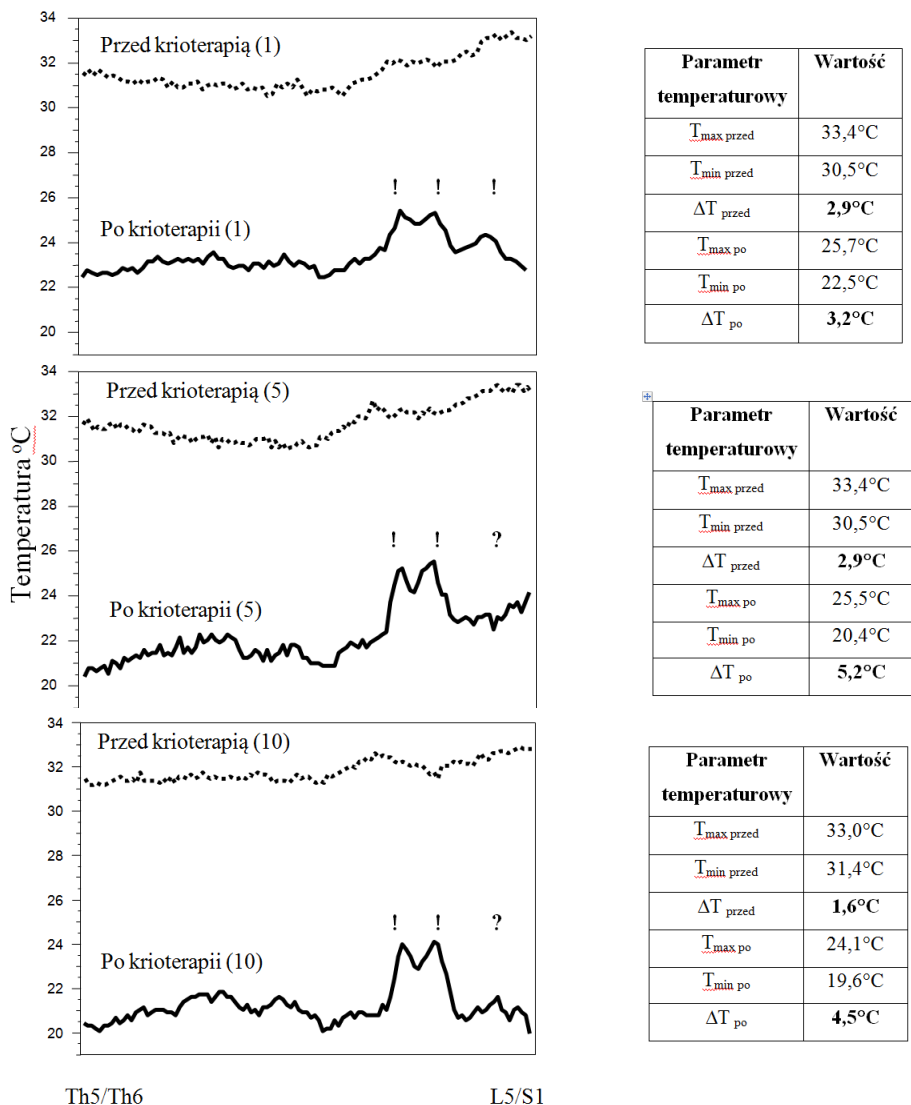
Ponadto wzdłuż zaznaczonych linii na termogramach (p. rys. 6.13) wyliczono przebiegi temperaturowe przed i po krioterapii ogólnoustrojowej, które przedstawiono na rysunku 6.14. Obok wykresów zamieszczono wartości maksymalnej i minimalnej temperatury oraz obliczony współczynnik kontrastu temperaturowego.

Na przedstawionych termogramach (p. rys. 6.13) widać, iż główny stan zapalny (dwa obszary o podwyższonej temperaturze), umiejscowiony jest w okolicy kręgow L1-L2, a drugi nieco słabszy w okolicy kręgu L3. Gorące miejsca *hot spots* w okolicy kręgow (L1-L2) są widoczne w ciągu całego cyklu leczenia, natomiast obszar związany z trzecim kręgiem lędźwiowym, o wyższej temperaturze, widoczny po pierwszym

zabiegu krioterapii, wydaje się nieco zanikać już w połowie cyklu. Widać to dość wyraźnie na termogramach wykonanych bezpośrednio po schłodzeniu ciała [11, 14]. Podobne zmiany mapy termicznej powierzchni ciała zaobserwowano w innych przypadkach [11, 14].



Rys. 6.13. Przykładowe termogramy okolicy lędźwiowej z zaznaczonymi liniami pionowymi przebiegającymi wzdłuż kręgosłupa w odcinku Th5/Th6–L5/S1 pacjenta z grupy chorych na *spondyloarthritis SP*, wykonane w pierwszym dniu (1), w połowie (2) i w ostatnim dniu (3) cyklu leczenia, przed i bezpośrednio po krioterapii ogólnoustrojowej



Rys. 6.14. Przebiegi temperaturowe wzdłuż linii kręgosłupa w odcinku Th5/Th6–L5/S1 u pacjenta z grupy chorych na *spondyloarthritis* (p. rys. 6.12) przed oraz po krioterapii ogólnoustrojowej, wykonane pierwszego dnia cyklu leczenia (1), w połowie cyklu – piąty zabieg (5) oraz w ostatnim dnia cyklu – dziesiąty zabieg krioterapii ogólnoustrojowej (10)

Wnioski te dodatkowo są potwierdzone dzięki wykreślonym przebiegom temperaturowym wzdłuż linii kręgosłupa (p. rys. 6.14). Warto podkreślić, że wykresy te sporządzone z termogramów wykonanych przed krioterapią nie dają istotnych informacji, w przeciwieństwie do przebiegów temperaturowych uzyskanych z termogramów po

krioterapii. U pacjenta, którego termogramy zostały zaprezentowane na rysunku 6.13 przebiegi temperaturowe na początku krioterapii (1 zabieg) wykazują 3 maksima, które można powiązać z konkretnymi kręgami. Natomiast po kolejnych kriozabiegach dwa z nich są w dalszym ciągu widoczne, natomiast trzecie wydaje się zanikać, co można próbować interpretować jako zmniejszenie stanu zapalnego. Jednakże należy zwrócić też uwagę, że pierwsze dwa zabiegi zazwyczaj trwają krócej (1–2 minuty, a pozostałe są zazwyczaj dłuższe – 3 minutowe), co może wpływać na kontrast temperaturowy w danym obszarze ciała. Efekt ten został opisany w opublikowanych pracach własnych [11, 14].

Na podstawie wykonanych termogramów, jak i przebiegów temperaturowych wzdłuż linii kręgosłupa można mówić o pewnej tendencji do ustępowania stanu zapalnego w okolicy lędźwiowo-krzyżowej. Jednakże główny obszar charakteryzujący się podwyższoną temperaturą – najprawdopodobniej związany ze stanem zapalnym, pozostaje widoczny do końca cyklu leczenia. Prawdopodobnie jest to miejsce związane z dyskopatią i procesami zapalnymi będącymi następstwem przemieszczenia krążka międzykręgowego. Należy też zauważyć, że mapa termiczna po schłodzeniu ciała jest zdecydowanie dokładniejsza i ujawnia dodatkowe szczegóły przy większym ochłodzeniu powierzchni ciała, co bardzo wyraźnie widać w rozszerzeniu zakresu temperaturowego spowodowanego większym stopniem ochłodzenia powierzchni ciała po kriozabiegach prowadzonych w piątym i dziesiątym dniu terapii (p. rys. 6.13 i rys. 6.14).

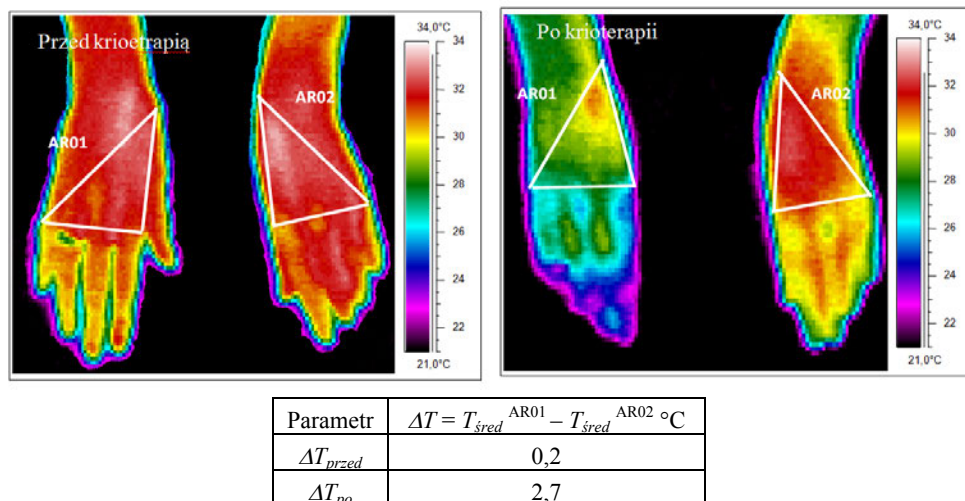
6.4. Wykorzystanie wstępnego schłodzenia ciała w diagnostyce termowizyjnej innych schorzeń

Termografia jako technika obrazowania rozkładu temperatur na powierzchni ciała obrazuje gradient temperatury – mapę termiczną skóry, która zależy nie tylko od lokalizacji badanego miejsca, ale przede wszystkim od zmian ukrwienia i zmian metabolizmu. Obrazowanie jest tym dokładniejsze, im bardziej zmiany te dotyczą tkanek zlokalizowanych bliżej powierzchni skóry [6, 7, 11, 25, 26]. Pozwala to na wykorzystanie termowizji do monitorowania różnego rodzaju schorzeń [6, 7, 11–22, 25–28]. W niniejszym rozdziale zostaną omówione inne przykłady literaturowe wykorzystania efektów schłodzenia całego ciała podczas krioterapii ogólnoustrojowej w obrazowaniu termicznym [11, 13, 15].

Pierwszy omawiany przykład dotyczy badań termograficznych pacjenta z przewlekłą infekcją bakteryjną lewej dłoni. Termogramy zarejestrowane przed i po krioterapii zobrazowane są na rysunku 6.15.

Termogramy ukazują asymetrię termiczną obu dłoni, wyraźnie widoczną dopiero po schłodzeniu. Analiza danych temperaturowych przedstawionych w tabelkach pokazuje, że przed krioterapią różnica średnich temperatur między wybranymi obszarami

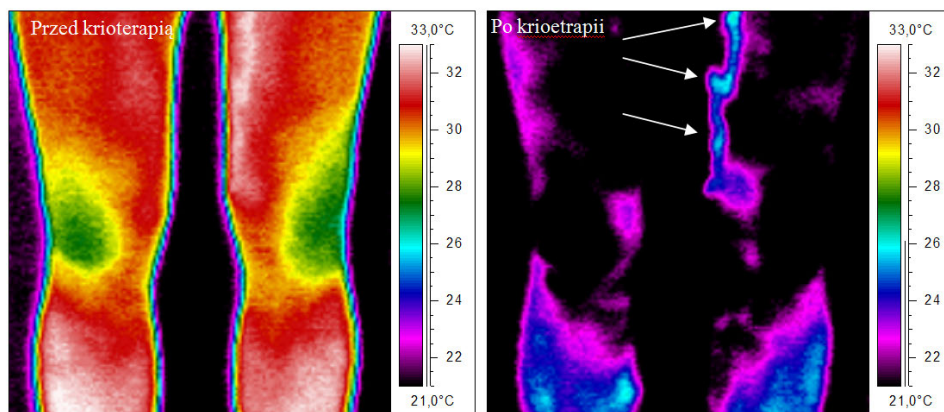
wynosiła 0,2°C, natomiast po kriozabiegu różnica zwiększa się przeszło 10-krotnie i osiąga 2,7°C. Zdrowa ręka uległa większemu oziębieniu niż ręka z infekcją bakteryjną. Potwierdza to w sposób oczywisty stan zapalny chorej dłoni [11, 13, 15, 19].



Rys. 6.15. Termogramy dłoni (przewlekła infekcja bakteryjna na lewej dłoni) zarejestrowane przed i po schłodzeniu

Inny bardzo interesujący przykład dotyczący niewydolności żylniej został omówiony w pracach [11, 13, 15, 19]. Jest to przypadek chorego skarżącego się na bóle lewego uda, u którego zdiagnozowano niewydolność żyły odpiszczelowej lewego uda. Termogramy kończyn dolnych tego pacjenta przedstawiono na rysunku 6.16. Termografia wykonana przed schłodzeniem ciała ujawniła podłużny obszar charakteryzujący się podwyższoną temperaturą w okolicy przyśrodkowej lewego uda. Taka asymetria termiczna względem drugiej kończyny może wskazywać na istniejący stan zapalny tkanek miękkich lub inną zmianę chorobową, związaną np. zastojem krwi żylniej w tej okolicy kończyny. Jednakże obniżenie temperatury powierzchni ciała spowodowało rozszerzenie zakresu temperaturowego i uwidocznienie szczegółów niewidocznych na termogramie wykonanym przed schłodzeniem (p. rys. 6.16, po krioterapii). Termogram wykonany po schłodzeniu ciała jest znacznie dokładniejszy i pokazuje dodatkowo trzy obszary o podwyższonej temperaturze – wskazane na rysunku strzałkami. Są to prawdopodobnie obszary umiejscowienia źle pracujących zastawek żylnych w żyłę odpiszczelowej lewego uda. Wynikający z tego upośledzony przepływ krwi powoduje lokalny wzrost temperatury na powierzchni ciała. U badanego pacjenta zdiagnozowano stan zapalny żyły odpiszczelowej w przebiegu niewydolności zastawek. Żyła odpiszczelowa w części udowej posiada od 2 do 5 zastawek, których złe funkcjonowanie może prowadzić do deformacji i poszerzenia naczynia w wyniku upośledzenia przepływu krwi.

Przykład ten pokazuje, iż diagnostyka termowizyjna w skojarzeniu ze schłodzeniem ciała może wnieść pomocne informacje, na przykład przydatne w chirurgii naczyniowej. Jest to szybka i całkowicie nieobciążająca pacjenta metoda, którą można próbować wykorzystać np. w wykrywaniu schorzeń naczyń krwionośnych.



Rys. 6.16. Termogramy kończyn dolnych mężczyzny, u którego zdiagnozowano niewydolność żyły odpiszczelowej lewego uda wykonane przed i po krioterapii ogólnoustrojowej

Opisane tu badania pokazują, że połączenie kriozabiegów z diagnostyką termowizyjną znacząco zwiększa (w niektórych przypadkach rozszerzenie jest ponad dwukrotnie) zakres temperaturowy analizowanych obszarów, prowadząc do zróżnicowania temperaturowego powierzchni skóry i tym samym zwiększenia kontrastu temperaturowego, pozwala zobaczyć szczegóły niewidoczne samym badaniem termowizyjnym. Niewielkie zmiany temperatury obszarów skóry znajdujących się nad miejscami zmienionymi chorobowo stają się widoczne po schłodzeniu ciała, co przyczynia się do wzrostu wartości diagnostycznej termogramów. Warto również podkreślić, że wykorzystując szybką i całkowicie nieinwazyjną technikę, jaką jest termowizja można z dość dobrym przybliżeniem określić miejsca na powierzchni ciała związane również ze zmienionymi chorobowo kręgami. Oczywiście nie zastąpi to rentgenodiagnostyki ale biorąc pod uwagę całkowitą nieinwazyjność termowizji, należy zwrócić uwagę na dodatkowe informacje diagnostyczne otrzymane w bezpieczny sposób. Być może diagnostyka termowizyjna w połączeniu ze wstępnym schłodzeniem ciała mogłaby znaleźć zastosowanie jako metoda przesiewowa badań np. w schorzeniach kręgosłupa.

Literatura

- [1] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., STANEK A., *Cryotherapy. Theoretical bases, biological effects, clinical applications*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2010.

- [2] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., *Krioterapia – leczenie zimnem*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2007.
- [3] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., *Teoretyczne podstawy leczenia zimnem. Zastosowanie zimna w medycynie – kriochirurgia i krioterapia*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2003.
- [4] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., *The application of cold in medicine – cryosurgery and cryotherapy*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2003.
- [5] ZAGROBELNY Z., *Krioterapia miejscowa i ogólnoustrojowa*, Urban&Partner, Wydanie I, Wrocław 2003.
- [6] CHOLEWKA A., STANEK A., SIEROŃ A., DRZAZGA Z., *Thermography study of skin response due to whole-body cryotherapy*, *Skin Res Technol*, 2012, Vol. 18, 180–187.
- [7] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., SIEROŃ A., STANEK A., *Thermovision diagnostics in chosen spine diseases treated by whole body cryotherapy*, *J Therm Anal Calorim*, 2010, Vol. 102, No. 1, 113–119.
- [8] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., BORGIEL W., KURPAS M., *Cold penetration of the fourth layer tissue model in the whole body cryotherapy conditions*, *IFMBE Proceedings of 3rd EMBEC*, 2005.
- [9] RING E.F.J., AMMER K., *The technique of infrared imaging in medicine*, *Thermology International*, 2000, Vol.10, No. 1, 7–14.
- [10] <http://www.medimaging.org>
- [11] CHOLEWKA A., *Oddziaływanie niskich temperatur na organizm – badania in vivo i in vitro*, Rozprawa doktorska Uniwersytet Śląski w Katowicach, Katowice 2005.
- [12] DRZAZGA Z., CHOLEWKA A. (red.), *Pol J Environ Stud*, 2006, Vol. 15, No. 4A.
- [13] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., SIEROŃ A., STANEK A., KNEFEL G., KAWECKI M., NOWAK M., *Some applications of thermal imaging in medicine, Some aspects of medical physics – in vivo and in vitro studies*, (red.) Z. Drzazga, K. Ślosarek, *Monographs of Pol J Environ Stud*, 2010.
- [14] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., SIEROŃ A., *Monitoring of whole body cryotherapy effects by thermal imaging – preliminary report*, *Phys Med*, 2006, Vol. XXII, No. 2, 57–62.
- [15] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Diagnostic value of thermal imaging due to whole body cryotherapy*, *IFMBE Proceedings of 3rd EMBEC*, 2005.
- [16] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., SIEROŃ A., WIŚNIEWSKA B., *Temperature effect of whole body cryotherapy determined by thermography*, *Thermology International*, 2004, Vol. 14, 57–63.
- [17] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., WIŚNIEWSKA B., SIEROŃ A., *The temperature changes of the skin surface during whole body cryotherapy*, *IFMBE Proceedings of 2nd EMBEC*, 2002, Vol. 2, 1330–31.
- [18] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., KAJEWSKI B., BOGUCKI R., WIŚNIEWSKA B., *The thermal imaging of skin body surface due to whole body cryotherapy – preliminary report*, *Phys Med*, 2004, Vol. XX, No. 1, 70–72.
- [19] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., KAJEWSKI B., SIEROŃ A., WIŚNIEWSKA B., *Termograficzna ocena skutków krioterapii ogólnoustrojowej*, VI Konferencja Krajowa TTP2004 Ustroń-Jaszowiec, *Proceedings*, 143–148.
- [20] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., MICHALIK K., SIEROŃ A., *Whole Body Cryotherapy and Magnetotherapy Influence on Some Cardiac Parameters*, *Pol J Environ Stud*, 2006, Vol. 15, No. 4A, 19–21.

- [21] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Comparison of some parameters of two-stepped cryogenic chamber and chamber with lingering cold*, (red.) Podbielska H., Stręk W., Muller G.J., *Biomedical Engineering Acta*, Indygo, 2006, Vol. 1, No. 1, 103–110.
- [22] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa w kriokomorze dwu-stopniowej oraz kriokomorze z zaleganiem zimna*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 2005, Vol. 11, No. 1–2, 57–63.
- [23] PILAWSKI A., *Podstawy biofizyki*, PZWL, Warszawa 1977.
- [24] BRENGELMANN G.L., *Body temperature regulation*, [w:] *Textbook of Physiology*, (red.) Paton H.D., Fuchs A.F., Hill B., Scher A.M., Steiner R., S.Saunders Comp, Philadelphia 1989, 1584–1596.
- [25] NOWAKOWSKI A. (red), *Praca zbiorowa, Postępy termografii – aplikacje medyczne*, Gdańsk 2001.
- [26] ŽUBER J., JUNG A., *Metody termograficzne w diagnostyce medycznej*, Warszawa 1997.
- [27] AMMER K., *Temperature effects of thermotherapy determined by infrared measurements*, *Phys Med*, 2004, Vol. XX, No. 1, 64–66.
- [28] RING E.F.J., *Provocation tests in thermal imaging*, *Abs Thermology Int*, 2001, Vol. 11, 2.
- [29] CHOLEWKA A., STANEK A., KWIATEK S., SIEROŃ A., DRZAZGA Z., *Zastosowanie termografii w diagnostyce wybranych zmian nowotworowych skóry – badania wstępne, Application of thermovision to diagnosis of chosen skin cancer changes – preliminary studies*, *PAK*, 2011, Vol. 10, 1142–1145.
- [30] CHOLEWKA A., KNEFEL G., STANEK A., KAWECKI M., NOWAK M., SIEROŃ A., DRZAZGA Z., *Thermal imaging and TC oximetry measurements of hyperbaric oxygen therapy (HBO) effects on trophic ulceration of the crura*, *J Therm Anal Calorim*, 2011, DOI 10.1007/s10973-011-1934-6.
- [31] BAUER J., HURNIK P., ZDZIARSKI J., NIELCZAREK W., SKRZEK A., PODBIELSKA H., ZAGROBELNY Z., *Zastosowanie termowizji w ocenie skutków krioterapii*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 1997, Vol. 3, 133–140.
- [32] HRYCAJ P.Z., ŁĄCKI J.K., *Od zwyrodnienia do zapalenia – współczesne poglądy na patogenezę choroby zwyrodnieniowej stawów*, *Nowa Medycyna*, 2002, Vol. 2, 115.
- [33] GÓRALCZYK B., MIKUŁA W., JAGODZIŃSKA K., *Choroba zwyrodnieniowa stawów*, *Medycyna Rodzinna*, 2002, Vol. 10, 2.
- [34] JIMENEZ-BALDERAS F.J., MINTZ G., *Ankylosing spondylitis: clinical course in women and men*, *J Rheumatol*, 1993, Vol. 20, No. 12, 2069–2072.
- [35] GOODMAN P.H., MURPHY M.G., SILTANEN G.L., KELLEY M.P., RUCKER L., *Normal temperature asymmetry of the back and extremities by computer-assisted infrared imaging*, *Thermology*, 1986, Vol. 1, 195–202.
- [36] RING E.F.J., *Thermal symmetry of human skin temperature*, *Thermology International*, 1999, Vol. 9, No. 2, 53–55.

ROZDZIAŁ 7
BADANIA TERMOWIZYJNE ZMIAN
POWIERZCHNIOWEJ TEMPERATURY CIAŁA
POD WPLYWEM KRIOSTYMULACJI

Agnieszka Dębiec-Bąk, Anna Skrzek

Spis treści	
7.1. Wstęp	103
7.2. Badania termowizyjne	105
7.3. Wnioski	113

7.1. Wstęp

Krioterapia jest jedną z często stosowanych metod fizykalnych w terapii. Początki krioterapii w dzisiejszym rozumieniu wiążą się z zastosowaniem ciekłego azotu do schładzania ciała w latach siedemdziesiątych XX wieku [1, 2, 3, 4]. Jednakże zabiegi z wykorzystaniem niskich temperatur, choć znane od dawna, dopiero w ostatnich latach zostały opisane ilościowo, umożliwiając tym samym dokładniejsze nadzorowanie samego procesu krioterapeutycznego. Prowadzone przez kilka dekad badania w zakresie kriogeniki pozwoliły na uzyskanie odpowiedzi na wiele stawianych pytań badawczych. Obserwacje naukowe dotyczyły aktualnych wskazań i przeciwwskazań do stosowania metody oraz wpływu krioterapii ogólnoustrojowej na narząd ruchu, gruczoły dokrewne, stężenie enzymów, hormonów czy metabolitów, a także zastosowania tej terapii w sporcie.

Pisząc o krioterapii wielu autorów nadal nie przestrzega poprawnego nazewnictwa [1, 5, 6, 7, 8]. Dlatego też w tej książce zamieszczono rozdział dotyczący definicji pojęć z zakresu stosowania niskich temperatur w biomedycynie [9].

Niniejszy rozdział dotyczy zabiegów kriostymulacji. Parametry zabiegu ogólnoustrojowego ustalane są tutaj dla przedsiionka oraz części właściwej komory.

W przedsionku temperatura wynosi na ogół od -50°C do -60°C , a ekspozycja od 30 do 60 sekund (jest to tzw. adaptacja przed właściwym zabiegiem). W komorze właściwej natomiast temperatura wynosi od -110°C do -160°C , a czas zabiegu nie przekracza 3 minut. Metodyka prowadzenia zabiegów odbywa się również według odpowiedniego schematu kwalifikowania do terapii, który obejmuje takie elementy jak: badanie lekarskie, zgoda pacjenta na terapię, informacja o przebiegu zabiegu i zachowaniu się wewnątrz komory [10, 11].

Prezentowana w piśmiennictwie metodologia krioterapii wskazuje na dużą rozpiętość doboru stosowanej temperatury i czasu trwania zabiegu. W licznych pracach, zaleca się stosowanie temperatury do -110°C w czasie do trzech minut [12, 13, 14, 15, 16], ale Yamauchi i wsp. [17, 18] opisują zabiegi w temperaturze -175°C . W piśmiennictwie krajowym proponuje się stosowanie temperatury -160°C w czasie nieprzekraczającym trzech minut [19, 20]. Najczęściej jednak w praktyce klinicznej stosuje się kriozabiegi w temperaturze -100°C , -120°C lub -130°C [21, 22, 23, 24]. Obserwowane jest również duże zróżnicowanie w zakresie czasu trwania zabiegów w komorze niskotemperaturowej. W zakresie adaptacji w przedsionku komory opisuje się zabiegi trwające od kilkunastu sekund [25, 26] do minuty [2, 22]. Zróżnicowany jest również czas pobytu w komorze właściwej: od 1 minuty [24, 27] do 3 minut [13, 28, 29].

W ostatnich latach wzrasta zainteresowanie niskimi temperaturami oraz ich korzystnym wpływem na organizm człowieka. Ogólnoustrojowe działanie temperatur kriogenicznych wywołuje wiele korzystnych skutków: przeciwbólowe, nerwowomięśniowe, przeciwobrzękowe, przeciwzapalne, hormonalne, krążeniowe, a także powoduje głęboką relaksację i poprawę stanu psychicznego [8, 30, 31, 32, 33, 34, 35].

Metzger i wsp. [13] obserwowali znaczną redukcję bólu u pacjentów z chorobami reumatoidalnymi, których poddano zabiegom krioterapii ogólnoustrojowej. Także badania Stanek i wsp. [24] prowadzone na grupie pacjentów z zeszytniającym zapaleniem stawów kręgosłupa (ZZSK), wskazały na znaczną poprawę ruchomości kręgosłupa, będącą wynikiem rozluźnienia mięśni oraz podwyższenia progu bólowego u leczonych pacjentów. W badaniach Skrzek i wsp. [36] oraz Offenbacher i wsp. [37] w grupie chorych na fibromialgię wstępne obserwacje wykazały znaczne zmniejszenie dolegliwości bólowych i poprawę stanu klinicznego. Hirvonen i wsp. [38] wskazują na dużą skuteczność krioterapii w obniżeniu odczuć bólowych u pacjentów cierpiących z powodu chorób reumatoidalnych. Obserwowany jest wpływ na poziom wydzielania hormonów: adrenaliny, noradrenaliny, *ACTH*, kortyzolu oraz testosteronu [39, 40, 41]. W badaniach Leppäluoto i wsp. [14] prowadzonych na grupie zdrowych kobiet wykazano wzrost stężenia we krwi hormonów *ACTH*, beta-endorfin, kortyzolu. Biały i wsp. [25], prowadząc badania na grupie lekkoatletów również potwierdzili wzrost stężenia tych hormonów we krwi badanych. Z kolei Woźniak i wsp. [42] pokazali, iż kriostymulacja sprzyja zachowaniu równowagi prooksydacyjno-antyoksydacyjnej u osób uprawiających sport wyczynowy. W prowadzonych

badaniach analitycznych i biochemicznych odnotowuje się również wzrost poziomu hemoglobiny, leukocytów i płytek krwi pod wpływem skrajnie niskich temperatur, co może wpłynąć na wzrost zdolności obronnych organizmu [41, 43, 44]. Po zastosowaniu krioterapii obserwuje się zmiany wydzielania mediatorów stanu zapalnego. Spada odczyn Biernackiego i stężenie markerów stanu zapalnego, co świadczy o efektach przeciwzapalnych stosowanych zabiegów [21, 45, 46]. Istotnym wynikiem działania niskiej temperatury jest efekt przeciwobrzękowy. Związany jest on z pojawiającym się przekrwieniem tętniczym w okolicy obrzęków okołostawowych z równoczesnym zwiększeniem filtracji włośniczkowej [47, 48, 49, 50]. W ostatnich latach rozszerzono również wskazania do stosowania krioterapii ogólnoustrojowej w leczeniu niedowładów spastycznych w przebiegu stwardnienia rozsianego. W swoich badaniach Mraz i wsp. [51, 52] podkreślają korzyści terapeutyczne i efekty funkcjonalne w przebiegu terapii ogólnoustrojowej w połączeniu z kinezyterapią u chorych na stwardnienie rozsiane. Pojawiające się doniesienia naukowe dotyczą również wpływu krioterapii ogólnoustrojowej na sferę psychiczną człowieka. Opisuje się korzystny wpływ temperatur kriogenicznych na odprężenie, uczucie głębokiego relaksu oraz uspokojenie [53, 54].

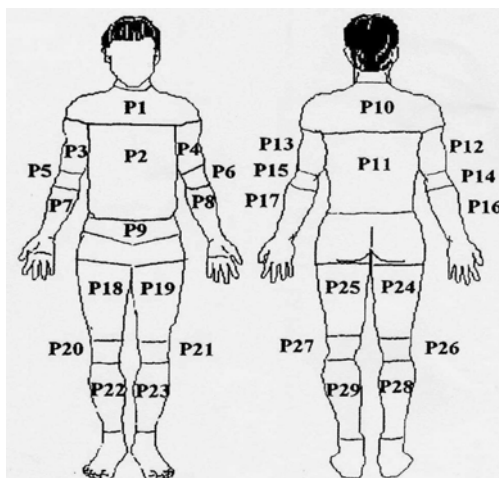
Przegląd doniesień naukowych dotyczących zastosowania krioterapii ogólnoustrojowej lub kriostymulacji wskazuje na główne kierunki badań dotyczące procesu leczenia czy odnowy biologicznej. Natomiast różnorodne propozycje parametrów zabiegu kriostymulacji proponowane przez wielu autorów nadal wymagają ukierunkowanych badań.

7.2. Badania termowizyjne

W Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu na Wydziale Fizjoterapii prowadzono obserwacje zmian temperatury powierzchniowej po zróżnicowanym odnośnie temperatury i czasu trwania bodźcu kriogenicznym. Badania realizowano zgodnie z zasadami medycyny opartej na faktach (*EBM, ang. Evidence Based Medicine*) na jednorodnej grupie 240 młodych, zdrowych osób, podzielonych losowo na grupy poddawane zróżnicowanej aplikacji co do czasu i temperatury zabiegu. Celem określenia temperatury w wybranych rejonach ciała zastosowano badanie termowizyjne. Obrazy termograficzne uzyskane w warunkach homeostazy człowieka z otoczeniem dostarczają cennych informacji o zmienności rozkładu temperatury w warunkach fizjologicznych i wpływu różnych bodźców zewnętrznych [28, 55, 56, 57, 58]. Pomiar minimalnej, maksymalnej i średniej temperatury 29 rejonów ciała wykonany został na podstawie rejestracji termowizyjnej w ujęciu od przodu i od tyłu, w pozycji stojącej w odległości 2 m od kamery termowizyjnej (p. rys. 7.1).

Jakościowa i ilościowa analiza rozkładu temperatury ciała badana była przed kriostymulacją, bezpośrednio po zabiegu oraz po około 30 minutach po zabiegu w tych

samych warunkach laboratoryjnych. Grupa badawcza została podzielona na 8 podgrup (od 1T do 8T, w każdej po 30 osób), a badani poddani zostali działaniom skrajnie niskich temperatur o różnych parametrach kriostymulacji (p. tab. 1).



Rys. 7.1. Pola pomiarowe w 29 rejonach ciała

Tabela 1. Procedura zabiegów kriogenicznych w grupie T

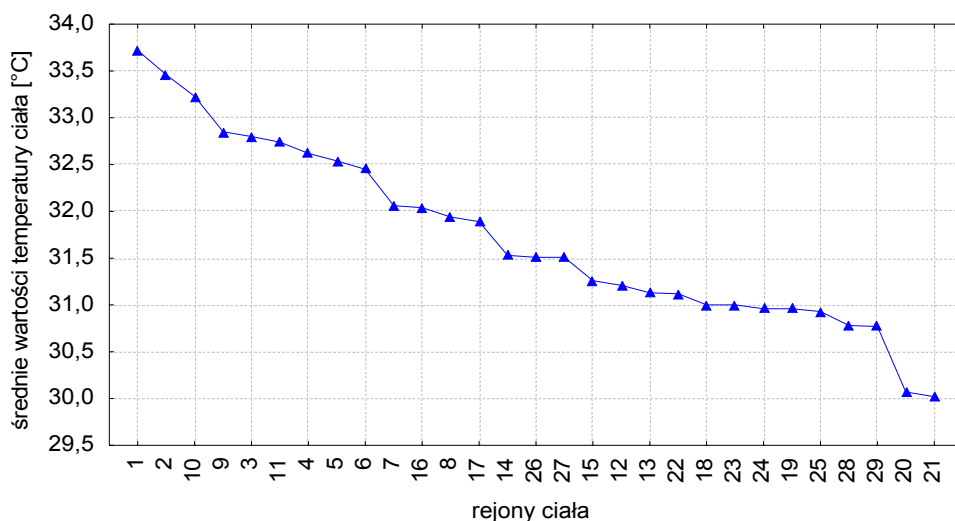
Grupa (T)	Przedśionek		Komora właściwa	
	Temperatura [°C]	Czas [min]	Temperatura [°C]	Czas [min]
1T	-60	1	---	---
2T	-60	3	---	---
3T	-60	1	-100	1
4T	-60	1	-100	3
5T	-60	1	-120	1
6T	-60	1	-120	3
7T	-60	1	-140	1
8T	-60	1	-140	3

Analizowany rozkład średnich wartości temperatury (Grupa T, N = 240) w zależności od lokalizacji badanego rejonu ciała wykazywał duże zróżnicowanie. Temperatura średnia w poszczególnych rejonach ciała wahała się od $30,02 \pm 1,09^\circ\text{C}$ do $33,72 \pm 0,73^\circ\text{C}$ (średnie różnice wynosiły ok. $3,7^\circ\text{C}$) (p. tab. 2). Zauważono pewną tendencję rozkładu badanego parametru. Najwyższe wartości średniej temperatury występowały w rejonie pasa barkowego w ujęciu od przodu P1, korpusu od przodu P2, pasa barkowego w ujęciu od tyłu P10, brzucha P9, ramienia prawego od przodu

P3 oraz okolic korpusu w ujęciu od tyłu P11. Były to w większości okolice tułowia czyli rejony w pobliżu dużych jam ciała (klatka piersiowa, jama brzuszna). Najniższe temperatury zarejestrowano natomiast w obrębie kończyn dolnych w rejonach stawów kolanowych w ujęciu od przodu (P21, P20) oraz obu podudzi od tyłu (P29, P28) (p. rys. 7.2).

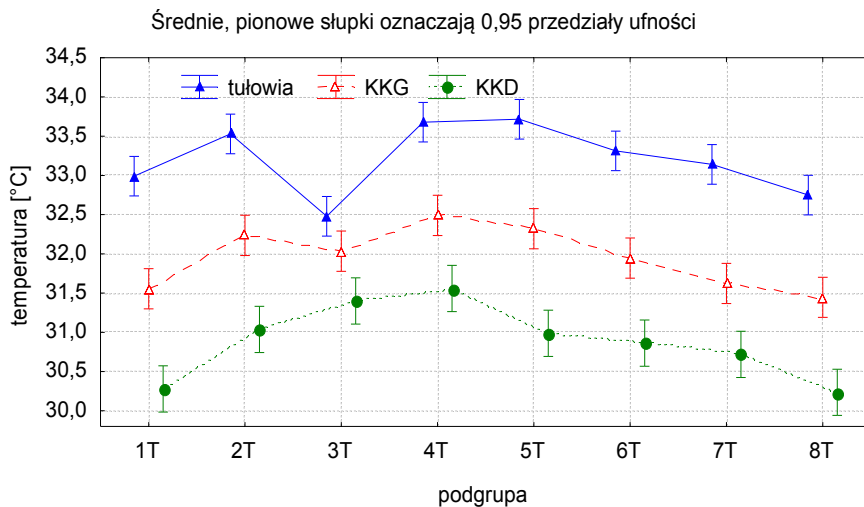
Tabela 2. Rozkład średniej temperatury w analizowanych rejonach ciała
(SD – odchylenie standardowe)

Rejony ciała	Opis rejonu	Temperatura średnia [°C]	SD
P1	pas barkowy przód	33,72	0,73
P2	korpus przód	33,46	0,83
P3	ramię prawe przód	32,80	0,85
P4	ramię lewe przód	32,62	0,87
P5	staw łokciowy prawy przód	32,54	0,85
P6	staw łokciowy lewy przód	32,45	0,88
P7	przedramię prawe przód	32,06	0,89
P8	przedramię lewe przód	31,94	0,91
P9	brzuch	32,85	0,95
P10	pas barkowy tył	33,23	1,15
P11	korpus tył	32,74	1,10
P12	ramię prawe tył	31,21	1,06
P13	ramię lewe tył	31,13	1,03
P14	staw łokciowy prawy tył	31,53	0,85
P15	staw łokciowy lewy tył	31,26	0,89
P16	przedramię prawe tył	32,04	1,02
P17	przedramię lewe tył	31,89	1,01
P18	udo prawe przód	31,00	1,02
P19	udo lewe przód	30,96	1,04
P20	staw kolanowy prawy przód	30,07	1,08
P21	staw kolanowy lewy przód	30,02	1,09
P22	podudzie prawe przód	31,12	1,02
P23	podudzie lewe przód	31,00	1,04
P24	udo prawe tył	30,96	1,02
P25	udo lewe tył	30,93	1,02
P26	staw kolanowy prawy tył	31,51	0,99
P27	staw kolanowy lewy tył	31,51	0,97
P28	podudzie prawe tył	30,78	1,00
P29	podudzie lewe tył	30,77	1,00



Rys. 7.2. Wykres liniowy w kolejności od największej do najmniejszej średniej wartości temperatury w badanych rejonach

Analizując zróżnicowanie temperatur w zależności od badanego rejonu ciała można stwierdzić, że temperatury rozkładają się od najwyższych w obrębie tułowia przez niższe w kończynach górnych i najniższe w kończynach dolnych i taka sama tendencja utrzymywała się w podgrupach od T1 do T8 (p. rys. 7.3).

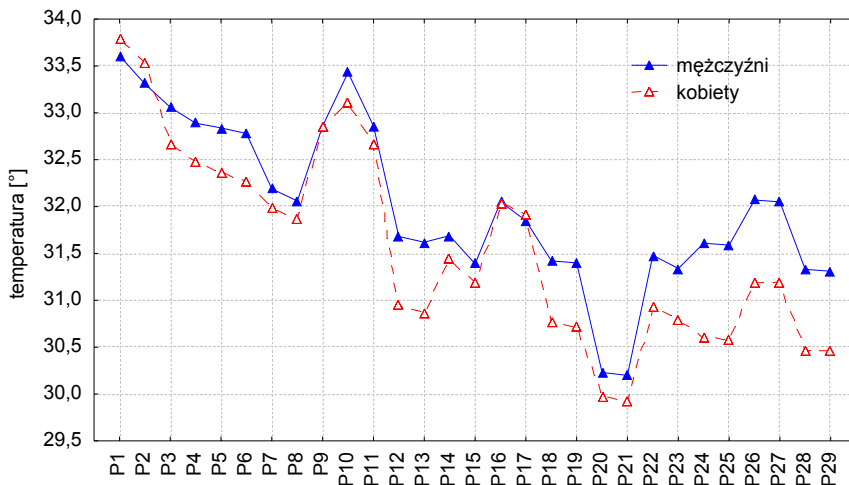


Rys. 7.3. Wykres rozkładu średnich temperatur rejonów tułowia, kończyn górnych KKG i kończyn dolnych KKD w badanych podgrupach

Skóra pokrywająca obszary ciała o bogatej sieci naczyniowej wykazuje większą ciepłotę niż pokrywająca bezpośrednio kości [59, 60]. Przyczyn takiego rozkładu temperatur upatrywać można zarówno w kształcie badanej powierzchni, jak i jej bezwładności cieplnej. Ponadto znajdujące się w obrębie tułowia i jamy brzusznej narządy wewnętrzne, w których efektem zachodzących przemian jest produkcja ciepła, przyczyniają się do utrzymywania stałej wyższej temperatury w danym rejonie ciała [26].

Uzyskane wyniki potwierdzają doniesienia prezentowane w literaturze przedmiotu. Podobne wyniki uzyskano w badaniach nad rozkładem temperatury powierzchniowej ciała [61]. W grupie osób zdrowych w średnim wieku najwyższe wartości temperatury w okolicach pasa barkowego, zaś najniższe w rejonach obu stawów kolanowych. Sobiech i wsp. [62] analizowali zachowanie się temperatury ciała u kobiet w wieku około 55 lat pod wpływem kriozabiegów, uzyskując analogiczny rozkład wartości temperatury w badanych rejonach ciała. W badaniach zmian temperatury po kriostymulacji Chudecka i wsp. [63] dowodzą, iż poszczególne części ciała prezentują różną ciepłotę powierzchniową skóry. Rozkład temperatury ciała w grupie młodych, zdrowych osób kształtował się zgodnie z fizjologiczną bezwładnością cieplną. Na podstawie zgromadzonych wyników i analiz termogramów Zalewski i wsp. [64] również zaobserwowali występowanie najwyższej temperatury ciała w rejonie tułowia u prawie 50% badanych, natomiast najniższe wartości badanego parametru w obszarze stawów kolanowych.

Poszukiwano również związku rozkładu zmian powierzchniowej temperatury ciała z płcią, wiekiem czy wybranymi cechami somatycznymi. Wykazano małe zróżnicowanie temperatury powierzchniowej ciała między płciami. Zmiany temperatury oscylowały w zakresie od $0,01^{\circ}\text{C}$ do 1°C bez wyraźnej dominacji płci, co pozwoliło na analizowanie rozkładu średnich wartości temperatury niezależnie od tego czynnika (p. rys. 7.4).



Rys. 7.4. Wykres liniowy rozkładu średnich temperatur w badanych rejonach ciała w zależności od płci

Prawdopodobnie te niewielkie różnice powierzchniowej temperatury badanych rejonów ciała mogły wynikać zarówno z losowego doboru badanych w podgrupach, a także braku istotnych różnic w wielkościach parametrów fałdów skórno-tłuszczowych w grupie kobiet i mężczyzn. Istnieją jednak publikacje, w których wykazano zmienność temperatury w zależności od płci, szczególnie w grupach badawczych osób starszych [1, 36, 64, 65].

Analiza zależności od wieku i cech somatycznych wykazała słabą siłę tych związków. Temperatura w badanych rejonach obniżała się wraz z wiekiem i wielkością fałdów skórno-tłuszczowych. Natomiast związki temperatury z masą i wysokością ciała, wskaźnikiem BMI oraz fałdami skórno-tłuszczowymi, jedynie w nielicznych rejonach wykazywały statystycznie istotne korelacje. Dotyczyły one najczęściej obszarów, w których stwierdzono znaczną grubość fałdów tłuszczowych. Wydaje się, iż słaba siła związku wskaźnika BMI ze zmianą temperatury powierzchniowej analizowanych rejonów ciała może wynikać ze specyfiki naszej badanej grupy. Były to osoby młode, zdrowe z rozbudowaną tkanką mięśniową, bez objawów otyłości czy nadwagi. Podobne spostrzeżenia prezentuje Rajewski i wsp. [66], którzy w swoich badaniach również nie stwierdzili takich zależności. Jednakże nieco odmienne wyniki podaje się w innych pracach, gdzie wskazuje się na występowanie związków pomiędzy temperaturą ciała w różnych rejonach a wartością wskaźnika BMI oraz wielkością fałdów skórno-tłuszczowych [29, 57, 60, 67]. Uzyskane przez autorów wyniki dotyczyły jednak osób starszych z nadmierną masą ciała i dużą zawartością tkanki tłuszczowej.

Rozkład temperatury na powierzchni skóry niewątpliwie zależy od osobniczych właściwości organizmu, w tym od zawartości tkanki mięśniowej i tkanki tłuszczowej. Tkanka tłuszczowa jest gorszym przewodnikiem ciepła niż mięśnie i skóra, co powoduje, że obszary ciała nad miejscami bogatymi w tkankę tłuszczową wykazują niższą temperaturę [29]. Potwierdzili to również Sobiech i wsp. [62], którzy wykorzystując do oznaczenia ilości tkanki tłuszczowej metodę impedancji bioelektrycznej oraz określając wskaźnik BMI i WHR (*ang. waist-hip ratio*) pokazali, że temperatura rejestrowanych rejonów ciała z większym otluszczeniem była niższa. Podobne spostrzeżenia na temat zmian temperatury wybranych rejonów ciała podaje Chudecka i wsp. [63]. Autorzy, porównując rozkład temperatury powierzchniowej ciała w grupach kobiet i mężczyzn i uwzględniając specyfikę rozmieszczenia tkanki tłuszczowej, wykazali, że niższe wartości temperatury dotyczą obszarów ciała z większym nagromadzeniem tkanki tłuszczowej.

Mając na uwadze, że stymulacja za pomocą niskich temperatur wykorzystywana jest w celach leczniczych lub odnowie biologicznej, w przeprowadzonym projekcie badawczym podjęto próbę określenia optymalnych parametrów zabiegu kriostymulacji. Pozwoli to na wykluczenie lub minimalizację zagrożeń, a także umożliwi odpowiedni dobór bodźca w terapii.

W ośmiu badanych podgrupach (1T–8T) przeprowadzono kriostymulację o zróżnicowanym bodźcu temperatury (od -100°C do -140°C) i czasie zabiegu (1–3 min).

Zgodnie z oczekiwaniami w na termogramach zaobserwowano zmiany temperatury powierzchniowej pomiędzy badaniem przed zabiegiem i pięć minut po zabiegu, we wszystkich 29 badanych rejonach ciała, w każdej badanej podgrupie. Reakcja poszczególnych części ciała na skrajnie niskie temperatury była różnorodna.

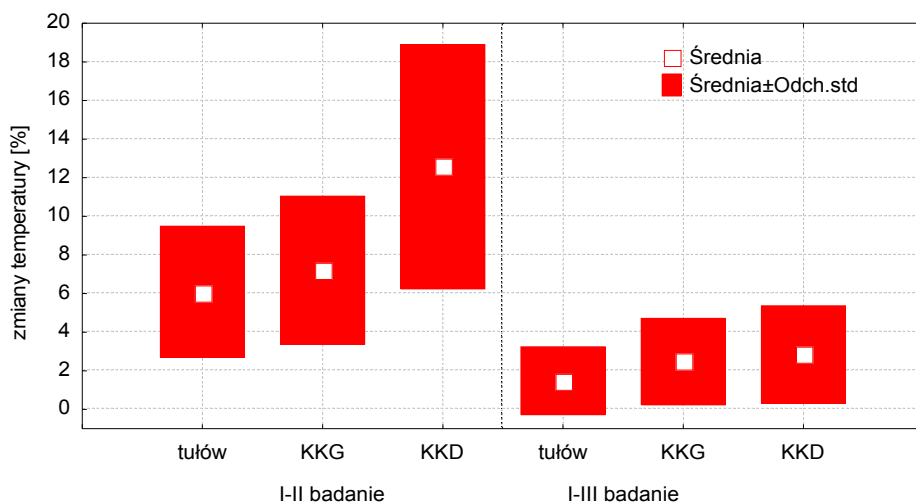
Obserwacja wszystkich badanych podgrup wykazała, iż w rejonach kończyn dolnych występuje większy spadek temperatury w porównaniu do kończyn górnych lub tułowia. W kończynach dolnych największy spadek temperatury odnotowano w rejonach stawów kolanowych w ujęciu od przodu (do 6,13°C), natomiast w rejestracji od tyłu w rejonach ud (do 6,10°C). Największe obniżenie temperatury dotyczyło rejonów stawowych. W obu ujęciach termowizyjnych stawy łokciowe wykazywały większe obniżenie temperatury (od 3,14°C do 4,79°C) w stosunku do rejonów ramion i przedramion. Obserwując zmiany temperatury w rejonach proksymalnych części kończyn górnych, nie zauważono znacznego spadku temperatury po stymulacji bodźcem kriogenicznym. Przyczynę tego zjawiska można upatrywać w kształcie badanego rejonu, jego ukrwieniu oraz bezwładności cieplnej. Możliwe, że tempo poruszania się osób w kriokomorze, powodujące oddawanie ciepła przez konwekcję, a także strój zabiegowy mogły mieć wpływ na nieznaczne obniżenie temperatury obszarów proksymalnych ciała [6, 68]. Mocniejsze oziębienie kończyn dolnych może być również związane z rozkładem temperatury w komorze kriogenicznej [26]. O rozkładzie temperatury na powierzchni skóry decydować mogą również przewodnictwo cieplne tkanki mięśniowej oraz emisyjność cieplna skóry [1, 8, 26, 29, 64, 69].

Celem zobrazowania zmian temperatury pomiędzy badanymi grupami T1 do T8 zaprezentowano wyniki badań również w ujęciu procentowym. Wartości temperatury powierzchniowej zarejestrowane przed zabiegiem w określonych 29 rejonach ciała przyjęto jako 100%. Ocena zmian ciepłoty powierzchniowej skóry pod wpływem kriostymulacji przy trzyminutowej ekspozycji wykazała, że największy spadek wywołany był bodźcem -120°C (6T) i -140°C (8T). Oddziaływanie tych bodźców wywoływało podobne reakcje termoregulacyjne organizmu. Zaobserwowano następujące spadki temperatury: w obszarze kończyn dolnych na poziomie około 19%, kończyn górnych około 11% oraz tułowia 9%.

Również badanie zmian temperatury powierzchniowej w zakresie badanych obszarów ciała w całej grupie (240 badanych) pokazało, iż największy procentowy spadek dotyczył kończyn dolnych (12,56%), następnie kończyn górnych (7,21%), a najmniejszy spadek odnotowano w rejonie tułowia (6,09%) (p. rys. 7.5).

Efekty termiczne po kriostymulacji obserwuje się również w procesie restytucji (odpoczynku po kriostymulacji). Efekt stymulacyjny po zastosowaniu bodźca kriogenicznego powoduje krótkotrwały wzrost temperatury w stosunku do temperatury przed zabiegiem. Ocieplenie skóry powodowane jest zwiększeniem przepływu krwi w obszarach ciała poddanych kriostymulacji. W naszych badaniach powrót temperatury ciała po jakimś czasie do stanu sprzed kriostymulacji odnotowano we wszystkich 29 badanych rejonach. Proces ten trwa od kilkunastu do kilkudziesięciu minut [55, 64]. Tak zwany „*after-effect*” czyli dalsze obniżanie temperatury badanego obszaru

pomimo zaprzestania chłodzenia, może przyczyniać się do wydłużenia czasu restytucji i sprzyjać korzystnym reakcjom organizmu [69]. Stwierdzono to również w naszych badaniach (p. rys. 7.5).

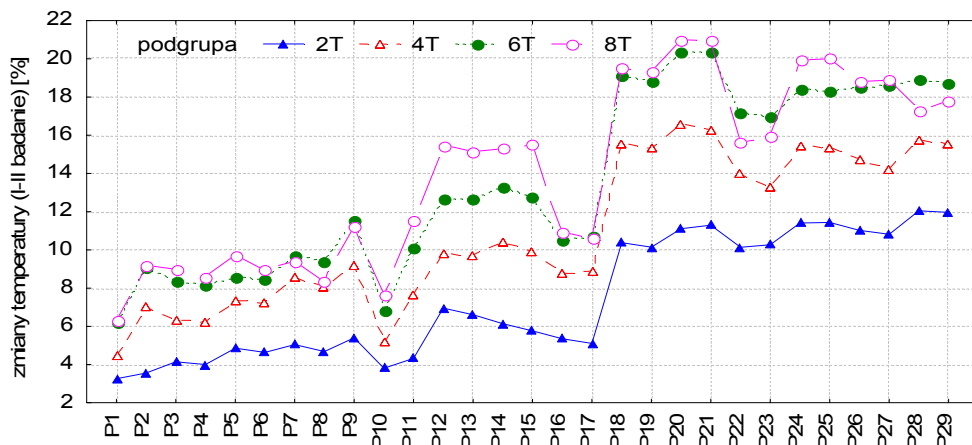


Rys. 7.5. Średnia procentowa różnica temperatur między badaniem I i II (przed i zaraz po kriostymulacji) oraz między I i III (przed i 30 min po kriostymulacji) w obszarze tułowia, kończyn górnych i dolnych

W przeprowadzonym eksperymencie badawczym podjęta została próba optymalizacji parametrów zabiegu oparta na obserwacji zmian temperatury w zależności od czasu i temperatury kriostymulacji w danej podgrupie. Poddając grupę badaną kriostymulacji zróżnicowanym bodźcem niskich temperatur (od -60°C do -140°C) obserwowano niejednorodną reakcję termoregulacyjną organizmu w badanych obszarach. Na uwagę zasługuje fakt, że decydującym czynnikiem wpływającym na zróżnicowanie rozkładu temperatury był czas trwania stymulacji. Zmiany temperatury badanych rejonów ciała w podgrupach o jednakowym parametrze temperatury stymulacji, a różnym czasie (1–3 minut) były istotnie zróżnicowane. Wyniki obserwacji potwierdziły, że dłuższy czas działania niskich temperatur powodował większe ochłodzenie ciała oraz istotnie wpływał na wydłużenie przywracania temperatury do stanu wyjściowego.

W przeprowadzonym eksperymencie wyniki badań potwierdziły w sposób obiektywny istotny wpływ skrajnie niskich temperatur na zmiany powierzchniowej temperatury ciała. Reakcje organizmu na bodziec kriostymulacji są zróżnicowane, niejednorodne i uzależnione od badanej okolicy, a także od cech somatycznych. Badania na jednorodnej grupie 240 zdrowych, młodych badanych pozwoliły stwierdzić, że zarówno czas, jak i temperatura stymulacji mają istotne znaczenie w kształtowaniu się zmian badanego parametru. Dłuższy czas oraz niższa temperatura powodują

większe ochłodzenie organizmu, jednakże kriostymulacja o najsilniejszych bodźcach -120°C oraz -140°C spowodowała podobną reakcję organizmu (p. rys. 7.6).



Rys. 7.6. Wykres liniowy procentowych zmian temperatury między badaniem I i II (przed i zaraz po kriostymulacji) w badanych rejonach ciała w podgrupach 2T, 4T, 6T, 8T

7.3. Wnioski

Biorąc pod uwagę wszystkie omawiane aspekty, wydaje się, iż zabieg w temperaturze -120°C trwający trzy minuty, wpływa najbardziej na obniżenie temperatury powierzchniowej ciała. Przedstawiany w fachowym piśmiennictwie szeroki zakres stosowanych temperatur (nawet do -175°C) nie wskazuje jednoznacznie, jaka temperatura ochładzania jest najlepsza, a przy tym bezpieczna [70, 71, 72].

Uzyskane przez nas dane mogą być podstawą do realizacji dalszych doświadczeń badawczych oraz zaleceń praktycznego wykorzystania skrajnie niskich temperatur w odnowie biologicznej, rehabilitacji oraz terapii wielu schorzeń i urazów.

Literatura

- [1] BAUER J., SKRZEK A., *Fizjologiczne podstawy krioterapii*, Med Sport, 1999, Vol. 94, 3–1.
- [2] CHMIELEWSKI H., DĘBIEC J., MORAWSKI K., MALARA A., KRAJEWSKI T., *Krioterapia ogólnoustrojowa i jej zastosowanie w praktyce lekarskiej*, Kwart Ortoped, 2001, Vol. 2, 83–85.
- [3] GAGE A.A., *History of cryosurgery*, Semin Oncol, 1998, Vol. 14, No. 2, 99–109.

- [4] H. GREGOROWICZ, Z. ZAGROBELNY, *Krioterapia ogólnoustrojowa: wskazania i przeciwwskazania, przebieg zabiegu i jego skutki fizjologiczne i kliniczne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 3, 119–131.
- [5] BROJEK W., *Krioterapia – uwagi ogólne*, Balneol Pol, 2006, Vol. 1, 64–70.
- [6] ZAGROBELNY Z., *Lecnicze zastosowanie zimna*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1996, Vol. 2, 83–87.
- [7] BROJEK W., *Krioterapia – co należy wyjaśnić*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2005, Vol. 12, 68–70.
- [8] GAWROŃSKI W., *Znaczenie zastosowania zimna w leczeniu i rehabilitacji ostrych uszkodzeń tkanek miękkich narządu ruchu*, Med Sport, 1998, Vol. 2, No. 2, 163–173.
- [9] PODBIELSKA H., SKRZEK A., *Wykorzystanie niskich temperatur w biomedycynie – podstawowe definicje*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [10] KSIĘŻPOLSKA-PIETRZAK K., *Krioterapia w leczeniu chorób reumatycznych*, Ortop Traumatol Rehabil, 2000, Vol. 5, 66–69.
- [11] SIEROŃ A., PASEK J., MUCHA R., *Krioterapia w rehabilitacji*, Rehab w Prakt, 2007, Vol. 3, 34–36.
- [12] DUGUË B., SMOLANDER J., WESTERLUND T., OKSA J., NIEMINEN R., MOILANEN E., MIKKELSSON M., *Acute and long-term effects of winter swimming and whole – body cryotherapy on plasma antioxidative capacity in healthy women*, Scand J Clin Lab Inv, 2005, Vol. 65, No. 5, 395–402.
- [13] METZGER D., ZWINGMANN C., PROTZ W., JÄCKEL W.H., *Whole-body cryotherapy in rehabilitation of patients with rheumatic diseases – pilot study*, Rehabilitation, 2000, Vol. 39, 93–100.
- [14] LEPPÄLUOTO J., WESTERLUND T., HUTTUNEN P., OKSA J., SMOLANDER J., DUGUË B., MIKKELSSON M., *Effects of long-term whole-body cold exposures on plasma concentrations of ACTH, beta endorphin, cortisol, catecholamines and cytokines in healthy females*, Scan J Clin Lab Inv, 2008, Vol. 68, No. 2, 145–153.
- [15] SAVALLI L., OLANE P., HERNANDEZ-SENDIN M.I., LABOUTE E., TROUVE P., PUIG P.L., *Whole-body cryotherapy –110°C. Measure of skin and central temperature to the sportsman*, Science&Sports, 2006, Vol. 21, No. 1, 36–38.
- [16] SMOLANDER J., WESTERLUND T., UUSITALO A., DUGUË B., OKSA J., MIKKELSSON M., *Lung function after acute and repeated exposures to extremely cold air (–110 degrees C) during whole- body cryotherapy*, Clin Physiol Funct Imaging, 2006, Vol. 26, No. 4, 232–234.
- [17] YAMAUCHI T., NOGAMI S., MIURA K., *Various applications of the extreme cryotherapy and strenuous exercise program focusing on rheumatoid arthritis*, Physiotherapy and Rehabilitation, 1981, Vol. 26, No. 5, 89–101.
- [18] YAMAUCHI T., *Whole-body cryotherapy is method of extreme cold –175°C treatment initially used for Rheumatoid Arthritis*, Z Phys Med Baln Med Klim, 1986, Vol. 15, No. 5, 311–315.
- [19] JONDERKO G., *Aktualny stan wiedzy dotyczącej zastosowania krioterapii w chorobach układu ruchu*, Chir Narz Ruchu, 1990, Vol. 55, No. 1, 31–35.
- [20] ŁUCZAK J., MICHALIK J., *Wpływ skrajnie niskich temperatur na wybrane cechy motoryczne człowieka*, Fizjoter Pol 2006, Vol. 6, No. 3, 206–211.

- [21] GŁUSZKO P., ISTRATI J., SUSZKO R., LÖWENHOFF T., IWANIEC T., *Zmiany w układzie krzepnięcia krwi i fibrylizy u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów poddanych zabiegom w komorze kriogenicznej*, Rehab Med, 2003, Vol. 7, No. 2, 72–75.
- [22] KIJEWski K., MAGNUSZEWSKI J., ŻEREK R., *Przydatność badania termowizyjnego w ocenie skutków kriogenii ogólnoustrojowej*, Kwart Ortoped, 2001, Vol. 1, 36–40.
- [23] MICHALIK B., MICHALIK J., TOKARSKI R., *Poziom satysfakcji i redukcja bólu u pacjentów ze schorzeniami narządu ruchu objętych kriorehabilitacją*, Fizjoter Pol, 2005, Vol. 5, No. 2, 260–265.
- [24] STANEK A., CIEŚLAR C., JAGODZIŃSKI L., SKRZEP-POLOCZEK B., ROMUK E., MATYSZKIEWICZ B., ROSMUS-KUCZIA I., BIRKNER E., SIEROŃ A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na organizm pacjentów z zesztywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa – podsumowanie badań własnych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, No. 4, 277–280.
- [25] BIAŁY D., ZIMMER K., ZAGROBELNY Z., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii na parametry krwi obwodowej kadry narodowej lekkoatletów*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1999, Vol. 5, 7–10.
- [26] RAJEWSKI M., ŁAZOWSKI J., PISULA A., *Rozkład temperatury ciała w zabiegach krioterapii ogólnoustrojowej*, Fizjoterapia, 2001, Vol. 9, No. 1, 20–24.
- [27] WESTERLUND T., OKSA J., SMOLANDER J., MIKKELSSON M., *Thermal responses during and after whole-body cryotherapy (–110°C)*, J Therm Biol, 2003, Vol. 28, 601–608.
- [28] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., SIEROŃ A., *Monitoring of whole body cryotherapy effects by thermal imaging; preliminary report*, Phys Med, 2008, Vol. 22, No. 2, 57–62.
- [29] SKRZEK A., ANWAJLER J., DUDEK K., DĘBIEC-BĄK A., PILCH U., *Analiza czynników wpływających na zmienność temperatury ciała w badaniach termograficznych*, Fizjoterapia, 2007, Vol. 15, No. 3, 23–33.
- [30] BIEŃKOWSKA A., MOLSKI P., M. DZIERŻANOWSKI, BUŁATOWICZ I., HAGNER W., *Ból a krioterapia w kompleksowym leczeniu schorzeń narządu ruchu*, Kwart Ortoped, 2006, Vol. 4, 311–314.
- [31] GIEREMEK K., *Przegląd metod kriostymulacyjnych stosowanych w zwalczaniu spastyczności*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 2, 30–32.
- [32] HERMANN J., *Kriotherapie*, J Rheumatol, 2009, Vol. 68, 539–542.
- [33] RYMASZEWSKA J., BIAŁY D., ZAGROBELNY Z., KNIEJA A., *The influence of whole-body on mental health*, Psychiatr Pol, 2000, Vol. 34, No. 4, 649–653.
- [34] STANEK A., CIEŚLAR G., SIEROŃ A., *Terapeutyczne zastosowanie krioterapii w praktyce klinicznej*, Balneol Pol, 2007, Vol. 49, No. 1, 37–45.
- [35] BIRKNER E., SIEROŃ A., BECK B., JAGODZIŃSKI L., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK B., STANEK A., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie*, Wiad Lek, 2003, Vol. 56, No. 1–2, 53–56.
- [36] SKRZEK A., ŚMIECHOWICZ H., ZAGROBELNY Z., *Znaczenie krioterapii w leczeniu fibromialgii*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1999, Vol. 5, 15–18.
- [37] OFFENBÄCHER M., STUCKI G., *Physical therapy in the treatment of fibromyalgia*, Scand J Rheumatol, 2000, Vol. 113, s. 78–85.

- [38] HIRVONEN H., MIKKELSSON M., KAUTIAINEN H., POHJOLAINEN T., LEIRISALO-REPO M., *Effectiveness of different cryotherapies on pain and disease activity in active rheumatoid arthritis. A randomized single blinded controlled trial*, Clin Exp Rheumatol, 2006, Vol. 24, No. 3, 295–301.
- [39] KORZONEK-SZLACHETA I., WIELKOSZYŃSKI T., STANEK A., ŚWIĘTOCHOWSKA E., KARPE J., SIEROŃ A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na stężenie wybranych hormonów u zawodników wyczynowo uprawiających piłkę nożną*, Endokr Pol, 2007, Vol. 58, No. 1, 27–32.
- [40] KSIĘŻPOLSKA-ORŁOWSKA K., *Zastosowanie krioterapii w odnowie biologicznej sportowców*, Post Med Lot, 2004, Vol. 1, 71–76.
- [41] ZAGROBELNY Z., HALAWA B., KULICZKOWSKI K., FRYDECKA I., GREGOROWICZ H., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii w komorze niskotemperaturowej oraz leczenia ruchem na subpopulację limfocytów we krwi obwodowej u chorych na chorobę zwyrodnieniową stawów i reumatoidalne zapalenie stawów*, Reumatologia, 1999, Vol. 34, No. 4, 763–771.
- [42] WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., MILA-KIERZENKOWSKA C., RAKOWSKI A., PARZYCH M., SZMYTKOWSKA K., *Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na enzymatyczną barierę antyoksydacyjną we krwi kajakarzy podczas treningu*, Med Sport, 2007, Vol. 23, No. 4, 207–214.
- [43] SUSZKO R., *Krioterapia ogólnoustrojowa*, Rehabil Med., 2003, Vol. 7, No. 2, 63–71.
- [44] ZAGROBELNY Z., HALAWA B., NEGRUSZ-KAWECKA M., SPRING A., GREGOROWICZ H., WAWOROWSKA A., ROZWADOWSKI G., *Zmiany hormonalne i hemodynamiczne wywołane schładzaniem całego ciała chorych na reumatoidalne zapalenie stawów*, Pol Arch Med Wew, 1992, Vol. 87, No. 1, 34–40.
- [45] JANSKY L., POSPISILOVA D., HONZOVA S., *Immune system of cold-exposure and cold-adapted humans*, Eur J Appl Physiol, 1996, Vol. 72, 445–450.
- [46] STRABURZYŃSKA-LUPA A., KONARSKA A., STRABURZYŃSKA-MIGAJ E., KONARSKI J., KIJEWSKI K., PILACZYŃSKA-SZCZEŚNIAK Ł., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na wybrane parametry biochemiczne krwi obwodowej zawodników hokeja na trawie*, Fizjot Pol, 2007, Vol. 7, No. 1, 15–20.
- [47] KNIGHT K.L., *Cryotherapy in sport injury management*, Human Kinetics 1995, Vol. 11, 14–16.
- [48] KSIĘŻPOLSKA-PIETRZAK K., *Miejsce krioterapii w leczeniu chorób narządu ruchu mechanizmy działania, wskazania i przeciwwskazania*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1996, Vol. 2, 157–160.
- [49] STRABURZYŃSKA-LUPA A., SMORAWIŃSKI J., *Krioterapia w urazach sportowych – teoria i praktyka*, Med Sport, 2004, Vol. 20, No. 6, 295–299.
- [50] SWENSON C., SWARD L., KARLSSON J., *Cryotherapy in sports medicine*, Scand J Med Sci Sports, 1996, Vol. 6, No. 4, 193–200.
- [51] MRAZ M., SKRZEK A., PROSZEWSKA A., SAMOJEDNA A., *Wpływ kompleksowego usprawniania z uwzględnieniem krioterapii ogólnoustrojowej na stan napięcia mięśniowego u chorych na stwardnienie rozsiane*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2000, Vol. 6, No. 3–4, 91–92.

- [52] MRAZ M., SKRZEK A., GRUSZKA E., CHAMELA-BILIŃSKA D., DRAK-WOJTKIEWICZ M., DUTKIEWICZ A., *Wpływ fizjoterapii z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej na stabilność i równowagę pozycji stojącej pacjentów ze stwardnieniem rozsianym*, Fizjoterapia, 2001, Vol. 9, No. 1, 26–29.
- [53] RYMASZEWSKA J., TULCZYŃSKI A., ZAGROBELNY Z., KNIEJA A., HADRYŚ T., *Influence of whole-body cryotherapy on depressive symptoms – preliminary report*, Acta Neuropsychiatr, 2003, Vol. 15, No. 3, 122–125.
- [54] RYMASZEWSKA J., RAMSEY D., CHŁADZIŃSKA-KIEJNA S., *Whole-body cryotherapy as adjunct treatment of depressive and anxiety disorders*, Arch Immunol Ther Exp, 2008, Vol. 56, 63–68.
- [55] DĘBIEC-BAK A., SKRZEK A., JONAK A., *Zróżnicowanie temperatury powierzchniowej ciała pod wpływem różnych bodźców w badaniach termowizyjnych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2009, Vol. 15, No. 4, 322–327.
- [56] HERRY C.L., FRIZE M., GOUBRAN R.A., *Segmentation and landmark identification in infrared images of the human body*, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, Vol. 1, 957–960.
- [57] HOŁOWACZ I., PODBIELSKA H., HURNIK P., MIELCZAREK W., ZDZIARSKI J., *Komputerowa akwizycja i obróbka obrazów termowizyjnych w ocenie skutków oddziaływania niskich temperatur*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2000, Vol. 6, 35–46.
- [58] SNYDER C., *Infrared imaging for biomedical applications*, Adv Imaging Mag, 2001, Vol. 10, 37–41.
- [59] CHESTERTON L.S., FOSTER N.F., ROSS L., *Skin temperature response to cryotherapy*, Arch Phys Med Rehabil, 2002, Vol. 83, 543–549.
- [60] PABISIAK K., ROMANOWSKI M., MYŚLAK M., SZYDŁOWSKI L., SIEŃKO J., DOMAŃSKI L., WIŚNIEWSKA M., JANUS T., SULIKOWSKI T., KEMPIŃSKA A., KAMIŃSKI M., PACZKOWSKI M., MIZERSKI A., OSTROWSKI M., CIECHANOWSKI K., *Variations in temperature of the donor kidney during cold ischemia time and thermovision sment of reperfusion using the application of thermovision camera*, Transplant Proc, 2003, Vol. 35, No. 6, 2157–2159.
- [61] SKRZEK A., ANWAJLER J., DUDEK K., DĘBIEC-BAK A., PILCH U., *Zmienność temperatury ciała pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej u pacjentów z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa w badaniach termowizyjnych*, Fizjoter Pol, 2007, Vol. 3, No. 4, 308–319.
- [62] SOBIECH K., SKRZEK A., DĘBIEC-BAK A., GRUSZKA K., SOCHA M., JONAK W., *Dynamika zmian temperatury ciała pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej u kobiet w aspekcie ich składu ciała. Doniesienie wstępne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2009, Vol. 15, No. 4, 315–318.
- [63] CHUDECKA M., LUBKOWSKA A., KLIMEK A., SZYGUŁA Z., *Wpływ zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej na rozkład i dynamikę zmian temperatury wybranych części ciała*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2008, Vol. 14, No. 2, 129–132.
- [64] ZALEWSKI P., BUSZKO K., KLAWE J., TAFIL-KLAWE M., LEWANDOWSKI A., SŁOMIŃSKI K., PANOWICZ I., *Krótkoczasowa analiza termowizyjna skutków krioterapii ogólnoustrojowej u osób zdrowych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2008, Vol. 4, No. 14, 272–277.
- [65] SKRZEK A., ANWAJLER J., DUDEK K., DĘBIEC-BAK A., PILCH U., *Rozkład temperatury na powierzchni ciała po kriostymulacji ogólnoustrojowej w badaniach termowizyjnych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 13, No. 2, 141–144.

- [66] RAJEWSKI M., ŁAZOWSKI J., *Rozkład i dynamika zmian w wybranych punktach ciała w kriostymulacji ogólnoustrojowej*, Człowiek i Ruch, 2002, Vol. 1, No. 5, 21–29.
- [67] WIĘCEK B., WĘGREWICZ A., PAWLIK Z., KRAJEWSKI T., *Termowizja – podstawowe informacje techniczne i przegląd zastosowań medycznych*, Kwart Ortoped, 1997, Vol. 3, 18–29.
- [68] JASKÓLSKI A., *Podstawy fizjologii wysiłku fizycznego z zarysem fizjologii człowieka*, AWF we Wrocławiu, Wrocław 2002.
- [69] MEEUSEN R., LIEVENS P., *The use of cryotherapy in sports injuries*, Sport Med, 1986, Vol. 3, 398–414.
- [70] SIEROŃ A., STANEK A., CIEŚLAR G., PASEK J., *Kriorehabilitacja – rola krioterapii we współczesnej rehabilitacji*, Fizjoterapia, 2007, Vol. 15, No. 2, 3–8.
- [71] SIEROŃ A., PASEK J., MUCHA R., *Krioterapia w rehabilitacji*, Rehab w Prakt, 2007, Vol. 3, 34–36.
- [72] BRAUN K.P., BROOKMAN-AMISSAH S., GEISLER K., AST D., MAY M., ERNST H., *Ganzkörperkryotherapie bei patienten mit entzündlich – rheumatischen erkrankungen*, Med Klin, 2009, Vol. 104, No. 3, 192–196.

URZĄDZENIA DO KRIOTERAPII FIRMY CREATOR

Wrocławska firma CREATOR Sp. z o. o. – uznany producent i dostawca komór kriogenicznych oraz wieloletni użytkownik tych urządzeń, od wielu lat czyni starania, aby spopularyzować krioterapię ogólnoustrojową jako skuteczną metodę leczenia, wspomagania rehabilitacji oraz odnowy biologicznej (p. rys. 1). Krioterapia ogólnoustrojowa z wykorzystaniem komory niskotemperaturowej jest metodą coraz szerzej stosowaną w świecie, nierzadko z powodzeniem zastępującą środki farmakologiczne oraz długotrwałą rehabilitację.



Rys. 1. Kriokomora firmy CREATOR w budynku P-4 Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Około 300 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej prowadzone jest codziennie od kilkunastu lat w dwóch wiodących ośrodkach, we Wrocławiu i Łodzi, prowadzonych przez Niepubliczny Zakład Opieki Zdrowotnej CREATOR (p. rys. 2). Od czasu uruchomienia w 2001 roku do dziś wykonano ponad milion zabiegów, prowadząc

przy tym pełną dokumentację medyczną i techniczną niezbędną do oceny tej formy rehabilitacji.

Jej skuteczność w leczeniu bardzo wielu schorzeń potwierdzają nie tylko wyniki licznych badań naukowych, ale przede wszystkim tysiące pacjentów, którzy dzięki zabiegom krioterapii odzyskali sprawność i zdrowie. To właśnie dzięki ogromnemu doświadczeniu oraz współpracy naukowo-badawczej z Wydziałem Fizjoterapii Wrocławskiej Akademii Wychowania Fizycznego opracowano oraz zbudowano najnowszą wersję komory kriogenicznej o symbolu CR-2002/05/E.

Firma CREATOR Sp. z o.o. przy produkcji komór kriogenicznych korzysta z własnych wieloletnich doświadczeń, nowoczesnych technologii oraz innowacyjnych rozwiązań, o czym świadczy wiele prestiżowych nagród i wyróżnień na krajowych i międzynarodowych targach i wystawach.

Najwyższą jakość produktu potwierdza certyfikat ISO 9001 w zakresie projektowania i produkcji komór niskotemperaturowych. To nowoczesne urządzenie chronione jest patentem nr 193363 oraz zgłoszeniami patentowymi nr P-381643 i P-382028, natomiast poprawność rozwiązań technicznych i ich zgodność z obowiązującymi normami przy zachowaniu bezpieczeństwa zabiegów została potwierdzona Certyfikatem „CE” wydanym przez PREDOM-OBR w Warszawie.



Rys. 2. Pacjenci po zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej w Ośrodku Profilaktyki i Rehabilitacji CREATOR w Łodzi

Pragnąc spopularyzować wykorzystanie niskich temperatur, zarówno w leczeniu, rehabilitacji, jak i szeroko pojętej odnowie biologicznej, opracowaliśmy komorę, charakteryzującą się znacznie niższymi kosztami eksploatacyjnych i znacznie tańszą.

Można powiedzieć, że CREATOR jest potentatem w produkcji komór kriogenicznych, a także urządzeń do krioterapii miejscowej, jak stymulator medyczny „CRIOVITA” typu „A” (p. rys. 3). Urządzenie to zostało zarejestrowane w Urzędzie Rejestracji Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych, natomiast poprawność rozwiązań technicznych oraz zgodność z obowiązującymi normami została potwierdzona certyfikatem CE nr 1451/M/0004/08 i spełnia wymogi Narodowego Funduszu Zdrowia.



Rys. 3. Urządzenie do krioterapii miejscowej

CREATOR wybudował do tej pory kilkadziesiąt komór kriogenicznych w kraju i za granicą. Oferta firmy ma charakter kompleksowy, bowiem przy realizacji aktywnie uczestniczymy zarówno przy opracowaniu szczegółowych założeń technicznych dotyczących usytuowania komory kriogenicznej w posiadany przez Inwestora obiekcie, jak również w opracowaniu schematu organizacyjnego oraz zasad działania

i wyposażenia obiektu, które umożliwiają najbardziej skuteczne i efektywne prowadzenie usług rehabilitacyjnych.

Jesteśmy zainteresowani rozwojem krioterapii w Polsce i na świecie. Istotne zwiększenie liczby placówek służby zdrowia i placówek rehabilitacyjnych dysponujących kriokomorami, to również warunek rozwoju badań naukowych nad oddziaływaniem niskich temperatur na organizm ludzki. Jesteśmy przekonani, że Polska może stać się liderem światowym w wykorzystaniu nowoczesnych metod medycyny fizykalnej w terapii i odnowie biologicznej.

Adam Józefowicz
Prezes CREATOR Sp. z o. o.

CREATOR Spółka z o.o.
54-154 Wrocław, ul. Lotnicza 37
tel. +48 71 3620200, fax: +48 71 3620201
e-mail: creator@creator.wroc.pl
<http://www.creator.wroc.pl>



Messer Polska proponuje Państwu bogatą ofertę produktów oraz usług dla branży medycznej:

- gazy medyczne,
- urządzenia do tlenoterapii i rehabilitacji oddechowej,
- gazy do zastosowania w krioterapii miejscowej i ogólnoustrojowej: ciekłe powietrze, ciekły azot oraz dwutlenek węgla,
- systemy i urządzenia do kontrolowanego zamrażania i przechowywania materiału biologicznego w ciekłym azocie (BIOSAFE®),
- zbiorniki do magazynowania i transportu materiałów biologicznych w temperaturze ciekłego azotu,
- dostawa gazów ciekłych poprzez:
 - usługę LIN Serwis – małe bezcisnieniowe zbiorniki oraz niskociśnieniowe przenośne zbiorniki napełniane na miejscu w zakładzie Klienta,
 - cysterny do zbiorników stacjonarnych,
- instalacje gazów medycznych,
- doradztwo w zakresie zastosowań gazów medycznych.

MESSER 

Gases for Life

Messer Polska Sp. z o.o.
ul. Maciejkowska 30, 41-503 Chorzów
tel. +48 32 77 26 000, fax +48 32 77 26 115
messenger@messer.pl
www.messer.pl

Part of the Messer World 

■ hydroterapia ■ kinezyterapia ■ fizykoterapia ■ spa & wellness ■ 



icelab

krioterapia ogólnoustrojowa

ROZDZIAŁ 8
WPŁYW TEMPERATUR KRIOGENICZNYCH
STOSOWANYCH W ZABIEGACH KRIOSTYMULACJI
I KRIOTERAPII OGÓLNOUSTROJOWEJ NA
WYBRANE SKŁADOWE POJEMNOŚCI
ANTYOKSYDACYJNEJ USTROJU

Anna Lubkowska, Iwona Bryczkowska

Spis treści

8.1. Wstęp	125
8.2. Temperatury kriogeniczne a składowe układu antyoksydacyjnego	126
8.3. Podsumowanie	133

8.1. Wstęp

Krioterapia lub kriostymulacja ogólnoustrojowa jest działaniem bodźcowym, polegającym na zastosowaniu do ochładzania ciała temperatur poniżej -100°C w krótkim czasie, nie powodując destrukcji tkanek. Zamierzonym efektem tej stymulacji jest wywołanie ogólnoustrojowych reakcji fizjologicznych na zimno. Podstawowym elementem czucia temperatury są termoeeksteroreceptory. Ich głównym zadaniem jest przekazywanie impulsów nerwowych do podwzgórza, które jest centralnym ośrodkiem kierującym wszystkimi funkcjami wegetatywnymi i większością funkcji hormonalnych organizmu. Pod kontrolą podwzgórza są procesy termoregulacji. W konsekwencji podwzgórze pełni funkcję „biologicznego termostatu”. Uruchomienie mechanizmów regulacyjnych jest efektem uaktywnienia się ośrodków podwzgórza [1, 2]. Odpowiedź organizmu na kriozabieg związana jest z wystąpieniem przekrwienia czynnego, redystrybucją krwi i zmianą wskaźników hemodynamicznych układu

krążenia, zmianami w układzie wydzielania wewnętrznego, termogenezą drzeniową w mięśniach oraz bezdrzeniowa w tkance tłuszczowej, co powoduje, że temperatury kriogeniczne oddziałują na ludzki organizm stresogennie. W konsekwencji zabiegi kriostymulacji czy krioterapii mogą stanowić bodziec prowadzący do zachwiania równowagi prooksydacyjno-antyoksydacyjnej. Celem tego rozdziału jest omówienie, na podstawie przeglądu dostępnej literatury, wyników badań nad wpływem ogólnoustrojowego oddziaływania temperatur kriogenicznych na składowe potencjału antyoksydacyjnego.

8.2. Temperatury kriogeniczne a składowe układu antyoksydacyjnego

Reaktywne formy tlenu (*RFT*) są stale wytwarzane w trakcie trwania podstawowych procesów biologicznych zachodzących w organizmie. W warunkach homeostazy ustrojowej powstawanie reaktywnych form tlenu w reakcjach wolnorodnikowych jest zrównoważone sprawnie działającym systemem antyoksydacyjnym. W stanie określanym mianem „stresu oksydacyjnego” dochodzi do zaburzenia równowagi oksydacyjno-antyoksydacyjnej [3]. Zmiany oksydacyjno-antyoksydacyjne w komórkach, w tym w tkance mięśniowej, odzwierciedlają ich możliwości adaptacyjne do stresu oksydacyjnego ustroju. Głównym źródłem wolnych rodników są reakcje zachodzące w mitochondriach komórkowych, reakcje utleniania związków tiolowych, flawin, nukleotydów czy katecholamin. Reaktywne formy tlenu są zdolne do utleniania lipidów, DNA i białek, co w konsekwencji może być przyczyną uszkodzenia tkanek. Produkty reakcji utleniania doprowadzają do uszkodzenia błon komórkowych, naczyniowego glikokaliksu i kwasów nukleinowych, powodować mogą ponadto fragmentację białek i modyfikację antygenowości lipoprotein osocza [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]. Stymulacja przepływu krwi w naczyniach krwionośnych pod wpływem temperatur kriogenicznych może przypominać stan ischemii/reperfuzji, czyli niedokrwienia i następnej reakcji przekrwiennej. W dotychczasowych badaniach potwierdzono, że powstawanie wolnych rodników tlenowych towarzyszy rozwojowi zapalenia i niedokrwienia tkanek, po którym następuje ponowne przywrócenie dopływu krwi i tlenu (reperfuzja po niedokrwieniu) [11]. Przekrwienie w obrębie tkanek sprzyja nie tylko lepszej przemianie materii, ale także eliminacji nagromadzonych szkodliwych produktów metabolizmu [1, 12, 13, 14].

W następstwie oziębienia i stymulacji organizmu zimnem pobudzeniu ulega tkanka tłuszczowa. W organizmie dorosłego człowieka stwierdzono obecność adipocytów brunatnej tkanki tłuszczowej (*BAT*), których znaczący udział w procesach termogenezy związany jest z obecnością w mitochondriach tych komórek – białka rozprzegającego – *UCP-1* (*ang. uncoupling protein 1*). W komórkach *BAT* obserwuje się szczególnie

zwiększoną ekspresję czynnika transkrypcyjnego *PGC-1* (koaktywator receptora aktywowanego przez proliferatory peroksysomów), który zwiększa metabolizm mitochondrialny poprzez indukcję białka rozprzęgającego termogenezę – *UCP-1* [15]. Unerwienie tkanki tłuszczowej stanowią włókna adrenergiczne, które przebiegają wzdłuż naczyń krwionośnych, wydzielające w odpowiedzi na czynnik stresowy, jakim jest zimno, katecholaminy oddziałujące za pośrednictwem receptorów adrenergicznych. Rośnie tempo zużycia tlenu przez tkankę tłuszczową, związane głównie z nasileniem metabolizmu tlenowego w mitochondriach, wzmagają się natężenie procesu β -oksydacji kwasów tłuszczowych. Podczas tej aktywacji wytwarzanie przez mitochondria anionorodnika ponadtlenkowego (a po jego dysmutacji – nadtlenu wodoru) wzrasta ponad 10-krotnie. Przypuszcza się, że jeśli pobudzenie trwa dłużej, to w ślad za zmianami w brunatnej tkance tłuszczowej, następuje adaptacyjny wzrost aktywności enzymów usuwających reaktywne formy tlenu *RFT*, czyli wzrost aktywności dysmutazy ponadtlenkowej, peroksydazy glutationowej i katalazy oraz stężenia niskocząsteczkowych antyoksydantów (glutationu i askorbinianu) [16]. Fizjologiczne zmiany stężenia *RFT* wywołują zwykle niezbyt silny stres oksydacyjny. Uruchamia to kaskadę sygnałową, powodując także ekspresję genów dla odpowiednich enzymów antyoksydacyjnych.

Żywe organizmy wykształciły specjalne mechanizmy obronne przed działaniem wolnych rodników, jak i produktów ich rozpadu. Działanie ochronne systemu antyoksydacyjnego obejmuje wiele składników ułożonych w kilku poziomach, gdzie pierwszą linią obrony są związki organiczne zawierające metale zapobiegające powstawaniu *RFT*. Drugą linię stanowią antyoksydanty drobnocząsteczkowe i enzymy antyoksydacyjne powodujące inaktywację *RFT*.

Trzecią linią obrony są systemy naprawcze cząsteczek uszkodzonych przez *RFT* [17]. Zasadniczymi elementami składającymi się na obronę antyoksydacyjną są: przeciwutleniacze prewencyjne (*ang. preventive antioxidants*) – hamują one utlenianie poprzez wchodzenie w reakcje z czynnikami utleniającymi. Zapobiega to tworzeniu się *RFT*. Należą do nich głównie białka: ceruloplazmina, metalotioneina, albumina, transferyna, ferrytyna, mioglobina, haptoglobina. Kolejną grupę stanowią przeciwutleniacze interwencyjne (*ang. chain-breaking antioxidants*) określane często „zmiataczami” wolnych rodników – hamują utlenianie poprzez wchodzenie w reakcje z produktami pośrednimi utleniania, jakimi są zwykle wolne rodniki. Usuwają już istniejące *RFT* i tym samym zapobiegają łańcuchowym reakcjom wolnorodnikowym. W tej grupie należy wyróżnić:

- enzymy: dysmutaza ponadtlenkowa (*SOD*, EC 1.15.1.1.), peroksydaza glutationowa (*GPx*, EC 1.11.1.9), katalaza (*CAT*, EC 1.11.1.6);
- antyoksydanty małowcząsteczkowe (*LMWA*, *ang. low-molecular weight antioxidants*); glutation, kwas askorbinowy, tokoferol, bilirubina, kwas moczowy, karotenoidy, flawonoidy, cysteina, kreatynina, α - tokoferol, bilirubina i jej produkt utleniania – biliwerdyna, witamina i prowitamina D3, cholesterol, karotenoidy, koenzym Q [3]. Reakcje antyoksydantów drobnocząsteczkowych z *RFT*

są mniej swoiste niż działanie enzymów antyoksydacyjnych, co sprawia, iż związki te stają się bardziej uniwersalnymi obrońcami i mogą pełnić kilka funkcji. Najistotniejszymi spośród wymienionych antyoksydantów hydrofilowych są glutation i askorbinian [3, 18].

Ostatnią grupę związków stanowią enzymy naprawcze – naprawiają lub usuwają biomolekuły uszkodzone w wyniku działania *RFT*. Do tej grupy należą enzymy posiadające możliwość rozpoznawania i naprawiania uszkodzeń w DNA [19]. Warto zwrócić uwagę, że aktywność systemu antyoksydacyjnego może być modyfikowana przez różne czynniki, takie jak: dieta, leki czy procesy chorobowe [3, 20].

Większość dostępnych publikacji z zakresu wpływu zabiegów w komorze kriogenicznej na organizm wykazuje, że ekspozycja całego ciała na skrajnie niskie temperatury jest reakcją stresogenną [1, 2, 21, 22, 23, 24]. Markerami sytuacji stresowej w organizmie jest wzrost wydzielania noradrenaliny i innych amin katecholowych. Wykazano też, że temperatury kriogeniczne wpływają na układ hormonalny. Dochodzi do wzrostu stężenia adrenaliny, noradrenaliny, adrenokortykotropiny (*ACTH*) i kortyzolu w surowicy krwi. U mężczyzn wzrasta również stężenie testosteronu, co przypuszczalnie jest powodem poprawy wydolności fizycznej po krio zabiegach [1, 7, 12]. Przypuszcza się, że zmiany w układzie wewnątrzwydzielniczym wywołane przez skrajnie niskie temperatury mogą być głównie związane z adaptacją organizmu do powtarzającego się i przedłużonego wzrostu poziomu noradrenaliny [24]. Wyniki badań są różne, szczególnie porównując osoby trenujące i nietrenujące. Chwalbińska-Moneta nie wykazała zmian spoczynkowych stężeń hormonu wzrostu, testosteronu czy kortyzolu w efekcie zastosowania zabiegów kriostymulacji u sportowców, jednocześnie autorzy wykazali, że kriostymulacja poprawia krążeniową i metaboliczną odpowiedź na wysiłek fizyczny i tolerancję wysiłkową, przez co opóźnia narastanie zmęczenia i obniża powysiłkowe zaburzenia homeostazy ustrojowej osłabiając odpowiedź na progresywny wysiłek [25]. W innych badaniach wykazano, że kriostymulacja kojarzona z treningiem może w znacznym stopniu obniżyć stężenie hormonów steroidowych, takich jak testosteron czy estradiol [26].

Wciąż niewiele jest opisywanych badań w piśmiennictwie krajowym i zagranicznym odnoszących się do wpływu kriostymulacji na procesy oksydacyjno-antyoksydacyjne zarówno u osób chorych, jak i zdrowych, choć sugeruje się, że pod wpływem powtarzanych zabiegów w kriokomorze może dochodzić do zmian adaptacyjnych, przejawiających się zwiększeniem pojemności antyoksydacyjnej. Zwiększenie ilości wolnych rodników tlenowych, jak i enzymów antyoksydacyjnych na skutek kriostymulacji, pod warunkiem zachowania równowagi prooksydacyjno-antyoksydacyjnej, może powodować wiele korzystnych efektów leczniczych opartych o mechanizmy adaptacyjne [7].

Z uwagi na złożoność i liczbę składników (enzymatycznych i nieenzymatycznych) obrony antyoksydacyjnej ustroju, pomiar ilościowy, jak i jakościowy „potencjału

antyoksydacyjnego” w materiale biologicznym jest trudny i bardzo często ograniczony zostaje do analizy zmian całkowitej zdolności antyoksydacyjnej osocza.

Dugue i wsp. [27] w swoich badaniach wykazali wzrost pojemności antyoksydacyjnej osocza po ekspozycji na zimno w grupie zdrowych kobiet przez pierwsze tygodnie stosowania zabiegów, następnie zmiany te nie występowały. Miller i wsp. [28, 29, 30] oceniali zmiany w całkowitym statusie antyoksydacyjnym oraz aktywności enzymów dysmutazy ponadtlenkowej, katalazy i peroksydazy glutationowej (*SOD*, *CAT* i *GPx*) w erytrocytach pacjentów ze stwardnieniem rozsianym przed i po zastosowaniu serii 10 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w porównaniu do wyników u osób z grupy kontrolnej.

Kopański i wsp. [31] analizowali zmiany w całkowitym statusie antyoksydacyjnym surowicy (c.s.a.s.) krwi chorych na reumatoidalne zapalenie stawów po 10 codziennych zabiegach krioterapii, dzieląc badanych na grupy o prawidłowym (w zakresie wartości referencyjnych) oraz obniżonym wyjściowym poziomie c.s.a.s. Wykazali korzystne odbudowanie zasobów antyutleniaczy w surowicy u chorych po działaniu krioterapii, szczególnie w grupie o niskim wyjściowym poziomie tego wskaźnika. Korzystny efekt utrzymywał się po zakończeniu zabiegów, co może świadczyć o hamującym wpływie temperatur kriogenicznych na produkcję *RFT*.

W publikacjach opisujących badania nad wpływem kriostymulacji na status prooksydacyjno-antyoksydacyjny znajdujemy także wyniki badań grup zawodników sportowych różnych dyscyplin. Badaniach nad wpływem kriostymulacji kojarzonej z treningiem u sportowców (kajakarzy, wioślarzy) prowadzone były przez Woźniak i wsp. [32, 33, 34]. Badane grupy poddane były codziennym zabiegom w temperaturach od -120°C do -140°C , połączonych z sesjami treningowymi. Stosowano dwa lub nawet trzy zabiegi dziennie, w trakcie 10 dniowego cyklu treningowego. Oceniano aktywność *SOD*, *CAT*, *GPx* oraz osoczowe stężenie substancji reagujących z kwasem tiobarbiturowym (*TBARS*). Podobnie w badaniach prowadzonych przez Mila-Kierzenkowską i wsp. [35] celem było określenie wpływu kriostymulacji na aktywność wybranych enzymów oraz stężenie produktów peroksydacji lipidów u kajakarek. W prowadzonych badaniach własnych podjęliśmy próbę oceny wpływu temperatur kriogenicznych na organizm u osób klinicznie zdrowych bez towarzyszącego wysiłku fizycznego, który sam w sobie jest czynnikiem zaburzającym status prooksydacyjno-antyoksydacyjny. Ocenialiśmy poziom całkowitego statusu oksydacyjnego (*TOS*) i antyoksydacyjnego (*TAS*) oraz składowe enzymatyczne i nieenzymatyczne układu antyoksydacyjnego: *SOD*, *CAT*, *GPx*, transferazy glutationowej (*T-GSH*), reduktazy glutationowej (*GSSG-R*) oraz glutationu zredukowanego (*GSH*) w erytrocytach. W osoczu oznaczaliśmy stężenie kwasu moczowego i albuminy po jednorazowym zabiegu w temperaturze -130°C [36, 37, 38]. Sutkowy i wsp. [39] oceniali wpływ jednorazowej kriostymulacji na stężenie substancji reagujących z kwasem tiobarbiturowym (*TBARS*) oraz na stężenie drobnocząsteczkowych antyoksydantów (witamin A i E) u mężczyzn amatorsko uprawiających sport.

Należy także zwrócić uwagę na badania prowadzone na modelach zwierzęcych. W badaniach prowadzonych na szczurach rasy Wistar, Sieroń i Cieślár [7] oceniali wpływ wielokrotnej, ogólnoustrojowej ekspozycji na temperaturę -90°C na aktywność wybranych enzymów antyoksydacyjnych (*SOD*, *GPx* i *CAT*) oraz poziom witaminy E – jako składowej nieenzymatycznej pojemności antyoksydacyjnej ustroju. Analiza wyników tych badań wykazała znamienne wzrost aktywności badanych enzymów, wzrost całkowitej zdolności antyoksydacyjnej osocza ocenianej poprzez pomiar *TAS* z równoczesnym spadkiem stężenia produktów peroksydacji lipidów – aldehydu dimalonowego (*MDA*). Nie stwierdzono zmian w poziomie witaminy E.

Tabela 1. Zestawienie wybranych wyników badań nad wpływem kriostymulacji/krioterapii ogólnoustrojowej (*WBC*, ang. *whole body cryotherapy*) na pojemność układu antyoksydacyjnego

Autor	Badana grupa/ forma zabiegów	Badane parametry	Uzyskane wyniki i wnioski
Woźniak i wsp. [40]	10 zawodowych kajakarzy trenujących przez 31 dni/ przez pierwsze 10 dni trening kojarzony z <i>WBC</i> (od -120°C do -160°C / 3 min)	aktywność <i>SOD</i> , <i>CAT</i> i <i>GPx</i> w erytrocytach	w treningu kojarzonym z <i>WBC</i> aktywność <i>CAT</i> wzrosła po 10. i 14. dniu treningu; w poziomie <i>SOD</i> nie wykazano żadnych istotnych statystycznie zmian; natomiast stężenie <i>GPx</i> wzrosło po 21. dniu treningu bez <i>WBC</i>
Woźniak i wsp. [41]	10 zawodowych kajakarzy trenujących przez 31 dni: pierwsze 10 dni trening kojarzony z <i>WBC</i> (od -120°C do -160°C / 3 min)	poziom sprzężonych dzień (CD) w osoczu i erytrocytach oraz <i>TBARS</i> w osoczu i erytrocytach	obserwowano wzrost poziomu <i>CD</i> w osoczu, jak i stężenia <i>TRBAS</i> w erytrocytach w treningu kojarzonym z <i>WBC</i>
Dugue i wsp. [27]	10 zdrowych klinicznie kobiet, ochotniczek poddanych 3 x tydzień przez 12 tygodni zabiegom <i>WBC</i> (-110°C / 2 min)	całkowita pojemność antyoksydacyjna osocza (<i>TRAP</i>)	do czwartego tygodnia stosowania zabiegów obserwowano wzrost wartości <i>TRAP</i> 2 min po ekspozycji; w kolejnych tygodniach nie odnotowano żadnych zmian istotnych statystycznie; wnioskowano o nieszkodliwym działaniu <i>WBC</i> na pojemność antyoksydacyjną ustroju
Woźniak i wsp. [32]	21 zawodowych kajakarzy, typowy 10-dniowy trening vs. 10-dniowy trening kojarzony z kriostymulacją ogólnoustrojową (od -120°C do -160°C / 3 min / 2 x dziennie)	poziom sprzężonych dzień (CD) w osoczu i erytrocytach oraz poziom stężenia substancji reagujących z kwasem tiobarbiturowym	podczas treningu kojarzonego z <i>WBC</i> w 6. dniu zanotowano spadek wartości <i>CD</i> w porównaniu do treningu bez zabiegów w kriokomorze; w 10. dniu treningu z <i>WBC</i> odnotowano wzrost stężenia <i>CD</i> w porównaniu do treningu bez <i>WBC</i> ; stężenie

		(<i>TBARS</i>) w osoczu i erytrocytach	<i>TBARS</i> w osoczu było 2 razy niższe podczas treningu bez <i>WBC</i> , natomiast stężenie <i>TBARS</i> w erytrocytach było wyższe podczas treningu bez <i>WBC</i>
Woźniak i wsp. [33]	19 zawodowych kajakarzy: typowy, 10-dniowy trening vs. 10-dniowy trening kojarzony z <i>WBC</i> (od -120°C do -140°C / 3 min / 2 × dziennie	aktywność <i>SOD</i> , <i>CAT</i> , <i>GPx</i>	podczas treningu kojarzonego z <i>WBC</i> w 6. dniu odnotowano spadek, a w 10 dniu znamieny wzrost aktywności <i>SOD</i> , aktywność <i>GPx</i> była cały czas niższa przez okres 10 dni przy treningu z <i>WBC</i> ; nie wykazano istotnych zmian w aktywności <i>CAT</i>
Woźniak i wsp. [34]	20 zawodowych kajakarzy: typowy, 10-dniowy trening vs. 10-dniowy trening kojarzony z <i>WBC</i> (od -120°C do -140°C / 3 min / 1 × dzień; grupa kontrolna: 20 nietreningujących mężczyzn, poddanych jednorazowej kriostymulacji ogólnoustrojowej	aktywność <i>SOD</i> , <i>GPx</i> , poziom sprzężonych dienów (<i>CD</i>) w osoczu i erytrocytach oraz poziom <i>TBARS</i> w osoczu i erytrocytach	pojedynczy zabieg <i>WBC</i> u nietreningujących mężczyzn spowodował wzrost aktywności <i>SOD</i> , <i>GPx</i> i stężenia <i>CD</i> w osoczu; po 6 dniach treningu bez <i>WBC</i> wzrosła aktywność <i>SOD</i> i <i>GPx</i> ; w treningu z <i>WBC</i> odnotowano spadek aktywności <i>SOD</i> i dwukrotny wzrost aktywności <i>GPx</i> , przy treningu z kriostymulacją stężenie <i>TBARS</i> w erytrocytach wzrosło, natomiast w osoczu zmalało; podobnie stężenie <i>CD</i>
Kopański i wsp. [31]	130 pacjentów (35 mężczyzn i 95 kobiet) chorujących na reumatoidalne zapalenie stawów (<i>RZS</i>): <i>WBC</i> 10 zabiegów / pierwsza kontrola: 1 godz. po zakończeniu serii zabiegów; druga kontrola: 14 dni po zakończeniu zabiegów	na całkowity status antyoksydacyjny surowicy (c.s.a.s.)	u 86,2% badanych (GB2) c.s.a.s. przed leczeniem kriogenicznym był wyraźnie niższy od wartości referencyjnych, u pozostałych pacjentów (GB1) był on w normie; leczenie kriogeniczne nie zmieniło wartości c.s.a.s. w grupie GB1, jednakże w przypadku grupy GB2 zanotowano znamieny wzrost wartości c.s.a.s.
Lubkowska i wsp. [36]	15 młodych zdrowych mężczyzn/ jednorazowy zabieg kriostymulacji ogólnoustrojowej (-130°C / 3 min)	całkowity status oksydacyjny (<i>TOS</i>) i całkowity status antyoksydacyjny (<i>TAS</i>)	w 30 min. po zabiegu <i>WBC</i> odnotowano znamienne obniżenie poziomu <i>TOS</i> , utrzymujące się do następnego dnia rano; jednocześnie zaobserwowano wzrost <i>TAS</i> , także utrzymujący się do dnia następnego
Lubkowska i wsp. [37]	10 zdrowych młodych mężczyzn/ jednorazowy	aktywność <i>SOD</i> , <i>CAT</i> , <i>R-GSSG</i> , <i>GPx</i> ; <i>T-GSH</i> , stężenie	po jednorazowym zabiegu <i>WBC</i> odnotowano wzrost aktywności

	zabieg kriostymulacji ogólnoustrojowej (-130°C / 3 min)	glutationu zredukowanego (<i>GSH</i>), kwasu moczowego oraz albuminy	<i>GPx</i> i <i>R-GSSG</i> , natomiast spadek aktywności <i>CAT</i> i <i>T-GSH</i>
Mila-Kierzenkowska i wsp. [35]	9 zawodowych kajakarek: typowy, 10-dniowy trening vs. 10-dniowy trening kojarzony z kriostymulacją ogólnoustrojową (od -120°C do -140°C / 3 min / 2 × dziennie)	aktywność <i>SOD</i> , <i>CAT</i> , <i>GPx</i> , poziom sprzężonych dienów (<i>CD</i>) w osoczu i erytrocytach oraz na poziom stężenia substancji reagujących z kwasem tio-barbiturowym (<i>TBARS</i>) w osoczu i erytrocytach	podczas treningu kojarzonego z <i>WBC</i> , zauważono spadek aktywności <i>SOD</i> , <i>CAT</i> , <i>GPx</i> jak i <i>TBARS</i> w erytrocytach; ponadto zanotowano również spadek wartości <i>CD</i> w osoczu i erytrocytach w porównaniu do treningu bez zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej
Lubkowska i wsp. [38]	15 młodych zdrowych mężczyzn: 10 zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej (-130°C / 3 min / 1 × dzień)	całkowity status oksydacyjny (<i>TOS</i>) i całkowity status antyoksydacyjny (<i>TAS</i>) oraz stężenie IL-6 i liczbę krwinek białych	po 10 zabiegach <i>WBC</i> odnotowano spadek poziomu <i>TAS</i> , bez zmian w <i>TOS</i> ; zaobserwowano wzrost poziomu IL-6 i liczby białych krwinek
Miller i wsp. [30]	16 pacjentów chorujących na <i>SR</i> / 10 zabiegów <i>WBC</i> (od -110°C do -120°C / 2-3 min) łączona z kinezyterapią vs. 16 pacjentów chorujących na <i>SR</i> uczęszczających tylko na kinezyterapię vs. 20 zdrowych ochotników	status antyoksydacyjny osocza (<i>TAS</i>); aktywność enzymów antyoksydacyjnych w erytrocytach: <i>SOD</i> , <i>CAT</i>	zabiegi krioterapii ogólnoustrojowej u pacjentów wpłynęły na spadek ogólnego statusu antyoksydacyjnego w porównaniu do zdrowych ochotników; 2 tygodnie po zabiegach krioterapii zauważono duży wzrost <i>TAS</i> w porównaniu do grupy kontrolnej, która uczęszczała jedynie na kinezyterapię; nie odnotowano żadnych istotnie statystycznych zmian aktywności <i>SOD</i> i <i>CAT</i>
Miller i wsp. [28]	16 pacjentów chorujących na <i>SR</i> / krioterapia ogólnoustrojowa (od -110°C do -160°C / 2-3 min) w 3 cyklach po 10 zabiegów, po każdym cyklu 3-miesięczna przerwa; w ostatnim cyklu zabiegów pacjenci suplementacja 10 mg melatoniny	status antyoksydacyjny osocza (<i>TAS</i>), aktywność enzymów antyoksydacyjnych w erytrocytach: <i>SOD</i> , <i>CAT</i> ,	zabiegi krioterapii ogólnoustrojowej wpłynęły na wzrost ogólnego poziomu antyoksydacyjnego, jednakże nie miały wpływu na aktywność <i>SOD</i> i <i>CAT</i> ; krioterapia ogólnoustrojowa kojarzona z przyjmowaniem melatoniny powodowała znaczny wzrost aktywności <i>SOD</i> i <i>CAT</i> w erytrocytach

Miller i wsp. [28]	32 chorych na stwardnienie rozsiane (<i>SR</i>) vs. 35 zdrowych w grupie kontrolnej; krioterapia ogólnoustrojowa (od -110°C do -160°C / 3 min); 10 zabiegów w serii	stężenie kwasu moczowego	stężenie kwasu moczowego w osoczu chorych na <i>SR</i> było niższe niż w grupie kontrolnej; po serii 10 zabiegów obserwowano podwyższenie stężenia kwasu moczowego w osoczu, wyższe w grupie chorych na <i>SR</i> niż w grupie kontrolnej
Miller i wsp. [42]	24 zdrowych mężczyzn i 22 kobiet: 10 zabiegów <i>WBC</i> (-130°C / 3min) vs. kontrola: bez zabiegów	ogólny status antyoksydacyjny, aktywność <i>SOD</i> , stężenie kwasu moczowego w osoczu i stężenie substancji reagujących z kwasem tiobarbiturowym (<i>TBARS</i>)	po 10 zabiegach <i>WBC</i> odnotowano wzrost <i>TAS</i> i stężenia kwasu moczowego w osoczu oraz znaczny wzrost stężenia <i>SOD</i> w erytrocytach; nie wykazano zmian w poziomie <i>TBARS</i>
Sutkowy i wsp. [39]	12 zdrowych mężczyzn amatorsko uprawiających sport/ jednorazowy zabieg kriostymulacji ogólnoustrojowej (-120°C / 2 min) + 30 min wysiłek fizyczny na cykloergometrze	stężenie substancji reagujących z kwasem tiobarbiturowym (<i>TBARS</i>) oraz stężenie witamin A i E	po jednorazowym zabiegu <i>WBC</i> nie stwierdzono istotnie statystycznych zmian w stężeniu <i>TBARS</i> i witamin A i E

8.3. Podsumowanie

W ostatnich latach obserwuje się rosnące zainteresowanie i wzrost popularności różnego typu zabiegów krioterapeutycznych, nie tylko w leczeniu różnego rodzaju schorzeń, ale także w odnowie biologicznej sportowców. Należy jednak pamiętać, że wyniki badań naukowych nad wpływem temperatur kriogenicznych działających ogólnoustrojowo są wciąż niepełne i często niejednoznaczne, co skutkuje brakiem jednolitej procedury ich stosowania. Na pewno należy stosować je z rozwagą i ostrożnością, w sposób indywidualnie dobrany do potrzeb i zamierzonego efektu, jaki chcemy uzyskać u pacjentów lub sportowców.

Według dostępnej literatury kriostymulacja ogólnoustrojowa nie jest szkodliwa dla osób zdrowych i może spowodować hemolizę wysiłkową. Zabiegi w komorze kriogenicznej wywołują stres oksydacyjny, ale na stosunkowo niskim poziomie. Zmiany adaptacyjne w poziomie i aktywności antyoksydantów są wywołane dzięki kriostymulacji poprzedzającej trening, albo z nim powiązanej [24].

Przy odpowiednio prowadzonej kwalifikacji do zabiegów, przestrzeganiu bezwzględnych i względnych przeciwwskazań oraz prawidłowej procedurze zabiegów, kriostymulacja ogólnoustrojowa może być uznana za bezpieczną i korzystną formę oddziaływania, stymulującego fizjologiczne mechanizmy ze strony układów nerwowego, krążenia, hormonalnego, ale także tkanki tłuszczowej o charakterze termoregulacyjnym, ochronnym.

Istnieje przypuszczenie, poparte wynikami ostatnich badań, że krioterapia ogólnoustrojowa może być terapią wspomagającą leczenie stwardnienia rozsianego i innych schorzeń neurodegeneracyjnych, w etiologii których wykazano udział stresu oksydacyjnego [28]. Podobne korzyści stwierdzono u pacjentów cierpiących na reumatoidalne zapalenie stawów, u których wspomagano leczenie podstawowe zabiegami krioterapii ogólnoustrojowej. Dynamika tego zjawiska jest szczególnie charakterystyczna u chorych, u których przed rozpoczęciem zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej, poziom całkowitego stanu antyoksydacyjnego w surowicy pozostawał niski [31].

Natomiast w przypadku stosowania zabiegów kriostymulacji w odnowie biologicznej lub u sportowców mamy do czynienia z rozbieżnością rezultatów, wynikającą prawdopodobnie z bardzo dużego zróżnicowania metodologii prowadzonych badań, a w szczególności różnych procedur zabiegowych, liczby zabiegów, temperatury i czasu trwania, okresu cyklu treningowego, specyfiki obciążeń treningowych w różnych dyscyplinach sportowych, aż po liczebność i jednorodność badanych grup.

Mając na uwadze te zróżnicowane warunki prowadzenia badań, można jednak skonstatować, że długotrwały trening fizyczny kojarzony z kriostymulacją ogólnoustrojową nie wpływa w istotnym stopniu na zaburzenie równowagi prooksydacyjno-antyoksydacyjnej, a zastosowanie kriostymulacji pomiędzy sesjami treningowymi wydaje się mieć protekcyjny charakter w stosunku do uszkodzeń wywoływanych wysiłkiem fizycznym i umożliwia szybszą regenerację powysiłkową. Ponadto przypuszczać można, że kriostymulacja, działając bodźcowo, nasila generację wolnych rodników tlenowych, co może prowadzić do krótkotrwałego i przejściowego zaburzenia równowagi prooksydacyjno-antyoksydacyjnej w ustroju. W konsekwencji stres oksydacyjny o niskim nasileniu wywołany przez temperatury kriogeniczne, powtarzany przy kolejnych zabiegach, uruchamiać może zmiany adaptacyjne ustroju, podwyższające pojemność antyoksydacyjną i gotowość mechanizmów ochronnych przeciw uszkodzeniom oksydacyjnym, wywoływanych innymi czynnikami stresowymi.

Podsumowując, niezbędne jest kontynuowanie badań nad wpływem temperatur kriogenicznych oddziałujących ogólnoustrojowo na organizm, zarówno z udziałem klinicznie zdrowych ochotników, sportowców wyczynowych, jak i pacjentów z różnego rodzaju schorzeniami i dolegliwościami, co przyczyni się do pełniejszego zrozumienia mechanizmów narządowych i ustrojowych w odpowiedzi na silny bodziec termiczny.

Literatura

- [1] SUSZKO R., *Krioterapia ogólnoustrojowa*, Rehabil Med, 2003, Vol. 7, No. 2, 63,65–71.
- [2] KĄDZIOLKA J., ŻUCHOWICZ Ł., *Krioterapia ogólnoustrojowa – lecznicze zastosowanie zimna i jego fizjologiczne podstawy*, Med Ogólna, 2008, Vol. 14, No. 43, 116–127.
- [3] BARTOSZ G., *Reactive oxygen species, Destroyers or messengers?*, Biochem Pharmacol, 2009, Vol. 77, 1303–1315.
- [4] LI LI J., *Antioxidants and Oxidative Stress in Exercise*, Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine, 1999, Vol. 222, 283–292.
- [5] CLARKSON P.M., THOMPSON H.S., *Antioxidants: what role do they play in physical activity and health?*, Am J Clin Nutr, 2000, Vol. 72(suppl), 637–646.
- [6] POTARGOWICZ E., SZERSZENOWICZ E., STANISZEWSKA M., NOWAK D., *Mitochondria jako źródło reaktywnych form tlenu*, Post Hig Med Dosw, 2005, Vol. 59, 259–266.
- [7] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., (red.), *Zastosowanie zimna w medycynie – kriochirurgia i krioterapia. Podstawy teoretyczne, efekty biologiczne, zastosowania kliniczne*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2007.
- [8] ŁUSZCZEWSKI A., MATYSKA-PIEKARSKA E., TREFLER J., WAWER I., ŁĄCKI J., ŚLIWIŃSKA-STANČZYK P., *Reaktywne formy tlenu – znaczenie w fizjologii i stanach patologii organizmu*, Reumatologia, 2007, Vol. 45, No. 5, 284–289.
- [9] ZABŁOCKA A., JANUSZ M., *Dwa oblicza wolnych rodników tlenowych*, Post Hig Med Dosw, 2008, Vol. 62, 118–124.
- [10] BARTOSZ G. (red.), *Druga twarz tlenu. Wolne rodniki w przyrodzie*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2006.
- [11] ESTON R., PETERS D., *Effects of cold water immersion on the symptoms of exercise-induced muscle damage*, J Sports Sci, 1999, Vol. 17, No. 3, 121–125.
- [12] BIRKNER E., SIEROŃ A., BECK B. I WSP., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie*, Wiad Lek, 2003, Vol. 56, 53–56.
- [13] SIEROŃ A., STANEK A., CIEŚLAR G., PASEK J., *Kriorehabilitacja – rola krioterapii we współczesnej rehabilitacji*, Fizjoter Pol, 2007, Vol. 15, No. 2, 3–8.
- [14] BARANOV A., APRELEVA A.V., *Effect of general cryotherapy on subjective physical indices*, Fizjoter Pol, 2008, Vol. 3, No. 4, 351–354.
- [15] VIRTANEN K.A., LIDELL M.E., ORAVA J., HEGLIND M., WESTERGREN R., NIEMI T., TAITTONEN M., LAINE J., SAVISTO N.J., ENERBÄCK S., NUUTILA P., *Functional Brown Adipose Tissue in Healthy Adults*, N Engl J Med, 2009, Vol. 360, 1518–25.
- [16] SIEROŃ A., STANEK A., JAGODZIŃSKI L., KUREK J., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK B., BIRKNER E., PUSZER M., WIŚNIEWSKA B., KUBACKA M., BILSKA A., MOSTOWY A., *Zachowanie się wybranych parametrów zapalnych u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej - doniesienia wstępne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2003, Vol. 9, No. 1–2, 39–43.
- [17] RUTKOWSKI R., PANCEWICZ S., RUTKOWSKI K., RUTKOWSKA K.J., *Znaczenie reaktywnych form tlenu i azotu w patochemizmie procesu zapalnego*, Pol Merk Lek, XXIII 2007, Vol. 134, 131–136.

- [18] HALLIWELL B., GUTTERIDGE J.M., *The antioxidants of human extracellular fluids*, Arch Biochem Biophys, 1990, Vol. 280, 1–8.
- [19] POLIDORI M.C., STAHL W., EICHLER O., NIESTROJ I., SIES H., *Profiles of antioxidants in human plasma*, Free Radic Biol Med, 2001, Vol. 30, 456–462.
- [20] MATUSZKIEWICZ A., *Białka i kwas moczowy, jako potencjalne zmiatacze wolnych rodników w organizmie sportowca wyczynowego*, Med. Sport, 2000, Vol. 16, No. 106, 31–39.
- [21] BAUER J., SKRZEK A., *Fizjologiczne podstawy krioterapii*, Med Sport, 1999, Vol. 94, 3–6.
- [22] ZAGROBELNY Z., ZIMMER K., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie i fizjoterapii sportowej*, Med Sport, 1999, Vol. 94, 8–13.
- [23] BANFI G., MELEGATI G., BARASSI A., MELZI D'ERIL G., *Beneficial effects of the whole-body cryotherapy on sport haemolysis*, J Hum Sport Exer, 2009, Vol. 4, No. 2, 189–193.
- [24] BANFI G., LOMBARDI G., COLOMBINI A., MELEGATI G., *Whole-body cryotherapy in athletes*, Sports Med, 2010, Vol. 40, No. 6, 509–517.
- [25] CHWALBIŃSKA-MONETA J., *Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na niektóre reakcje wysiłkowe u sportowców*, Sport Wyczynowy, 2003, Vol. 5–6, 461–462.
- [26] KORZONEK-SZLACHETA I., WIELKOSZYŃSKI T., STANEK A., ŚWIĘTOCHOWSKA E., KARPE J., SIEROŃ A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na stężenie wybranych hormonów u zawodników wyczynowo uprawiających piłkę nożną*, Endokrynol Pol, 2007, Vol. 58, No. 1, 27–32.
- [27] DUGUÉ B., SMOLANDER J., WESTERLUND T., OKSA J., NIEMINEN R., MOILANEN E., MIKKELSSON M., *Acute and long-term effects of winter swimming and whole-body Cryotherapy on plasma antioxidative capacity in healthy women*, Scand J Clin Lab Invest, 2005, Vol. 65, 395–402.
- [28] MILLER E., MROWICKA M., MALINOWSKA K., MROWICKI J., SALUK-JUSZCZAK J., KĘDZIORA J., *The effects of whole-body cryotherapy on oxidative stress in multiple sclerosis patients*, J Therm Biol, 2010, Vol. 35, 406–410.
- [29] MILLER E., KĘDZIORA J., *Effect of whole body cryotherapy on uric acid concentration in plasma of multiple sclerosis patients*, International Review of Allergology and Clinical Immunology, Int Rev Allergol Clin Immunol, 2011, Vol. 17, No. 1–2, 20–23.
- [30] MILLER E., MROWICKA M., MALINOWSKA K., ŻOŁYŃSKI K., KĘDZIORA J., *Effect of the whole-body cryotherapy on a Total antioxidative status and activities of some antioxidative enzymes in blond of patients with multiple sclerosis – preliminary study*, JMI, 2010, Vol. 57, 168–173.
- [31] KOPAŃSKI Z., GRABOWSKA M., TABAK J., WITKOWSKA B., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na stan antyoksydantów surowicy u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów*, Fizjoter Pol, 2008, Vol. 6, No. 4, 334–338.
- [32] WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., MILA-KIERZENKOWSKA C., RAKOWSKI A., PORZYCH M., *Peroksydacja lipidów we krwi kajakarzy po kriostymulacji ogólnoustrojowej i treningu fizycznym*, Med Sport, 2007, Vol. 23, No. 1, 15–22.
- [33] WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., MILA-KIERZENKOWSKA C., RAKOWSKI A., PORZYCH M., SZMYTKOWSKA K., *Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na enzymatyczną barierę antyoksydacyjną we krwi kajakarzy podczas treningu*, Med Sport, 2007, Vol. 23, No. 4, 207–214.

- [34] WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., MILA-KIERZENKOWSKA C., *The effect of whole-body cryostimulation on the prooxidant-antioxidant balance in blood of elite kayakers after training*, Eur J Appl Physiol, 2007, Vol. 101, 533–37.
- [35] MILA-KIERZENKOWSKA C., WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., RAKOWSKI A., JURECKA A., RAJEWSKI R., *Whole-body cryostimulation in kayaker women: a study of the effect of cryogenic temperatures on oxidative stress after the exercise*, J Sports Med Phys Fitness, 2009, Vol. 49, 201–207.
- [36] LUBKOWSKA A., CHUDECKA M., KLIMEK A., SZYGUŁA Z., FRĄCZEK B., *Acute effect of a single whole-body cryostimulation on prooxidant–antioxidant balance in blood of healthy, young men*, J Therm Biol, 2008, Vol. 33, 464–467.
- [37] LUBKOWSKA A., DOLEGOWSKA B., SZYGUŁA Z., KLIMEK A., *Activity of selected enzymes in erythrocytes and level of plasma antioxidants in response to single whole-body cryostimulation in humans*, Scand J Clin Lab Inv, 2009, Vol. 69, No. 3, 387–94.
- [38] LUBKOWSKA A., SZYGUŁA Z., KLIMEK A.J., TORII M., *Do session of cryostimulation have influence on white blood cell count, level of IL6 and total oxidative and antioxidative status in healthy men?*, Eur J Appl Physiol, 2010, Vol. 109, 67–72.
- [39] SUTKOWY P., WOŹNIAK A., MILA-KIERZENKOWSKA C., JURECKA A., *Stężenie substancji reagujących z kwasem tiobarbiturowym (TBARS) oraz witamin A i E we krwi osób amatorsko uprawiających sport po jednorazowej kriostymulacji ogólnoustrojowej*, Med. Sport, 2011, Vol. 27, No. 1, 43–54.
- [40] WOŹNIAK A., DREWA G., WOŹNIAK B., DREWA T., OLSZEWSKA D., MILA-KIERZENKOWSKA C., RAKOWSKI A., BRZUCHALSKI M., *Effect of cryogenic temperatures and exercise on antioxidant enzymes activity in erythrocytes of kayakers*, Med Sport, 2001, Vol. 17, No. 8, 322–327.
- [41] WOŹNIAK A., DREWA G., WOŹNIAK B., MILA-KIERZENKOWSKA C., CZAJKOWSKI R., RAKOWSKI A., *Effect of cryogenic temperatures and exercise on lipid peroxidation in kayakers*, Biology of Sport, 2005, Vol. 22, No. 3, 249–259.
- [42] MILLER E., MARKIEWICZ Ł., SALUK J., MAJSTEREK I., *Effect of short-term cryostimulation on antioxidative status and its clinical applications in humans*, Eur J Appl Physiol, 2011, Vol. 112, No. 5, 1645–1652.

ROZDZIAŁ 9

ZMIANY BIOCHEMICZNE SUROWICY KRWI OSÓB PODDANYCH KRIOSTYMULACJI

**Elżbieta Jackowska, Włodzimierz Doroszkiewicz,
Halina Podbielska**

Spis treści	
9.1. Wstęp	139
9.2. Badanie aktywności bakteriobójczej surowicy krwi ludzkiej osób poddanych kriostymulacji	140
9.3. Badanie poziomu immunoglobulin w surowicy krwi ludzkiej osób poddanych kriostymulacji	142
9.4. Wnioski	144

9.1. Wstęp

Krioterapia ogólnoustrojowa jest metodą terapeutyczną stosowaną celu złagodzenia stanów zapalnych i bólowych w chorobach zwyrodnieniowych, reumatoidalnych, neurologicznych, a także jest metodą rehabilitacji wspomagającą kinezyterapię. Zalecane jest łączenie terapii zimnem z wysiłkiem fizycznym, co stwarza korzystne warunki usprawnienia układu krążenia, prowadzić może do wzrostu siły mięśniowej, lepszej przemiany materii, a także poprawy samopoczucia [1, 2].

W wielu badaniach wykazano także istnienie ścisłych zależności między ekspozycją całego ciała na ekstremalnie niskie temperatury a zmianami poziomu wybranych hormonów i enzymów w płynach ustrojowych osób poddanych kriozabiegom [3, 4, 5]. Zastosowanie lokalnej lub ogólnoustrojowej krioterapii stanowi też jedną z metod obniżenia progu odczuwania bólu lub jego zniesienia. Jest to niezwykle ważne w przypadku osób chorych, a także zdrowych poddanych kriostymulacji, np. w zabiegach odnowy biologicznej sportowców wyczynowych lub osób przemęczonych [6, 7, 8, 9, 10, 11]. Oprócz znanych zastosowań krioterapii ogólnoustrojowej, istnieją

doniesienia o łączeniu kriozabiegów z farmakoterapią nawet w leczeniu chorób pasożytniczych np. w leiszmaniozie [12].

Efektywność zabiegów niskotemperaturowych i sposób ich oddziaływania na organizm mogą być oceniane obiektywnie poprzez wyznaczanie zmian profili wskaźników hemodynamicznych, stężenia hormonów lub średniego zasobu antyoksydantów surowicy krwi. Zanotowano na przykład niewielkie wahania poziomu hormonów tarczycy fT3 i fT4, ale utrzymujące się w długim przedziale czasowym (do 12 tygodni) [4].

U sportowców wyczynowo grających w piłkę nożną po serii 10 zabiegów kriostymulacji oznaczano poziom hormonów steroidowych. Okazało się, że obniżał się on w wyniku ekspozycji organizmu na zimno [1].

Badania poziomu *ACTH*, beta-endorphin, kortyzolu oraz cytokin (IL-1, IL-6) u kobiet nie wykazały znaczących zmian po stosowaniu zabiegów kriostymulacji, jak i po oziębienia ciała w kąpielach z lodem o temperaturze 0°C–2°C [13].

Wielobodźcowe działanie zimna na organizm ludzki jest znane od wielu stuleci. Pojęcie zdrowia często i słusznie jest kojarzone z odpornością organizmu na infekcje bakteryjne. Decyduje o tym kompletny, aktywny i prawidłowo funkcjonujący układ immunologiczny.

Niniejszy rozdział poświęcony jest omówieniu niektórych aspektów oddziaływania kriostymulacji na układ immunologiczny na podstawie badań przeprowadzonych na Wydziale Fizjoterapii AWF we Wrocławiu.

9.2. Badanie aktywności bakteriobójczej surowicy krwi ludzkiej osób poddanych kriostymulacji

Ważnym elementem aktywności układu immunologicznego jest bakteriobójcza aktywność surowicy krwi. W procesie tym najważniejszą rolę odgrywają białka dopełniacza. Aktywność białek dopełniacza może być obserwowana w procesach opsonizacji drobnoustrojów, aktywności cytolitycznej, chemotaksji, udziału w promowaniu reakcji zapalnej i hamowaniu wytrącania się kompleksów reakcji antygen-przeciwciała. Efektem niepożądanych przejawów wzbudzenia układu komplementu mogą być choroby autoimmunologiczne, alergie i reakcje prowadzące do odrzucania przeszczepów.

Niezwykle złożony i działający na różnych poziomach, zaktywowany układ dopełniacza podlega wielorakim systemom kontroli swoistych białek regulujących komórkowych i surowicznych. Efektem kriostymulacji bądź krioterapii ogólnoustrojowej może być zmiana poziomu białek komplementu surowicy. Działanie czynników środowiskowych na organizm może także oddziaływać na poziom i aktywność białek

regulatorowych. Niezależnie od charakteru i poziomu zmian konsekwencją tego zawsze będzie modulacja poziomu aktywności bakteriobójczej surowicy.

Układ dopełniacza, który jest odpowiedzialny za odpowiedź nieswoistą i poniekąd swoistą, składa się z grupy białek, które aktywując się wzajemnie tworzą agregat niszczący komórkę bakteryjną. Jest to zespół ok. 30 białek oznaczonych literą C. W przypadku aktywacji dopełniacza (trzy drogi aktywacji) dochodzi do produkcji dwóch istotnych enzymów: konwertazy C3 i konwertazy C4.

Na Wydziale Fizjoterapii wrocławskiej Akademii Wychowania Fizycznego przeprowadzono badania na grupie młodych zdrowych osób, które poddano kriostymulacji polegającej na serii 15 zabiegów w komorze kriogenicznej. Grupą badawczą było sześciu studentów (3 kobiety i 3 mężczyzn, w wieku 22–24 lata), którzy dobrowolnie wyrazili zgodę na poddanie się cyklowi badań w kriokomorze i pobieranie krwi [14]. Każdy cykl obejmował pięć codziennych wejść do kriokomorzy od poniedziałku do piątku, razem 15 zabiegów. Temperatura w kriokomorze wynosiła od -110°C do -150°C , a czas przebywania w komorze wynosił 2 lub 3 minuty (p. tab. 1).

Tabela 1. Parametry kriostymulacji: czas ekspozycji i stosowane temperatury

Cykl	Numer kolejny zabiegu	Temperatura	Czas trwania
		zabiegu [$^{\circ}\text{C}$]	zabiegu [min]
I	1	-110	2
	2	-120	2
	3	-120	3
	4	-130	2
	5	-130	3
II	1	-140	2
	2	-140	3
	3	-150	2
	4	-150	3
	5	-150	3
III	1	-150	3
	2	-150	3
	3	-150	3
	4	-150	3
	5	-150	3

Krew pobierana była w pierwszym dniu każdego cyklu i po zakończeniu cyklu. Po 30 dniach od zakończenia ostatniego cyklu badań ponownie pobrano próbki krwi od każdego studenta. Zaobserwowano zmianę stężenia badanych białek C3 i C4 pod wpływem kriostymulacji. Najwyższe stężenie odnotowano po 12. dniach kriostymulacji (p. tab. 2). U badanych osób stwierdzono więc wyraźny wzrost aktywności bakteriobójczej surowicy i utrzymywanie się jej na wyższym poziomie w granicach fizjologicznej normy. Wyniki tych badań zostały częściowo opublikowane w pracy [14].

Tabela 2. Zmiana poziomu białek dopełniacza po kriostymulacji

Białka dopełniacza	Dzień badań	Średnie stężenie [mg/dl]	Odchylenie standardowe
C3	0	141,42	29,15
	5	149,76	30,04
	12	152,05	30,04
	19	139,44	20,92
	49	142,23	15,91
C4	0	29,28	6,56
	5	32,12	7,26
	12	30,67	8,01
	19	24,8	6,29
	49	26,65	4,68

9.3. Badanie poziomu immunoglobulin w surowicy krwi ludzkiej osób poddanych kriostymulacji

Poza dopełniaczem istotną rolę w procesie odpornościowym naszego organizmu odgrywają naturalne przeciwciała, należące do klasy immunoglobulin: IgA, IgE, IgM, IgG. Najważniejsze funkcje immunoglobulin zależą od klasy i wymienione są poniżej:

- IgM – immunoglobuliny pierwszego rzutu, wydzielane we wczesnych stadiach reakcji odpornościowych,
- IgA – odgrywają rolę w mechanizmach odpornościowych w obrębie błon śluzowych przewodu pokarmowego, dróg oddechowych, układu moczowo-płciowego,
- IgG – ważna klasa w walce z infekcją, warunkuje odporność, ma zdolność przechodzenia przez łożysko, co zapewnia noworodkowi odporność bierną.

Poziom immunoglobulin wpływa na aktywność bakteriobójczą surowicy i jest istotnym czynnikiem zaburzeń odporności. W tym podrozdziale zaprezentujemy częściowo publikowane już dane na temat oddziaływania kriostymulacji na poziom immunoglobulin [15]. Badania również przeprowadzono na Wydziale Fizjoterapii AWF we Wrocławiu na tej samej grupie osób według schematu przedstawionego w tabeli 1. Wyniki badań pokazano w tabeli 3.

Zabiegi kriostymulacji spowodowały zmianę poziomu immunoglobulin. Najwyższy poziom IgG i IgA odnotowano po 5 dniach, a przypadku IgM po 12 dniach. Co ciekaw stężenie immunoglobuliny IgM i IgG było wyższe nawet po zakończeniu terapii.

Tabela 3. Zmiana poziomu immunoglobulin po kriostymulacji

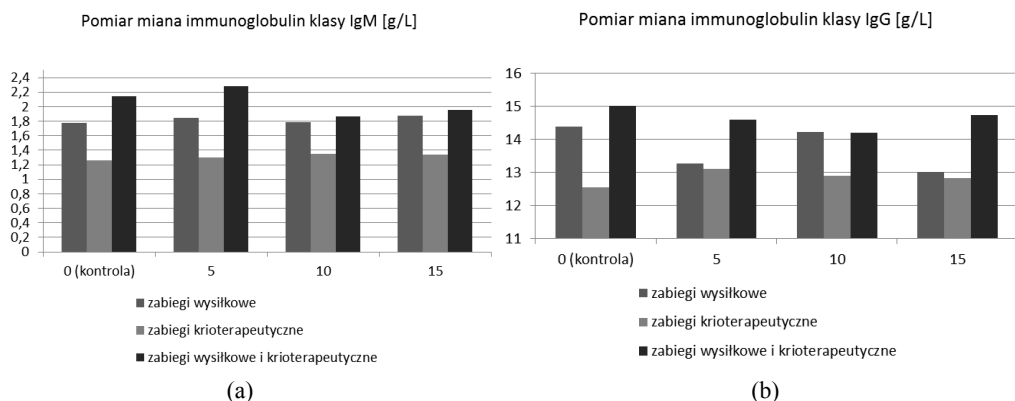
Immunoglobulina	Dzień badań	Średnie stężenie [mg/dl]	Odchylenie standardowe
IgG	0	1216,67	298,23
	5	1386,26	392,68
	12	1281,35	281,95
	19	1301,3	344,45
	49	1269,88	270,09
IgA	0	277,4	62,08
	5	297,11	47,77
	12	288,19	62,43
	19	272,2	56,64
	49	269,17	62,62
IgM	0	174,44	59,5
	5	194,98	77,75
	12	198,47	56,96
	19	195,76	52,4
	49	178,44	59,5

W oparciu o uzyskane wyniki podjęto próbę rozszerzenia badań związanych z reakcją układu odpornościowego na stymulację temperaturami kriogenicznymi całego organizmu. Zaproponowano połączenie kriostymulacji i wysiłku fizycznego, aby poznać zależności pomiędzy tak różnymi bodźcami działającymi na organizm ludzki. Badania przeprowadzono na trzech grupach ochotników, z których jedną poddano kriostymulacji, druga grupa uprawiała codzienne ćwiczenia fizyczne na cykloergometrze, a trzecią podano działaniu obu tych bodźców. Badani byli płci męskiej i byli to studenci AWF we Wrocławiu w wieku 22–24 lata, którzy nie trenowali sportu wyczynowo. Zostali oni losowo podzieleni na trzy grupy po 10 osób każda. Badania trwały przez 15 dni zabiegowych (poniedziałek–piątek przez trzy tygodnie).

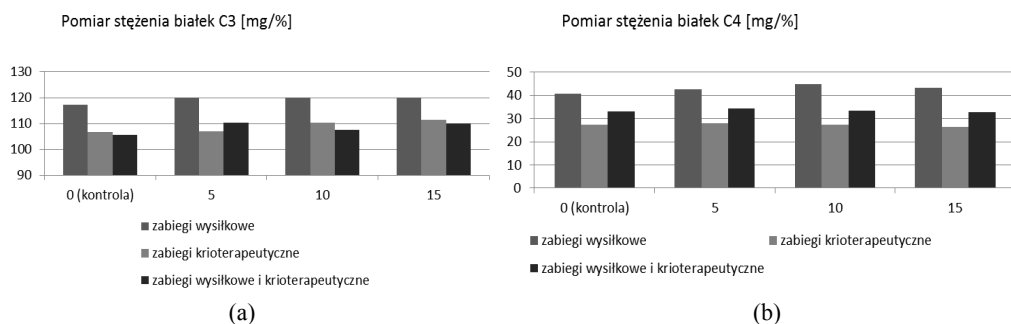
Badano poziom immunoglobulin IgG i IgM oraz białek dopełniacza C3 i C4. Wyniki tych badań zilustrowano na wykresach (p. rys. 9.1 i rys. 9.2). Kontrola oznacza poziom białek przed przystąpieniem do badań.

Obserwując zmiany w stężeniu IgM, można zauważyć, że największy wzrost następuje po 5 dniach uprawiania ćwiczeń z równoczesną kriostymulacją. Mały wzrost odnotowano w grupie poddanej tylko kriostymulacji, natomiast samo uprawianie ćwiczeń nie wpływa istotnie na miano immunoglobulin tej klasy.

W przypadku IgG obserwujemy po 2 tygodniach badań w grupie poddanej kriostymulacji i ćwiczeniom nieznaczny spadek miana. Natomiast poziom białka C4 bardziej się zmieniał w grupie poddanej ćwiczeniom niż w pozostałych.



Rys. 9.1. Zmiana poziomu przeciwciał (a) IgM i (b) IgG po wysiłku, kriostymulacji i połączeniu tych oddziaływań



Rys. 9.2. Zmiana poziomu białek C3 (a) i C4 (b) po wysiłku, kriostymulacji i połączeniu tych oddziaływań

9.4. Wnioski

Szczególnym przykładem reakcji zależnej od obecności w organizmie kompletnej puli białek surowiczych, ich optymalnego poziomu i stopnia aktywacji jest układ dopełniacza, a miarą takiego pobudzenia jest wymierny efekt bakteriobójczej aktywności surowicy.

Banfi i wsp. pokazali, że cykliczne aplikowanie zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej nie powoduje wyraźnego obniżenia poziomu białek dopełniacza. Zmianom stężenia białek dopełniacza towarzyszą wahania stężeń interleukiny 2 (IL-2) i interleukiny 10 (IL-10). Stężenia kinazy kreatyninowej (CK), jak również prostaglandyny E2

(PGE2) wykazują nieznaczne tendencje spadkowe w stosunku do poziomów wyjściowych [5]. Według innych autorów ekspozycja organizmu na ekstremalnie niskie temperatury skutkuje niewielkimi zmianami poziomu białek decydujących o mobilizacji układu odpornościowego np. interleukiny IL-6, IL-10 [16, 17].

Nasze badania wykazały niewielkie wahania poziomu białek dopełniacza z tendencją wzrostową i w zasadzie małą stymulację układu immunoglobulin.

Niejednoznaczność prezentowanych przez różnych autorów rezultatów często podobnych badań może wynikać z różnorodności grup badawczych (wieku, płci aktywności fizycznej) oraz warunków środowiskowych.

Kriostymulacja stosowana może być w odnowie biologicznej, szczególnie sportowców. Należy jednak uwzględnić, działanie skrajnie niskich temperatur może wpływać na poziom niektórych białek czy hormonów, które są monitorowane testami antidopingowymi. Nie można wykluczyć, że efektem działania bodźca kriogenicznego może być maskowanie obecności pewnych leków w organizmie stosowanych w celu podniesienia wydolności lub/i siły u sportowców, dlatego też potrzebne są dalsze badania w tej materii.

Literatura

- [1] KORZONEK-SZLACHETA I., WIELKOSZYŃSKI T., STANEK A., ŚWIĘTOCHOWSKA E., KARPE J., SIEROŃ A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na stężenie wybranych hormonów u zawodników wyczynowo uprawiających piłkę nożną*, Endokrynologia Polska, 2007, Vol. 58, No. 1, 27–32.
- [2] GREGOROWICZ H., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii na wybrane wskaźniki hemodynamiczne i wentylacji płuc w schorzeniach reumatycznych*, Praca doktorska, AWF, Wrocław 1992.
- [3] LUBKOWSKA A., BRYCZKOWSKA I., *Wpływ temperatur kriogenicznych stosowanych w zabiegach kriostymulacji i krioterapii ogólnoustrojowej na wybrane składowe pojemności antyoksydacyjnej ustroju*, [w] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek, (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [4] SMOLANDER J., LEPPALUOTO J., WESTERLUND T., OKSA J., DUGUE B., MIKKELSSON M., RUOKONEN A., *Effects of repeated whole-body cold exposures on serum concentrations of growth hormone, thyrotropin, prolactin and thyroid hormones in healthy women*, Cryobiology, 2009, Vol. 58, 257–278.
- [5] BANFI G., MELEGATI G., BARASSI A., DOGLIOTTI G., MELZI D'ERIL G., DUGUE B., CORSI M.M., *Effects of whole-body cryotherapy on serum mediator of inflammation and serum muscle enzymes in athletes*, J Therm Biol, 2009, Vol. 34, 55–59.
- [6] ALGAFLY A.A., GEORGE K.P., *The effect of cryotherapy on nerve conduction velocity, pain threshold and pain tolerance*, Br J Sports Med, 2007, Vol.41, No. 6, 365–369.

- [7] TSAI Y.J., HUANG C.T., LIN S.C., YEH J.H., *Effect of regional and whole-body hypothermic treatment before and after median nerve injury on neuropathic pain and glial activation in rat cuneate nucleus*, *Anesthesiology*, 2012, Vol. 116, No. 2, 415–431.
- [8] DUGUE B., SMOLANDER J., WESTERLUND T., OKASA J., NIEMINEN R., MOILANEN E., MIKKELSSON M., *Acute and long-term effect of winter swimming and whole-body cryotherapy on plasma antioxidative capacity in healthy women*, *Scand J Clin Lab Invest*, 2005, Vol. 65, No. 5, 395–402.
- [9] MILA-KIERZENKOWSKA C., WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., RAKOWSKI A., JURECKA A., RAJEWSKI R., *Whole-body cryostimulation in kayaker women: a study of the effect of cryogenic temperatures on oxidative stress after the exercise*, *J Sports Me Phys Fitness*, 2009, Vol. 49, No. 20, 201–207.
- [10] KLIMEK T., LUBKOWSKA A., SZYGUŁA Z., CHUDECKA M., FRACZEK B., *Influence of the ten sessions of the whole body cryostimulation on aerobic and an aerobic capacity*, *Int J Occup Med Environ Health*, 2010, Vol. 23, No. 2, 181–189.
- [11] BANFI G., MELEGATI G., BARASS A., MELZI D'ERIL G., *Beneficial effects of the whole-body cryotherapy on sport haemolysis*, *J Human Sport & Exercise*, 2009, Vol. IV, No II, 189–193.
- [12] MOSLEH I.M., GEITH E., NATSHEH L., SCHONNIAN G., ABOTTEEN N., KHARABSHEH S., *Efficacy of a weekly cryotherapy regimen to treat Leishmania major cutaneous Leishmaniasis*, *J Am Acad Dermatol*, 2008, Vol. 58, No. 4, 617–24.
- [13] LEPPALUOTO J., WESTERLUND T., HUTTUNEN P., OKSA J., SMOLANDER J., DUGUE B., MIKKELSSON M., *Effect of long-term whole-body cold exposures on plasma concentrations of ACTH, beta-endorphin, cortisol, catecholamines and cytokines in healthy females*, *Scand J Clin Lab Invest*, 2008, Vol. 68, No. 2, 145–153.
- [14] JACKOWSKA E., PISULA A., KASSOLIK K., ANDRZEJEWSKI W., KOCHAŃSKI W., RACZKOWSKI Z., ZAGROBELNY Z., SIKORSKA I., DRULIS-KAWA Z., DOROSZKIEWICZ W., *Efekt oddziaływania krioterapii ogólnej na poziom i aktywność bakteriobójczą białek dopełniacza*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 2002, Vol. 8, No. 4, 157–159.
- [15] JACKOWSKA E., PISULA A., DRULIS-KAWA Z., GUZ K., BUGALA-PŁOSKOŃSKA G., DOROSZKIEWICZ W., STRĘK W., *Zmiany poziomu przeciwciał oraz białek C3 i C4 w surowicy krwi w wyniku krioterapii ogólnoustrojowej*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 2006, Vol. 12, No. 2, 101–103.
- [16] LUBKOWSKA A., SZYGUŁA Z., KLIMEK A.J., TORII M., *Do sessions of cryostimulation have influence on white blood cells count, level of IL6 and total oxidative and antioxidative status in healthy men?*, *Eur J Appl Physiol*, 2010, Vol. 109, No. 1, 67–72.
- [17] LUBKOWSKA A., SZYGUŁA Z., CHLUBEK D., BANFI G., *The effect of prolonged whole-body cryostimulation treatment with different amounts of sessions on chosen pro- and anti-inflammatory cytokines levels in healthy men*, *Scand J Clin Lab Invest*, 2011, Vol. 71, No. 5, 419–425.

ROZDZIAŁ 10
WPŁYW KRIOSTYMULACJI OGÓLNOUSTROJOWEJ
NA PROCESY TERMOREGULACJI
U OSÓB ZDROWYCH

Paweł Zalewski, Jacek J. Kławe, Joanna Pawlak,
Małgorzata Tafil-Kławe

Spis treści

10.1. Wstęp	147
10.2. Materiał i metody	151
10.2.1. Pomiary temperatury głębokiej ciała	151
10.2.2. Pomiary temperatury powierzchni ciała	153
10.2.3. Metody statystyczne	154
10.3. Wyniki	155
10.3.1. Zmiany temperatury powierzchni ciała – pomiar termowizyjny	155
10.3.2. Zmiany temperatury głębokiej ciała – pomiar telemetryczny	160
10.4. Dyskusja	162
10.5. Wnioski	165

10.1. Wstęp

Zabiegi z zakresu krioterapii i kriostymulacji ogólnoustrojowej (ZKO) należą do terapeutycznych metod medycyny fizykalnej stosowanych w celu wspomagania leczenia podstawowego i odnowy biologicznej organizmu. Wykorzystują one bodźcowe i stymulujące działanie temperatur kriogenicznych w zakresie od -100°C do -160°C przez krótki okres, zwykle nieprzekraczający 3 minut [1, 2, 3, 4]. Metoda ta znajduje zastosowanie w leczeniu przewlekłych zmian narządu ruchu o etiologii przeciążeniowo-zwyrodnieniowej i autoimmunologicznej, powoduje obniżenie napięcia nerwowego w chorobach o podłożu neurodegeneracyjnym, wspomaga leczenie

lekkich stanów depresyjno-lękowych i zaburzeń nastroju, a także jako kriostymulacja stosowana jest w odnowie biologicznej [5, 6, 7].

Badania i analiza wpływu temperatur kriogenicznych na procesy termoregulacji człowieka są bardzo istotne zarówno z punktu widzenia bezpieczeństwa takich zabiegów, a dokładnie ryzyka wystąpienia hipotermii, jak i badań naukowych.

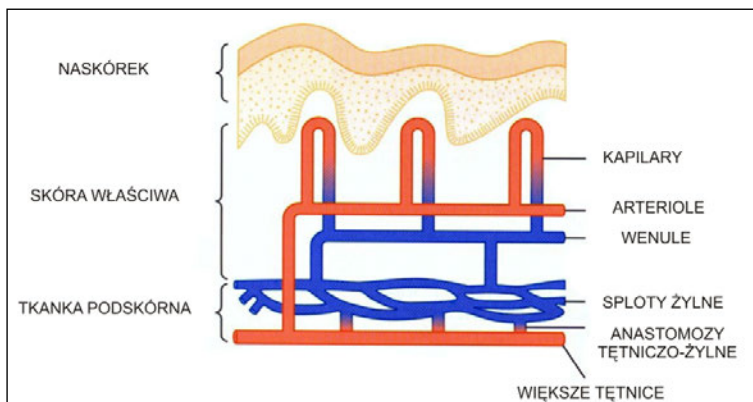
Równowaga termiczna organizmu stanowi jeden z zasadniczych mechanizmów fizjologicznych, dzięki któremu możliwe jest prawidłowe funkcjonowanie ciała ludzkiego. Mówimy o równowadze termicznej, a nie o stałości temperatury ciała ludzkiego, ponieważ różne stany fizjologiczne organizmu oraz działanie czynników zewnętrznych wywierają modulujący wpływ, zarówno na temperaturę wnętrza ciała jak i temperaturę powierzchniową. Jednocześnie, sprawny mechanizm termoregulacji pozwala organizmowi na przebywanie w bardzo zróżnicowanych środowiskach, zapewniając prawidłowe funkcjonowanie (oczywiście w pewnych granicach) [8, 9, 10].

Dostępnych jest wiele opracowań naukowych na temat wpływu ZKO na zmiany temperatury powierzchni ciała. Na uwagę zasługują zwłaszcza prace, w których wykorzystano jedną z najbardziej wiarygodnych metod oceny zmian temperatury powierzchni ciała, jaką jest analiza termowizyjna [11, 12]. Bezspornym faktem jest występowanie intensywnego wychłodzenia powłok skórnych pod wpływem ZKO, tak samo nie ulega też wątpliwości, że mechanizmy termoregulacji opierają się na ścisłej współzależności temperatury powierzchniowej i temperatury wewnętrznej ciała [8–10, 13].

Warstwy powierzchniowe skóry są bogato unaczynione, bardzo ważną rolę w utkaniu naczyniowym skóry z punktu widzenia termoregulacji stanowią przebiegające wzdłuż jej powierzchni liczne zwoje małych naczyń żylnych. Są one zaopatrywane w krew napływającą z położonych nad nimi pętli naczyń włosowatych, odgrywających istotną rolę w procesie regulacji perfuzji krwi przez najbardziej powierzchownie położone warstwy skóry. Przepływ krwi przez zwoje naczyń żylnych może znacznie różnić się w zależności od aktualnego stanu termicznego, w skrajnych przypadkach objętość krwi przepływająca przez te naczynia może przekraczać 30% pojemności minutowej serca (*ang. cardiac output*). Dodatkową strukturą naczyniową, która odgrywa istotną rolę w regulacji przepływu krwi przez skórę, są zespolenia tętniczko-żylnie (anastomozy), które podlegają bezpośredniej kontroli układu współczulnego. W przypadku znacznego ograniczenia przepływu krwi przez pętle włosowate skóry, najczęściej w przypadku oddziaływania bodźca zimna, krew z arterioli skórnych może bezpośrednio wpływać do zwojów żylnych z pominięciem pętli włosowatych. Dzięki temu możliwe jest ograniczenie strat ciepła przez powierzchnię skóry i zachowanie stabilnej temperatury wnętrza ciała (p. rys. 10.1) [8–10, 14, 15].

Termorecepcja stanowi zasadniczy mechanizm regulujący zarówno temperaturę powierzchniową, jak i temperaturę wnętrza ciała. Z punktu widzenia morfologii termoreceptory stanowią nagie zakończenia dendrytów odpowiednio wyspecjalizowanych neuronów, których bioelektryczne właściwości decydują o wrażliwości na dany rodzaj bodźca. Neurony wrażliwe na bodziec zimna generują potencjały czynnościowe

z częstotliwością wprost proporcjonalną do wielkości bodźca, z kolei wrażliwe na bodziec ciepła, odwrotnie proporcjonalną do temperatury bezpośrednio na nie oddziałującej. Jednym z najważniejszych obszarów termorecepcji jest podwzgórze, w obrębie którego zlokalizowany jest ośrodek termoregulacji. Informacja o zmianach temperatury dociera do ośrodka termoregulacji bezpośrednio przez krążącą krew oraz drogą przewodnictwa nerwowego z termoreceptorów rozsianych po całej skórze. Największe skupisko termoreceptorów znajduje się w ośrodku termoregulacji oraz ze zmiennym zagęszczeniem na powierzchni skóry, w okolicach mięśni szkieletowych, rdzenia kręgowego oraz narządów wewnętrznych. Liczba termoreceptorów zimna jest zdecydowanie większa niż ciepła, ma to swoje filogenetyczne uzasadnienie, ponieważ na drodze rozwoju biologicznego znacznie większe ryzyko stanowiła utrata ciepła niż jego nadmiar, a pozyskiwanie energii było zdecydowanie trudniejsze.



Rys. 10.1. Schemat unaczynienia powłok skórnych
(na podstawie [8], zmodyfikowano przez autorów tego rozdziału)

Termoreceptory wykazują swoją aktywność w zakresie ściśle określonych progów temperatury, poniżej wartości spoczynkowych aktywne są tylko receptory zimna, natomiast powyżej tych wartości – aktywność przejawiają tylko receptory ciepła. W przypadku termoreceptorów zlokalizowanych w skórze próg termoneutralny (spoczynkowy) zawiera się w przedziale 33–34°C, z kolei punkt termoneutralny podwzgórza to 37°C. Aktywacja termoreceptorów ciepła zawsze prowadzi do proporcjonalnego wzrostu nasilenia procesów termolitycznych (rozpraszających energię ciepłą), z kolei aktywacja termoreceptorów zimna skutkuje zwiększeniem tempa procesów termogenezy (gromadzenia ciepła). Dzięki temu mechanizmowi możliwe jest utrzymanie stabilnego poziomu temperatury głębokiej ciała bez względu na zmiany temperatury środowiska zewnętrznego. Jest to kluczowe dla podtrzymania prawidłowego przebiegu wszystkich procesów fizjologicznych [8–10, 14, 15, 16].

Mechanizm termoregulacji działa na zasadzie ujemnego sprzężenia zwrotnego. Podwzgórzowy ośrodek termoregulacji w przypadku pojawienia się sygnału błędu, tj. dominującej impulsacji z jednego rodzaju termoreceptorów, uruchamia reakcje regulujące rozpraszanie lub gromadzenie ciepła. Do mechanizmów rozpraszających nadmiar energii cieplnej (termoliza) i obniżających temperaturę należą: wazodylatacja (rozkurcz) skórnych naczyń krwionośnych pod wpływem zahamowania wpływu układu współczulnego, utrata energii cieplnej poprzez odparowanie wody wydzielanej przez gruczoły potowe skóry, obniżenie tempa przemian metabolicznych.

Natomiast mechanizmami gromadzącymi energię ciepłą (termogeneza) są: wazokonstrykcja (skurcz) skórnych naczyń krwionośnych na skutek pobudzenia podwzgórzowych neuronów współczulnych, piloerekcja pod wpływem skurczu mięśni przywłosowych pod wpływem stymulacji współczulnej, podwyższenie tempa przemian metabolicznych. Nagłe ochłodzenie organizmu, typowe również w ZKO, inicjuje mechanizmy obronne, które mają na celu wyrównanie strat ciepła oraz utrzymanie stałej temperatury w obrębie organów najważniejszych dla podtrzymania funkcji życiowych tj. mózgu i narządów wewnętrznych. Podczas ekspozycji na zimno dochodzi do stymulacji receptorów zimna i zainicjowania fizjologicznych reakcji termoregulacyjnych, które wywołują skurcz obwodowych naczyń skóry. Zwężenie naczyń skóry rozpoczyna się wraz ze spadkiem temperatury powierzchniowej skóry do temperatury co najmniej 31°C przy schłodzeniu całego ciała lub 26–28°C podczas miejscowego ochładzania. Na skutek skurczu naczyń obwodowych skóry dochodzi do zmniejszenia skórniego przepływu krwi, co wywołuje spadek konwekcji ciepła z wnętrza organizmu do skóry. Fizjologiczny odruch zwężenia naczyń skórnych zapewnia utrzymanie stałej temperatury wewnętrznej organizmu, pomimo spadku temperatury skóry i mięśni. Spadek temperatury do 12°C uruchamia mechanizmy termoregulacyjne ustroju poprzez rozszerzenie obwodowych naczyń skóry [8–10, 14–16].

Liczne badania porównawcze wskazują, że celem pełnej oceny zmian temperatury głębokiej ciała w zmiennych warunkach środowiskowych oraz fizjologicznych, niezbędna jest długotrwała rejestracja temperatury struktur najlepiej odzwierciedlających aktualny stan termiczny organizmu. W aktualnych badaniach procesów termoregulacji człowieka jedną z najlepszych metod jest pomiar temperatury wnętrza ciała (temperatura krwi wnętrza tułowia jest praktycznie identyczna jak temperatura krwi tętniczej). Obecnie, dzięki nowoczesnej technologii możliwy jest telemetryczny (zdalny) pomiar temperatury wnętrza tułowia. Pomiar za pomocą kapsuły telemetrycznej (*ang. Core Body Temperature Capsule*) cechuje bardzo wysoka korelacja wartości temperatury wnętrza tułowia z temperaturą krwi tętniczej w pniu płucnym [17, 18, 19]. Tym samym możliwe stało się uzyskanie wiarygodnych pomiarów zmian temperatury głębokiej ciała pod wpływem kriostymulacji ogólnoustrojowej u osób zdrowych.

10.2. Materiał i metody

Opisane tu badania przeprowadzono na grupie 36 zdrowych, młodych mężczyzn, ochotników spełniających wszystkie kryteria podjętych badań. Charakterystyka podstawowych cech biologicznych osób biorących udział w badaniu została przedstawiona w tabeli 1. Kryteriami wykluczenia z udziału w eksperymencie badawczym były: choroba lub zaburzenia czynnościowe w obrębie układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego oraz nietolerancja zimna, stwierdzone podczas badania podmiotowego i przedmiotowego przez lekarza specjalistę.

Tabela 1. Charakterystyka ogólna badanej grupy (*SD* – odchylenie standardowe)

Cecha	Charakterystyka badanej grupy (<i>n</i> = 36) 100% mężczyźni	
	średnia± <i>SD</i>	zakres
Wiek	32,6±6,5	22–49
Wysokość ciała[m]	1,8±0,0	1,65–1,87
Masa ciała [kg]	84,7±11,2	62–105
Wskaźnik masy ciała BMI [kg/m ²]	26,0±3,1	20–32
Powierzchnia ciała [m ²]	2,0±0,1	1,9–2,1

Metodyka badania opierała się na poddaniu badanych osób jednokrotnemu zabiegowi kriostymulacji ogólnoustrojowej (ZKO) w kriokomorze działającej w systemie kaskadowym sprężarkowego układu chłodniczego, w skład której wchodziły dwa przedsionki (pierwszy o temperaturze powietrza ok. –10°C, drugi ok. –60°C) i komora właściwa. Badani przebywali w komorze właściwej przez 3 minuty, temperatura wewnątrz wahała się w zakresie od –110°C do –125°C. Przed ekspozycją oraz do momentu zakończenia całego cyklu badawczego, osoby badane przebywały w pomieszczeniu klimatyzowanym, o stałej temperaturze i wilgotności. Aktywność fizyczna badanych była ograniczona do niezbędnego minimum.

10.2.1. Pomiary temperatury głębokiej ciała

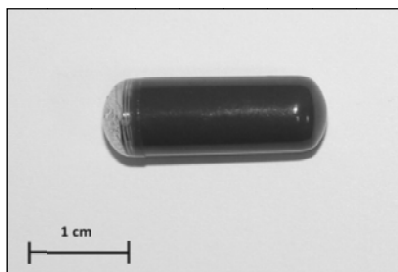
Pomiaru temperatury głębokiej ciała badanych osób dokonywano przy użyciu telemetrycznego systemu pomiarowego *Vital Sense*. System zdalnego pomiaru temperatury głębokiej ciała *Vital Sense* składa się z dwóch zasadniczych elementów, tj. mobilnego monitora oraz kapsuły telemetrycznej (*CBTC*). Działanie systemu opiera się na rejestracji sygnału radiowego emitowanego przez sensor temperatury głębokiej ciała – kapsułkę telemetryczną. Po uaktywnieniu kapsułki przez zdalny monitor osoba

badana połyka kapsułkę, popijając niewielką ilością ciepłej wody (temperatura wody ok. 36°C), po około minucie kapsułka rozpoczyna pomiar temperatury wnętrza ciała oraz emisję sygnału radiowego co 15 sekund. Zapisywana jest uśredniona wartość z czterech kolejnych pomiarów zarejestrowanych w każdej minucie badania. Zarejestrowane i przesłane wartości temperatury wewnętrznej zapisywane są w pamięci wewnętrznej. Po zakończeniu pomiarów zapisane dane są eksportowane w formie właściwego raportu do komputera PC i eksportowane do programu program *Microsoft Excel*. Kapsułka telemetryczna nie ma wpływu na czynność układu pokarmowego i wydalana jest z organizmu osoby badanej bez jakichkolwiek skutków ubocznych [18, 19]. Niektóre elementy układu pokazano na rysunkach 10.2 i 10.3.



Rys. 10.2. Widok monitora systemu pomiaru temperatury głębokiej ciała *Vital Sense* (zbiory własne)

W celu przeprowadzenia analizy wpływu temperatur kriogenicznych na wartość zmian temperatury głębokiej ciała, rejestrację temperatury wewnętrznej rozpoczęto co najmniej 1 godzinę przed kriozabiegiem i prowadzono dalej po zabiegu. Stąd, niezależnie od chronotypu, u wszystkich badanych osób powinien wystąpić wzrostowy trend temperatury głębokiej ciała wynikający z jej okołodobowego rytmu.



Rys. 10.3. Widok kapsułki telemetrycznej systemu pomiaru temperatury głębokiej ciała *Vital Sense* (zbiory własne)

Wybrany czas analizy wyniósł 10 min przed zabiegiem, następnie uwzględniono 5 minutowy przedział na sam zabieg oraz badanie prowadzono przez kolejne 360 min. W celu usunięcia artefaktów i znormalizowania zarejestrowanych sygnałów przyjęto specjalną formę analizy pomiarów temperatury głębokiej. Uzyskane podczas całego badania sygnały podzielono na 10 minutowe odcinki pomiarowe (OP) przedzielone 5 minutowymi przerwami nieuwzględnionymi w analizie. Wyliczono wartości średnie zmierzonej temperatury głębokiej wybranych do dalszej analizy 10 minutowych odcinków. Dodatkowo, w celu bardziej czytelnego zobrazowania zmian wartości temperatury głębokiej badanych osób, wybrano 11 odcinków pomiarowych, które odpowiadały czasowo pierwszej godzinie po kriozabiegu, a następnie kolejnym etapom pomiarów termowizyjnych (p. tab. 2).

Tabela 2. Zestawienie pomiarów temperatury głębokiej ciała z odpowiadającymi im przedziałami czasu

OP (odcinki pomiarowe)	Przedział czasowy pomiaru ZKO – zabieg kriostymulacji
$T_{wew. 01}$	1–10 min przed ZKO
$T_{wew. 02}$	1–10 min po ZKO
$T_{wew. 03}$	15–25 min po ZKO
$T_{wew. 04}$	30–40 min po ZKO
$T_{wew. 05}$	45–55 min po ZKO
$T_{wew. 06}$	60–70 min po ZKO
$T_{wew. 07}$	120–130 min po ZKO
$T_{wew. 08}$	180–190 min po ZKO
$T_{wew. 09}$	240–250 min po ZKO
$T_{wew. 10}$	300–310 min po ZKO
$T_{wew. 11}$	360–370 min po ZKO

10.2.2. Pomiary temperatury powierzchni ciała

Temperaturę powierzchni ciała badanych osób przeprowadzono techniką termowizyjną. Warunki badania ustalono zgodnie z wytycznymi *European Association of Thermology*, które uwzględniają standardy wykonywania zdjęć termowizyjnych oraz przygotowania badanych osób [20]. Rejestrację temperatury całej powierzchni ciała u każdej z badanych osób wykonano w pomieszczeniu o nieziennej temperaturze 23–24°C, przy wilgotności względnej 50–60%, przy zachowaniu minimalnego ruchu oraz względnie braku zanieczyszczeń powietrza. Rejestrację rozkładu

temperatury na powierzchni całego ciała wykonano kamerą termowizyjną *Therma-CAM P640* firmy *FLIR Systems*.

Termowizyjną rejestrację temperatury powierzchni ciała przeprowadzonego podczas całego badania, w pięciu odstępach czasowych, oznaczonych kolejno symbolami: IR01, IR02, IR03, IR04 i IR05.

Na etapach badania termowizyjnego IR01, IR03, IR04 i IR05 osoba badana adaptowała się do temperatury otoczenia przez okres co najmniej 25 minut, adaptacja następowała przy odsłoniętych okolicach ciała poddawanych ocenie termowizyjnej.

Zdjęcia termowizyjne wykonane zostały w projekcji A-P (przednio-tylnej) oraz P-A (tylno-przedniej). Uzyskane termogramy obrazowały wyznaczone mapy termiczne – 12 obszarów powierzchni ciała, oznaczonych kolejno symbolami od R01 do R12:

1. WIDOK A-P (strona brzuszna):

R01 – górna obszar tułowia – klatka piersiowa i część obręczy barkowej,

R02 – dolny obszar tułowia – brzuch,

R03 – kończyna górna – przednia powierzchnia ramienia prawego,

R04 – kończyna górna – przednia powierzchnia ramienia lewego,

R05 – kończyna dolna – przednia powierzchnia uda prawego,

R06 – kończyna dolna – przednia powierzchnia uda lewego.

2. WIDOK P-A (strona grzbietowa):

R07 – górny obszar grzbietu – górna część grzbietu i część obręczy barkowej,

R08 – dolny obszar grzbietu – dolna część grzbietu,

R09 – kończyna górna – tylna powierzchnia ramienia prawego,

R10 – kończyna górna – tylna powierzchnia ramienia lewego,

R11 – kończyna dolna – tylna powierzchnia uda prawego,

R12 – kończyna dolna – tylna powierzchnia uda lewego.

10.2.3. Metody statystyczne

Analizę zmian temperatury w czasie przeprowadzono za pomocą testu ANOVA dla zmiennych spełniających kryteria testów parametrycznych (założenia równości i jednorodności wariancji), natomiast w obrębie zmiennych niespełniających tych kryteriów – zastosowano nieparametryczny test ANOVA-*Friedmana*. Do każdego z testów wykonano odpowiednie testy *post hoc*. W celu eliminacji tzw. „grubych” błędów pomiarowych, dla wszystkich uzyskanych średnich temperatur przeprowadzono test *Grubbsa*. Testem *Shapiro-Wilka* sprawdzono normalność rozkładu analizowanych temperatur. Wszystkie testy przeprowadzono na poziomie istotności $p = 0,05$. Do analizy statystycznej wykorzystano program *Statistica 9.0*.

10.3. Wyniki

10.3.1. Zmiany temperatury powierzchni ciała – pomiar termowizyjny

Na podstawie zgromadzonych wyników oraz analizy termogramów przedstawiono zestawienie wartości temperatur: średniej, minimalnej, maksymalnej oraz mediany, wyznaczonych w każdym z pięciu etapów badania (IR01-IR05), w każdym badanym rejonie ciała (R01-R12).

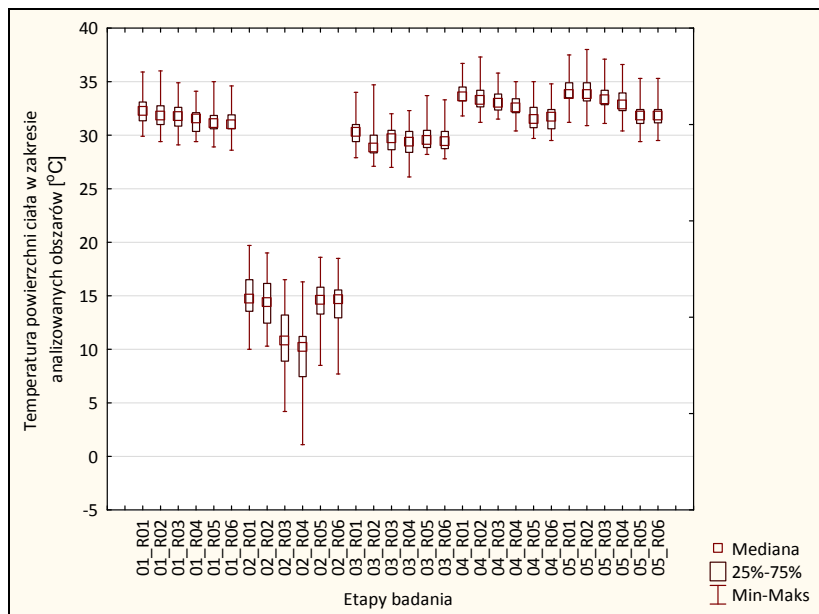
Najwyższą średnią temperaturę przed zabiegiem (IR01) zarejestrowano w obszarze R07=33,25±1,04°C. Najniższa zarejestrowana średnia temperatura przed zabiegiem ZKO (IR01) występowała w obszarze R09=30,39±1,09°C (p. tab. 3 i rys. 10.4).

Tabela 3. Zestawienie pomiarów termowizyjnych powierzchni ciała z odpowiadającymi im przedziałami czasu

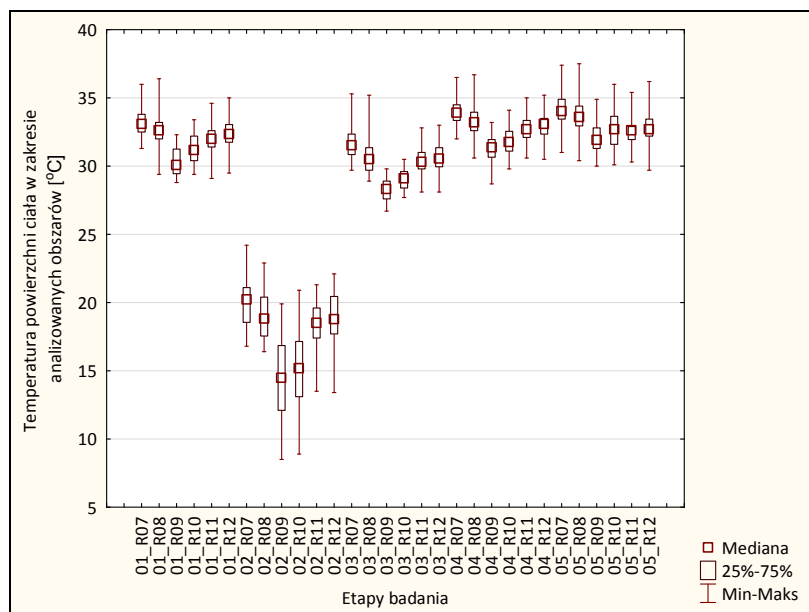
Badanie termowizyjne	Przedział czasowy pomiaru
IR01	1–10 min przed ZKO
IR02	1–5 min po ZKO
IR03	45–55 min po ZKO
IR04	3 h po ZKO
IR05	6 h po ZKO

Bezpośrednio po kriozabiegu (IR02) zaobserwowano istotny spadek temperatury powierzchni ciała ($p < 0,05$) w obrębie wszystkich analizowanych obszarów. Najwyższą średnią temperaturę po ZKO (IR02) zarejestrowano w obszarze R07 = 20,03±1,82°C. Najniższa zarejestrowana średnia temperatura po ZKO (IR02) występowała w obszarze R04 = 9,61±3,37°C (p. tab. 4, rys. 10.5 i rys. 10.6).

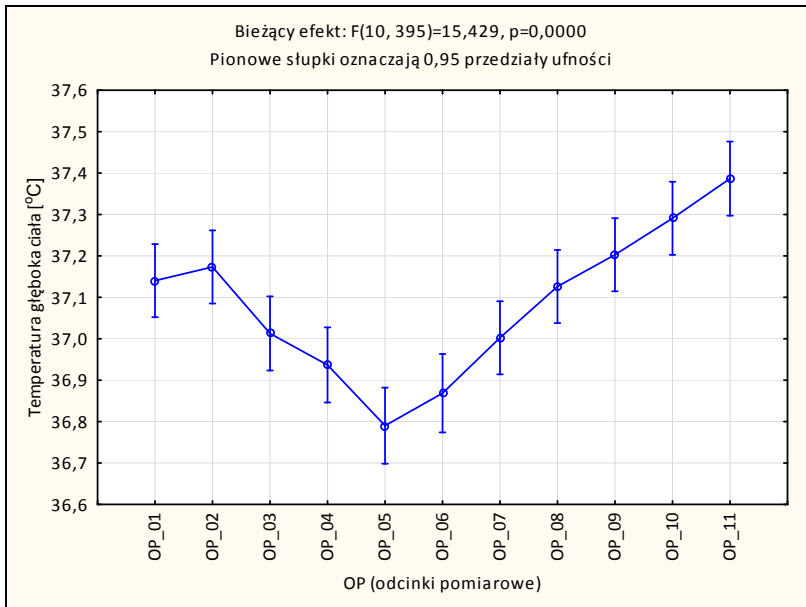
W badaniu termowizyjnym po czasie 45–55 minut (IR03) odnotowano istotne zmiany wartości temperatury powierzchni ciała, zarówno w stosunku do pomiaru IR01, jak i IR02. W obrębie wszystkich obszarów średnia temperatura była nadal niższa niż przed kriostymulacją. W przypadku obszarów R05, R06, R07, R08, R09, R11, R12 była to wciąż różnica statystycznie istotna ($p < 0,05$), natomiast średnia temperatura pozostałych obszarów nie różniła się od IR01 ($p > 0,05$). Najwyższą średnią temperaturę zarejestrowaną w 45–55 min po ZKO (IR03) występowała w obszarze R07 = 31,64±1,06°C. Najniższą średnią temperaturę po czasie 45–55 min od ZKO (IR03) zarejestrowano w obszarze R09 = 28,29±0,91°C.



Rys. 10.4. Wykres pudełkowy zmian temperatury powierzchni ciała w analizowanych rejonach ciała w kolejnych etapach badania termowizyjnego; obszary: R01, R02, R03, R04, R05, R06



Rys. 10.5. Wykres pudełkowy zmian temperatury powierzchni ciała w analizowanych rejonach ciała w kolejnych etapach badania termowizyjnego; obszary: R07, R08, R09, R10, R11, R12



Rys. 10.6. Wykres pudełkowy zmian temperatury głębokiej ciała na przebiegu kolejnych odcinków pomiarowych; odcinki pomiarowe: OP_01, OP_2, OP_3, OP_4, OP_5, OP_6, OP_7, OP_8, OP_9, OP_10, OP_11

Wartości temperatury powierzchni ciała po 3 godzinach od ZKO (IR04) były istotnie statystycznie różne względem pomiarów IR01, IR02 i IR03. W zakresie wszystkich analizowanych obszarów zarejestrowano wzrost temperatury powierzchni ciała w stosunku do temperatury wejściowej IR01 i IR04. W przypadku obszarów R01, R02, R03, R04 wartości temperatury średniej były istotnie wyższe niż IR01 i IR03 ($p < 0,05$). W odniesieniu do pozostałych obszarów średnie wartości temperatury były wyższe (z wyjątkiem obszaru R10), ale nie różniły się istotnie od pomiarów IR01 ($p > 0,05$). Najwyższa średnia temperatura zarejestrowana po 3 godzinach od ZKO (IR04) występowała w obszarze R07 = $34,07 \pm 1,09^\circ\text{C}$. Najniższą średnią temperaturę po 3 godzinach od ZKO (IR04) zarejestrowano w obszarze R09 = $31,29^\circ\text{C}$.

Po 6 godzinach od ZKO (IR05) odnotowano istotne statystycznie zmiany wartości temperatury powierzchni ciała względem pomiarów IR01, IR02, IR03. W przypadku wszystkich analizowanych obszarów wartość temperatury średniej była istotnie wyższa niż IR01, IR03 ($p < 0,05$). W żadnym z analizowanych obszarów nie wykazano istotnych różnic względem pomiarów IR04 ($p < 0,05$).

Najwyższa średnia temperatura zarejestrowana po 6 godzinach od ZKO (IR05) występowała w obszarze R01 = $34,28 \pm 1,51^\circ\text{C}$, z kolei najniższą średnią temperaturę po tym czasie (IR05) zarejestrowano w obszarze R09 = $32,12 \pm 1,27^\circ\text{C}$.

Tabela 4. Statystyki podstawowe zmian temperatury powierzchni ciała w analizowanych rejonach w kolejnych etapach badania termowizyjnego; obszary: R01, R02, R03, R04, R05, R06

Obszary powierzchni ciała	Średnia [°C]	Mediana [°C]	Minimum [°C]	Maksimum [°C]	Odch. Std.
IR01_R01	32,34	32,25	29,90	35,90	1,29
IR01_R02	31,93	31,80	29,40	36,00	1,38
IR01_R03	31,71	31,75	29,10	34,90	1,16
IR01_R04	31,35	31,55	29,40	34,10	1,09
IR01_R05	31,28	31,10	28,90	35,00	1,14
IR01_R06	31,21	31,00	28,60	34,60	1,11
IR02_R01	15,00	14,70	10,00	19,70	2,31
IR02_R02	14,48	14,40	10,30	19,00	2,31
IR02_R03	10,94	10,80	4,20	16,50	3,14
IR02_R04	9,61	10,20	1,10	16,30	3,37
IR02_R05	14,44	14,60	8,50	18,60	2,19
IR02_R06	14,31	14,65	7,70	18,50	2,25
IR03_R01	30,45	30,30	27,90	34,00	1,39
IR03_R02	29,41	28,80	27,10	34,70	1,84
IR03_R03	29,57	29,70	27,00	32,00	1,24
IR03_R04	29,38	29,35	26,10	32,30	1,38
IR03_R05	29,75	29,50	28,20	33,70	1,16
IR03_R06	29,65	29,40	27,80	33,30	1,20
IR04_R01	33,87	33,60	31,80	36,70	1,13
IR04_R02	33,42	33,30	31,20	37,30	1,32
IR04_R03	33,13	33,00	31,50	35,80	1,07
IR04_R04	32,64	32,55	30,40	35,00	0,98
IR04_R05	31,74	31,50	29,70	35,00	1,28
IR04_R06	31,60	31,70	29,50	34,80	1,25
IR05_R01	34,28	33,80	31,20	37,50	1,51
IR05_R02	33,99	33,80	30,90	38,00	1,62
IR05_R03	33,64	33,35	31,10	37,10	1,36
IR05_R04	33,18	32,85	30,40	36,60	1,44
IR05_R05	31,86	31,80	29,40	35,30	1,34
IR05_R06	31,83	31,80	29,50	35,30	1,29

Tabela 5. Statystyki podstawowe zmian temperatury powierzchni ciała w analizowanych rejonach w kolejnych etapach badania termowizyjnego; obszary: R07, R08, R09, R10, R11, R12

Obszary powierzchni ciała	Średnia [°C]	Mediana [°C]	Minimum [°C]	Maksimum [°C]	Odech. Std.
IR01_R07	33,25	33,10	31,30	36,00	1,04
IR01_R08	32,73	32,60	29,40	36,40	1,22
IR01_R09	30,39	30,05	28,80	32,30	1,09
IR01_R10	31,36	31,15	29,40	33,40	1,14
IR01_R11	32,09	32,00	29,10	34,60	1,02
IR01_R12	32,40	32,35	29,50	35,00	1,09
IR02_R07	20,03	20,20	16,80	24,20	1,82
IR02_R08	19,00	18,80	16,40	22,90	1,77
IR02_R09	14,47	14,45	8,50	19,90	2,78
IR02_R10	15,11	15,15	8,90	20,90	2,79
IR02_R11	18,40	18,50	13,50	21,30	1,72
IR02_R12	18,82	18,75	13,40	22,10	1,92
IR03_R07	31,64	31,50	29,70	35,30	1,06
IR03_R08	30,60	30,50	28,90	35,20	1,21
IR03_R09	28,29	28,30	26,70	29,80	0,91
IR03_R10	29,05	29,10	27,70	30,50	0,74
IR03_R11	30,47	30,30	28,10	32,80	0,92
IR03_R12	30,68	30,55	28,10	33,00	0,99
IR04_R07	34,07	33,90	32,00	36,50	1,09
IR04_R08	33,44	33,20	30,60	36,70	1,26
IR04_R09	31,29	31,35	28,70	33,20	1,03
IR04_R10	31,84	31,75	29,80	34,10	1,08
IR04_R11	32,68	32,70	30,60	35,00	1,01
IR04_R12	32,95	33,10	30,50	35,20	1,01
IR05_R07	34,26	34,00	31,00	37,40	1,37
IR05_R08	33,78	33,60	30,40	37,50	1,45
IR05_R09	32,12	31,90	30,00	34,90	1,27
IR05_R10	32,70	32,70	30,10	36,00	1,49
IR05_R11	32,61	32,60	30,30	35,40	1,21
IR05_R12	32,88	32,70	29,70	36,20	1,30

10.3.2. Zmiany temperatury głębokiej ciała – pomiar telemetryczny

Średnia temperatura wewnętrzna zarejestrowana w przedziale czasowym 1–10 min przed ZKO (OP_01) wyniosła $T_{wew.śr.OP_01} = 37,14 \pm 0,24^\circ\text{C}$, najniższa wartość temperatury głębokiej na tym etapie wyniosła $T_{wew.min.OP_01} = 36,55^\circ\text{C}$, z kolei temperatura maksymalna wyniosła $T_{wew.max.OP_01} = 37,74^\circ\text{C}$ (p. tab. 6, rys. 10.6). Średnia temperatura wewnętrzna zarejestrowana w przedziale czasowym 1–10 min po zabiegu ZKO (OP_02) wyniosła $T_{wew.śr.OP_02} = 37,17 \pm 0,27^\circ\text{C}$, najniższa wartość temperatury głębokiej – $T_{wew.min.OP_02} = 36,63^\circ\text{C}$, temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_02} = 37,91^\circ\text{C}$.

Po czasie 15–25 min po ZKO (OP_03) zaobserwowano obniżenie temperatury głębokiej ciała, nie było ono jednak statystycznie istotne względem pomiarów przed ZKO ($p > 0,05$). Średnia temperatura wewnętrzna zarejestrowana w przedziale czasowym 15–25 min po ZKO wyniosła $T_{wew.śr.OP_03} = 37,01 \pm 0,34^\circ\text{C}$, najniższa wartość temperatury głębokiej na tym etapie – $T_{wew.min.OP_03} = 36,31^\circ\text{C}$, temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_03} = 37,71^\circ\text{C}$.

W kolejnym przedziale czasowym, tj. 30–40 min po ZKO (OP_04), nadal obserwowano statystycznie nieistotny względem OP_01 ($p < 0,05$) spadek temperatury głębokiej ciała; średnia temperatura wnętrza ciała wyniosła $T_{wew.śr.OP_04} = 36,94 \pm 0,32^\circ\text{C}$, najniższa zarejestrowana wartość temperatury głębokiej na tym etapie – $T_{wew.min.OP_04} = 36,32^\circ\text{C}$, temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_04} = 37,66^\circ\text{C}$.

Tabela 6. Statystyki podstawowe zmian temperatury głębokiej ciała na przebiegu kolejnych odcinków pomiarowych (OP); odcinki pomiarowe: OP_01, OP_2, OP_3, OP_4, OP_5, OP_6, OP_7, OP_8, OP_9, OP_10, OP_11

OP (odcinki pomiarowe)	Średnia [°C]	Mediana [°C]	Minimum [°C]	Maksimum [°C]	Odch. std
OP_1	37,14	37,15	36,55	37,74	0,24
OP_2	37,17	37,15	36,63	37,91	0,27
OP_3	37,01	37,00	36,31	37,71	0,34
OP_4	36,94	36,92	36,32	37,66	0,32
OP_5	36,79	36,79	36,04	37,46	0,31
OP_6	36,87	36,88	36,28	37,59	0,28
OP_7	37,00	37,00	36,36	37,64	0,24
OP_8	37,13	37,13	36,23	37,83	0,29
OP_9	37,20	37,19	36,66	37,87	0,23
OP_10	37,29	37,30	36,64	38,06	0,27
OP_11	37,39	37,36	36,99	38,04	0,22

W przedziale czasowym 45–55 min po ZKO (OP_05), zmierzona średnia temperatura głęboka ciała wyniosła $T_{wew.śr.OP_05} = 36,79 \pm 0,31^\circ\text{C}$, i była istotnie niższa względem pomiarów OP_1, OP_2, OP_3 ($p < 0,05$). Najniższa zmierzona temperatura wnętrza ciała wynosiła – $T_{wew.min.OP_05} = 36,04^\circ\text{C}$, a temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_05} = 37,46^\circ\text{C}$.

Średnia temperatura wewnętrzna zarejestrowana w przedziale czasowym 60–70 min po ZKO (OP_06) wyniosła $T_{wew.śr.OP_06} = 36,87 \pm 0,28^\circ\text{C}$ i była istotnie niższa względem pomiarów OP_1, OP_2 ($p < 0,05$). Najniższa wartość temperatury głębokiej na tym etapie wyniosła $T_{wew.min.OP_06} = 36,28^\circ\text{C}$, z kolei temperatura maksymalna wyniosła $T_{wew.max.OP_06} = 37,59^\circ\text{C}$.

Po czasie 120–130 min od ZKO (OP_07) zaobserwowano stopniowy wzrost temperatury głębokiej ciała. Średnia temperatura wewnętrzna zarejestrowana w tym przedziale czasowym wyniosła $T_{wew.śr.OP_07} = 37,00 \pm 0,24^\circ\text{C}$ i była statystycznie istotnie różna względem pomiaru OP_5 ($p < 0,05$). Najniższa wartość temperatury głębokiej wyniosła – $T_{wew.min.OP_07} = 36,36^\circ\text{C}$, temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_07} = 37,64^\circ\text{C}$.

Po czasie 180–190 min od ZKO (OP_08) nadal obserwowano wzrost temperatury głębokiej ciała. Średnia temperatura wewnętrzna zarejestrowana w tym przedziale czasowym wyniosła $T_{wew.śr.OP_08} = 37,13 \pm 0,29^\circ\text{C}$ i była istotnie wyższa od pomiarów OP_5 i OP_6 ($p < 0,05$). Najniższa wartość temperatury głębokiej na tym etapie – $T_{wew.min.OP_08} = 36,23^\circ\text{C}$, temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_08} = 37,83^\circ\text{C}$.

W kolejnym przedziale czasowym, tj. 240–250 min po ZKO (OP_09), średnia temperatura wnętrza ciała wyniosła $T_{wew.śr.OP_09} = 37,20 \pm 0,23^\circ\text{C}$ – była to wartość statystycznie istotnie różna względem pomiarów OP_4, OP_5 i OP_6 ($p < 0,05$). Najniższa zarejestrowana wartość temperatury głębokiej na tym etapie – $T_{wew.min.OP_09} = 36,66^\circ\text{C}$, temperatura maksymalna w przedziale tego odcinka pomiarowego wyniosła $T_{wew.max.OP_09} = 37,87^\circ\text{C}$.

W przedziale czasowym 300–310 min po ZKO (OP_10) zaobserwowano istotny statystycznie wzrost temperatury głębokiej ciała względem pomiarów OP_3, OP_4, OP_5, OP_6, OP_7 ($p < 0,05$). Zmierzona średnia temperatura głęboka ciała wyniosła $T_{wew.śr.OP_10} = 37,29 \pm 0,27^\circ\text{C}$, najniższa zmierzona temperatura wnętrza ciała $T_{wew.min.OP_10} = 36,64^\circ\text{C}$, a temperatura maksymalna $T_{wew.max.OP_10} = 38,06^\circ\text{C}$.

W ostatnim analizowanym przedziale czasowym tj. 360–370 min po ZKO (OP_11), zmierzona średnia temperatura głęboka ciała wyniosła $T_{wew.śr.OP_11} = 37,39 \pm 0,22^\circ\text{C}$ i była statystycznie istotnie wyższa względem większości poprzednich pomiarów z wyjątkiem OP_9 oraz OP_10 ($p < 0,05$). Najniższa zmierzona temperatura wnętrza ciała wyniosła – $T_{wew.min.OP_11} = 36,99^\circ\text{C}$, a temperatura maksymalna – $T_{wew.max.OP_11} = 38,04^\circ\text{C}$.

10.4. Dyskusja

Analiza dostępnego piśmiennictwa oraz doświadczenia własne wskazują, że jednym z zasadniczych oraz najbardziej zauważalnych efektów kriostymulacji jest intensywne wychłodzenie powłok skórnych. Analiza termowizyjna wykazała wystąpienie gwałtownego zmniejszenia temperatury powierzchni skóry we wszystkich analizowanych rejonach ciała. Wykorzystanie termowizyjnej oceny skutków kriozabiegu pozwoliło w sposób obiektywny ocenić zmiany temperatury powierzchni ciała w określonym przedziale czasu i przebieg procesów termoregulacyjnych w badanej grupie osób.

Powierzchnia skóry stanowi podstawowy narząd termorecepcji, biorący czynny udział w procesach termoregulacyjnych organizmu. Na skutek oddziaływania bodźca kriogenicznego zainicjowane zostały obwodowe mechanizmy termoregulacyjne mające na celu zachowanie równowagi termicznej ustroju. Zasadniczą reakcją stanowi gwałtowny skurcz (wazokonstrykcja) naczyń włosowatych skóry celem ograniczenia napływu wychłodzonej krwi do głębszych warstw ustroju oraz ograniczenia perfuzji ogrzanej krwi. Fizjologiczny mechanizm termoregulacji poprzez nagły skurcz naczyń krwionośnych skóry polega na pobudzeniu współczulnych receptorów α -adrenergicznych (zwłaszcza receptorów α_2), czego następstwem jest zmniejszenie średnicy naczyń krwionośnych i znaczne ograniczenie obwodowego przepływu krwi. Odruchowe zmniejszenie ukrwienia obwodowego sprzyja jeszcze bardziej intensywnemu wychłodzeniu powierzchni ciała, stąd obserwowane było tak znaczne wychłodzenie powłok skórnych. Doniesienia innych autorów potwierdzają również, że termiczny bodziec kriogeniczny powoduje znaczne ograniczenie krążenia włóśniczki skóry poprzez silny skurcz mięśni gładkich zwieraczy przedwłośniczkowych niskopoporowych połączeń naczyniowych pomiędzy systemem tętniczym a żylnym (anastomoz), znajdujących się w miejscu odejścia kapilar od tętniczek i metarterioli [8–10, 14–16]. Zastosowana analiza termowizyjna potwierdziła obserwację, że kriostymulacja powoduje intensywne, jednocześnie nierównomierne wychłodzenie w obrębie rozpatrywanych obszarów powierzchni skóry. Zjawisko to ma swoje fizjologiczne uzasadnienie, wynikające ze różnicowania udziału poszczególnych rodzajów tkanek w budowie danej okolicy ciała, nawet wówczas, gdy wykluczy się czynnik dymorfizmu płciowego. Ponadto, przyczyna nierównomiernego wychłodzenia rozpatrywanych obszarów leży również w zróżnicowanym rozmieszczeniu termoreceptorów na powierzchni skóry. W związku z tym obserwowane różnice stanowią prawidłowość i możliwe są do zaobserwowania także w warunkach normotermii [21, 22, 23].

Ważnym zagadnieniem z punktu widzenia funkcjonowania mechanizmów termoregulacyjnych jest kwestia określenia przedziału czasu, w którym zdrowy organizm jest w stanie wyrównać wywołane przez ZKO znaczne zaburzenia temperatury powierzchni ciała. Analiza danych termowizyjnych zarejestrowanych po czasie 45–44 min od kriozabiegu wykazała statystycznie nieistotne różnice temperatury

powierzchni ciała względem temperatury przed zabiegiem, w obrębie kilku analizowanych obszarów powierzchni ciała. Dotyczyło to głównie obszarów okolic tułowia, czyli tych okolic, w obrębie których przebiegają duże naczynia krwionośne i utrzymywana jest względnie stała temperatura powierzchni ciała. Nie bez znaczenia pozostaje również fakt, że okolica tułowia zawiera zwykle dość dużą ilość tkanki tłuszczowej, spełniającej w tym przypadku rolę izolatora [22, 23]. W toku dalszych obserwacji stwierdzono po 3 godzinach wzrost temperatury powierzchni skóry w obrębie badanych obszarów, ale tylko tych, w których nastąpił powrót do temperatury sprzed zabiegu po czasie 45–55 min. Był to wzrost statystycznie istotny. W pozostałych rejonach obserwowany wzrost temperatury nie wykazywał już istotnych statystycznie różnic względem temperatury początkowej.

Po 6 godzinach po zabiegu, zaobserwowano występowanie w dalszym ciągu wzrostowego trendu temperatury powierzchniowej w większości analizowanych obszarów, najprawdopodobniej na skutek wzmożonej perfuzji naczyń mikrokrążenia skórno i nasilonych procesów termogenezy chemicznej. Potwierdzały to również osoby badane, które zgłaszały uczucie wzmożonej ciepłoty ciała. Wzrost temperatury dotyczył obszarów tułowia oraz proksymalnych części kończyn górnych, jednak zarejestrowane wartości temperatur nie wykazywały już istotnych statystycznie różnic względem temperatur zarejestrowanych po 3 godzinach.

Kolejny aspekt wpływu ZKO na procesy termoregulacji człowieka jest bezpośrednio związany z mechanizmem translokacji wychłodzonej krwi z obszaru pętli włosowatych powłok skórnych do wnętrza ciała. Skutkiem tego procesu był wykazany spadek temperatury głębokiej ciała (T_{weW}). W dostępnym piśmiennictwie przeważa opinia, że temperatura głęboka ciała nie ulega zmianie pod wpływem ZKO. Nieliczne tylko prace wskazują, że ekspozycja organizmu na bodziec termiczny o niskiej i bardzo niskiej temperaturze prowadzi do zmniejszenia temperatury głębokiej [24, 25, 26, 27]. Pogląd dotyczący niezmienności temperatury głębokiej ciała po ZKO może mieć swoje uzasadnienie w doborze nieodpowiednich metod pomiaru temperatury głębokiej i braku obiektywnych badań naukowych w tym zakresie. Do najczęściej przytaczanych metod pomiaru temperatury w cytowanym piśmiennictwie należy pomiar temperatury termometrem rtęciowym w jamie ustnej lub w dole pachowym bądź też temperatury błony bębenkowej przy użyciu promieniowania podczerwonego. Niestety, te metody obarczone są niedostateczną czułością, ponadto duża bezwładność pomiarów w wymienionych metodach ma również wpływ na błędne odczyty, dlatego też metody te nie są zalecane. Stosunkowo najłatwiej dostępną, ale dość trudno akceptowaną przez zdrowych ochotników i jednocześnie miarodajną metodą pomiaru temperatury głębokiej jest pomiar temperatury rektalnej. Jednakże, jak dotąd ukazało się niewiele publikacji na temat wpływu ZKO na zmiany temperatury rektalnej [28].

Wykorzystanie telemetrycznej metody pomiaru T_{weW} oraz odpowiednia analiza statystyczna zebranych danych pozwalają na jednoznaczne stwierdzenie, iż ZKO powoduje obniżenie T_{weW} . Obserwowany maksymalny spadek temperatury cechował

się kilkudziesięciominutowym okresem latencji i swoją największą wartość osiągnął po ok. 45–55 min po zabiegu. Z punktu widzenia fizjologii mechanizm ten jest znany i obserwowany jest w przypadku odpowiednio szybkiego wychłodzenia organizmu. Fizjologiczną konsekwencją wychłodzenia organizmu stanowi stopniowy powrót temperatury powierzchni ciała do wartości sprzed ZKO równoległe do spadku $T_{wew.}$. Niektórzy autorzy wskazują, że ograniczenie krążenia skórno na skutek hipotermii trwa do momentu zakończenia tego procesu zwanego *after-drop* lub *after-effect* [28, 29, 30]. Wartość spadku temperatury była istotna statystycznie, jednakże fizjologicznie akceptowalna z punktu widzenia procesu termoregulacji i nie stwarzała ryzyka wystąpienia stanu hipotermii organizmu. Bardzo istotna była też obserwacja spadku $T_{wew.}$ ciała, występująca pomimo tego, że każda z badanych osób poddana została krio-stymulacji w trakcie wznoszącego trendu dobowej zmienności temperatury głębokiej ciała. Ponadto, analiza zmian $T_{wew.}$ nie wykazała wystąpienia popołudniowego spadku temperatury, charakterystycznego dla fizjologicznego okołodobowego cyklu zmian temperatury głębokiej ciała. W tej fazie cyklu obserwowano wciąż podwyższoną wartość $T_{wew.}$ w stosunku do poziomu sprzed krio zabiegu. Cykliczne, dobowe zmiany temperatury wewnętrznej stanowią dobrze znany proces fizjologiczny, którego przebieg może być zaburzony, np. na skutek działania bodźców fizykalnych lub behawioralnych. Proces termoregulacji jest jednym z podstawowych procesów fizjologicznych, podlegających szczególnej kontroli układu nerwowego, co sprawia, że bodziec zaburzający dobowy przebieg temperatury musi stanowić dla organizmu istotny czynnik stresogenny [28, 31]. Dodatkową przyczyną, która mogła mieć wpływ na brak zmian temperatury głębokiej ciała w innych badaniach mógł być zbyt krótki czas ekspozycji na bodziec kriogeniczny. W większości cytowanych opracowań czas ekspozycji zwykle nie przekraczał 2 minut, tylko w niewielu przeprowadzanych badaniach czas ekspozycji sięgał 3 minut, stąd przypuszczenie, że obserwowane zmiany temperatury wewnętrznej są możliwe tylko po odpowiednio długiej ekspozycji na bodziec kriogeniczny.

Na uwagę zasługuje również fakt, że obserwowanemu podwyższeniu temperatury powierzchni ciała po 3 i 6 godzinach po krio zabiegu, w odniesieniu do początkowej, towarzyszył również istotny statystycznie wzrost $T_{wew.}$. Wynika z tego, że wzmożona termogeneza wpływa na wzrost $T_{wew.}$, czego skutkiem była m.in. wzmożona perfuzja łożyska naczyniowego powłok skórnych w celu rozproszenia nadmiaru generowanej energii cieplnej [26, 27, 32].

Analizując zebrane dane oraz wyniki dostępne w piśmiennictwie, można stwierdzić, że 3 minutowa ekspozycja zdrowej osoby na bodziec termiczny o temperaturze ok. -120°C jest bardzo silnym bodźcem indukującym zaburzenie okołodobowego rytmu zmian temperatury głębokiej ciała, ale niestwarzającym ryzyka zaburzeń homeostazy. Przedstawione wyniki w jednoznaczny sposób wskazują na bardzo silną zależność zmian wartości temperatury głębokiej ciała od zmian temperatury powierzchni ciała, obserwowanych po ekspozycji na czynnik kriogeniczny.

10.5. Wnioski

Zabieg kriostymulacji ogólnoustrojowej powoduje intensywne wychłodzenie powłok skórnych, które indukuje zmiany perfuzji krwi oraz nasilenie procesu termogenezy obserwowane jeszcze po 6 godzinach po ekspozycji na czynnik kriogeniczny.

Zabieg kriostymulacji ogólnoustrojowej powoduje istotne obniżenie temperatury głębokiej ciała, pomimo występowania jej okołodobowego naturalnego trendu wzrostowego, z jednoczesnym kilkugodzinnym zaburzeniem jej prawidłowego przebiegu. Jednakże nie jest to czynnik zagrażający funkcjonowaniu organizmu.

Literatura

- [1] ZAGROBELNY Z., *Lecznicze zastosowanie zimna*, [w:] *Krioterapia miejscowa i ogólnoustrojowa*, Zagrobelny Z. (red.), Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner, Wrocław 2003, 5–14.
- [2] GREGOROWICZ H., ZAGROBELNY Z., *Systemic cryotherapy. Indications and contraindications, process of treatment and its physiological and clinical results*, [w:] *Whole-body cryotherapy, Kriotechnika Medyczna*, Podbielska H., Stręk W., Biały D. (red.) Wydawnictwo Indygo, Wrocław 2006, 9–21.
- [3] SKRZEK A., *Historia krioterapii ogólnoustrojowej w Polsce*, *Acta Bio-Opt Inf Med*, 2009, Vol. 15, No. 4, 309–14.
- [4] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Comparison of some parameters of two-stepped cryogenic chamber and chamber with lingering cold*, [w:] *Whole-body cryotherapy, Kriotechnika Medyczna*, Podbielska H., Stręk W., Biały D. (red.), Wydawnictwo Indygo, Wrocław 2006, 103–11.
- [5] BANFI G., LOMBARDI G., COLOMBINI A., MELEGATI G., *Whole-body cryotherapy in athletes*, *Sports Med*, 2010, Vol. 40, No. 6, 509–17.
- [6] MRAZ M., STRĘK W., RACZKOWSKI Z., MRAZ M., SOROKA R., *Application of systemic cryotherapy in rehabilitation of children and youth suffering from infantile cerebral palsy*, [w:] *Whole-body cryotherapy, Kriotechnika Medyczna*, Podbielska H., Stręk W., Biały D. (red.) Wydawnictwo Indygo, Wrocław 2006, 77–82.
- [7] RYMASZEWSKA J., RAMSEY D., CHŁADZIŃSKA-KIEJNA S., *Whole-body cryotherapy as adjunct treatment of depressive and anxiety disorders*, *Arch Immunol Ther Exp*, 2008, Vol. 56, 63–8.
- [8] GUYTON A., HALL J., (red.), *Textbook of Medical Physiology*, Elsevier Inc., Philadelphia 2006.
- [9] TAFIL-KLAWE M., KLAWE J., (red.), *Wykłady z fizjologii człowieka*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2009.
- [10] LIM C.L., BYRNE C., LEE J.K., *Human thermoregulation and measurement of body temperature in exercise and clinical settings*, *Ann Acad Med Singapore*, 2008, Vol. 37, 347–53.
- [11] JONES B.F., PLASSMANN P., *Digital infrared thermal imaging of human skin*, *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2002, Vol. 21, No. 6, 41–8.

- [12] WUST P., CHO C.H., HILDEBRANDT B., GELLERMANN J., *Thermal monitoring: invasive, minimal-invasive and non-invasive approaches*, Int J Hyperthermia, 2006, Vol. 22, No. 3, 255–62.
- [13] CHARKOUDIAN N., *Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why*, Mayo Clin Proc, 2003, Vol. 78, 603–12.
- [14] JOHNSON J.M., YEN T.C., ZHAO K., KOSIBA W., *Sympathetic, sensory, and nonneuronal contributions to the cutaneous vasoconstrictor response to local cooling*, Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2005, Vol. 288, H1573–9.
- [15] MARINO F., SOCKLER J.M., FRY J.M., *Thermoregulatory, metabolic and sympathoadrenal responses to repeated brief exposure to cold*, Scand J Clin Lab Invest, 1998, Vol. 58, 537–46.
- [16] STOCKS J.M., TAYLOR N.A., TIPTON M.J., GREENLEAF J.E., *Human physiological responses to cold exposure*, Aviat Space Environ Med, 2004, Vol. 75, No. 5, 444–57.
- [17] FULBROOK P., *Core body temperature measurement: a comparison of axilla, tympanic membrane and pulmonary artery blood temperature*, Intensive Crit Care Nurs, 1997, Vol. 13, No. 5, 266–72.
- [18] MCKENZIE J.E., OSGOOD D.W., *Validation of a new telemetric core temperature monitor*, J Therm Biol, 2004, Vol. 29, 605–11.
- [19] BYRNE CH., LIM CH.L., *The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications*, Br J Sports Med, 2007, Vol. 41, 126–33.
- [20] RING F., *Thermal imaging technique – protocol and sources of error in thermal imaging*, [w] *A casebook of infrared imaging in clinical medicine*, A. Jung, A. Zuber, F. Ring (red.), Medpress, Warszawa 2003, 8–9.
- [21] RAJEWSKI M., ŁAZOWSKI J., PISULA A., *Rozkład temperatury ciała w zabiegach krioterapii ogólnoustrojowej*, Fizjoterapia, 2001, Vol. 9, No. 1, 20–25.
- [22] PASCOE D.D., FISHER G., *Comparison of measuring sites for the assessment of body temperature*, Thermo Int, 2009, Vol. 19, No. 1, 35–42.
- [23] KAKITSUBA N., MEKJAVIC I.B., KATSUURA T., *Individual variability in the peripheral and core interthreshold zones*, J Physiol Anthropol, 2007, Vol. 26, No. 3, 403–8.
- [24] MARINO F., SOCKLER J.M., FRY J.M., *Thermoregulatory, metabolic and sympathoadrenal responses to repeated brief exposure to cold*, Scand J Clin Lab Invest, 1998, Vol. 58, 537–46.
- [25] BUDD G.M., WARHAFT N., *Body temperature, shivering, blood pressure and heart rate during a standard cold stress in Australia and Antarctica*, J Physiol, 1966, Vol. 186, 216–32.
- [26] WESTERLUND T., OKSA J., SMOLANDER J., MIKKELSSON M., *Thermal responses during and after whole-body cryotherapy (–110°C)*, J Therm Biol, 2003, Vol. 28, 601–8.
- [27] SAVALLI L., OLAVE P., HERNANDEZ SENDIN M.I., LABOUTE E., TROUVE P., PUIG P.L., *Whole-body cryotherapy –110°C. Measure of skin and central temperature to the sportsman*, Sci Sports, 2006, Vol. 21, 36–8.
- [28] WESTERLUND T., *Thermal, circulatory, and neuromuscular responses to whole-body cryotherapy*, Praca doktorska, Oulu University Press, Finland, Oulu 2009.
- [29] JANI K., CARLI F.M., BIDSTRUP B.P., ROYSTON D., *Prevention of body temperature reduction (afterdrop) following hypothermic perfusion*, Perfusion, 1988, Vol. 3, No. 4, 301–6.

- [30] TIKUISIS P., *Heat balance precedes stabilization of body temperatures during cold water immersion*, J Appl Physiol, 2003, Vol. 95, 89–96.
- [31] MAKINEN T.T., GAVHED D., HOLMER I., RINTAMAKI H., *Effects of metabolic rate on thermal responses at different air velocities in -10°C* , Comp Biochem Physiol, 2001, Vol. 128, 759–68.
- [32] WEBB P.J., *Afterdrop of body temperature during rewarming: an alternative explanation*, J Appl Physiol, 1986, Vol. 60, 385–90.



Inżynieria Biomedyczna to prawdziwie interdyscyplinarna dziedzina, która łączy fizykę, chemię, biologię, medycynę, informatykę, zastosowania komputerów, elektronikę i wiele innych.



Badanie właściwości elektrycznych tkanek

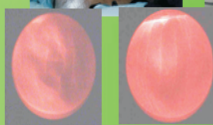


Laserowe niszczenie bakterii

<http://www.inzynieria-biomedyczna.com/>



Koagulacja tkanki laserowym aplikatorem światłowodowym



chory zdrowy

Badanie właściwości optycznych stawów międzywalczkowych



Badanie potencjałów słuchowych

Zdjęcia pochodzą z badań prowadzonych w naszym Instytucie.

Nasi pracownicy redagują również jedyny w Polsce kwartalnik Inżynieria Biomedyczna.

INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA

NA

WYDZIALE PODSTAWOWYCH PROBLEMÓW TECHNIKI
POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

STUDIA 1. i 2. STOPNIA

ELEKTRONIKA MEDYCZNA I OPTYKA BIOMEDYCZNA

[http:// www.ibp.pwr.wroc.pl/IB-studia/](http://www.ibp.pwr.wroc.pl/IB-studia/)

Wybierając **Inżynierię Biomedyczną**, zdobędziesz prawdziwie interdyscyplinarną wiedzę. Dowiesz się, jak działa ludzki organizm i jak wspomagać jego funkcje, poznasz zagadnienia informatyki, elektroniki, medycyny laserowej i współczesnej diagnostyki. Będziesz studiować na kierunku, który należy do priorytetowych dziedzin na całym świecie. Zdobędziesz kwalifikacje, które są poszukiwane na ogólnosięciowym rynku pracy.

Działając w Kołach Naukowych: Biomedica, Bio-Nanopor, Micella, możesz prowadzić własne badania w zakresie biofizyki agregatów molekularnych i błon komórkowych, optyki biomedycznej i nanomedycyny, symulacji komputerowych układów biologicznych, analizy sygnałów biologicznych i czujników medycznych.

ROZDZIAŁ 11
ZMIANY PARAMETRÓW CZYNNOŚCIOWYCH
UKŁADU SERCOWO-NACZYNIOWEGO
I AUTONOMICZNEGO UKŁADU NERWOWEGO
POD WPLYWEM KRIOSTYMULACJI
OGÓLNOUSTROJOWEJ

Paweł Zalewski, Jacek J. Kławe, Joanna Pawlak,
Małgorzata Tafil-Kławe

Spis treści	
11.1. Wstęp	169
11.2. Materiał i metody	172
11.3. Wyniki	174
11.4. Dyskusja	181
11.5. Wnioski	185

11.1. Wstęp

Termoterapia stanowi jedną z częściej wykorzystywanych i bardzo zróżnicowaną formę terapii fizykanej, wykorzystującą bodźce termiczne o podwyższonej albo niskiej i bardzo niskiej temperaturze. Zabieg krioterapii ogólnoustrojowej wykorzystuje bodziec kriogeniczny do stymulacji organizmu poprzez wychłodzenie praktycznie całej powierzchni ciała [1, 2, 3].

Doniesienia naukowe na temat analizy zmian parametrów układu sercowo-naczyniowego pod wpływem krioterapii i kriostymulacji ogólnoustrojowej nie są jednoznaczne, a czasami ze sobą sprzeczne. W niektórych pracach autorzy wskazują na brak istotnych zmian parametrów sercowo-naczyniowych po ekspozycji całego

organizmu na temperatury kriogeniczne. Natomiast, w kilku innych pracach, autorzy stwierdzili zwiększenie obciążenia układu krążenia po zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej lub kriostymulacji, manifestujące się przyspieszeniem pracy serca oraz podwyższeniem ciśnienia krwi [4, 5, 6, 7].

W celu właściwej interpretacji odruchowych mechanizmów regulacyjnych w układzie sercowo-naczyniowym należy uwzględnić wszystkie elementy rozpatrywanego łuku odruchowego, tj. receptory, drogi dośrodkowe, ośrodkowy układ nerwowy, drogi odśrodkowe oraz efekторы odruchu. Ze względów metodycznych reakcje odruchowe oceniane są poprzez analizę czynności narządów efektorowych. Wszystkie mechanizmy odruchowe układu sercowo-naczyniowego są integrowane i analizowane przez autonomiczny układ nerwowy (AUN). Stąd nieinwazyjna ocena aktywności dosercowych i donaczyniowych włókien AUN opiera się na analizie zmienności rytmu serca i ciśnienia tętniczego z wykorzystaniem modeli matematycznych oraz cech biofizycznych układu sercowo-naczyniowego [8, 9, 10].

Częstość akcji serca regulują włókna współczulne i przywspółczulne, unerwiające węzeł zatokowo-przedsińkowy (SA). Funkcja tych dwóch układów integrowana jest przez ośrodki naczynioruchowe w opuszcze rdzenia ze strefą naczynioskurczową i naczyniorozkurczową oraz ośrodek sercowy. Impulsacja z głównych opuszkowych ośrodków naczynioruchowych przekazywana jest do rogów pośrednio-bocznych rdzenia kręgowego, a następnie współczulnymi włóknami przedwojowymi dociera do pnia współczulnego. Następnie zazwojowe włókna współczulne docierają do naczyń krwionośnych, gdzie w ich przydanie kończą się licznymi rozgałęzieniami, z których uwalniana jest noradrenalina. Wychwytywana przez receptory miocytów naczyń krwionośnych noradrenalina wykazuje działanie naczyniozężające. Dzięki temu mechanizmowi możliwe jest utrzymanie odpowiedniego ciśnienia krążącej krwi, a tym samym przepływu tkankowego [8, 10].

Ciśnienie krwi jest wielkością ściśle uzależnioną od aktualnego stanu napięcia ścian naczyń krwionośnych oraz stanu czynnościowego serca. Istotnym parametrem określającym ciśnienia krwi jest średnie ciśnienie tętnicze (MAP = mBP), które wyliczane jest wprost proporcjonalnie do wartości całkowitego oporu naczyniowego (TPR) oraz pojemności minutowej serca (CO). Wartość całkowitego oporu obwodowego uzależniona jest od wielu różnych czynników, których omówienie przekracza ramy niniejszego rozdziału, jednak należy podkreślić, że stan napięcia ścian naczyń krwionośnych – a ściślej promień światła naczynia – w wysokim stopniu decyduje o zmianach całkowitego naczyniowego oporu obwodowego. Jak już wcześniej wspomniano, napięcie mięśniówki gładkiej naczyń krwionośnych podlega ścisłej kontroli układu współczulnego. Natomiast pojemność minutowa serca wyraża się iloczynem parametrów częstości akcji serca (HR) i objętości wyrzutowej serca (SV), które również podlegają kontroli AUN. Wartość CO jest bezpośrednio zależna od objętości krwi krążącej, jak również od powrotu żylnego. Przez zmiany TPR i CO możliwa jest

dynamiczna regulacja ciśnienia krwi w odpowiedzi na aktualne zapotrzebowanie organizmu. Regulacja ciśnienia krwi nie byłaby możliwa bez udziału specyficznych receptorów, które reagują na zmiany ciśnienia tętniczego i objętości krwi. Są to baroreceptory tętnicze aortalne i zatokowe oraz mechanoreceptory objętościowe [8, 10].

Baroreceptory łuku aorty i zatok szyjnych są pobudzane rozciągnięciem ścian tych naczyń podczas rytmicznych skurczowo-rozkurczowych zmian ciśnienia tętniczego krwi. Baroreceptory zatokowe u człowieka są znacznie bardziej poznane ze względu na swoją dostępność. Reprezentują typ proporcjonalno-różniczkowej regulacji, co oznacza, że reagują nie tylko na bezwzględne zmiany wartości ciśnienia tętniczego, ale i na dynamikę tych zmian. Baroreceptory zatokowe mają szczególną cechę: reagują silniej na zwiększenie ciśnienia niż na zmniejszenie. Przybliżony zakres ciśnienia warunkującego zachowanie prawidłowego przepływu mózgowego waha się w granicach 100 mmHg; nawet najmniejsze zmiany parametrów ciśnienia krwi skutkują natychmiastową odpowiedzią ze strony baroreceptorów tętnicznych. Zmniejszenie aktywności aferentnych włókien baroreceptyjnych na skutek spadku ciśnienia, odruchowo zwiększa toniczną aktywność neuronów strefy presyjnej ośrodka naczynioruchowego i ośrodka pobudzającego serce, natomiast obniża aktywność neuronów strefy depresyjnej i ośrodka hamującego serce. W warunkach prawidłowego ciśnienia tętniczego baroreceptory przekazują informację dośrodkową w sposób ciągły, a wszelkie zmiany ciśnienia ich aktywność zwiększają lub osłabiają. Najsilniejszą odpowiedź z baroreceptorów uzyskuje się wtedy, gdy szybkość narastania bodźca w zatokach osiąga szybkość fali tętna. Toniczna informacja z baroreceptorów zatokowych dociera nerwem zatokowym do nerwu językowo-gardłowego i dalej do rdzenia przedłużonego i jądra pasma samotnego. W obrębie jądra pasma samotnego następuje przekazanie informacji do dosercowych włókien nerwu błędnego w jądrze dwuznacznym, co wywołuje natychmiastową odpowiedź sercową w postaci zwolnienia rytmu serca – odruchowe pobudzenie dosercowych włókien nerwu błędnego lub przyspieszenia – zahamowanie aktywności nerwu błędnego [8, 10, 11].

Reaktywność baroreceptorów zatokowych obniża się wraz z wiekiem. Obserwuje się również wyraźną okołodobową zmienność czułości odruchu z baroreceptorów zatokowych u ludzi – w godzinach wczesno porannych jest ona najniższa. Prawidłowe funkcjonowanie baroreceptorów tętnicznych jest niezbędne do utrzymania fizjologicznych wartości ciśnienia tętniczego krwi [11].

Uwzględniając wysoką złożoność reakcji układu sercowo-naczyniowego na zmieniające się warunki środowiska wewnętrznego i zewnętrznego, przeprowadzenie szczegółowej analizy czynnościowej układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego po ekspozycji na bodziec kriogeniczny jest zasadne zarówno z powodu niewielkiej liczby badań w tym zakresie, jak i kryteriów bezpieczeństwa stosowania tej formy terapii fizykalnej.

11.2. Materiał i metody

Badania przeprowadzono na grupie 30 zdrowych, młodych mężczyzn, ochotników spełniających wszystkie kryteria podjętych badań. Charakterystyka podstawowych cech biologicznych osób biorących udział w badaniu została przedstawiona w tabeli 1. Kryteriami wykluczenia z udziału w eksperymencie badawczym były: choroba lub zaburzenia czynnościowe w obrębie układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego, stwierdzone podczas badania podmiotowego i przedmiotowego przez lekarza specjalistę. Ocena czynnościowa układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego została przeprowadzona w oparciu o aktualnie obowiązujące wytyczne towarzystw naukowych, zgodnie z zasadami *Good Clinical Practice (GCP)* [11, 12].

Tabela 1. Charakterystyka ogólna badanej grupy

Cecha	Charakterystyka badanej grupy ($n = 30$) 100% mężczyźni	
	średnia \pm SD	zakres
Wiek, lata	32,8 \pm 6,9	25–49
Wysokość ciała [m]	1,78 \pm 0,0	1,65–1,87
Masa ciała [kg]	82,0 \pm 6,9	62–103
Wskaźnik BMI [kg/m ²]	25,6 \pm 2,9	20–31
Wskaźnik powierzchni ciała [m ²]	2,00 \pm 0,1	1,98–2,06
sBP skurczowe [mmHg]	118,3 \pm 6,2	107,5–129,8
dBp rozkurczowe [mmHg]	75,1 \pm 4,3	64,2–86,4

Metodyka badania opierała się na poddaniu badanych osób jednokrotnemu zabiegowi kriostymulacji ogólnoustrojowej (ZKO) w kriokomorze działającej w systemie kaskadowym sprężarkowego układu chłodniczego, w skład której wchodziły dwa przedsonki (pierwszy o temperaturze powietrza ok. -10°C , drugi ok. -60°C) i komora właściwa. Badani przebywali w komorze właściwej przez 3 minuty, temperatura wewnątrz wahała się w zakresie od -110°C do -125°C . Przed ekspozycją oraz do momentu zakończenia całego cyklu badawczego, osoby badane przebywały w pomieszczeniu klimatyzowanym, o stałej temperaturze i wilgotności. Aktywność fizyczna badanych była ograniczona do niezbędnego minimum.

Ocena czynnościowa układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego została przeprowadzona za pomocą systemu *Task Force Monitor (TFM)* model 3040i firmy *CNSystems (CNSystems Medizintechnik, Graz, Austria)* (p. rys. 11.1). Rejestracji sygnałów biologicznych za pomocą systemu pomiarowego *Task Force Monitor* dokonano czterokrotnie, w warunkach spełniających kryteria badania

czynnościowego autonomicznego układu nerwowego [12]. Pomieszczenie do badań było wyciszone i przyciemnione, system klimatyzacji utrzymywał stałe warunki temperatury i wilgotności powietrza. Można zatem przyjąć, że poszczególne badania każdej osoby zostały przeprowadzone w standardowych warunkach, które nie wpływały na parametry czynnościowe układu krążenia oraz AUN. Wszystkie sygnały biologiczne rejestrowane i wyliczane przez system *TFM* zbierane są w sposób całkowicie nieinwazyjny, dlatego też procedury badawcze przeprowadzane przy użyciu tej aparatury są bezpieczne dla badanych osób. Na całość systemu pomiarowego *TFM* składają się następujące komponenty:

- urządzenie do ciągłego pomiaru ciśnienia krwi (contBP),
- 3-kanałowy elektrokardiograf (EKG),
- kardiograf impedancyjny (IKG),
- urządzenie do oscylometrycznego pomiaru ciśnienia (oscBP).

Badanie pierwsze *TFM* (01) potraktowano jako badanie odniesienia dla kolejnych trzech badań *TFM* (02, 03, 04) i wykonano je w godzinach porannych, nie później niż w dwie godziny od porannego posiłku oraz po jednogodzinnej aklimatyzacji badanych osób do miejsca prowadzenia badań. Badanie drugie *TFM* (02) rozpoczęto w przedziale czasu nie dłuższym niż 15 min od momentu zakończenia zabiegu kriostymulacji. Badanie trzecie *TFM* (03) wykonano po 3 godzinach od zakończenia ZKO. Badanie czwarte *TFM* (04) wykonano po 6 godzinach od zakończenia ZKO.



Rys. 11.1. System pomiarowy *Task Force Monitor* (*TFM*) (zbiory własne)

11.3. Wyniki

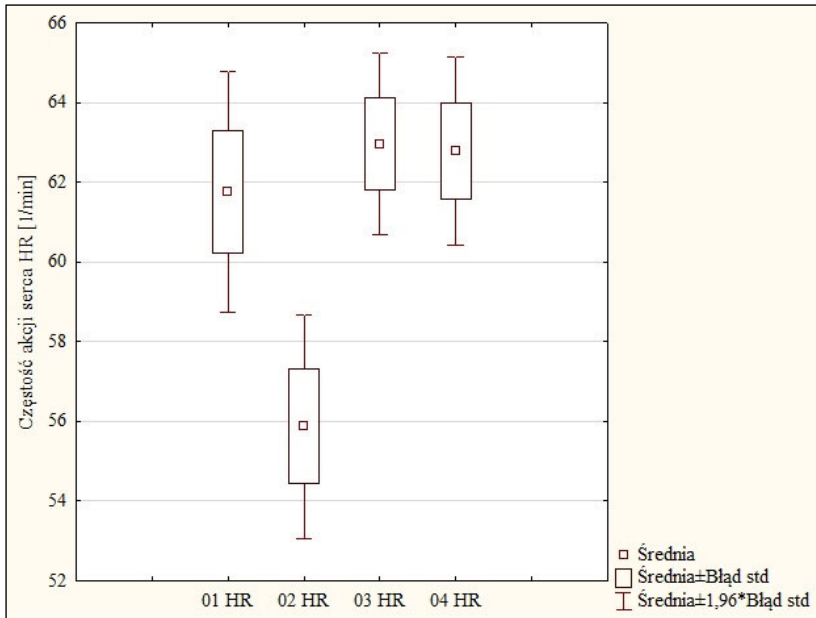
Na podstawie analizy zmian parametrów czynnościowych układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego, stwierdzono, że na poziomie istotności $p = 0,05$ występują statystycznie istotne różnice pomiędzy średnimi wartościami w zakresie wybranych parametrów. Przeprowadzona analiza *post-hoc* pozwoliła na określenie, czy zarejestrowane wartości parametrów różnią się od wartości sprzed ZKO oraz na jakim etapie badania różnice te były obserwowane.

Tabela 2. Wartości średnie zmian parametrów czynnościowych układu sercowo-naczyniowego zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04); parametry: HR, SV, SI, CO, CI, sBP, dBp, mBP, TPR, TPRI, BRS wraz z wartością p

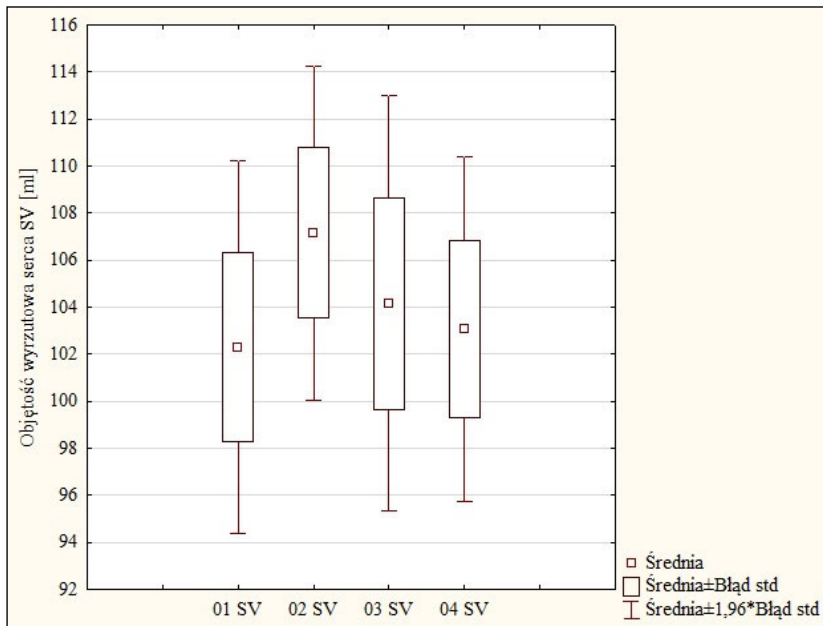
Zmienna	przed ZKO (01)	po ZKO (02)	3 godziny po ZKO (03)	6 godzin po ZKO (04)	p
HR [1/min]	61,7±8,4	55,8±7,8	62,9±6,3	62,7±6,5	0,0001
SV [ml]	102,3±22,1	107,1±19,8	104,1±24,6	103,0±20,5	0,0265
SI [ml/m ²]	51,1±11,5	53,6±10,1	52,2±13,0	51,7±10,8	0,0230
CO [l/min]	6,2±1,3	5,9±1,1	6,5±1,5	6,4±1,3	0,0215
CI [l/(min·m ²)]	3,1±0,6	2,9±0,5	3,2±0,7	3,2±0,6	0,0308
sBP [mmHg]	118,3±6,2	120,3±8,5	123,1±9,8	122,1±8,4	0,1914
dBp [mmHg]	75,1±4,3	77,3±8,2	76,8±7,4	77,0±7,3	0,1272
mBP [mmHg]	88,3±6,0	88,9±8,1	90,8±8,0	90,6±7,9	0,6556
TPR [dyn·s/cm ⁵]	1152,2±267,9	1239,4±315,9	1159,1±364,9	1150,1±303,1	0,0300
TPRI [dyn·s·m ² /cm ⁵]	2315,7±568,6	2474,6±636,8	2326,0±755,9	2302,6±640,6	0,0425
BRS (ms/mmHg)	31,0±18,7	41,1±30,4	25,2±13,9	23,4±9,9	0,0002

W badanej grupie osób 3 minutowy zabieg kriostymulacji spowodował istotny spadek częstości akcji serca (HR), HR ZKO (01): 61,7±8,4; HR ZKO (02): 55,8±7,8 1/min, $p < 0,05$; natomiast na dalszych etapach badania ZKO (03) i ZKO (04) wartości częstości akcji serca nie różniły się istotnie względem badania ZKO (01), $p > 0,05$ (p. tab. 2, rys. 11.2).

Objętość wyrzutowa lewej komory serca (SV) i wskaźnik wyrzutu lewej komory serca (SI) uległy statystycznie istotnemu podwyższeniu, SV ZKO (01): 102,3±22,1; SV ZKO (02): 107,1±9,8 ml, $p < 0,05$. Odpowiednio wskaźnik wyrzutu lewej komory SI ZKO (01): 51,1±11,5; SI ZKO (02): 53,6±10,1 ml/m², $p < 0,05$, i nie wykazywał istotnych statystycznie różnic względem wartości sprzed ekspozycji na etapach ZKO (03) i ZKO (04), $p > 0,05$, (p. tab. 2, rys. 11.3).



Rys. 11.2. Wykres pudełkowy zmian średnich wartości częstości akcji serca (HR) zarejestrowanych przed zabiegiem ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

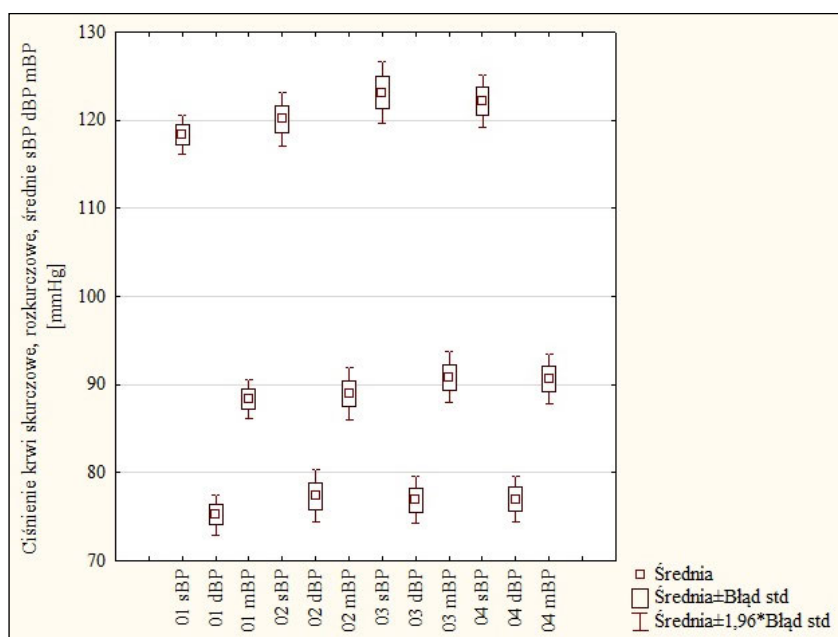


Rys. 11.3. Wykres pudełkowy zmian średnich wartości objętości wyrzutowej serca (SV) zarejestrowanych przed zabiegiem ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

Ponadto, po kriostymulacji zaobserwowano istotnie statystyczny spadek pojemności minutowej serca (CO) oraz wskaźnika sercowego (CI), CO ZKO (01): $6,2 \pm 1,3$; CO ZKO (02): $5,9 \pm 1,1$ l/min $p < 0,05$ i odpowiednio CI ZKO (01): $3,1 \pm 0,6$; CI ZKO (02): $2,9 \pm 0,5$ l/min/m² ($p < 0,05$). Po 3 i 6 godzinach nastąpiło wyrównanie CO i CI do wartości sprzed ZKO, tym samym nie różniły się one względem badania ZKO (01), $p > 0,05$ (p. tab. 2).

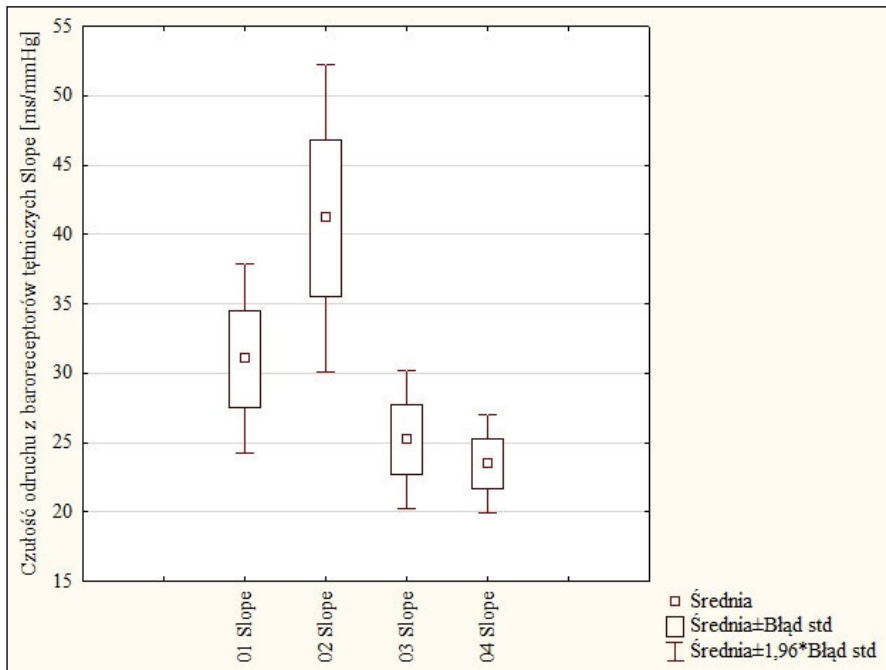
Zarówno bezpośrednio po ZKO, jak 3 i 6 godzin po ZKO zaobserwowano nieznaczny wzrost wartości ciśnienia krwi skurczowego (sBP), rozkurczowego (dBP) oraz średniego (mBP), nie były to jednak zmiany istotne statystycznie, $p > 0,05$ (p. tab. 2, rys. 11.4).

Analiza otrzymanych wyników wykazała, że kriostymulacja spowodowała statystycznie istotne zmiany wartości całkowitego oporu obwodowego (TPR) i wskaźnika całkowitego oporu obwodowego (TPRI), TPR ZKO (01): $1152,7 \pm 267,9$; TPR ZKO (02): $1239,4 \pm 315,9$ dyne·s/cm⁵ oraz TPRI ZKO (01): $2315,7 \pm 568,6$; TPRI ZKO (02): $2474,6 \pm 636,8$ dyne·s·m²/cm⁵ ($p < 0,05$). Po czasie 3 i 6 godzin po ZKO zmiany TPR i TPRI były niewielkie względem ZKO (01) i nie wykazywały istotnych statystycznie różnic, $p > 0,05$ (p. tab. 2).



Rys. 11.4. Wykres pudełkowy zmian średnich wartości ciśnienia krwi skurczowego (sBP), rozkurczowego (dBP), średniego (mBP) zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

W oparciu o metodę sekwencyjną oceny czułości odruchu z baroreceptorów tętnicznych (BRS), wykazano, że kriostymulacja spowodowała wyraźny, statystycznie istotny wzrost czułości tego odruchu, BRS ZKO (01): $31,0 \pm 18,7$; BRS ZKO (02): $41,1 \pm 30,4$ ms/mmHg ($p < 0,05$). Natomiast, na etapie ZKO (03) wartość BRS uległa istotnemu spadkowi ($p < 0,05$) w porównania do badania BRS ZKO (02) i kształtowała się na poziomie niższym nawet względem BRS ZKO (01), jednakże nie była to różnica statystycznie istotna, BRS ZKO (03): $25,2 \pm 13,9$ ms/mmHg, $p > 0,05$. Na ostatnim etapie badania, wartość BRS uległa dalszemu spadkowi i wyniosła BRS ZKO (04): $23,4 \pm 9,9$ ms/mmHg, wartość ta była istotnie niższa zarówno względem BRS ZKO (01), jak i BRS ZKO (02), $p < 0,05$ (p. tab. 2, rys. 11.5).



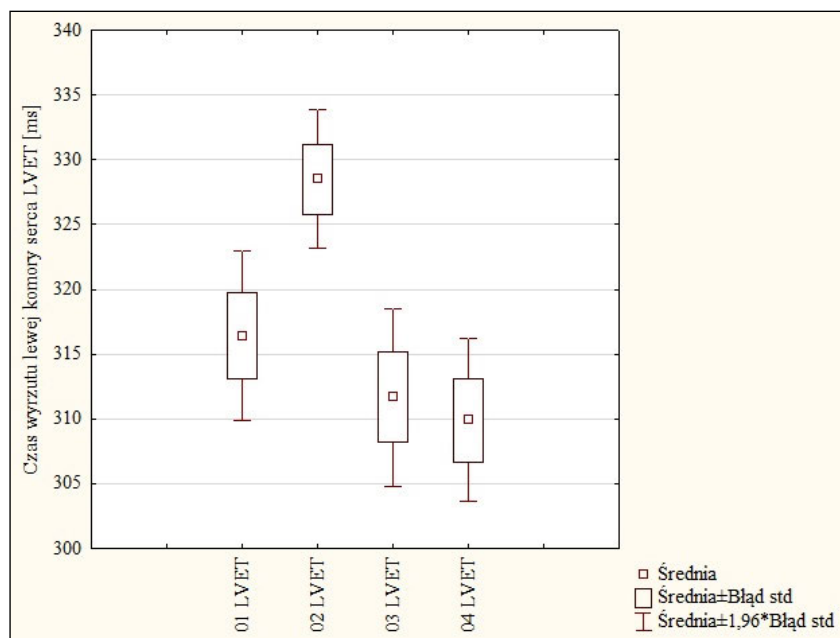
Rys. 11.5. Wykres pudełkowy zmian średnich czułości odruchu z baroreceptorów tętnicznych (BRS) zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

Wykazano, że kriostymulacja nie spowodowała istotnych zmian w obrębie parametrów opisujących stan inotropii mięśnia sercowego tj. wskaźnika kurczliwości (IC), wskaźnika przyspieszenia (ACI) oraz wskaźnika dodatniej inotropii serca – wskaźnika Heathera (HI) ($p > 0,05$). W następstwie ZKO zaobserwowano również po 3 i 6 godzinach wartości IC i HI nie różniły się istotnie od wartości sprzed ZKO istotny wzrost wartości czasu wyrzutu lewej komory serca (LVET): wartości tych parametrów wyniosły LVET ZKO (01): $311,09 \pm 19,95$; LVET ZKO (02): $322,06 \pm 19,95$ ms ($p < 0,05$). Po 3 godzinach od ZKO (03) czas wyrzutu lewej komory serca uległ skró-

ceniu LVET ZKO (03): $305,61 \pm 20,82$ ms, z kolei na etapie ZKO (04) wartość LVET nie uległa istotnym zmianom ($p > 0,05$). Stąd, pomiary LVET ZKO (03), LVET ZKO (04) wykazywały statystycznie istotne różnice zarówno względem LVET ZKO (01), jak i LVET ZKO (04) ($p < 0,05$), ale nie różniły się istotnie względem siebie, $p > 0,05$ (p. tab. 3, rys. 11.6).

Tabela 3. Wartości średnie zmian parametrów kurczliwości i funkcji mięśnia sercowego zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04); parametry: IC, ACI, HI, LVWI, LVET wraz z wartością p

Zmienna	przed ZKO (01)	po ZKO (02)	3 godziny po ZKO (03)	6 godzin po ZKO (04)	p
IC [1000/s]	$57,4 \pm 17,2$	$58,7 \pm 15,4$	$60,2 \pm 19,9$	$59,7 \pm 16,8$	0,9305
ACI [$100/s^2$]	$78,6 \pm 24,3$	$82,7 \pm 24,3$	$83,6 \pm 28,4$	$83,4 \pm 23,9$	0,8540
HI [$1/s^2$]	$0,3 \pm 0,1$	$0,3 \pm 0,0$	$0,3 \pm 0,1$	$0,3 \pm 0,1$	0,6097
LVWI [mmHg·l/(min·m ²)]	$3,6 \pm 0,8$	$3,4 \pm 0,7$	$3,9 \pm 0,9$	$3,8 \pm 0,8$	0,1759
LVET [ms]	$316,4 \pm 18,2$	$328,4 \pm 14,9$	$311,6 \pm 19,1$	$309,9 \pm 17,6$	0,0002



Rys. 11.6. Wykres pudełkowy zmian średnich wartości czasu wyrzutu lewej komory serca (LVET) z zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

Analiza spektralna HRV wykazała, że wartości znormalizowanych składowych widma zmienności rytmu serca LFnu-RRI, HFnu-RRI nie są istotnie różne w kolejnych etapach badania ($p > 0,05$). Moc widma w zakresie niskich częstotliwości LF-RRI po ZKO uległa istotnemu statystycznie wzrostowi LF-RRI ZKO (01): $1459,7 \pm 1318,4$; LF-RRI ZKO (02): $2085,8 \pm 2795,6 \text{ ms}^2$, $p < 0,05$. Na etapie ZKO (03) wartość mocy LF-RRI uległa obniżeniu LF-RRI ZKO (03): $768,8 \pm 773,2 \text{ ms}^2$, zarówno względem LF-RRI ZKO (01), jak i LF-RRI ZKO (02), $p < 0,05$. Moc widma LF-RRI po 6 godzinach od ZKO była istotnie statystycznie różna tylko względem ZKO (02) LF-RRI ZKO (04): $909,7 \pm 851,5 \text{ ms}^2$; $p < 0,05$ (p. tab. 4, rys. 11.7).

Moc widma w zakresie wysokich częstotliwości (HF-RRI) po ZKO ulegała istotnemu wzrostowi HF-RRI ZKO (01): $1490,1 \pm 2065,0$; HF-RRI ZKO (02) $2579,0 \pm 4496,9 \text{ ms}^2$ i była istotnie statystycznie różna względem wartości mocy HF-RRI01, $p < 0,05$. Po 3 godzinach od ZKO wartość mocy widma w zakresie HF miała istotnie niższą wartość HF-RRI ZKO (03): $665,4 \pm 1110,5 \text{ ms}^2$ w odniesieniu do HF-RRI ZKO (01), $p < 0,05$. Natomiast, po 6 godzinach od ZKO maksimum widma w zakresie HF było istotnie statystycznie mniejsza od HF-RRI ZKO (01) (p. tab. 4, rys. 11.7).

ZKO spowodował istotny statystycznie wzrost całkowitej wartości widmowej gęstości mocy PSD-RRI, PSD-RRI ZKO (01): $3573,4 \pm 3596,5$; PSD-RRI ZKO (02) $5260,4 \pm 6269,0 \text{ ms}^2$; $p < 0,05$. Po czasie 3 godz. od ZKO stwierdzono istotny spadek parametru PSD-RRI, PSD-RRI ZKO (03): $1667,2 \pm 1523,7 \text{ ms}^2$ zarówno względem PSD-RRI ZKO (01) oraz PSD-RRI ZKO (02), $p < 0,05$. Po czasie 6 godzin od ZKO wartość PSD-RRI ZKO (04) wynosiła $2201,8 \pm 2293,4 \text{ ms}^2$ i była istotnie statystycznie różna względem PSD-RRI ZKO (02), $p < 0,05$ (p. tab. 4).

Współczynnik LF/HF uległ statystycznemu obniżeniu po ZKO, LF/HF ZKO (01): $1,5 \pm 2,1$; LF/HF ZKO (02) $0,9 \pm 0,6 \text{ n/l}$ $p < 0,05$. Po 3 i 6 godzinach po ZKO zaobserwowano istotny wzrost tego parametru, LF/HF ZKO (03): $1,5 \pm 1,3$ oraz LF/HF ZKO (04): $1,3 \pm 0,8 \text{ n/l}$ względem ZKO (02), $p < 0,05$ (p. tab. 4, rys. 11.8).

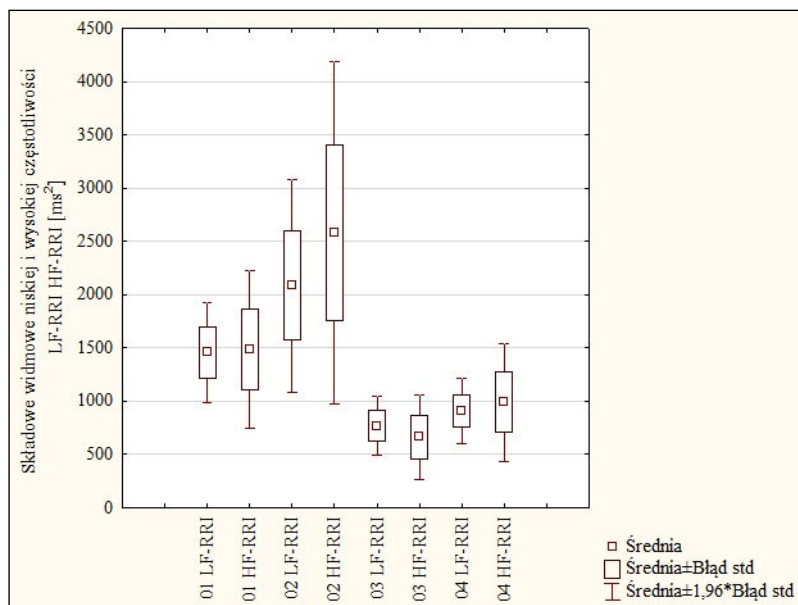
Analiza spektralna BPV wykazała, że bezpośrednio po ZKO zaobserwowano istotne zmniejszenie wartości mocy widma w zakresie niskich częstotliwości LFnu-dBP ZKO (01): $49,6 \pm 15,2$; LFnu-dBP ZKO (02): $38,0 \pm 16,3$; LFnu-sBP ZKO (01): $45,3 \pm 13,3$; LFnu-sBP ZKO (02): $33,5 \pm 16,6$; $p < 0,05$. Po czasie 3 godzin od ZKO doszło do istotnie statystycznego wzrostu LFnu-dBP ZKO, LFnu-sBP względem ZKO (02). Średnie wartości tych parametrów wynosiły: LFnu-dBP ZKO (03) $52,9 \pm 14,5$; LFnu-dBP ZKO (04) $49,8 \pm 15,2$; LFnu-sBP ZKO (03) $43,9 \pm 14,7$; LFnu-sBP ZKO (04) $43,0 \pm 13,4$; $p < 0,05$ (p. tab. 4).

Składowa widma wysokiej częstotliwości HFnu-dBP po ZKO uległa statystycznie istotnemu wzrostowi: HFnu-dBP ZKO (01): $11,1 \pm 9,0$; HFnu-dBP ZKO (02): $18,6 \pm 13,7$; $p < 0,05$. Po czasie 3 i 6 godzin od ZKO zaobserwowano istotne obniżenie wartości HFnu-dBP względem ZKO (02): HFnu-dBP ZKO (03): $11,6 \pm 10,3$; HFnu-dBP ZKO (04): $12,0 \pm 9,5$; $p < 0,05$ (p. tab. 4).

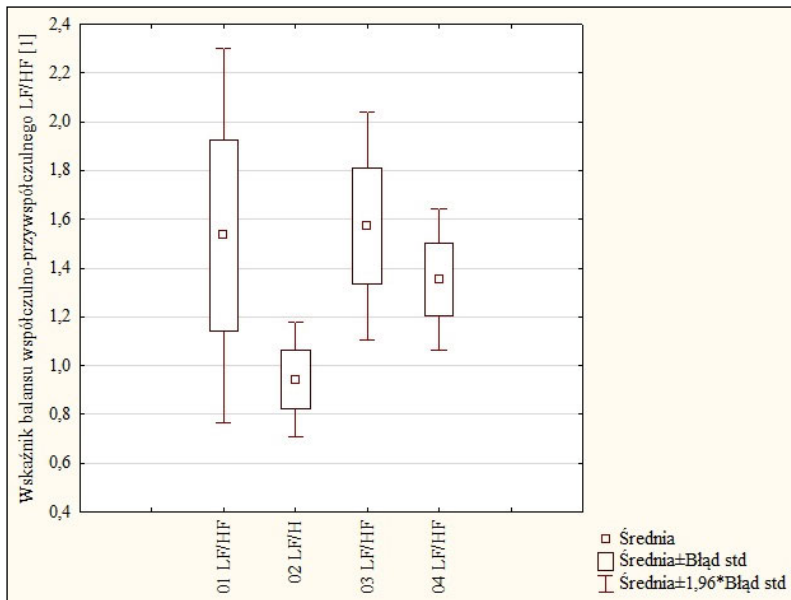
Składowa widma wysokiej częstotliwości HFnu-sBP nie wykazała istotnych statystycznie zmian podczas kolejnych etapów eksperymentu, $p > 0,05$ (p. tab. 4).

Tabela 4. Wartości średnie zmian składowych widma HRV, dBPV i sBPV zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

Zmienna	przed ZKO (01)	po ZKO (02)	3 godziny po ZKO (03)	6 godzin po ZKO (04)	<i>p</i>
LFnu-RRI (%)	53,2±15,1	49,8±16,2	57,0±14,7	54,2±14,9	0,3440
HFnu-RRI (%)	46,7±15,1	50,1±16,2	42,9±14,7	45,7±14,9	0,3440
LF-RRI (ms ²)	1459,7±1318,4	2085,8±2795,6	768,8±773,2	909,7±851,5	0,0099
HF-RRI (ms ²)	1490,1±2065,0	2579,0±4496,9	665,4±1110,5	988,4±1545,0	0,0337
PSD-RRI (ms ²)	3573,4±3596,5	5260,4±6269,0	1667,2±1523,7	2201,8±2293,4	0,0001
LF/HF (n/1)	1,5±2,1	0,9±0,6	1,5±1,3	1,3±0,8	0,0007
LFnu-dBP (%)	49,6±15,2	38,0±16,3	52,9±14,5	49,8±15,2	0,0001
HFnu-dBP (%)	11,1±9,0	18,6±13,7	11,6±10,3	12,0±9,5	0,0019
LFnu-sBP (%)	45,3±13,3	33,5±16,6	43,9±14,7	43,0±13,4	0,0001
HFnu-sBP (%)	14,3±8,5	17,1±13,0	15,4±11,4	16,6±12,0	0,7819



Rys. 11.7. Wykres pudełkowy zmian średnich wartości składowych widma HRV (LF-RRI, HF-RRI) zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)



Rys. 11.8. Wykres pudełkowy zmian średnich wartości balansu współczulno-przywspółczulnego (LF/HF) zarejestrowanych przed ZKO (01), po ZKO (02), 3 godz. po ZKO (03) i 6 godz. po ZKO (04)

11.4. Dyskusja

Analiza zebranych wyników badań wskazuje, że ogólnoustrojowa ekspozycja organizmu na czynnik kriogeniczny podczas zabiegu kriostymulacji (ZKO) wywiera silnie modulujący wpływ na funkcję układu sercowo-naczyniowego i autonomicznego układu nerwowego u osób zdrowych. Na uwagę zasługuje fakt, że niniejsze opracowanie dotyczy badań przeprowadzonych na randomizowanej, jednorodnej pod względem biologicznym grupie zdrowych mężczyzn bez jakichkolwiek zaburzeń czynnościowych badanych układów.

Zarejestrowane zmiany wielu parametrów hemodynamicznych, częściowo potwierdzają doniesienia innych autorów, że wtórnym efektem oddziaływania bodźca termicznego o niskiej temperaturze jest przede wszystkim zwolnienie częstości akcji serca – HR [7, 13]. Wyniki przedstawione w tym rozdziale wskazują, że zwolnieniu częstości akcji serca towarzyszy zwiększony powrót żylny wychłodzonej krwi z obszaru mikrokrążenia skóry, manifestujący się zmianami parametrów kardioimpedancyjnych, tj. zwiększoną wartością objętości wyrzutowej lewej komory serca – SV i wskaźnika skurczowego serca – SI [9, 13]. Jednoczesne i wyraźne zmiany wartości SV oraz HR, tj. zwiększenie SV oraz zmniejszenie HR, skutkowały istotnymi zmianami iloczynu częstości akcji serca HR i objętości wyrzutowej serca SV, czyli

pojemności minutowej serca – CO i wskaźnika sercowego – CI, powodując zmniejszenie wartości tego parametru. Jest to ważna obserwacja, przede wszystkim z klinicznego punktu widzenia, ponieważ wskazuje na istotne obciążenie układu sercowo-naczyniowego pod wpływem bodźca kriogenicznego. We wcześniejszych pracach autorzy wskazywali tylko na tendencję do obniżenia wartości CO i CI na skutek ekspozycji na czynnik kriogeniczny, dlatego też wykazanie istotnych zmian tych parametrów w analizowanej grupie badanych, najprawdopodobniej spowodowane było zwiększeniem liczebności badanej grupy [14, 15, 16].

Analiza uzyskanych wyników wskazuje, że najprawdopodobniej bezpośrednią przyczyną zwolnienia akcji serca na skutek wychłodzenia, było zwiększenie wypełniania komór serca, co również potwierdza zmiana parametru czasu skurczu, tj. czasu wyrzutu lewej komory serca – LVET. Zmiany tego parametru towarzyszyły zmianom częstości akcji serca i objętości wyrzutowej lewej komory serca, obserwowanych zaraz po ekspozycji. Inną potencjalną przyczyną zwolnienia akcji serca mógł być bezpośredni wpływ translokacji wychłodzonej krwi z łożyska skórniego i obniżenia przez nią temperatury węzła zatoko-przedsionkowego (WZP). Fakt ten mógł spowodować zwolnienie pracy rozrusznika serca i zwolnienie przewodzenia impulsacji w strefie przedsionkowo-węzłowej, skutkiem czego było wydłużenie czasu przewodzenia przedsionkowo-komorowego (ujemny efekt dromotropowy) [7, 11, 13, 15]. Zmiany czasu wyrzutu lewej komory serca tego parametru wskazują, że wzrost obciążenia wstępnego mięśnia sercowego został spowodowany opisanym już wcześniej wzmocnionym powrotem żylnym.

Interesujący jest jednak fakt, że wzrost obciążenia wstępnego serca nie spowodował zmian siły kurczliwości mięśnia sercowego, co przejawiało się niewielkimi zmianami kardioimpedancyjnych wskaźników określających stan inotropii mięśnia sercowego tj. wskaźnika kurczliwości – IC, wskaźnika przyspieszenia – ACI oraz wskaźnika Heathera. Na podkreślenie zasługuje fakt, że wykorzystane w pracy parametry kurczliwości są bardzo czułymi wskaźnikami opisującymi w sposób ilościowy funkcję i kurczliwość komór serca. Brak dodatnich lub ujemnych zmian wartości tych parametrów, potwierdza, że w perspektywie krótkoczasowej krostymulacja nie wpływa ani negatywnie, ani pozytywnie na kurczliwość kardiomiocytów. Obserwację tę potwierdza też brak istotnych zmian w zakresie wartości wskaźnika pracy lewej komory serca – LVWI. Niewielkie zmiany LVWI wskazują, że ZKO nie spowodował wzmoczonego zapotrzebowania mięśnia sercowego na tlen, pomimo wzrostu obciążenia wstępnego mięśnia sercowego. Badania innych autorów, w których oznaczano stężenia troponiny I oraz wysoko reaktywnego białka hsCRP potwierdzają, że ZKO nie wykazuje nawet minimalnie destrukcyjnego wpływu na funkcję kardiomiocytów. ZKO spowodował istotne wydłużenie czasu LVET, nie przełożyło się to jednak na pogorszenie funkcji skurczowej lewej komory serca, stąd zasadne jest twierdzenie, że ZKO nie zmienia ani dodatniej ani ujemnej inotropii serca. Potwierdzają to również inni autorzy, którzy wskazują na brak istotnych zmian parametrów kurczliwości

mięśnia sercowego po ZKO, ocenianej przy użyciu metod echokardiograficznych [17, 18, 19, 20, 21].

Szczegółowej ocenie poddano również wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na parametry ciśnienia krwi oraz czułość odruchu z baroreceptorów tętniczych, których funkcjonowanie odgrywa niezwykle istotną rolę zarówno w krótko, jak i długoczasowej regulacji ciśnienia tętniczego krwi. Uzyskane wyniki wyraźnie potwierdzają doniesienia o niewielkim wpływie kriostymulacji na parametry ciśnienia krwi, których wartości nieznacznie wzrosły po ekspozycji. Brak zmian parametrów ciśnienia krwi, podobnie jak zmiany kurczliwości, jest bardzo istotny z klinicznego punktu widzenia, a w szczególności z punktu widzenia bezpieczeństwa stosowania tej formy terapii czy stymulacji fizykalnej. Przedstawione wyniki są odmienne od wyników innych autorów, którzy wskazują na występowanie istotnego zwiększenia wartości parametrów ciśnienia, nawet u osób zdrowych czy uprawiających sport. Ponadto, charakterystyka fizyczna bodźca kriogenicznego – intensywne zimno, sugeruje, że reakcje fizjologiczne zachodzące pod jego wpływem powinny być analogiczne do tych zachodzących np. w teście lodowatej wody – *cold pressure test* [11, 13]. Przeprowadzenie badań na grupie osób zdrowych, bez jakichkolwiek zmian wyjściowych wartości ciśnienia, nie może stanowić nawet częściowego uzasadnienia zupełnie odmiennej reakcji, ponieważ reakcja układu sercowo-naczyniowego na bodziec zimna, manifestująca się wzrostem wartości ciśnienia, jest reakcją fizjologiczną. Brak wzrostu ciśnienia jest raczej oznaką dysautonomii niż wysoce stabilnej regulacji sercowo-naczyniowej [11]. Co więcej, brak zmian wartości ciśnienia jest o tyle niespodziewany, że nawet wzrost wartości całkowitego oporu naczyniowego, również potwierdzony w niniejszych badaniach, nie wpłynął na podwyższenie wartości ciśnienia krwi. Z literatury wiadomo, że wzrost oporu obwodowego jest zasadniczym mechanizmem bezpośrednio wpływającym na wartości ciśnienia. Pomimo sprzecznych obserwacji, fizjologicznym uzasadnieniem tej obserwacji jest wzrost czułości odruchu z baroreceptorów tętniczych, oceniany metodą sekwencyjną. Nagły skurcz obwodowych naczyń krwionośnych, który z pewnością wystąpił we wczesnej fazie ekspozycji na czynnik kriogeniczny, spowodował translokację krwi i tym samym wzmożone wypełniania dużych naczyń, co potwierdziły opisane wcześniej zmiany parametrów kardioimpedancyjnych. Baroreceptory tętnicze są odmianą mechanoreceptorów, które reagują pobudzeniem na skutek rozciągania ścian naczyń krwionośnych, w tym przypadku wywołane wzmożonym wypełnianiem dużych naczyń krwionośnych poprzez centralizację krążenia obwodowego. Potwierdzone, silne pobudzenie baroreceptorów tętniczych na skutek bodźca kriogenicznego, niewątpliwie wpłynęło również ujemnie chronotropowo na czynność mięśnia sercowego – zwolnienie akcji serca [22, 23, 24, 25, 26].

Opisane powyżej reakcje fizjologiczne podlegają ścisłej kontroli autonomicznego układu nerwowego. W celu przeprowadzenia czynnościowej oceny autonomicznego układu nerwowego autorzy wykorzystali metody analizy widmowej zmienności rytmu serca oraz ciśnienia krwi. Wykorzystanie widmowej analizy zmienności rytmu serca

(HRV) oraz zmienności ciśnienia krwi (BPV) w interpretacji zmian czynnościowych AUN ma swoją kilkudziesięcioletnią historię, dostępnych jest wiele doniesień naukowych potwierdzających wiarygodność i wysoką czułość tej metody badawczej w ocenie balansu współczulno-przywspółczulnego [27, 28].

Uwzględniając doniesienia innych autorów o wzmożonej aktywności układu współczulnego w trakcie lokalnego lub ogólnoustrojowego schładzania powierzchni ciała, można jednoznacznie potwierdzić, że opisane przez nich pobudzenie układu współczulnego ma faktycznie miejsce w pierwszych minutach ZKO [28, 29]. Przeprowadzona przez nas widmowa analiza HRV i BPV potwierdza wyżej opisane obserwacje. W przypadku trzech analizowanych sygnałów HRV, dBPV i sBPV charakterystyczne jest wzmocnienie składowej wysokiej częstotliwości – HF po ZKO, co odpowiada nasilonej odpowiedzi ze strony układu przywspółczulnego. W interpretacji widma HRV składowa HF-RRI odzwierciedla częstotliwościowe zmiany związane z pobudzeniem baroreceptorów w klatce piersiowej i zależy wyłącznie od wpływu układu przywspółczulnego na węzeł zatokowo-przedsionkowy. Wzrost mocy widma w zakresie HF-RRI potwierdza wzmożoną czułość odruchu z baroreceptorów tętnicznych i ich wpływ na obniżenie częstości akcji serca. W przypadku składowej widma w zakresie niskich częstotliwości – LF-RRI i LFnu-RRI, której oscylacje odpowiadają stymulacji WZP przez eferentne neurony współczulne i częściowo również przywspółczulne, choć nie zostało to jak dotąd jednoznacznie udowodnione, nie obserwowano tak znacznego wzmocnienia widma w tym paśmie mocy.

Obserwowany wzrost widmowej gęstości mocy – PSD-RRI po ZKO spowodowany był udziałem przede wszystkim składowej HF-RRI, jest to spójne ze spadkiem wartości współczynnika balansu współczulno-przywspółczulnego – LF/HF. Istotną obserwacją stanowi fakt, że na kolejnych etapach badania, tj. po 3 i 6 godzinach od ZKO nastąpiło istotne osłabienie gęstości mocy widma PSD-RRI zarówno w zakresie składowej LF-RRI, jak i HF-RRI. Jednocześnie współczynnik LF/HF powrócił do wartości sprzed ZKO. Zmiany parametrów widma HRV wskazują, że przewaga układu przywspółczulnego występowała zaraz po ZKO. Natomiast nie obserwowano wzmożonej aktywności układu przywspółczulnego na dalszych etapach badania. Z kolei znamienne był spadek całkowitej mocy widma PSD-RRI, co można interpretować jako spadek aktywności obu składowych AUN. Jednakże, zauważalna jest przewaga składowych LF-RRI, LFnu-dBP i LF-sBP odpowiadających komponente układu współczulnego, co najprawdopodobniej było spowodowane wzmożonym procesem termogenezy. W dostępnym piśmiennictwie wielu autorów wskazuje, że bodziec termiczny o temperaturze niższej od wartości termoneutralnych poprzez współczulne włókna czuciowe, zaopatrujące naczynia krwionośne skóry, powoduje pobudzenie układu współczulnego, czego skutkiem jest m.in. wzrost udziału składowych niskiej częstotliwości widma HRV i BPV, tj. LF-RRI, LFnu-RRI, LFnu-sBP i LFnu-dBP. Stąd obserwowana wzmożona aktywność układu współczulnego współwystępowała również ze wzmożonym procesem termogenezy. Jest to zgodne

z obserwacjami innych autorów, stwierdzających, iż wzrost aktywności współczulnej bądź stężenia krążących we krwi katecholamin skutkuje nasileniem procesu tzn. chemicznej termogenezy [17, 18, 22, 23, 26–30].

Należy więc zadać pytanie czy tak gwałtowne zmiany aktywności AUN są korzystne i bezpieczne z klinicznego punktu widzenia? W dostępnym piśmiennictwie można znaleźć udokumentowane dane potwierdzające, że stymulacja obu składowych autonomicznego układu nerwowego nie jest korzystna nawet u osób bez jakichkolwiek dysfunkcji sercowo-naczyniowych, ponieważ intensywne stymulacja układu współczulnego wzmacnia ryzyko wystąpienia arytmii przedsionkowych i komorowych. Wzmocniony supresyjny wpływ układu przywspółczulnego na układ bodźco-przewodzący serca może nasilić ujemny efekt chronotropowy poprzez zwiększenie heterogeniczności repolaryzacji kardiomiocytów, stwarzając tym samym ryzyko pojawienia się utrwalonej arytmii [13, 31].

W tym miejscu warto zwrócić uwagę, że podczas rozważań dotyczących modującego wpływu bodźca o niskiej temperaturze na balans współczulno-przywspółczulny, należy uwzględnić zarówno charakterystykę fizyczną danego bodźca, (tj. czy stymulacja odbywa się poprzez nadmuch strumieniem zimnego powietrza czy też poprzez zanurzenie części ciała w zimnej cieczy). Kolejne, istotne kryterium to siła bodźca, a w tym przypadku jego temperatura. Stąd, w przytaczanym piśmiennictwie wielu autorów zwraca uwagę, że zastosowanie danego bodźca ogólnoustrojowo może wywołać reakcje zdecydowanie różniące się od zastosowania tego samego bodźca lokalnie [13–15, 32, 33].

11.5. Wnioski

Zmiany przepływu krwi po zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej powodują krótkotrwały ujemny efekt chronotropowy czynności serca, bez zmian stanu inotropii mięśnia sercowego, sugerując zwiększenie obciążenia wstępnego bez zmian obciążenia następczego serca.

Kriostymulacja powoduje istotne zmiany stanu czynnościowego autonomicznego układu nerwowego, w początkowej fazie z dominacją komponentu przywspółczulnego, a na dalszych etapach komponentu współczulnego.

Literatura

- [1] BIAŁY D., ZIMMER K., SKRZEK A., ZAGROBELNY Z., *Komora kriogeniczna – możliwości krioterapii w rehabilitacji*, Balneol Pol, 1998, Vol. 40, No. 3–4, 44–7.
- [2] ZAGROBELNY Z., *Lecnicze zastosowanie zimna*, [w:] *Krioterapia miejscowa i ogólnoustrojowa*, Zagrobelny Z. (red.), Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner, Wrocław 2003, 5–14.

- [3] SIEROŃ A., CIEŚLAR G., *Krioterapia – leczenie zimnem*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2007.
- [4] BANFI G., LOMBARDI G., COLOMBINI A., MELEGATI G., *Whole-body cryotherapy in athletes*, Sports Med, 2010, Vol. 40, No. 6, 509–17.
- [5] BONOMI F.G., DE NARDI M., FAPPANI A., ZANI V., BANFI G., *Impact of different treatment of whole-body cryotherapy on circulatory parameters*, Arch Immunol Ther Exp, 2012, Vol. 60, 145–150.
- [6] LUBKOWSKA A., SUSKA M., *The increase in systolic and diastolic blood pressure after exposure to cryogenic temperatures in normotensive men as a contraindication for whole-body cryostimulation*, J Therm Biol, 2011, Vol. 36, 264–8.
- [7] WESTERLUND T., SMOLANDER J., UUSITALO-KOSKINEN A., MIKKELSSON M., *The blood pressure responses to an acute and long-term whole-body cryotherapy (-110°C) in men and women*, J Therm Biol, 2004, Vol. 29, 285–90.
- [8] GUYTON A., HALL J. (red.), *Textbook of Medical Physiology*, Elsevier Inc., Philadelphia 2006.
- [9] DOUBT T.J., *Physiology of exercise in the cold*, Sports Med, 1991, Vol. 11, 367–81.
- [10] TAFIL-KLAWE M., KLAWE J.J. (red.), *Wykłady z fizjologii człowieka*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2009.
- [11] LOW P.A., BENARROCH E.E., *Clinical autonomic disorders*, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia 1997.
- [12] Special article. Assessment, *Clinical autonomic testing report of the therapeutics and technology subcommittee of the American Academy of Neurology*, Neurology, 1996, Vol. 46, 873–880.
- [13] STOCKS J.M., TAYLOR N.A., TIPTON M.J., GREENLEAF J.E., *Human physiological responses to cold exposure*, Aviat Space Environ Med, 2004, Vol. 75, No. 5, 444–57.
- [14] MOUROT L., CLUZEAU C., REGNARD J., *Physiological assessment of a gaseous cryotherapy device thermal effects and changes in cardiovascular autonomic control*, Ann Readapt Med Phys, 2007, Vol. 50, 2209–17.
- [15] DURAND S., CUI J., WILLIAMS K.D., CRANDALL C.G., *Skin surface cooling improves orthostatic tolerance in normothermic individuals*, Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol, 2004, Vol. 286, R199–205.
- [16] FLOURIS A.D., WESTWOOD D.A., MEKJAVIC I.B., CHEUNG S.S., *Effect of body temperature on cold induced vasodilation*, Eur J Appl Physiol, 2004, Vol. 104, 491–9.
- [17] JAGODZIŃSKI L., CIEŚLAR G., STANEK A., PUSZER M., BILSKA A., WIŚNIEWSKA B., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK E., BIRKNER E., SIEROŃ A., *Ocena frakcji wyrzutowej lewej komory serca u pacjentów z zesztywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa poddanych krioterapii ogólnoustrojowej*, Baln Pol, 2003, Vol. 45, No. 3–4, 40–4.
- [18] JAGODZIŃSKI L., CIEŚLAR G., STANEK A., PUSZER M., BILSKA A., WIŚNIEWSKA B., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK E., BIRKNER E., SIEROŃ A., *Ocena zachowania się układu wegetatywnego pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej poprzez analizę wybranych parametrów zmienności rytmu zatokowego*, Baln Pol, 2003, Vol. 45, No. 3–4, 45–51.

- [19] KOMULAINEN S., OJA T., RINTAMAKI H., VIROKANNAS H., KEINANEN-KIUKAANNIEMI S., *Blood pressure and thermal responses to whole body cold exposure in mildly hypertensive subjects*, J Therm Biol, 2004, Vol. 29, 851–6.
- [20] RYMASZEWSKA J., TULCZYŃSKI A., ZAGROBELNY Z., KIEJNA A., *The influence of the whole body cryotherapy on the psychical condition of human being*, [w] *Whole-body cryotherapy, Kriotechnika Medyczna*, (red.) Podbielska H., Stręk W., Biały D., Wydawnictwo Indygo, Wrocław 2006, 41–6.
- [21] KOMULAINEN S., TAHTINEN T., RINTAMAKI H., VIROKANNAS H., KEINANEN-KIUKAANNIEMI S., *Blood pressure responses to whole-body cold exposure, effect of carvedilol*, Eur J Clin Pharmacol, 2000, Vol. 56, 637–42.
- [22] YAMAZAKI T., SONE R., *Thermal stress modulates arterial pressure variability and arterial baroreflex response of heart rate during head-up tilt in humans*, Eur J Appl Physiol, 2001, Vol. 84, 350–7.
- [23] YAMAZAKI T., SONE R., *Modulation of arterial baroreflex control of heart rate by skin cooling and heating in humans*, J Appl Physiol, 2000, Vol. 88, 393–400.
- [24] WILSON T.E., SAUDER C.L., KEARNEY M.L., KUIPERS N.T., LEUENBERGER U.A., MONAHAN K.D., RAY C.A., *Skin-surface cooling elicits peripheral and visceral vasoconstriction in humans*, J Appl Physiol, 2007, Vol. 103, 1257–62.
- [25] BOUSSUGES A., *Immersion in thermoneutral water, effects on arterial compliance*, Aviat Space Environ Med, 2006, Vol. 77, No. 11, 1183–7.
- [26] MAKINEN T., MANTYSAAR M., PAAKKONEN T., JOKELAINEN J., PALINKAS L.A., HASSI J., LEPPÄLUOTO J., TAHVANAINEN K., RINTAMÄKI H., *Autonomic nervous function during whole-body cold exposure before and after cold acclimation*, Aviat Space Environ Med, 2008, Vol. 79, 875–82.
- [27] BIANCHI A.M., MAINARDI L.T., MELONI C., CHIERCHIA S., CERUTTI S., *Continuous Monitoring of the sympatho-vagal balance through spectral analysis*, IEEE Eng Med Biol Mag, 1997, 16(5),64–73.
- [28] *Heart rate variability, Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*, Eur Heart J, 1996, 17,354–81.
- [29] STAUSS H.M., *Heart rate variability*, Am J Physiol Integr Comp Physiol, 2003, 285,R927-31.
- [30] AKSELROD S., GORDON D., MADWED J.B., SANIDMAN N.C., SHANNON D.C., COHEN R.J., *Hemodynamic regulation, investigation by spectral analysis*, Am J Physiol, 1985, Vol. 249, H867–75.
- [31] GRASSI G., SERAVALLE G., BERTINIERI G., MANCIA G., *Behavior of the adrenergic cardiovascular drive in atrial fibrillation and cardiac arrhythmias*, Acta Physiol Scand, 2003, 177, 399–404.
- [32] VAN DER STRUIJS N.R., ES ROY E.M., RAYMANN J.E., DAANEN H.A., *Finger and toe temperatures on exposure to cold water and cold air*, Aviat Space Environ Med, 2008, Vol. 79, 941–6.
- [33] SMOLANDER J., MIKKELSSON M., OKSA J., WESTERLUND T., LEPPÄLUOTO J., HUTTUNEN P., *Thermal sensation and comfort in women exposed repeatedly whole-body cryotherapy and winter swimming ice-cold water*, Physiol Behav, 2004, Vol. 82, 691–5.

ROZDZIAŁ 12

HISTORIA STOSOWANIA NISKICH TEMPERATUR W MEDYCYNIE

Anna Skrzek

Spis treści	
12.1. Zimno w historii	189
12.2. Historia kriogeniki w aspekcie biomedycznym	190
12.3. Historia krioterapii	191
12.4. Historia polskiej krioterapii	192

12.1. Zimno w historii

Próby wykorzystania przez człowieka zimna są zapewne tak stare jak historia ludzkości. Najwcześniejsze zastosowanie, to konserwacja żywności poprzez jej ochładzanie, natomiast pierwsze udokumentowane próby leczenia zimnem, pochodzą ze starożytnego Egiptu z roku ok. 2500 p.n.e. i dotyczą zastosowania zimnych okładów w leczeniu stanu zapalnego. Hipokrates (460–370 p.n.e.) zaobserwował, że oziębienie redukuje ból, obrzęk i krwawienie spowodowane urazem. W pismach zebranych *Corpus Hipocraticus* polecał stosowanie chłodnej papki z mąki, lodu i śniegu w celu skutecznego hamowania krwawienia oraz zmniejszenia obrzęku i bólu.

Metodę tę rozwijał Celsus (Kelsos z Aleksandrii – II w.n.e.), który opisywał zabiegi stosowania zimna na martwiczo zmienioną skórę. Z tego samego okresu pochodzą przekazy Galena (130–200 n.e.) o utracie czucia po oziębieniu. Perski lekarz Avicenna (980–1070 n.e.) wykorzystywał znieczulające działanie śniegu i lodowatej wody. Również Severino (1580–1656 n.e.) stosował do ochłodzenia skóry przed zabiegiem operacyjnym zbiornik napełnione śniegiem.

Doświadczenia te stały się punktem wyjścia rozwoju leczenia zimnem. Znalazło ono zastosowanie w kampanii napoleońskiej, kiedy to chirurg napoleoński baron Dominik-Jean Lorrey (1766–1842 n.e.) zaobserwował, że kończyny rannych żołnierzy

mogą być amputowane przy mniejszym bólu i krwawieniu, jeżeli były uprzednio obłożone lodem i śniegiem [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

W tym samym czasie chirurg francuski Bonet (1766–1858 n.e.) skonstruował specjalny przyrząd do utrzymywania stałego przepływu lodowatej wody wokół uniesionej wysoko kończyny. Jego zdaniem taki sposób postępowania przyczyniał się do zmniejszenia bólu i obrzęku oraz znacznego skrócenia okresu leczenia. Pewnym przełomem w stosowaniu zimna były dokonania Arnota (1797–1883 n.e.). W latach 1841–1851 James Arnott stosował analgezję w postaci miejscowego oziębienia pokruszonym lodem w leczeniu neuralgii, reumatyzmu, a także u pacjentów z terminalną postacią choroby nowotworowej. W 1847 roku zaprojektował aparat leczniczy, który wykorzystywał niskie temperatury poprzez stosowanie wody morskiej z lodem, osiągając temperaturę -24°C . Jego półzamknięty system chłodzenia pozwalał na ciągłe oziębienie miejsca zmienionego chorobowo, przyspieszając efekty leczenia stanu zapalnego. Rozwój terapii zimnem pozwolił na odkrycie analgetycznych właściwości powierzchniowo stosowanego chlorku etylu. Środek ten XIX. wieku został zastosowany u chorych w postaci aerozolu [4, 5, 9, 10, 11].

12.2. Historia kriogeniki w aspekcie biomedycznym

W pierwszym rozdziale niniejszej książki autorstwa Macieja Chorowskiego zaprezentowano historię kriogeniki i zastosowania niskich temperatur [12]. Kriogenika niewątpliwie związana jest ze skraplaniem gazów i ich przechowywaniem, a historia kriogeniki zaczęła się od badań nad możliwością skroplenia różnych gazów [13].

Dzięki opanowaniu procesu skraplania gazów oraz ich przechowywania możliwe było stopniowe wprowadzanie do medycyny tzw. płynnych chłodziw oraz uzyskiwania niskich temperatur. Znaczną rolę odegrali tu również polscy uczeni Olszewski oraz Wróblewski [14, 15], zapoczątkowując rozwój kriofizyki [13, 16].

Obecnie pojęcie „kriogenika” stosuje się na określenie metod uzyskiwania i wykorzystywania temperatur niższych od 120 K, a dokładnie 111,1 K, to jest temperatury wrzenia metanu pod ciśnieniem normalnym. Temperatura wrzenia ciekłego metanu jest umowną granicą wyodrębniająca kriogenikę z chłodnictwa, ustanowioną w 1971 roku przez XIII Międzynarodowy Kongres Chłodnictwa. Przedmiotem kriogeniki są więc zjawiska zachodzące w temperaturach bardzo niskich w porównaniu z temperaturą otoczenia, wynoszącą około 300 K [13]. Możliwość produkcji gazów na skalę przemysłową, a także ich przechowywanie i wykorzystanie praktyczne w medycynie doprowadziła do rozwoju kriobiologii, czyli nauki o zmianach komórek i tkanek pod wpływem działania na nie temperatur zamrażających.

12.3. Historia krioterapii

Biomedyczne zastosowanie niskich temperatur może mieć charakter destrukcyjny lub stymulujący. Historia krioterapii o charakterze destrukcyjnym rozpoczyna się od momentu skonstruowania (między innymi przez Jamesa Dewara w 1892 roku) specjalnych naczyń do przechowywania skroplonych gazów. Umożliwiło to zastosowanie w leczeniu zamrażania, a nie ochładzania. Campell White, amerykański dermatolog, leczył skroplonym powietrzem brodawki skórne, wymrażał znamiona i nowotwory skóry już w 1899 roku. Po raz pierwszy termin kriochirurgia wprowadził M. Juliusberg, niemiecki dermatolog z Berlina. Jako pierwszy zastosował „kriospray” w postaci natrysku sprężonego dwutlenku węgla. Na początku XIX wieku dwutlenek węgla był najpopularniejszym środkiem kriogenicznym. Na przełomie XIX i XX wieku niskie temperatury w leczeniu stosował inny niemiecki lekarz rodem z Jeny, Carl Gerhardt, który próbował leczyć m.in. gruźlicę [11, 17].

Pierwsze urządzenie uwalniające pary ciekłego azotu zostało skonstruowane w 1907 roku przez Whitehouse'a. Wykorzystywano je między innymi do leczenia niektórych zmian dermatologicznych, w tym nowotworów skóry. Na bazie tego urządzenia powstawały coraz nowocześniejsze krioaplikatory, czyli przenośne źródła ciekłego azotu i innych chłodziw, co dało początek kriochirurgii. Rozwój nowoczesnej kriochirurgii, czyli metody leczenia chirurgicznego polegającej na miejscowym, kontrolowanym niszczeniu chorej tkanki przez jej zamrażanie, datuje się od lat 60-tych XX wieku, kiedy to Cooper i Lee zastosowali urządzenie chłodzone w sposób ciągły ciekłym azotem. Umożliwiło to użycie aplikatora o stałej temperaturze, a przez to niszczenie zmian naciekających głębiej, a nie tylko powierzchniowych. O nowoczesnej kriochirurgii możemy mówić od roku 1961, kiedy to ci dwaj amerykańscy neurochirurdzy Cooper i Lee zastosowali ciekły azot do usuwania guzów mózgu. Następne lata ubiegłego wieku przyniosły stopniowy rozwój instrumentarium, czyli sprzętu wykorzystywanego do zabiegów kriochirurgicznych, co spowodowało rozszerzenie wskazań do tego typu zabiegów. Również w 1961 polski uczone Tadeusz Krwawicz z Lublina, wprowadził nowatorską metodę krioekstrakcji soczewki oka w leczeniu zaćmy [17, 18, 19].

Tradycyjne zastosowanie kriochirurgii to leczenie różnych zmian na skórze od łagodnych do złośliwych. Kriodestrukcji podlegać zatem mogą różnego rodzaju brodawki, znamiona barwnikowe, naczylniaki, stany przednowotworowe, a także raki skóry. Wymrażać można również tzw. bliznowce (przerosłe blizny), odciski i tatuaże. Kriodestrukcję stosuje się w proktologii przy leczeniu choroby hemoroidalnej, szczelin odbytu, przetok odbytu i kłykcin kończystych. Kriochirurgia ma zastosowanie w wielu innych specjalnościach: w ginekologii (np. zamrażanie endometrium), w urologii (np. mrożenie guzów prostaty), w laryngologii (mrożenie śródśluzówkowe), w torakochirurgii (mrożenie zmian w oskrzelach przez bronchoskop), nawet w kardiologii (np. leczenie tachykardii). Stosuje się mrożenie zmian wewnątrzbrzusznych podczas tradycyjnych operacji, jak i przez laparoskopowych. Kriochirurgia ma

również zastosowanie we flebologii w leczeniu żylaków i przewlekłej niewydolności żylny. Zastosowanie mało inwazyjnych technik pozwala na skrócenie okresu rekonwalescencji, zmniejszenie bólu pooperacyjnego i liczby powikłań. Wyniki leczenia są co najmniej porównywalne do technik tradycyjnych [20, 21].

W latach 70. naszego stulecia narodziła się koncepcja kriostymulacji/krioterapii. Na początku lat 80-tych XX wieku japoński reumatolog T. Yamauchi zastosował niską temperaturę w celach niedestrukcyjnych, tzn. w celu oziębienia chorej okolicy ciała. Pod tym pojęciem rozumieć należy bodźcowe, stymulujące powierzchniowe zastosowanie temperatur kriogenicznych, poniżej -100°C , działających bardzo krótko (2–3 minuty) celem wywołania i wykorzystania fizjologicznych reakcji na zimno. Głównie wspomagamy w ten sposób leczenie podstawowe i ułatwiamy leczenia ruchem [22]. Wprowadzenie do praktyki leczniczej krioterapii przypisuje się T. Yamauchi i jego zespołowi, pracującym w Reiken Rheumatism Village Institute w Oita, gdzie skonstruowano pierwsze przenośne krioaplikatory, a w 1978 roku pierwszą w świecie komorę kriogeniczną. Na Europejskim Kongresie Reumatologicznym w Wiesbaden, w 1979 roku swoje wystąpienie Yamauchi poświęcił krioterapii ogólnoustrojowej i jej działaniu nie tylko na zmiany chorobowe, ale i na cały organizm [23, 24]. Następnie zespół Reinharda Fricke – kierownika Kliniki Reumatologii Św. Józefa w Sendenhorst (Niemcy) po raz pierwszy wprowadził tę metodę w Europie. W 1984 roku zainstalowana została w Niemczech druga na świecie komora niskotemperaturowa, a R. Fricke opracował pierwsze standardy stosowania krioterapii w medycynie [25]. Coraz większe doświadczenie badaczy niemieckich w zakresie krioterapii doprowadziło do zastosowania w praktyce klinicznej otwartej komory z użyciem ciekłego azotu w 1986 roku, w Rheuma-Klinik w Bad Säckingen [26].

12.4. Historia polskiej krioterapii

Narodziny polskiej krioterapii przypadają na początek lat osiemdziesiątych XX wieku. Miało to miejsce we Wrocławiu i było wynikiem współpracy Instytutu Niskich Temperatur i Badań Strukturalnych PAN z Akademią Wychowania Fizycznego, kilkoma klinikami Akademii Medycznej oraz wieloma zakładami leczniczymi i rehabilitacyjnymi. W 1982 roku powstaje pierwsze w Polsce urządzenie do leczenia obrażeń termicznych nadmuchaem ciekłego azotu, konstrukcji mgr inż. Zbigniewa Raczkowskiego z INTiBS PAN. Aparat ten wykorzystywała w badaniach m.in. Szeffer-Marcinkowska z Wojskowej Akademii Medycznej w Łodzi. Stosowano pary ciekłego azotu do suchego schładzania ran oparzeniowych u zwierząt doświadczalnych, z efektem dużego przyspieszenia ich gojenia się. Metoda ta znalazła kliniczne zastosowanie i podobne do doświadczalnych efekty lecznicze. W 1983 roku na zlecenie AWF we Wrocławiu zainstalowano pierwszy krioaplikator konstrukcji

inż. Raczkowskiego, za pomocą którego stosowano krioterapię u ochotników – chorych na choroby reumatoidalne i po urazach w ponad 100 przypadkach (p. rys. 12.1).



Rys. 12.1. Historyczne zdjęcie pierwszego krioaplikatora z 1983 r., konstrukcji Z. Raczkowskiego (konstruktor na zdjęciu)

Profesor Zdzisław Zagrobelny był inicjatorem budowy we Wrocławiu komory kriogenicznej do całościowego schładzania ciała. Powstała ona w 1989 roku w INTiBS PAN we Wrocławiu (p. rys. 12.2).



Rys. 12.2. Historyczne zdjęcie pierwszej polskiej komory kriogenicznej z 1989 r. skonstruowanej we Wrocławiu przez Z. Raczkowskiego

Była to druga w Europie, a trzecia na świecie komora kriogeniczna. Została przetestowana z udziałem zdrowych ochotników, studentów AWF we Wrocławiu, a następnie w 1990 roku zainstalowana w Oddziale Reumatologicznym Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego Chorób Narządu Ruchu w Kamiennej Górze. W 1996 roku powstała kolejna kriokomora (też konstrukcji Raczkowskiego) w Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, składana, znacznie bardziej ekonomiczna i funkcjonalna [27, 28].

Polska krioterapia narodziła się we Wrocławiu dzięki istnieniu silnego zaplecza naukowego i technicznego w Instytucie Niskich Temperatur i Badań Strukturalnych PAN, w grupie kierowanej przez profesora Wiesława Stręka. Instytut miał wiodącą rolę w zainicjowaniu tej dziedziny w Polsce oraz w opracowaniu rozwiązań konstrukcyjnych aparatury krioterapeutycznej. W INTiBS skonstruowano i wykonano pierwsze urządzenie kriogeniczne wykorzystujące nadmuch parami ciekłego azotu o temperaturze do -196°C . Instytut został koordynatorem Programu Badawczo-Rozwojowego CPBR 15.6 „Wykorzystanie kriogeniki w gospodarce narodowej”, w ramach którego na wniosek profesora Zdzisława Zagrobelnego realizowano zadanie „Zastosowanie krioterapii w rehabilitacji i reumatologii”. W rezultacie pod kierownictwem profesora wykonano wiele prac badawczych dotyczących podstawowych kwestii medycznych. Badania te dotyczyły odpowiedzi hormonalnej i metabolicznej ustroju, czynności układu krążenia i oddechowego, mechanizmów wiotczenia mięśni poddanych schładzaniu, analizy układu krzepnięcia krwi, a także obserwacji klinicznych chorych na reumatoidalne zapalenie stawów [28].

Szeroka działalność naukowa i organizacyjna oraz duże zainteresowanie temperaturami kriogenicznymi dały podstawy utworzenia w 1985 roku Polskiego Stowarzyszenia Kriomedycznego (przekształconego w Polskie Towarzystwo Kriomedyczne), którego inicjatorem i jednocześnie Przewodniczącym w latach 1996–2002 był profesor Z. Zagrobelny. Działanie Towarzystwa przyczyniły się do szybkiego rozwoju krioterapii w Polsce poprzez upowszechnienie wiedzy i praktyki medycznej, jak i przez stymulowanie rozwoju technik krioterapeutycznych. W tamtym okresie niebagatelną rolę odegrał kwartalnik *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, którego redaktorem naczelnym była profesor Halina Podbielska z Politechniki Wrocławskiej, a profesorowie Zagrobelny i Stręk byli zastępcami.

Wdrażanie niskich temperatur do praktyki klinicznej przyczyniło się do popularyzacji krioterapii, szczególnie ogólnoustrojowej. Było to jednak często związane z wieloma oporami środowiska medycznego. Wysoki standard opieki medycznej i bezpieczeństwo pacjentów, studentów i sportowców, u których stosowano zabiegi ogólnoustrojowe i miejscowe oraz ścisła współpraca pracowników wielu ośrodków akademickich w Polsce, przyczyniły się do niezwykle szybkiego rozwoju tej metody, wypracowania bezpiecznych standardów metodologicznych i zaakceptowania jej w środowisku medycznym. Krioterapia stała się popularną metodą postępowania

lecniczego w wielu działach medycyny (traumatologia, reumatologia, neurologia, medycyna sportowa, dermatologia, psychiatria itd.).

Propagowanie stosowania krioterapii, szczególnie ogólnoustrojowej w różnych działach medycyny, prowadzenie szkoleń metodologicznych oraz publikowanie wyników badań naukowych wykazujących jej skuteczność, spowodowało ogromny wzrost zainteresowania tą terapią. Powstało wiele ośrodków leczniczych lub sportowych, w których wybudowano komory niskotemperaturowe. Mapa ośrodków medycznych w Polsce, w których stosowane są zabiegi krioterapeutyczne jest bardzo gęsta i nie ogranicza się tylko do ośrodków tradycyjnie akademickich. Dowodem na to są powstające na terenie całego kraju nowe komory niskotemperaturowe: Kamienna Góra, Wrocław, Radzyń, Ruda Śląska, Spała, Inowrocław, Kraków, Zakopane, Warszawa, Poznań, Zgorzelec, Polanica Zdrój, Rzeszów i wiele innych.

Prace doświadczalne i konstrukcyjne wielu ośrodków naukowych przyczyniły się do rozwoju technicznego urządzeń krioterapeutycznych. Na terenie całej Polski powstało wiele firm, które są producentami i dostawcami komór kriogenicznych i kriokabin. W większości kriokomór źródłem zimna jest ciekły azot, pozwalający na osiągnięcie terasetycznej temperatury -160°C . Obecnie komory mogą być również schładzane chłodziwem w postaci ciekłego powietrza, z tzw. efektem zalegania chłodu, osiągając temperatury od -100°C do -160°C . Odrębną grupę stanowią komory, w których niską temperaturę poniżej -100°C osiąga się dzięki układowi chłodniczemu, bez wykorzystywania gazów w stanie ciekłym [10, 29].

Badania naukowe w zakresie wpływu temperatur kriogenicznych na organizm człowieka wykazały, że krioterapia jest metodą bezpieczną, która wykorzystuje fizjologiczne możliwości organizmu i jest dobrze tolerowana przez pacjentów. Niskie temperatury (od -110 do -160°C) powodują wiele reakcji organizmu, które umożliwiają intensywną kinezyterapię, poprawiając jej skuteczność. Wyniki prowadzonych na szeroką skalę badań naukowych potwierdziły, że krioterapia wywołuje efekt przeciwbólowy, przeciwzapalny, przeciwobrzękowy, obniżający wzmożone napięcie mięśniowe i poprawia stan psychiczny pacjentów. W dostępnej literaturze znaleźć można wiele prac dotyczących skuteczności krioterapii ogólnej w chorobach układu ruchu i nerwowego, takich jak reumatoidalne zapalenie stawów [23, 30, 31, 32], zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa [32, 33], łuszczycowe zapalenie stawów, fibromialgia [34], zmiany pourazowe lub przeciążeniowe [35, 36, 37, 38, 39] dyskopatie, osteoporoza [40, 41] oraz stwardnienie rozsiane [42, 43], zespoły korzeniowe [40, 44], niedowłady spastyczne [45] i wiele innych. Wyniki dotychczasowych badań potwierdzają, że krioterapia jest również cenioną metodą w medycynie sportowej i bardzo przydatną w procesie odnowy biologicznej. Przeciwdziała powstawaniu negatywnych skutków przeciążeń treningowych, wspomaga leczenie urazów sportowych i przygotowuje organizm do znoszenia większych obciążeń. Sprzyja to osiąganiu lepszych wyników sportowych, umożliwiając realizację pełnych cykli treningowych [46, 47, 48].

Równie intensywnie wdrażano do praktyki klinicznej krioterapię miejscową. Obecnie metoda ta z użyciem różnych chłodziw jest powszechnie stosowana w bardzo wielu ośrodkach medycznych. Zastosowanie krioterapii miejscowej w praktyce lekarskiej, jest bardzo powszechne ze względu na prostą metodykę oraz dużą dostępność urządzeń będących generatorami niskich temperatur. Można wykorzystywać w urządzeniach do krioterapii miejscowej pary azotu. Ciekły azot o temperaturze $-195,8^{\circ}\text{C}$ przechodzi w postać gazową po ogrzaniu wewnątrz zbiornika. Różnica ciśnień pomiędzy zbiornikiem a ciśnieniem atmosferycznym powoduje wypływ par azotu ze zbiornika do węża zakończonego dyszą. Temperatura gazu u wylotu dyszy wynosi od -196°C do -160°C . Krioterapia miejscowa z użyciem dwutlenku węgla umożliwia uzyskanie u wylotu dyszy temperatury około -75°C . W krioterapii z nadmuchem zimnym powietrzem generowana jest temperatura do około -35°C [10, 29].

Różne odmiany kriozabiegów, zarówno kriostymulacja, krioterapia, jak i kriochirurgia, pomimo wielowiekowej tradycji będą nadal podlegać zmianom. Wynikać to będzie między innymi z dalszego rozwoju aparatury, technik obrazowania czy metod dokumentowania i monitorowania procesu oziębienia czy zamrażania. Postęp zależeć będzie również od badań podstawowych, badań klinicznych oraz programów edukacyjnych i szkoleniowych. Potrzeba badań naukowych jest widoczna w wielu aspektach i wynika z braku odpowiedzi na nurtujące pytania, dotyczące reakcji organizmu człowieka poddawanego działaniu niskich temperatur.

Literatura

- [1] BRONIARCZYK-DYŁA G., JANOWSKI P., *Krioterapia i jej zastosowanie w chorobach skóry*, Nowa Med, 1997, Vol. 4, 35–37.
- [2] KAŻMIEROWSKI M., *Kriochirurgia w chorobach skóry*, Wydawnictwo Czelej, Lublin 1997.
- [3] SCHROEDER D., ANDERSON M., *Kryo- und Thermo therapie. Grundlangen und praktische Anwendung*, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart Jena, New York 1995.
- [4] PRUSZKOWSKA B., SUSZKO R., KOPAŃSKI Z., JONEK-LEWANDOWSKA J., *O krioterapii historycznie i współcześnie*, Refleksoterapia, 2009, Vol. 4, 43–47.
- [5] EVANS P.J.D., *Cryoanalgesia*, Anaesthesia, 1981, Vol. 36, 1003–1013.
- [6] CHMIELEWSKI H., DĘBIEC J., MORAWSKI K., MALARA A., KRAJEWSKI T., *Krioterapia ogólnoustrojowa i jej zastosowanie w praktyce lekarskiej*, Kwart Ortoped, 2001, Vol. 2, 83–85.
- [7] GREGOROWICZ H., ZAGROBELNY Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa, wskazania i przeciwwskazania, przebieg zabiegu i jego skutki fizjologiczne i kliniczne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 3, 119–131.
- [8] KRASUSKI M., TEDERKO P., *Znaczenie krioterapii we współczesnej rehabilitacji. Przegląd aktualnych doniesień*, Ortop Traumatol Rehabil, 2005, Vol. 7, No. 1, 60–65.
- [9] BIRKNER E., SIEROŃ A., BECK B., JAGODZIŃSKI L., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK B., STANEK A., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie*, Wiad Lek, 2003, Vol. 56, No. 1–2, 53–56.

- [10] OLSZEWSKI J., OLSZEWSKA M., MIELCZAREK M., KAMIŃSKA-STARUCH A., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie i sporcie*, Kwart Ortoped, 2005, Vol. 57, No. 1, 22–27.
- [11] GAGE A.A., *History of Cryosurgery*, Seminars in Surgical Oncology, 1998, Vol. 14, 99–109.
- [12] CHOROWSKI M., *Wprowadzenie do kriogeniki*, [w:] *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [13] CHOROWSKI M., *Kriogenika. Podstawy i Zastosowania*, Wyd. MASTA, Gdańsk 2007.
- [14] RYMASZEWSKA J., TULCZYŃSKI A., ZAGROBELNY Z., KIEJNA A., HADRYŚ T., *Influence of whole-body cryotherapy on depressive symptoms – preliminary report*, Acta Neuropsychiatr, 2003, Vol. 15, No. 3, 122–125.
- [15] SIEROŃ A., STANEK A., CIEŚLA G., PASEK J., *Kriorehabilitacja – rola krioterapii we współczesnej rehabilitacji*, Fizjoterapia, 2007, Vol. 15, No. 2, 3–8.
- [16] JAKUBIAK A., *Zastosowanie krioterapii w leczeniu niektórych chorób skóry*, Problemy lekarskie, 1990, Vol. 2, 299–306.
- [17] WIĄCEK S. i wsp., *Wykorzystanie technik kriochirurgicznych w dermatologii w świetle własnych doświadczeń*, Nowa Klin, 1999, Vol. 6, 1178–1184.
- [18] ROMANKIEWICZ P., *Kriochirurgia w leczeniu wybranych schorzeń błony śluzowej jamy ustnej i skóry twarzy*, Poradnik Stomatologiczny, 2002, Vol. 8, 13–16.
- [19] COOPER I.S., LEE A., *Cryostatic congelation, a system for producing a limited controlled region of cooling or freezing of biologic tissues*, J Nerv Ment Dis, 1961, Vol. 133, 259–263.
- [20] NOWICKI A., *Kriochirurgia. Mrozimy, aby leczyć*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, 106–107.
- [21] NOWICKI A., *Zaawansowane kłykiciny kończyste odbytu leczone za pomocą kriochirurgii*, Proktologia, 2006, Vol. 7, 200–204.
- [22] ZAGROBELNY Z. (red), *Krioterapia miejscowa i ogólnoustrojowa*, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2003.
- [23] YAMAUCHI T., MOGAMI S., MIURA K., *Various applications of the extreme cryotherapy and strenuous exercise program - focusing on chronic rheumatoid arthritis*, Physiother Rehabil, 1981, Vol. 5, 35–39.
- [24] YAMAUCHI T., *Whole-body cryotherapy is method of extreme cold –175°C treatment initially used for Rheumatoid Arthritis*, Zeitschrift für Physikalische Medizin, Balneologie, Medizinische Klimatologie, 1986, Vol. 15, No. 5, 311–313.
- [25] FRICKE R., *Ganzkörperkältetherapie in einer Kältekammer mit Temperaturen um –110°C*, Zeitschrift für Physikalische Medizin, Balneologie, Medizinische Klimatologie, 1989, Vol. 18, 1–10.
- [26] STRATZ T., *Erfahrungsbericht zur Ganzkörperkältetherapie mit der neu entwickelten kaltekabine*, Mobil, 1986, 114–115.
- [27] SIEROŃ A., CIEŚLAR G. (red), *Krioterapia – leczenie zimmem*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2007.
- [28] STRZAŁKOWSKI A. (red.), *Polscy twórcy aparatury naukowej*, Monografia 10, Polska Akademia Nauk, Kraków 2006.
- [29] RACZKOWSKI J.W., DANISZEWSKA B., *Krioterapia – zastosowanie skrajnie niskich temperatur do celów leczniczych. Przegląd urządzeń do krioterapii miejscowej oraz ogólnoustrojowej*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 1, No. 13, 58–60.

- [30] ZAGROBELNY Z., HALAWA B., NEGRUSZ-KAWECKA M. i wsp., *Zmiany hormonalne i hemodynamiczne wywołane schładzaniem całego ciała chorych na reumatoidalne zapalenie stawów*, Polskie Archiwum Medycyny Wewnętrznej, 1999, Vol. 87, No. 1, 34–40.
- [31] ZAGROBELNY Z., HALAWA B., KULICZKOWSKI K. i wsp., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii w komorze niskotemperaturowej oraz leczenia ruchem na subpopulację limfocytów we krwi obwodowej u chorych na chorobę zwyrodnieniową stawów i reumatoidalne zapalenie stawów*, Reumatologia, 1999, Vol. 34, No. 4, 763–771.
- [32] WAWROWSKA A., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii na organizm osób zdrowych i chorych reumatycznych ze szczególnym uwzględnieniem stężeń wybranych hormonów, beta-endorfin, t-keto PGF1alfa*, Praca doktorska, AWF Wrocław, Wrocław 1992.
- [33] GREGOROWICZ H., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii na wybrane wskaźniki hemodynamiczne i wentylacji płuc w schorzeniach reumatycznych*, Praca doktorska AM Wrocław, Wrocław 1992.
- [34] SKRZEK A., ŚMIECHOWICZ H., ZAGROBELNY Z., *Znaczenie krioterapii w leczeniu fibromialgii*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1999, Vol. 5, 15–18.
- [35] ZAGROBELNY Z., HALAWA B., KULICZKOWSKI K. i wsp., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii w komorze niskotemperaturowej oraz leczenia ruchem na subpopulację limfocytów we krwi obwodowej u chorych na chorobę zwyrodnieniową stawów i reumatoidalne zapalenie stawów*, Reumatologia, 1999, Vol. 34, No. 4, 763–771.
- [36] JEZERSKI C., *Wpływ zastosowania kriostymulacji i usprawniania na siłę mięśni działających na stawy kolanowe u chorych z gonarthrosis*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 19–20.
- [37] SKRZEK A., ANWAJLER J., DUDEK K. i wsp., *Zmienność temperatury ciała pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej u pacjentów z dolegliwościami bólowymi kręgosłupa w badaniach termowizyjnych*, Fizjoterapia Polska, 2007, Vol. 3, No. 4, 308–319.
- [38] GACHEWICZ S., SKRZEK A., PRZYBYLSKI J., *Skuteczność krioterapii miejscowej w leczeniu choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1999, Vol. 5, No. 3–4, 125–130.
- [39] WRZOSEK Z., *Skuteczność kriostymulacji w leczeniu obrzęku w pourazowej algodystrofii Sudecka w obrębie ręki i nadgarstka*, Fizjoterapia, 1998, Vol. 6, No. 1–2, 78–82.
- [40] WRZOSEK Z., DYBEK W., *Praktyczne zastosowanie krioterapii w ortopedii i traumatologii*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 7–8.
- [41] ZAGROBELNY Z., ZIMMER K., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie i fizjoterapii sportowej*, Medycyna Sportowa, 1999, Vol. 15, No. 94, 8–13.
- [42] GREGOROWICZ H., DALIDOWSKI R., *Krioterapia w leczeniu stwardnienia rozsianego (SM)*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 4, 173–174.
- [43] MRAZ M., SKRZEK A., GRUSZKA E. i wsp., *Wpływ fizjoterapii z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej na stabilność i równowagę pozycji stojącej pacjentów ze stwardnieniem rozsianym*, Fizjoterapia, 2001, Vol. 9, No. 1, 26–29.
- [44] BIENIAS-JĘDRZEJEWSKA M., WRZOSEK Z., *Przydatność krioterapii w leczeniu zespołu bolesnego barku*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 4–6.
- [45] MRAZ M., STRĘK W., ZAGROBELNY Z. i wsp., *Korzyści terapeutyczne w przebiegu kriorehabilitacji u chorych neurologicznych*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 215–220.

- [46] BIAŁY D., ZIMMER Z., ZAGROBELNY Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa w sporcie*, Medycyna Sportowa, 1999, Vol. 94, 21–24.
- [47] BIAŁY D., ZIMMER K., WAWRZYŃSKA M., *Skuteczność krioterapii ogólnoustrojowej na podstawie subiektywnej oceny zawodników sportów walki*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2001, Vol. 7, No. 1–2, 17–22.
- [48] ZIMMER K., *Krioterapia ogólna w medycynie sportowej*, Sport Wyczynowy, 2003, Vol. 5–6, 461–462.

ROZDZIAŁ 13
ZASTOSOWANIE KRIOSTYMULACJI
W MEDYCYNIE SPORTOWEJ

Aleksander Sieroń, Grzegorz Cieślak, Agata Stanek

Spis treści	
13.1. Wstęp	201
13.2. Zastosowanie kriostymulacji w sporcie wyczynowym	202
13.3. Wskazania do stosowania kriostymulacji u sportowców	207

13.1. Wstęp

Coraz większa rywalizacja w sporcie wyczynowym, związana z dążeniem do poprawiania przez zawodników i tak już znacznie wyśrubowanych rekordów będących na granicy możliwości fizycznych zawodników, powoduje, że obecnie wyczyny sportowców oscylują na granicy wytrzymałości organizmu.

Obciążenia często o charakterze supramaksymalnym przyczyniają się do zwiększonej urazowości układu kostno-stawowego u zawodników, powodując tym samym konieczność przerw w treningach i przyczyniając się w konsekwencji do pogorszenia osiągniętych wyników.

Z tego też powodu medycyna sportowa poszukuje coraz skuteczniejszych metod, które pozwalałyby na skrócenie okresu leczenia urazów oraz przyczyniały się do poprawy zarówno wydolności fizycznej organizmu poszkodowanych zawodników, jak i ich samopoczucia oraz kondycji psychicznej.

Uwzględniając powyższe uwarunkowania w ostatnich latach w medycynie sportowej coraz powszechniej stosuje się zabiegi kriostymulacji miejscowej i ogólnoustrojowej w leczeniu zarówno ostrych, jak i przewlekłych urazów tkanek miękkich oraz w celu przygotowania zawodników czynnie uprawiających sport do ekstremalnego wysiłku fizycznego.

Efekty lecznicze obu metod kriostymulacji wykorzystywane w medycynie sportowej związane są z uśmierzeniem bólu, obniżeniem aktywności procesu zapalnego, obniżeniem napięcia mięśni szkieletowych, wzrostem siły mięśniowej, zmniejszeniem rozmiarów obrzęków, przyspieszeniem procesów regeneracyjnych i naprawczych oraz poprawą ruchomości leczonych stawów [1, 2].

Ogólnoustrojowe stosowanie krańcowo niskich temperatur powoduje ponadto zwiększenie tolerancji wysiłku i odporności organizmu oraz korzystnie wpływa na psychikę, powodując obniżenie nadpobudliwości, lęku i niepokoju, a także poprawę percepcji i koncentracji oraz lepszą odporność ośrodkowego układu nerwowego na zmęczenie. Ogólnoustrojowa aplikacja temperatur kriogenicznych wpływa także korzystnie na układ hormonalny (wzrost sekrecji adrenaliny, noradrenaliny, ACTH, kortyzolu oraz testosteronu). Tym samym kriostymulacja ogólnoustrojowa ma większą skuteczność terapeutyczną w porównaniu do zabiegów miejscowych.

Zarówno po ostrych, jak i po przewlekłych urazach u sportowców, w celu odzyskania pełnej sprawności niezbędna jest kinezyterapia. Dzięki działaniu analgetycznemu, obniżeniu spastyczności mięśni oraz zwiększeniu siły ich skurczu podczas aplikacji temperatur kriogenicznych możliwe jest około trzykrotne zwiększenie intensywności i wydłużenie czasu prowadzenia ćwiczeń, a tym samym osiągnięcie znacznie lepszych rezultatów rehabilitacji.

W ostatnim okresie kriostymulacja ogólnoustrojowa jest coraz częściej stosowana u sportowców jako forma odnowy biologicznej, pozwalająca szybko i efektywnie zregenerować organizm po wyczerpanym wysiłku fizycznym. Kriostymulacja ogólnoustrojowa zwiększa również możliwości wysiłkowe, pozwalając sprostać większym obciążeniom treningowym i uzyskać lepsze wyniki w sporcie.

13.2. Zastosowanie kriostymulacji w sporcie wyczynowym

Kriostymulacja stosowana jest w leczeniu zarówno ostrych, jak i przewlekłych urazów tkanek miękkich u sportowców, chociaż mechanizm korzystnego wpływu niskich temperatur na uszkodzenia mięśni spowodowane przeciążeniem treningowym nie jest do końca poznany [2, 3, 4, 5, 6]. Leczenie ostrych urazów sportowych opiera się na zasadzie *ICE* (ang. *Immobilisation-Cooling-Elevation*), czyli unieruchomienie, oziębienie, uniesienie kończyny powyżej poziomu klatki piersiowej).

Zastosowanie temperatur kriogenicznych bezpośrednio po ostrym urazie jako tzw. pierwsza pomoc jest bardzo korzystne, gdyż oprócz działania przeciwbólowego, przeciwobrzękowego, przeciwzapalnego oraz ograniczenia wielkości powstającego krwiaka, powoduje także spowolnienie metabolizmu tkanek, zapobiega ich wtórnemu uszkodzeniu na skutek hipoksji oraz pozwala na zastosowanie wczesnej rehabilitacji i tym samym przyspiesza proces zdrowienia. Zaniechanie stosowania odpowiednich

ćwiczeń w tym okresie może skutkować trwałym inwalidztwem i przedwczesnym zakończeniem kariery sportowej.

Terapeutyczne działanie zimna w przypadku ostrych urazów można w istotny sposób zwiększyć poprzez zastąpienie rutynowo dotychczas stosowanych okładów z lodu – sprayem azotowym. W tym przypadku pary ciekłego azotu o temperaturze -196°C są nawiewane na zmiany pourazowe z odległości 15–20 cm od dyszy rozpylacza. Działanie przeciwbólowe i przeciwobrzękowe po 3-minutowym zabiegu kriostymulacji utrzymuje się zwykle przez ponad 3 godziny [6].

Kriostymulacja znalazła szczególnie szerokie zastosowanie w rehabilitacji pourazowej przewlekłych uszkodzeń narządu ruchu oraz przygotowaniu do wysiłku fizycznego zawodników czynnie uprawiających sport. Istotnym elementem wydaje się tu być zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych i obrzęków pourazowych, na które narażone są osoby poddawane treningowi fizycznemu, a także subiektywna poprawa samopoczucia i lepsza tolerancja wysiłku.

Korzystne działanie kriostymulacji miejscowej stosowanej często nawet 2–3 razy dziennie, łącznie z łagodnymi ćwiczeniami mięśni i stawów, obserwowano między innymi w obrażeniach mięśni (zerwania mięśni i ostry zespół przedziału powięziowego, także po leczeniu chirurgicznym, naciągnięcie mięśni, nadmierne wydłużenie i pęknięcie włókien mięśniowych oraz bolesne skurcze mięśni), w obrażeniach ścięgien (zerwania, skręcenia i naciągnięcia ścięgien, tendinozy i tendinopatie), a także w zespołach przeciążeniowych, wynikających z nadmierne forsownego treningu (jałowe zapalenie ścięgna mięśnia podkolanowego i ścięgna Achillesa, zapalenie przyczepów mięśni do nadkłykci kości ramiennej – „łokieć tenisisty” i „łokieć golfowy”, ścięgien „mufy” rotacyjnej – „zespół bolesnego barku”, zespół rzepekowo-udowy – „kolano biegacza”, zespół mięśni tylnej grupy uda i mięśni lędźwiowych – „plecy ciężarowca” oraz zapalenie rozciągna podeszwowego) [6]. Często zmiany ustępowały nawet po pojedynczych zabiegach, a uzyskana poprawa miała zwykle charakter trwały.

W przypadku konieczności opatrzenia chirurgicznego zmian pourazowych (np. zeszybie zerwanych ścięgien), krioterapia stosowana w okresie pooperacyjnym sprzyja przyspieszeniu procesu gojenia się ran, głównie ze względu na poprawę perfuzji w zwykle niedokrwionych, na skutek przewlekłych obciążeń treningowych, tkankach.

Korzystne oddziaływanie zimna na przebieg leczenia przewlekłych uszkodzeń treningowych mięśni stwierdzono między innymi w badaniach, w których oceniano wpływ immersji wodnej o temperaturze -15°C na uszkodzone podczas serii wyczerpujących ćwiczeń (obejmującej 8 zestawów po 5 maksymalnych zgięć) mięśnie zginacze łokcia [7]. U piętnastu kobiet stanowiących grupę kontrolną nie stosowano żadnej formy fizykoterapii, natomiast u pozostałych ośmiu – kończyny obciążone ćwiczeniami były poddawane krioterapii w formie immersji wodnej trwającej każdorazowo 15 minut, bezpośrednio po zakończeniu ćwiczeń oraz po każdym kolejnych 12 godzinach (łącznie 7 ekspozycji). Oceniano następujące parametry: rozciągliwość mięśni,

izometryczną siłę skurczu mięśni, stopień rozluźnienia kąta łokciowego, nasilenie miejscowego obrzęku (na podstawie pomiaru obwodu ramienia) oraz aktywność kinazy kreatynowej. W obu grupach kobiet odpowiednie pomiary oraz analiza badań biochemicznych wykonywane w trzecim dniu po przeprowadzonych ćwiczeniach mięśni wykazały wyraźny wzrost wrażliwości bólowej (tkliwości) mięśni, zwiększenie obwodu ramienia, wzrost aktywności kinazy kreatynowej, a także zmniejszenie siły skurczu mięśni i stopnia rozluźnienia kąta łokciowego. W grupie kobiet poddanych krioterapii stwierdzono większy stopień rozluźnienia kąta łokciowego oraz niższą aktywność kinazy kreatynowej w porównaniu z grupą kontrolną, niepoddanej żadnej formie terapii. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że immersja w zimnej wodzie powoduje zmniejszenie sztywności oraz stopnia uszkodzenia mięśni po wyczerpujących obciążeniach fizycznych, jednak nie wpływa na stopień odczuwanej tkliwości i utratę siły mięśniowej, które są charakterystyczne dla tej formy aktywności fizycznej.

W kolejnej pracy, w której cyklowi 5 codziennych, 2-minutowych zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej poddano 10 zawodników włoskiej kadry narodowej rugby, oceniano wartości markerów stanu zapalnego i aktywność enzymatycznych markerów uszkodzenia mięśni [8]. Przez cały okres badania zawodnicy kontynuowali swój rutynowy program treningowy według schematu realizowanego przez 6 tygodni. Po zakończeniu cyklu leczenia zimnem w surowicy sportowców stwierdzono znamienne obniżenie stężenia następujących mediatorów stanu zapalnego: IL-2, IL-8, s-ICAM-1 i PGE₂. Jednocześnie wykazano znamienne wzrost stężenia interleukiny IL-10. Nie obserwowano natomiast znamiennych różnic stężenia CRP, immunoglobulin IgG, IgM i IgA oraz składowej C3 dopełniacza. Ponadto po zakończeniu cyklu kriostymulacji wykazano znamienne spadki stężenia markerów uszkodzenia miocytów: kinazy fosfokreatynowej i dehydrogenazy mleczanowej w porównaniu do wartości wyjściowych przed rozpoczęciem zabiegów.

W innym badaniu oceniano wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na wartości wybranych markerów uszkodzenia mięśnia sercowego [9]. U 10 zawodników włoskiej kadry narodowej rugby poddanych cyklowi 5 codziennych 2-minutowych zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej z równoczesną kontynuacją stosowanego od 6 tygodni standardowego programu treningowego wykazano znamienne obniżenie aktywności kinazy fosfokreatynowej oraz znamienne wzrost stężenia N-końcowego fragmentu prohormonu peptydu natriuretycznego typu B (NTproBNP), przy jednoczesnym braku istotnych zmian stężenia troponiny I i CRP. Uzyskane wyniki przemawiają przeciwko szkodliwemu oddziaływaniu kriostymulacji ogólnoustrojowej na czynność serca u osób zdrowych, nawet w warunkach zwiększonego wysiłku fizycznego. Podwyższone stężenie NTproBNP może według autorów pracy stanowić przejaw procesu adaptacji *myocardium* do oddziaływania czynnika stresogennego, jaki stanowią temperaturokriogeniczne.

W innej pracy badano wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na aktywność wybranych enzymów antyoksydacyjnych i stężenie produktów peroksydacji lipidów u 9 kajakarek, poddawanych intensywnemu 10-dniowemu typowemu cyklowi treningowemu, a następnie po 4 miesiącach identycznemu cyklowi treningowemu, w którym obciążenia fizyczne stosowane dwukrotnie w ciągu dnia poprzedzone były zabiegami kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze od -120°C do -140°C (czas trwania 3 minuty) [10]. Po pierwszych 6 dniach cyklu treningowego bez stosowania kriostymulacji obserwowano znamienne wzrost aktywności dysmutazy nadtlenkowej i peroksydazy glutationowej w erytrocytach, a także znamienne wzrost stężenia skoniugowanych dienów w surowicy i erytrocytach oraz TBARS w surowicy. Z kolei w 6. dniu kolejnego cyklu treningowego, w którym ćwiczenia fizyczne poprzedzone były zabiegami kriostymulacji ogólnoustrojowej wykazano zmniejszenie zarówno aktywności dysmutazy nadtlenkowej i peroksydazy glutationowej w erytrocytach, jak i stężenia skoniugowanych dienów w surowicy i erytrocytach, jak i TBARS w surowicy, co wskazuje na korzystny wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na zdolność antyoksydacyjną organizmu poddawanego intensywnemu wysiłkowi fizycznemu.

W innym badaniu tych autorów oceniano aktywność wybranych enzymów antyoksydacyjnych w erytrocytach 19 kajakarzy polskiej kadry olimpijskiej poddanych dwóm 10-dniowym cyklom obciążeń treningowych o podobnym względny obciążeniu fizycznym – prowadzonych w odstępach czteromiesięcznych, początkowo bez a następnie z wykorzystaniem zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej o identycznych, jak w poprzedniej pracy, parametrach terapeutycznych [11]. Po 6 dniach treningu bez kriostymulacji aktywność dysmutazy nadtlenkowej była znamienne wyższa w porównaniu z wartościami przed rozpoczęciem cyklu treningowego, natomiast po zakończeniu cyklu nie różniła się znamienne od wartości wyjściowych. Podczas treningu z wykorzystaniem kriostymulacji aktywność tego enzymu nie różniła się istotnie od wartości wyjściowych. Aktywność katalazy w żadnym z cykli treningowych nie odbiegała od wartości wyjściowych. Z kolei aktywność peroksydazy glutationowej w 6. i 10. dniu cyklu treningowego bez wspomagającej kriostymulacji była znamienne wyższa w porównaniu do wartości wyjściowych, podczas gdy w trakcie treningów poprzedzonych kriostymulacją po przejściowym wzroście w 6. dniu cyklu, aktywność tego enzymu ulegała normalizacji po zakończeniu cyklu treningowego. Wyniki badania potwierdziły, że kriostymulacja ogólnoustrojowa korzystnie wpływa na zachowanie równowagi prooksydacyjno-antyoksydacyjnej i redukuje negatywne efekty związane ze wzmożonym wytwarzaniem reaktywnych form tlenu podczas wysiłku fizycznego.

Natomiast w badaniu u 9 sportowców trenujących dżudo poddanych cyklowi 10 codziennych zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze -140°C trwających 3 minuty w 5. dobie cyklu krioterapii stwierdzono znamienne spadek stężenia kortyzonu, które następnie stopniowo wzrastało i w 14. dniu po zakończeniu

zabiegów ponownie mieściło się w górnych granicach normy. U badanych sportowców nie stwierdzono natomiast istotnych zmian stężenia hormonu wzrostu i testosteronu [12].

W kolejnej pracy u 22 zdrowych wyczynowych piłkarzy poddanych cyklowi 10 zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej wykazano znamienne spadki stężenia estradiolu i testosteronu, przy braku istotnych zmian w zakresie stężenia dihydroepiandrosteronu i LH, co może przemawiać za hamującym wpływem temperatur kriogenicznych na aktywność aromatazy odpowiedzialnej za konwersję androsteronu do estrogenów [13].

W innym badaniu u zdrowych mężczyzn, zawodników hokeja na trawie, poddanych cyklowi 18 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze od -120°C do -130°C , bezpośrednio po zakończeniu leczenia obserwowano istotne zmniejszenie liczby erytrocytów, stężenia hemoglobiny i wartości hematokrytu, przy braku znamiennych zmian w zakresie liczby leukocytów i udziału poszczególnych frakcji białokrwinkowych. W okresie tygodnia po zakończeniu zabiegów liczba erytrocytów oraz wartość hematokrytu u badanych osób wróciły do wartości wyjściowych, a stężenie hemoglobiny nawet je przekraczało [14].

W kolejnym badaniu u czternastu zawodników uprawiających dzudo w wieku od 17 do 33 lat, z pełnym zwichnięciem stawu barkowo-obojęczykowego (III stopień według Tossy-Heppenstala), w ramach leczenia zachowawczego stosowano krioterapię oraz unieruchomienie kończyny górnej w opatrunku Velpau na okres dwóch tygodni, a następnie prowadzono intensywną rehabilitację [15]. Po upływie 3 do 7 lat (średnio 4,5 roku) od wystąpienia urazu u wszystkich leczonych przeprowadzono badanie ankietowe, w którym przy wykorzystaniu specjalnej 100-punktowej skali oceniano występowanie dolegliwości bólowych, zakres ruchomości stawu ramiennego, siłę mięśniową oraz powrót do poprzedniego poziomu aktywności sportowej. U ośmiu zawodników wynik leczenia uznano za bardzo dobry (90–100 punktów), u pięciu – za dobry (80–89 punktów), a u jednego – za zadowalający (70–79 punktów).

Wyraźną poprawę tolerancji obciążeń treningowych obserwowano między innymi w pracy, w której badaniem objęto grupę 24 zawodników uprawiających wyczynowo sporty walki (średnia wieku 21,3 lat), w tym dwie zawodniczki i jedenastu zawodników uprawiających karate oraz jedenastu zawodników uprawiających dzudo [16]. Badani poddani byli 10-ciu 3-minutowym zabiegom krioterapii ogólnoustrojowej w komorze kriogenicznej o temperaturze od -110°C do -150°C . Przed rozpoczęciem cyklu zabiegów, a następnie po pierwszym, trzecim, piątym i dziesiątym zabiegu oraz w dziesiątym dniu po zakończeniu cyklu ekspozycji na działanie zimna, badani wypełniali ankietę, w której określali obecność i nasilenie dolegliwości bólowych ze strony stawów i mięśni, wpływ zabiegów na tolerancję obciążeń treningowych oraz nasilenie obrzęków pourazowych. Przedstawiana ocena miała

charakter subiektywny i odnosiła się każdorazowo do dnia, w którym przeprowadzana była ankieta. Na podstawie analizy ankiet stwierdzono wyraźną zmianę subiektywnych odczuć badanych sportowców w kolejnych dniach ekspozycji. W odniesieniu do tolerancji obciążeń treningowych, pierwsze trzy dni zabiegów kriostymulacji nie przyniosły żadnych widocznych efektów. W piątym dniu obserwowano znaczny spadek, natomiast w dziesiątym – wyraźny wzrost tolerancji obciążeń, który u 75% badanych utrzymywał się również w dziesiątym dniu po zakończeniu cyklu zabiegów. Od piątego dnia cyklu zabiegów obserwowano stopniowe zmniejszanie się nasilenia dolegliwości bólowych w kontuzjowanych stawach, szczególnie wyraźne w przypadku stawów kolanowych i stawów rąk, a w mniejszym stopniu odczuwane w stawach barkowych i łokciowych. Równie korzystne efekty uzyskano w zakresie zmniejszenia obrzęków i w przewlekłych zespołach bólowych. U połowy badanych obserwowano ponadto poprawę nastroju w dziesiątym dniu po zakończeniu cyklu krioterapii.

13.3. Wskazania do stosowania kriostymulacji u sportowców

Na obecnym etapie wiedzy wskazania do zastosowania kriostymulacji w sporcie obejmują [1]:

1. Leczenie ostrych urazów stawów i tkanek miękkich, takich jak:

- stłuczenia,
- krwiaki,
- skręcenia stawów.

2. Leczenie przewlekłych zmian pourazowych i przeciążeniowych mięśni i stawów:

- leczenie zespołów przeciążeniowych mięśni, przyczepów mięśni, stawów i kręgosłupa,
- rehabilitacja po rekonstrukcjach wewnątrzstawowych, operacjach więzadeł, ścięgien, mięśni oraz kości.

3. Profilaktykę zmian przeciążeniowych układu ruchu i odnowę biologiczną:

- wspomaganie odnowy biologicznej (działanie biostymulujące, poprawa nastroju, samopoczucia),
- wspomaganie treningu wytrzymałościowego i siłowego,
- przyspieszenie restytucji powysiłkowej (regulacja stresu oksydacyjnego),
- profilaktyka przeciążeń układu ruchu.

Literatura

- [1] STANEK A., CIEŚLAR G., SIEROŃ A., *Zastosowanie krioterapii w medycynie sportowej*, Rehabilitacja w Praktyce, 2008, Vol. 3, No. 2, 34–35.
- [2] BIAŁY D., ZIMMER K., ZAGROBELNY Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa w sporcie*, Medycyna Sportowa, 1999, Vol. 15, No. 94, 21–24.
- [3] KNIGHT K.L., *Cryotherapy in sport injury management*, Human Kinetics, Champaign 1995.
- [4] SWENSON C., SWARD L., KARLSSON J., *Cryotherapy in sports medicine*, Scand J Med Sci Sports, 1996, Vol. 6, No. 4, 193–200.
- [5] THORSSON O., *Cold therapy of athletic injuries. Current literature review*, Lakartidningen, 2001, Vol. 98, No. 13, 1512–1513.
- [6] ZAGROBELNY Z., ZIMMER K., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie i fizjoterapii sportowej*, Medycyna Sportowa, 1999, Vol. 15, No. 94, 8–13.
- [7] ESTON R., PETERS D., *Effects of cold water immersion on the symptoms of exercise-induced muscle damage*, J Sports Sci, 1999, Vol. 17, No. 3, 231–238.
- [8] BANFI G., MELEGATI G., BARASSI A., DOGLIOTTI G., D'ERIL G.M., DUGUE B., CORSI M.M., *Effects of whole-body cryotherapy on serum mediators of inflammation and serum muscle enzymes in athletes*, J Therm Biol, 2009, Vol. 34, 55–59.
- [9] BANFI G., MELEGATI G., BARASSI A., D'ERIL G.M., *Effects of the whole-body cryotherapy on NTproBNP, hsCRP and troponin I in athletes*, J Sci Med Sport, 2009, Vol. 12, No. 6, 609–610.
- [10] MILA-KIERZENKOWSKA C., WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., RAKOWSKI A., JURECKA A., RAJEWSKI R., *Whole-body cryostimulation in kayaker women: a study of the effect of cryogenic temperatures on oxidative stress after the exercise*, J Sports Med Phys Fitness, 2009, Vol. 49, No. 2, 201–207.
- [11] WOŹNIAK A., WOŹNIAK B., DREWA G., MILA-KIERZENKOWSKA C., RAKOWSKI A., PORZYCH E., SZMYTKOWSKA K., *Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej na enzymatyczną barierę antyoksydacyjną we krwi kajakarzy podczas wysiłku*, Medycyna Sportowa, 2007, Vol. 23, No. 4, 207–214.
- [12] BIAŁY D., WITKOWSKI K., WAWRZYŃSKA M., ARKOWSKI J., *Krioterapia ogólnoustrojowa – badanie wpływu metody na zmiany hormonalne i enzymatyczne we krwi obwodowej u sportowców. Doniesienie wstępne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2005, Vol. 11, No. 1–2, 47–48.
- [13] KORZONEK-SZLACHETA I., WIELKOSZYŃSKI T., STANEK A., ŚWIĘTOCHOWSKA E., KARPE J., SIEROŃ A., *Influence of whole body cryotherapy on the levels of some hormones in professional footballers*, Endokrynologia Polska, 2007, Vol. 58, No. 1, 27–33.
- [14] STRABURZYŃSKA-LUPA A., KONARSKA A., NOWAK A., STRABURZYŃSKA-MIGAJ E., KONARSKI J., KIJEWSKI K., PIŁASZYŃSKA-SZCZEŚNIAK Ł., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na wybrane parametry biochemiczne krwi obwodowej zawodników hokeja na trawie*, Fizjoterapia Polska, 2007, Vol. 7, No. 1, 15–20.
- [15] ZARZYCKI W., LORCZYŃSKI A., ZIÓŁKOWSKI W., *Nieoperacyjne leczenie ostrych zwichnięć III stopnia stawu barkowo-obojęzycznego u zawodników wyczynowo uprawiających judo*, Chirurgia Narządu Ruchu, 1998, Vol. 63, No. 4, 321–327.
- [16] BIAŁY D., ZIMMER K., WAWRZYŃSKA M., WITKOWSKI K., KAWCZYŃSKI A., *Skuteczność krioterapii ogólnoustrojowej na podstawie subiektywnej oceny zawodników sportów walki*, Acta Bio-Opt Inf Med., 2001, Vol. 7, No. 1–2, 17–22.

*ponad 20 lat
doświadczeń w chłodnictwie*

W 2004 r. rozpoczęliśmy produkcję komór kriogenicznych do terapii ogólnoustrojowej. Wyposażyliśmy ponad 10 obiektów w nasze urządzenia z instalacją kaskadową.

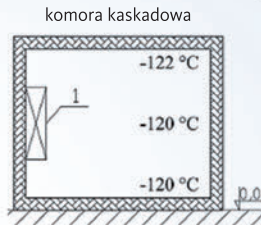
Nasze produkty:

Komora krioterapeutyczna w układzie kaskadowym -120°C

Instalacja pracująca na agregatach chłodniczych w obiegu zamkniętym wykorzystująca do uruchomienia energię elektryczną. Zapewnia ona najniższe koszty eksploatacji wśród wszystkich dostępnych kriokomór na rynku polskim, oraz możliwość odzysku ciepła.

Dzięki zastosowaniu bardzo dobrych materiałów izolacyjnych współczynnik przenikania wynosi $UW/m^2K=0,12$, pozwoliło nam to na obniżenie dużych strat ciepła i oszczędność w zużyciu medium chłodzącego.

Rozkład temperatury w komorze kriogenicznej kaskadowej



1 - wymiennik



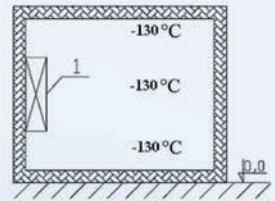
możliwość podgrzewania wody użytkowej lub wody w basenie

Komora zasilana ciekłym azotem -130°C

Korzystając z naszego wieloletniego doświadczenia w budowie obiektów przemysłowych, stworzyliśmy dla Państwa komorę krioterapeutyczną z instalacją zasilaną ciekłym azotem. Wykorzystaliśmy obudowę komory krioterapeutycznej kaskadowej charakteryzującej się dużym współczynnikiem przenikania ciepła. Ponadto wyeliminowaliśmy skomplikowane dostarczenie świeżego powietrza z zewnątrz. Dodatkowo wykonaliśmy odpowiednie prace powodujące ruch powietrza wewnątrz komory co spowodowało równomierny rozkład temperatury w komorze zabiegowej oraz większą przejrzystość powietrza, gwarantując pacjentom skuteczniejsze leczenie oraz komfort z korzystania zabiegu. Z obudowy wyeliminowaliśmy drzwi awaryjne, które powodowały duże utraty zimna.

Wyżej wymienione rozwiązanie chronione jest zgłoszeniem patentowym nr P.391312. Komora przeszła pomyślne badania w naszym laboratorium i uzyskała wszystkie wyżej wymienione parametry. Jest to najnowocześniejsza komora w kraju, uzyskująca najlepsze efekty leczenia i korzystania z zabiegów. W celu uzyskania niskich temperatur w instalacji azotowej niezbędne jest ustawienie zbiornika na ciekły azot na zewnątrz budynku. Firma nasza gwarantuje pomoc w przygotowaniu projektu adaptacji pomieszczeń dla komory krioterapeutycznej wraz z zapleczem, maszynownią. Zapewniamy doręczenie dokumentacji projektowej oraz serwisowej. Oferta nasza ma charakter kompleksowy. Istnieje możliwość dzierżawy wyżej zaproponowanych komór krioterapeutycznych.

komora azotowa patent STAN-MAR



1 - wymiennik

Rozkład temperatury w komorze kriogenicznej azotowej

Jesteśmy najlepszym partnerem dla naszych Klientów!

PHU STAN-MAR
61-309 Poznań, ul. Bodawska 11
tel. +48 61 879 82 52 fax +48 61 870 50 05
biuro@stan-mar.com.pl, ww.stan-mar.com.pl

ROZDZIAŁ 14
ZASTOSOWANIE KRIOTERAPII
W REUMATOLOGII I ORTOPEDII

**Agata Stanek, Grzegorz Cieślak, Leszek Jagodziński,
Aleksander Sieroń**

Spis treści	
14.1. Wstęp	211
14.2. Reumatoidalne zapalenie stawów	212
14.3. Zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa	216
14.4. Zapalenia okołostawowe	219
14.5. Choroby metaboliczne kości	220
14.6. Fibromialgia	221
14.7. Choroba zwyrodnieniowa stawów	222
14.8. Powikłania pourazowe narządu ruchu	226

14.1. Wstęp

Najliczniejszą grupę chorych kwalifikowanych do zabiegów krioterapii miejscowej lub ogólnoustrojowej stanowią pacjenci ze schorzeniami układu ruchu o różnej etiopatogenezie i symptomatologii.

Podstawowe grupy schorzeń narządu ruchu, w których udokumentowano korzystny wpływ leczenia zimnem to [1, 2, 3, 4, 5]:

- choroby narządu ruchu o podłożu autoimmunologicznym, m.in. reumatoidalne zapalenie stawów, zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa, łuszczycowe zapalenie stawów i zespół Reitera,
- choroby tkanek miękkich z towarzyszącą dysfunkcją w zakresie narządu ruchu na podłożu autoimmunologicznym m.in. *myositis*, *fibromyosis* i kolagenozy,
- choroby narządu ruchu na tle nieswoistego procesu zapalnego m.in. zapalenia okołostawowe ścięgien, torebek stawowych i mięśni,

- choroba zwyrodnieniowa stawów kręgosłupa oraz stawów obwodowych łącznie z wtórnym odczynem zapalnym,
 - choroby narządu ruchu o podłożu metabolicznym m.in. dna moczanowa,
 - choroby na tle zaburzenia gospodarki wapniowo-fosforanowej z utratą masy kostnej, m.in. osteoporoza o różnej etiopatogenezie,
 - choroby narządu ruchu na tle urazu oraz przeciążenia, m.in. pourazowa algodystrofia Sudecka,
 - choroby narządu ruchu o charakterze fibromialgii.
- Poniżej omówiono szerzej możliwości i praktyczne przykłady zastosowania terapii – zarówno miejscowej, jak ogólnoustrojowej w wybranych chorobach narządu ruchu.

14.2. Reumatoidalne zapalenie stawów

Korzystne działanie krioterapii – zarówno miejscowej, jak i ogólnoustrojowej – w leczeniu reumatoidalnego zapalenia stawów jest znane i wykorzystywane w praktyce lekarskiej od bardzo dawna. Pozytywne efekty terapeutyczne krioterapii były opisywane w różnych postaciach oraz stopniach zaawansowania choroby.

W przypadku reumatoidalnego zapalenia stawów, podobnie jak innych chorób zapalnych układu ruchu i chorób układowych tkanki łącznej, wybór sposobu krioterapii uzależniony jest od stopnia nasilenia zmian chorobowych oraz stanu ogólnego pacjenta. Krioterapia miejscowa stosowana jest głównie w początkowej fazie choroby, gdy zajęte procesem chorobowym są maksymalnie 2–4 stawy, w stanach ciężkich i ostrych związanych z unieruchomieniem pacjenta w trakcie hospitalizacji pacjenta oraz u pacjentów wyniszczonych w podeszłym wieku oraz z niektórymi schorzeniami układu krążenia, dla których pobyt w kriokomorze stanowiłby poważne zagrożenie zdrowia, a także w przypadku rehabilitacji domowej. W pozostałych sytuacjach preferowana jest krioterapia ogólnoustrojowa [6].

W badaniu prospektywnym u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów poddanych 15 zabiegom krioterapii ogólnoustrojowej stosowanym 2 razy dziennie wykazano korzystny wpływ krioterapii na ich stan kliniczny przejawiający się znamienym zmniejszeniem wartości punktowej w skali aktywności choroby DAS28 (*ang. Disease Activity Score*) [7]. Znamienna redukcja bólu utrzymywała się przez 2 miesiące. U 21,3% chorych konieczne było przerwanie cyklu terapeutycznego z powodu obserwowanych działań ubocznych.

W kolejnym badaniu oceniano przydatność krioterapii ogólnoustrojowej w leczeniu bólu towarzyszącego schorzeniom reumatycznym w grupie 120 pacjentów, wśród których byli głównie chorzy na reumatoidalne zapalenie stawów, jak również z fibromialgią pierwotną i wtórną, przewlekłym zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowego, chorobą zwyrodnieniową stawów kręgosłupa oraz osteoartrozą [8]. Pacjenci

poddawani byli działaniu zimna w kriokomorze w temperaturze -105°C , przy czym czas trwania zabiegu wynosił każdorazowo 2,5 minuty. Po każdym zabiegu obserwowano silny efekt przeciwbólowy, który utrzymywał się przez około 90 minut. Pomimo, że nasilenie działania analgetycznego nie zwiększało się w trakcie cyklu krioterapii i długotrwały efekt przeciwbólowy był stosunkowo słabo wyrażony, istotne znaczenie dla końcowego rezultatu rehabilitacji miał fakt, że silne, choć krótkotrwałe działanie analgetyczne ułatwiało zastosowanie bardziej intensywnego schematu kinezyterapii. Badania potwierdziły również pełne bezpieczeństwo i dobrą tolerancję zabiegów – wśród leczonych pacjentów nie obserwowano poważniejszych działań ubocznych krioterapii, a w odczuciu chorych zabiegi były ważną częścią całego programu rehabilitacji.

W randomizowanym badaniu prowadzonym metodą ślepej próby u 60 pacjentów z seropozytywnym reumatoidalnym zapaleniem stawów w aktywnej fazie choroby stosowano przez 7 dni (2-3 razy dziennie) alternatywnie zabiegi krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze -110°C lub -60°C oraz krioterapii miejscowej z nawiewem zimnego powietrza o temperaturze -30°C , z następową konwencjonalną kinezyterapią [9]. We wszystkich grupach obserwowano zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych stawów, przy czym najwyraźniejszy efekt analgetyczny stwierdzono u chorych poddanych krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze -110°C . We wszystkich grupach chorych uzyskano również nieznaczne zmniejszenie aktywności choroby oceniane w skali DAS, przy czym różnice pomiędzy poszczególnymi grupami nie wykazywały znamienności statystycznej.

W innej pracy krioterapii poddawano 36-osobową grupę pacjentów (32 kobiety i 4 mężczyzn w wieku od 23 do 72 lat) z aktywną postacią reumatoidalnego zapalenia stawów [10]. Z badania wyłączono chorych z niewydolnością serca, nerek i wątroby, z organicznymi chorobami ośrodkowego układu nerwowego oraz chorych z obecnością zaburzeń czuciowo-ruchowych, zmian troficznych skóry i pozastawowych ognisk zapalnych. Pacjentom aplikowano dziesięć zabiegów krioterapii miejscowej na najbardziej bolesne i obrzęknięte stawy. Zabiegi wykonywane przy użyciu urządzenia *Kriopol* polegały na zastosowaniu strumienia ciekłego azotu o temperaturze -160°C skierowanego na okolicę zmienionego zapalnie stawu przez okres od 30 sekund do maksymalnie 3 minut. Po zabiegu krioterapii chorzy byli poddawani kinezyterapii. W badaniu analizowano zmiany nasilenia obrzęku poprzez pomiar obwodu stawu, zakres ruchów w leczonych stawach oraz siłę chwytu dłoni za pomocą sfigmomanometru. Oceniano również subiektywne odczuwanie bólu przy ruchach biernych oraz ucisku badanego stawu, a także odczuwanie sztywności porannej zmienionych chorobowo stawów. Po zakończeniu cyklu dziesięciu zabiegów krioterapii u chorych uzyskano ewidentne skrócenie czasu trwania sztywności porannej, zmniejszenie obwodu stawów, zwiększenie siły chwytu (w przypadku ręki prawej średnio o 31,32%, a ręki lewej – średnio o 31,50%) oraz wyraźne zwiększenie zakresu ruchomości w obrębie

zmienionych zapalnie stawów. Obserwowano również [11] korzystny efekt przeciwbólowy stosowanej terapii.

Poprawę siły chwytu ręki u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów już po pierwszym zabiegu krioterapii miejscowej, jak i po dwóch tygodniach leczenia wykazano także w pracy [12].

W innym badaniu u 26 pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów w wieku od 23 do 72 lat wykonywano badania elektromiograficzne siły mięśniowej po jednorazowym zabiegu miejscowej krioterapii przy użyciu nadmuchu ciekłego azotu o temperaturze w miejscu wylotu -180°C , aplikowanego przez 60 sekund na chorobowo zmieniony staw nadgarstkowy i przedramię [13]. Oceny siły mięśniowej dokonywano przez określenie średnich gęstości zapisu elektromiograficznego (EMG) uzyskanego w trakcie maksymalnego wysiłku z mięśnia zginacza łokciowego nadgarstka lewego. Badanie elektromiograficzne wykonane godzinę po zabiegu krioterapii miejscowej wykazało zwiększenie siły mięśniowej wyrażające się wzrostem gęstości i/lub wzrostem amplitudy zapisu wysiłkowego u 50% pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów, przy braku podobnego wzrostu u większości (60%) zdrowych osób z grupy kontrolnej. Uzyskanemu efektowi towarzyszyła wyraźna poprawa sprawności ruchowej chorych, zmniejszenie sztywności stawów i wyraźne zmniejszenie nasilenia bólu.

W kolejnej pracy oceniano wpływ krioterapii miejscowej na siłę mięśni zginających i prostujących staw kolanowy u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów [14]. Badanie zostało przeprowadzone na 134 stawach kolanowych u 68 pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów w okresie II lub III wg Steinbrockera. Krioterapia była stosowana u 48 chorych, pozostałych 20 pacjentów stanowiących grupę kontrolną leczono za pomocą pól elektromagnetycznych (terapuls). Zabiegi krioterapii miejscowej były wykonywane dwukrotnie w ciągu dnia w odstępach 3-godzinnych i trwały od 60 do 180 sekund. Po każdym zabiegu krioterapii i terapulsu stosowano kinezyterapię. Po dwóch tygodniach krioterapii u chorych stwierdzono większy wzrost siły aktywnej mięśni w porównaniu do pacjentów leczonych terapulsem. Kontynuacja krioterapii przez kolejne dwa tygodnie spowodowała dalsze zwiększenie siły aktywnej mięśni, natomiast siła pasywna mięśni prostujących i zginających staw kolanowy po 2-tygodniowej terapii uległa obniżeniu w obu grupach chorych, nie wykazując znamienych statystycznie różnic pomiędzy obiema grupami. Kontynuacja krioterapii przez kolejne dwa tygodnie spowodowała dalsze zmniejszenie siły pasywnej mięśni.

W innej pracy porównywano efekty stosowania zabiegów krioterapii miejscowej i leczenia z wykorzystaniem pasty borowinowej u chorych z różnym stopniem zaawansowania reumatoidalnego zapalenia stawów [15]. Badanie objęło 78 chorych dobranych losowo do dwóch grup, z których pierwsza poddawana była zabiegom z użyciem pasty borowinowej, a druga – krioterapii miejscowej. Analiza końcowa dotyczyła 73 chorych, gdyż ze względu na wystąpienie w trakcie obserwacji zaostrzenia choroby (wzrost OB) z pierwszej grupy wykluczono dwóch pacjentów, a z drugiej trzech. Większość badanych w obydwu grupach stanowiły kobiety, a średni wiek

pacjentów wynosił odpowiednio: w grupie pierwszej $53,0 \pm 11,6$ lat, w grupie drugiej $55,4 \pm 9,8$ lat. W obydwu grupach pacjenci poddani byli łącznie osiemnastu zabiegom w seriach obejmujących pięć codziennych zabiegów w tygodniu, z przerwą sobotnio-niedzielną. W grupie pierwszej zabiegi polegały na stosowaniu okładów z pasty borowinowej o temperaturze 38°C na zajęte procesem chorobowym stawy, codziennie przez 30 minut. W drugiej grupie na okolicę zmienionego chorobowo stawu aplikowano ciekły azot generowany przez aparat Kriopol o temperaturze około -160°C , codziennie przez 2–3 minuty. Niezależnie od stosowanych metod fizykoterapeutycznych, pacjentów obydwu grup poddawano kinezyterapii (obejmującej: ćwiczenia indywidualne bierne i czynne oraz ćwiczenia zbiorowe z uwzględnieniem przede wszystkim stawów kończyn górnych i dolnych) trwającej około 45–60 minut dziennie. Ponadto stosowano odpowiednio dobraną farmakoterapię, zależną od zaawansowania procesu zapalnego. Przed cyklem terapii oraz po jego zakończeniu u chorych wykonywano 100-punktowy test funkcjonalny układu ruchu oceniający wszystkie stawy kończyn dolnych i górnych oraz badano nasilenie obrzęków w każdym stawie zajęтым procesem chorobowym w skali od 0 do 3 punktów (maksymalnie 72 punkty), natężenie bólu w każdym zmienionym chorobowo stawie w skali od 0 do 3 punktów (maksymalnie 72 punkty) oraz poranną sztywność stawową łącznie we wszystkich stawach (również w skali od 0 do 3 punktów). Lepszy był stan funkcjonalny stawów wiązał się z przyznaniem większej liczby punktów. Niezależnie od prób czynnościowych, w obu grupach chorych zarówno przed, jak i po zakończeniu cyklu zabiegów wykonywano badania laboratoryjne krwi: OB oraz morfologię z oceną liczby płytek krwi. W wyniku zastosowanego cyklu zabiegów w obu grupach chorych stwierdzono znamienne statystycznie zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych stawów i zmniejszenie nasilenia obrzęków, a także poprawę zakresu ruchomości w zmienionych zapalnie stawach. Równocześnie w obydwu grupach chorych obserwowano spadek wartości OB, znamienne statystycznie jedynie w grupie leczonej okładami z pasty borowinowej, zwłaszcza w przypadku znacznego zaawansowania zmian stawowych.

Bardzo dobry efekt przeciwbólowy leczenia zimnem wykazano również w pracy, w której u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów krioterapię stosowano w ramach kompleksowej terapii usprawniającej oraz w pracy, w której 23 pacjentów poddano miejscowej krioterapii przy użyciu aparatu Kriosan z zastosowaniem par ciekłego azotu aplikowanych na wszystkie bolesne stawy i u większości obserwowano zmniejszenie dolegliwości bólowych ocenianych w specjalnie opracowanej skali punktowej [16].

Korzystny wpływ temperatur kriogenicznych wykazano również u dzieci z dysfunkcją stawów biodrowych i kolanowych w przebiegu młodzieńczego przewlekłego zapalenia stawów [17]. Badaniem zostało objętych 40 dzieci w wieku 7–18 lat, u których nie stosowano w ciągu ostatnich dwóch miesięcy fizykoterapii. W czasie badania nie zmieniano dotychczasowego leczenia farmakologicznego. Chorych poddano fizykoterapii w formie krioterapii bądź terapulsu, a następnie kinezyterapii.

Po 2-tygodniowym okresie leczenia porównanie skuteczności terapeutycznej krioterapii miejscowej i terapulsu przemawiało zdecydowanie na korzyść krioterapii.

Niezależnie od poprawy stanu klinicznego chorych związanego z silnym działaniem przeciwbólowym i przeciwozrzętkowym prowadzącym do poprawy sprawności i zakresu ruchów zmienionych zapalnie stawów, istotne znaczenie dla końcowego efektu leczenia u chorych z reumatoidalnym zapaleniem stawów ma potencjalny wpływ krioterapii na czynność układu immunologicznego. Wyniki badań w tym zakresie są niejednoznaczne. W jednym z badań wykazano, że 3-tygodniowy cykl krioterapii miejscowej nie wywołuje u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów znamienych różnic stężenia seromukoidu oraz udziału frakcji α_2 globulin w porównaniu do wartości wyjściowych, sprzed krioterapii [18]. Natomiast w badaniach pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów poddanych 2-tygodniowemu cyklowi krioterapii ogólnoustrojowej uzyskano znamienne statystycznie obniżenie stężenia seromukoidu oraz wzrost udziału frakcji α_1 globulin w proteinogramie [19].

W kolejnej pracy badano wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na nasilenie bólu, aktywność choroby, stan funkcjonalny narządu ruchu oraz stężenie cytokin prozapalnych (czynnik martwicy nowotworów α -TNF α , interleukina IL-1) u chorych z reumatoidalnym zapaleniem stawów w fazie aktywnej [20]. Pacjenci zostali poddani 9 zabiegom krioterapii ogólnoustrojowej w ciągu 5 dni (czas pierwszego zabiegu wynosił 90 s, a następnie był stopniowo wydłużany do 2,5 min). U chorych stwierdzono znamiennej redukcję dolegliwości bólowych, zmniejszenie aktywności choroby oraz istotnie statystycznie zmniejszenie stężenia cytokin prozapalnych. Objawy uboczne krioterapii ogólnoustrojowej (ból głowy oraz uczucie chłodu) obserwowano jedynie u 2 pacjentów.

14.3. Zesztywniające zapalenie stawów kręgosłupa

W badaniach własnych oceniano zachowanie się wybranych markerów stanu zapalnego w grupie pacjentów z zesztywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa poddanych cyklowi krioterapii ogólnoustrojowej [21, 22]. Pacjenci z rozpoznaniem zesztywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa (ZZSK) kierowani byli przez Poradnię Reumatologiczną do Katedry i Kliniki Chorób Wewnętrznych i Medycyny Fizycznej ŚAM w Bytomiu celem kwalifikacji do krioterapii ogólnoustrojowej. Na podstawie wywiadu, badania fizykalnego oraz badań dodatkowych do krioterapii ogólnoustrojowej zakwalifikowano siedmiu chorych mężczyzn. Każdy z badanych został poinformowany o charakterze i celu badania oraz wyraził pisemną zgodę na jego przeprowadzenie. Średnia wieku pacjentów wynosiła $45,2 \pm 5,4$ lat, a średni czas trwania choroby od momentu jej rozpoznania $17,3 \pm 6,0$ lat.

W dniu poprzedzającym rozpoczęcie cyklu zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w krwi chorych oznaczono: stężenia następujących parametrów biochemicznych charakteryzujących czynność układu immunologicznego: białka C-reaktywnego (CRP), seromukoidu, fibrynogenu, panelu immunologicznego (immunoglobulina IgG, IgA, IgM, frakcje dopełniacza C3 i C4) oraz proteinogram.

Następnie pacjentów poddano cyklowi codziennych zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze -130°C trwających dwie minuty przez dziesięć kolejnych dni, z dwudniową przerwą po pięciu pierwszych zabiegach. Bezpośrednio po każdym zabiegu krioterapii odbywała się 60-minutowa kinezyterapia prowadzona według indywidualnego schematu rehabilitacyjnego. Zabiegi krioterapii ogólnoustrojowej oraz kinezyterapia były wykonywane w Śląskim Centrum Rehabilitacji i Medycyny Fizykalnej w Rudzie Śląskiej.

U wszystkich pacjentów poddanych krioterapii obserwowano istotną poprawę kliniczną w postaci zmniejszenia dolegliwości bólowych ze strony stawów kręgosłupa, co umożliwiło wdrożenie odpowiedniego programu kinezyterapii, poprawę samopoczucia oraz nastroju, a także – stwierdzaną w wykonywanych pomiarach – poprawę ruchomości kręgosłupa i klatki piersiowej ze wzrostem pojemności oddechowej płuc.

W momencie rozpoczęcia krioterapii chorym zalecano kontynuację dotychczasowego leczenia farmakologicznego, natomiast w trakcie trwania cyklu zabiegów obserwowano wyraźne zmniejszenie zapotrzebowania na preparaty przeciwzapalne i przeciwbólowe. Zabiegi krioterapii były dobrze tolerowane przez wszystkich chorych, u żadnego z nich nie obserwowano istotnych powikłań ani działań ubocznych po stosowanej terapii. W pierwszym dniu po zakończeniu pełnego cyklu krioterapii u pacjentów wykonywano ponownie badania biochemiczne według ustalonego uprzednio schematu.

Przeprowadzone badania wykazały znamieny statystycznie spadek stężenia białka C-reaktywnego (CRP), seromukoidu oraz immunoglobulin IgA i IgG, a także znamieny statystycznie wzrost udziału frakcji α_1 globulin w proteinogramie. Obserwowany spadek stężenia białek ostrej fazy oraz immunoglobulin w surowicy chorych stanowić może pośrednio potwierdzenie działania przeciwzapalnego krioterapii ogólnoustrojowej u tych chorych.

W kolejnych badaniach naszego ośrodka na liczniejszym materiale klinicznym 16 mężczyzn z ZZSK w III i IV okresie zaawansowania choroby (średnia wieku 47,4 lat) analizowano wpływ krioterapii ogólnoustrojowej z następową kinezyterapią na zachowanie się wskaźników ruchomości kręgosłupa oraz na subiektywną ocenę skuteczności leczenia [23, 24, 25]. Uzyskane wyniki porównywano z rezultatami w grupie 16 mężczyzn z ZZSK w zbliżonym wieku i o podobnym stopniu zaawansowania choroby i wieku, poddanych jedynie kinezyterapii.

Cykl zabiegów obejmował, w zależności od badanej grupy, dziesięć (wykonywanych codziennie przez 5 dni w tygodniu, z przerwą sobotnio-niedzielną)

dwuminutowych wejść do kriokomory o temperaturze -120°C i/lub 60-minutowy zestaw usprawniających ćwiczeń ruchowych.

W dniu poprzedzającym rozpoczęcie cyklu krioterapii i/lub kinezyterapii oraz powtórnie w pierwszym dniu po jego zakończeniu u wszystkich badanych dokonywano w sposób rutynowy pomiarów: zakresu ruchomości piersiowego odcinka kręgosłupa w teście Otta, zakresu ruchomości lędźwiowego odcinka kręgosłupa w teście Schobera, odległości palec-podłoga, zakresu ruchomości oddechowej klatki piersiowej, zakresu rotacji odcinka szyjnego kręgosłupa, odległości broda-klatka piersiowa, zakresu zgięcia bocznego w odcinku lędźwiowym kręgosłupa odległości potylicy-ściana. Ponadto po zakończeniu cyklu terapii pacjenci wypełniali anonimowo ankiety mające na celu subiektywną ocenę efektywności leczniczej krioterapii ogólnoustrojowej oraz kinezyterapii. Ankieta obejmowała pytania o datę zachorowania, ewentualną farmakoterapię przed rozpoczęciem badania, określenie efektu leczenia (możliwość wyboru: znaczna poprawa, poprawa, brak poprawy, pogorszenie). W ostatnich dwóch punktach badani określali na czym polegała poprawa lub pogorszenie ich stanu oraz jakie ewentualne negatywne doznania subiektywne odczuwali w trakcie terapii. Po zakończeniu leczenia w obu grupach chorych obserwowano znamiennej poprawę wartości wszystkich badanych wskaźników ruchomości kręgosłupa.

W grupie chorych poddanych jedynie kinezyterapii skala uzyskanej poprawy w zakresie poszczególnych wskaźników była zbliżona i wynosiła 6,1–25,9% wartości wyjściowych. Natomiast w grupie chorych poddanych krioterapii ogólnoustrojowej procentowa zmiana wartości wskaźników ruchomości kręgosłupa była znacznie większa przewyższając odpowiednie wartości w grupie chorych poddanych jedynie zabiegiem kinezyterapii 2–7-krotnie. Dotyczyło to zwłaszcza wskaźników charakteryzujących ruchomość kręgosłupa piersiowego i lędźwiowego takich jak: zakres ruchomości piersiowego odcinka kręgosłupa w teście Otta, zakresu ruchomości oddechowej klatki piersiowej, zakresu ruchomości lędźwiowego odcinka kręgosłupa w teście Schobera oraz zakresu zgięcia bocznego w odcinku lędźwiowym kręgosłupa, w przypadku których zmiana wartości w stosunku do wartości wyjściowych w tej grupie wynosiła odpowiednio 75,9, 46,6, 62,5 i 28,9%. W grupie chorych z ZZSK poddanych zabiegom krioterapii ogólnoustrojowej z równoczesną kinezyterapią znaczną poprawę subiektywną odczuło 56,25%, a poprawę 37,5% pacjentów. Brak poprawy wystąpił jedynie u 6,25% chorych. Natomiast w grupie chorych z ZZSK, u których prowadzono jedynie kinezyterapię znaczną poprawę stwierdziło 25%, a poprawę 68,75% pacjentów. Brak poprawy w tej grupie wystąpił u 18,75% badanych.

U chorych z ZZSK poddanych krioterapii ogólnoustrojowej z następującą po niej kinezyterapią najwyraźniejsza, znamiennej statystycznie poprawa dotyczyła głównie zmniejszenia nasilenia oraz częstości występowania dolegliwości bólowych, a także relaksacji i poprawy jakości zasypiania i snu. Ponadto znaczącą poprawę kliniczną obserwowano w zakresie zmniejszenia rozmiarów obrzęków okołostawowych oraz skracania czasu trwania sztywności porannej, a także poprawy sprawności fizycznej.

Efekty terapii w zakresie powyższych objawów były wyraźnie lepsze w porównaniu z grupą chorych, u których stosowano jedynie kinezyterapię.

U żadnego z chorych poddanych zabiegom krioterapii ogólnoustrojowej nie stwierdzono negatywnych doznań w trakcie trwania zabiegów ani istotnych powikłań lub działań ubocznych stosowanej terapii.

W innej pracy u 52 chorych z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa miejscową krioterapię włączono do skojarzonego leczenia obejmującego naprzemienienie (w sposób skrzyżowany) farmakoterapię niesterydowymi lekami przeciwzapalnymi oraz rehabilitację ruchową [26]. Krioterapia stosowana była dwukrotnie w ciągu dnia w formie nawiewu gazu chłodzącego o temperaturze od -130°C do -160°C na okolicę całego kręgosłupa wraz ze stawami krzyżowo-biodrowymi oraz zajętych przez proces zapalny stawów obwodowych. W wyniku zastosowanej miejscowej krioterapii uzyskano silny efekt przeciwbólowy znacznie ułatwiający rehabilitację ruchową, nie potwierdzono natomiast istotnego działania przeciwzapalnego.

14.4. Zapalenia okołostawowe

Korzystne efekty terapeutyczne uzyskano także stosując krioterapię miejscową z wykorzystaniem par ciekłego azotu o temperaturze -170°C u 15 chorych z zespołem bolesnego barku w przebiegu *periarthritis humeroscapularis* [27]. U każdego pacjenta cykl leczenia obejmował 20 codziennych zabiegów miejscowej krioterapii trwających 3 minuty z następową gimnastyką leczniczą trwającą każdorazowo 30–60 minut i obejmującą początkowo ćwiczenia czynne w odciążeniu stawu barkowego, a następnie, w dalszym etapie rehabilitacji – także ćwiczenia wspomagane. W wyniku zastosowanej terapii uzyskano poprawę zakresu ruchów w stawie barkowym (najwyraźniejszą w zakresie ruchu zginania, następnie ruchów odwodzenia, a najslabszą w zakresie ruchów rotacji), która pomimo, że nie doprowadziła do wartości fizjologicznych, pozwoliła na uzyskanie użytecznych zakresów ruchu wystarczających dla bezbólowego wykonywania podstawowych czynności. Wspomniany efekt terapeutyczny spowodował wyraźne zniesienie bólu, umożliwiając wczesne wprowadzenie ćwiczeń leczniczych oraz przyczyniając się do pozytywnej subiektywnej oceny stosowanej terapii.

Korzystny wpływ cyklu 15 codziennych zabiegów krioterapii miejscowej trwających 3 minuty z następowymi ćwiczeniami czynnymi stawu barkowego w odciążeniu (w płaszczyznach strzałkowej, czołowej i poprzecznej) u 18 chorych z zespołem bolesnego barku potwierdzono również w kolejnej pracy [28]. Po zakończeniu leczenia uzyskano zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych średnio o 2,5 pkt. w 6-stopniowej skali wg Domžala, a także poprawę zakresu ruchów w stawach obręczy barkowej ocenianego metodą SFTR – wyraźną w przypadku ruchu zginania w płaszczyźnie poprzecznej ($33,3^{\circ}$) i ruchu rotacji zewnętrznej ($17,7^{\circ}$) oraz

nieznaczną w przypadku ruchu zginania w płaszczyźnie strzałkowej ($3,3^\circ$), ruchu odwodzenia w płaszczyźnie czołowej ($2,9^\circ$), ruchu prostowania w płaszczyźnie poprzecznej (2°) i ruchu rotacji wewnętrznej ($1,5^\circ$).

14.5. Choroby metaboliczne kości

Wpływ terapeutyczny krioterapii miejscowej badano także u pacjentów z chondromalacją rzepki [3]. Badaniem objęto 23 chorych w wieku od 14 do 40 lat. U każdego pacjenta stosowano przez 3 tygodnie cykl codziennych, 3-minutowych zabiegów krioterapii na staw kolanowy i mięśnie uda. Bezpośrednio po krio zabiegach pacjenci byli poddawani ćwiczeniom o charakterze statycznym i dynamicznym oszczędzających chrząstkę. Do oceny wyników leczniczych stosowano: próbę chodzenia do 1 km, próbę wchodzenia i schodzenia ze schodów do I piętra, test Waldrona (test dynamiczny), objaw Clarka (test statyczny) oraz objaw Frunda (test opukiwania). Ustąpienie dolegliwości bólowych stwierdzono u 47,8–87,0% chorych, w zależności od stosowanego testu. Wydaje się, że ustąpienie bólu lub zmniejszenie jego nasilenia u tych chorych może świadczyć pośrednio o pobudzającym wpływie skojarzonego stosowania krioterapii i kinezyterapii na syntezę substancji międzykomórkowej chrząstki i stymulację tworzenia blizny chrzęstno-włóknistej.

W innej pracy leczeniu za pomocą 2-minutowych zabiegów krioterapii miejscowej z następowym cyklem ćwiczeń usprawniających poddano 25 chorych z zespołem bólowym w przebiegu osteomalacji stawu rzepkowo-udowego [29]. Oceniano występowanie objawów chondromalacji rzepki oraz czynność stawu kolanowego z zastosowaniem skali S. Wernear. U większości chorych po zastosowaniu krioterapii uzyskano ustąpienie lub znaczne złagodzenie dolegliwości bólowych, co pozwoliło na wczesne podjęcie leczenia usprawniającego i doprowadziło do wzmocnienia siły prostowników stawu kolanowego.

Korzystne efekty krioterapii pod postacią silnego działania przeciwbólowego, zmniejszenia wzmożonego napięcia mięśniowego, zwłaszcza w zakresie mięśni przykręgosłupowych oraz poprawy sprawności narządu ruchu, w tym głównie kręgosłupa, wykorzystywane są także w leczeniu osteoporozy [4].

Występujące pod wpływem stosowanej krioterapii zmniejszenie nasilenia bólu i regulacja napięcia mięśniowego grup mięśniowych w obrębie kręgosłupa, pośladków i brzucha sprzyja utrzymywaniu poprawnej postawy i zapobiega klinowaceniowi trzonów kręgosłupa, prowadzącemu do nieodwracalnej deformacji sylwetki u chorych z osteoporozą.

14.6. Fibromialgia

W leczeniu fibromialgii – obok szeroko stosowanej farmakoterapii ukierunkowanej głównie na łagodzenie dolegliwości bólowych towarzyszących tej jednostce chorobowej coraz częściej stosowane są metody fizykalne, pozwalające nie tylko na zmniejszenie dolegliwości bólowych, ale również na skuteczną redukcję przewlekłego zmęczenia, poprawę siły mięśniowej oraz eliminację zaburzeń snu i ogólnego osłabienia, będących konsekwencją przewlekłe toczącego się procesu chorobowego.

Korzystne działanie lecznicze zarówno miejscowej, jak i ogólnoustrojowej krioterapii, która, włączona do kompleksowego leczenia następstw fibromialgii, wywoływała silny efekt przeciwbólowy powodujący zmniejszenie nasilenia zarówno miejscowych, jak i uogólnionych dolegliwości bólowych i przyczyniła się do skutecznego spowolnienia przebiegu choroby, wykazano m.in. w pracy [30]. Przydatność temperatur kriogenicznych w leczeniu fibromialgii potwierdzono także w badaniu [31], w którym u dwudziestu pacjentów z pierwotną fibromialgią stosowano na okolicę barków i kręgosłupa szyjnego krioterapię miejscową w postaci 10-minutowego nawiewu parami ciekłego azotu o temperaturze -150°C raz dziennie przez dwa tygodnie, a następnie kinezyterapię. Po zakończonym cyklu leczenia u wszystkich chorych obserwowano znamiennej statystycznie poprawę w zakresie nasilenia bólu i sztywności mięśni oraz uczucia zmęczenia.

W kolejnej pracy u pacjentów z uogólnioną fibromialgią porównano skuteczność leczniczą krioterapii ogólnoustrojowej i okładów borowinowych [32]. Efektywność terapii oceniano w oparciu o subiektywne odczucie nasilenia bólu w analogowej skali wzrokowej i na podstawie wartości tzw. wskaźnika bólu, a także w oparciu o wyniki dolorymetrii prowadzonej w 24 punktach pomiarowych wrażliwości na bolesność uciskową. U chorych poddanych krioterapii stwierdzono znamiennej poprawę w zakresie wartości pomiarów dolorymetrycznych oraz zmniejszenie subiektywnego odczucia nasilenia bólu utrzymującego się przez 2 godziny po zakończeniu aplikacji zimna oraz występującego w zauważalny sposób jeszcze po 24 godzinach od zakończenia krioterapii. Natomiast u chorych poddanych działaniu okładów borowinowych obserwowano jedynie dyskretne obniżenie wartości wskaźnika bólu występujące bezpośrednio po zakończeniu zabiegu.

W innej pracy tego ośrodka 37 chorych z fibromialgią pierwotną (32 kobiety i 5 mężczyzn w wieku 25–64 lat) poddano kompleksowemu programowi leczenia obejmującemu uogólnioną krioterapię w postaci nawiewu parami ciekłego azotu i powietrza o temperaturze -150°C stosowaną dwa razy dziennie przez 3–5 minut, masaż klasyczny, gimnastykę ogólną oraz ćwiczenia ogólne w basenie kąpielowym [33]. Przed terapią i po czterech tygodniach kompleksowego leczenia oceniano intensywność bólu za pomocą wizualnej skali analogowej VAS, bolesność anatomicznych punktów *tender points* przy użyciu dolorymetru, intensywność objawów wegeta-

tywnych i funkcjonalnych w skali punktowej (uczucie zimnych rąk i stóp, suchość w jamie ustnej, nadmierne pocenie się, zawroty głowy zaburzenia snu, zaparcia lub biegunki, uczucie niemiarewej pracy serca, uczucie braku powietrza, parestezje, dolegliwości dysuryczne, bóle głowy lub migrena), ruchomość kręgosłupa (pomiar odległości palec-podłoga, ruchomość odcinka lędźwiowo-krzyżowego – objaw Schobera, ruchomość boczna – objaw Domniana), a także siłę mięśniową ocenianą za pomocą dynamometru (siła izometryczna, siła izokinetyczna, wytrzymałość i praca mięśni). Wykazano znamienne zmniejszenie intensywności odczuwanego bólu (o prawie 25%), nieznamienne zmniejszenie wrażliwości badanych *tender points*, zmniejszenie intensywności objawów wegetatywnych i funkcjonalnych, nieznaczne zwiększenie ruchomości bocznej kręgosłupa i zmniejszenie odległości palec-podłoga, a także zwiększenie siły izometrycznej i izokinetycznej oraz wytrzymałości i wartości parametrów odpowiadających pracy mięśniowej.

W kolejnym badaniu cyklowi 20 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C do -150°C trwających 2–3 minuty, z następową godzinną kinezyterapią poddano 15 kobiet z fibromialgią pierwotną [34]. Po zakończeniu leczenia obserwowano zmniejszenie napięcia odczuwanego bólu w 10-stopniowej skali VAS z 6,4 przed leczeniem do 5,2 po 10 zabiegach i 3,1 pkt. po 20 zabiegach, a także zmniejszenie liczby bolesnych punktów z 12,4 przed leczeniem do 8,1 po 10 zabiegach i 5,9 po 20 zabiegach. Wszystkie pacjentki zgłaszały subiektywną poprawę stanu zdrowia.

14.7. Choroba zwyrodnieniowa stawów

Zmiany zwyrodnieniowe stawów o różnym podłożu i towarzyszące im dolegliwości stanowią jedno z podstawowych wskazań do stosowania krioterapii – zarówno miejscowej, jak i ogólnoustrojowej. Rodzaj stawu zajętego procesem zwyrodnieniowym wydaje się być bez znaczenia dla możliwości wykorzystania terapii zimnem oraz jej skuteczności, gdyż korzystne efekty lecznicze uzyskiwano bez względu na lokalizację i wielkość stawów poddawanych krioterapii.

W jednej z prac oceniano wpływ zastosowania miejscowej krioterapii na wielkość obrzęku chorego stawu kolanowego, zakres ruchomości czynnej i biernej w zmienionym stawie oraz subiektywne odczuwanie bólu [35]. Do badania włączono 24 kobiety w wieku 45–72 lat z chorobą zwyrodnieniową stawów kolanowych (jednego lub obu). Zmiany zwyrodnieniowe w 10 przypadkach miały podłoże pourazowe, w czternastu pozostałych były spowodowane reumatoidalnym zapaleniem stawów. U przeważającej części chorych występowały zaburzenia chodu wynikające z silnych dolegliwości bólowych. Sześć pacjentek poruszało się przy pomocy kul, czternaście chorych wyraźnie utykało, a u jedenastu pozostałych występował chód kołyszący. Wszystkie

chore poddano cyklowi dziesięciu zabiegów krioterapii miejscowej w połączeniu z ćwiczeniami usprawniającymi. Badanie pacjentek obejmowało: pomiar obwodów stawu kolanowego odpowiednio nad rzepką, przez środek rzepki i pod rzepką, pomiar długości względnej i bezwzględnej kończyny, ocenę zakresu ruchomości czynnej i biernej stawu kolanowego przy użyciu goniometru, wykonaniu testów czynnościowych polegających na wchodzeniu po schodach i schodzeniu w dół oraz wykonaniu klęku prostego i przysiadów. W czasie testów czynnościowych chore określały stopień nasilenia bólu według 5-stopniowej skali Laitinena, a dystans określano liczbą stopni lub przysiadów wykonanych przed wystąpieniem bólu. W trakcie zabiegów trwających każdorazowo 3 minuty na staw kolanowy chorej kończyny ułożonej w pozycji 25% zgięcia w stawie kolanowym kierowano strumień mieszanki rozpylonego ciekłego azotu i powietrza o temperaturze -190°C za pomocą specjalnego aplikatora z odległości 10–20 cm. Po zakończeniu krioterapii miejscowej stosowano kinezyterapię w formie ćwiczeń stawu kolanowego w odciążeniu, ćwiczeń izometrycznych mięśnia czworogłowego oraz ćwiczeń czynnych zginaczy i prostowników stawu kolanowego.

Po dziesięciu zabiegach krioterapii miejscowej z następową kinezyterapią u pacjentek uzyskano zmniejszenie nasilenia obrzęku chorego stawu wyrażające się zmniejszeniem obwodów stawów średnio o około 1 cm. Ponadto u chorych zaobserwowano wyraźne zwiększenie zakresu ruchomości chorego stawu. W teście czynnościowym „chodzenie po schodach” jedynie u dwóch chorych wykazano ból podczas wchodzenia po schodach, a u siedmiu – podczas schodzenia, podczas gdy przed zabiegami wszystkie chore odczuwały w trakcie testu dolegliwości bólowe. W czasie testu przysiadów tylko cztery pacjentki skarżyły się na ból w pierwszej fazie przysiadu, a siedem w drugiej fazie w porównaniu do 23 pacjentek zgłaszających tę dolegliwość przed terapią. W teście klęku prostego przed zabiegiem wszystkie chore odczuwały ból, a po zabiegach krioterapii jedynie sześć pacjentek odczuwało ból przy przejściu do klęku, 14 – w czasie klęku, a 16 przy wstawianiu z klęku. Korzystny okazał się również efekt przeciwbólowy zabiegów – wszystkie chore odczuwały znaczne zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych pod postacią przejścia ze stopnia bólu nie do wytrzymania w ból silny lub łagodny wg skali Laitinena. Po zabiegach poprawie uległ także chód pacjentek – większość z nich przestała utykać, a cztery spośród sześciu przestały używać kul.

W kolejnej pracy miejscową krioterapię wykorzystano u 35 chorych ze zmianami zwyrodnieniowymi stawów kolanowych (u 14 chorych zmiany dotyczyły obu stawów, a u pozostałych – jednego) [36]. W wyniku zastosowania cyklu terapeutycznego obejmującego przeciętnie 15 codziennych zabiegów krioterapii trwających 3 minuty na każdy staw z następową kinezyterapią, uzyskano znaczny wzrost siły mięśni prostowników, a w nieco mniejszym stopniu również zginaczy stawu kolanowego, przewyższający prawie 3-krotnie odpowiednie wartości w grupie chorych poddanych tradycyjnej fizykoterapii obejmującej okłady parafinowe, naświetlanie promieniami IR, ultradźwięki i impulsowe pole magnetyczne wielkiej częstotliwości. Obserwowano

przy tym indywidualne różnice przyrostu siły mięśniowej, które prawdopodobnie były uwarunkowane stopniem zaawansowania procesu zwyrodnieniowego stawów kolanowych.

W innym badaniu w leczeniu 32 chorych z zespołem przeciążeniowym rzepkowudowym stosowano krioterapię miejscową (20 zabiegów z nawiewem par azotu o temperaturze -196°C trwających 3 minuty) lub krioterapię ogólnoustrojową (20 zabiegów w temperaturze -110°C wykonywanych 5 razy w tygodniu i trwających 3 minuty) z następującym po nich odpowiednio zaplanowanym programem usprawniania o łącznym czasie trwania 35 minut [37]. W grupie leczonej zabiegami krioterapii miejscowej obserwowano wyrównanie różnic obwodów kończyn dolnych u 66% chorych, a w grupie leczonej zabiegami krioterapii ogólnoustrojowej aż u 90% chorych. W grupie chorych poddanych krioterapii miejscowej wyniki testów diagnostycznych (test statyczny – objaw Clarka, test dynamiczny Waldrona i test opukiwania – objaw Frunda) uległy poprawie z odpowiednio 88, 100 i 100% wyników dodatnich przed leczeniem do 12, 12 i 20% wyników dodatnich po leczeniu. Wyniki testów czynnościowych wskazujących na stabilność rzepekki: (test przemieszczenia rzepekki, objaw Zohlana, test Mc Connella) w tej grupie chorych uległy poprawie z odpowiednio 87, 67 i 67% wyników dodatnich przed leczeniem do 33, 33 i 73% wyników dodatnich po zakończeniu leczenia. W grupie chorych leczonych kriostymulacją ogólnoustrojową wyniki testów diagnostycznych uległy poprawie z odpowiednio 100, 70 i 100% wyników dodatnich przed leczeniem do 20, 20 i 12% wyników dodatnich po leczeniu, a wyniki testów czynnościowych w tej grupie chorych uległy poprawie z odpowiednio 88% wyników dodatnich przed leczeniem do 45% wyników dodatnich po zakończeniu leczenia. Wyniki tego badania potwierdzają porównywalną skuteczność obu form krioterapii w leczeniu dolegliwości bólowych i zaburzeń funkcji stawu kolanowego w przebiegu ocenianego zespołu przeciążeniowego.

W kolejnym badaniu wykazano, że temperatury kriogeniczne wykazują również korzystny wpływ terapeutyczny u pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi stawów kręgosłupa szyjnego [38]. U trzydziestu chorych z zespołami bólowymi szyjnego odcinka kręgosłupa i typowym promieniowaniem bólu do potylicy lub kończyn górnych stosowano przez sześć tygodni terapię w postaci zimnych okładów żelowych z następową kinezyterapią lub zabiegi ciepłe z identyczną kinezyterapią. W grupie chorych, u których zastosowano leczenie zimnem, stwierdzono znacznie intensywniejsze ustępowanie objawów wzmożonego napięcia mięśni przykręgosłupowych, co wpływało na wyraźne obniżenie u nich progu odczuwania bólu.

W innej pracy u 37 chorych ze zdiagnozowanymi przewlekłymi zmianami zwyrodnieniowo-dyskopatycznymi kręgosłupa poddanych cyklowi 10–30 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C do -150°C , trwających 1–3 minuty, z następującą po nich 45-minutową gimnastyką uzyskano poprawę czynności mięśni prostowników i mięśni zginaczy kręgosłupa ocenianą na stanowisku do badań izokinetycznych przy 2 różnych prędkościach ruchu, odpowiednio u 84 i 73%

chorych (przy prędkości 90°/s) oraz u 78 i 73% chorych (przy prędkości 120°/s) [39]. Przy mniejszej prędkości ruchu maksymalny moment siły mięśni zginaczy zwiększył się o 16,7 N·m, a mięśni prostowników o 50,1 N·m. Z kolei całkowita praca mięśni zginaczy zwiększyła się o 46,2 J, a mięśni prostowników o 167,9 J. Przy większej prędkości ruchu odpowiednie parametry zwiększyły się odpowiednio o 12,7 N·m i 47,9 J dla mięśni zginaczy oraz o 44,2 N·m i 143 J dla mięśni prostowników. Ponadto u 97% chorych obserwowano istotne zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych z 6 do 3 pkt. w skali VAS.

W następnym badaniu u 20 chorych z zespołem przeciążeniowym kręgosłupa poddanych cyklowi 20 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze -130°C trwających 3 minuty z następową kinezyterapią oraz ćwiczeniami na ergometrze w pozycji leżącej uzyskano zmniejszenie bolesności palpacyjnej więzadeł miednicy (o 20%) oraz obniżenie wzmożonego napięcia mięśni miednicy (o 30%) [40].

W kolejnej pracy, w której grupę 496 chorych obojga płci w wieku 18–82 lat ze schorzeniami narządu ruchu o różnej etiologii (głównie zmianami zwyrodnieniowymi stawów kręgosłupa i kończyn) poddano cyklowi 20–30 codziennych zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej (temperatura -130°C, czas trwania zabiegu 2–3 minuty), po których wykonywano 15-30-minutową kinezyterapię, po miesiącu od zakończenia leczenia obserwowano zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych ocenianych w skali wzrokowo-analogowej VAS średnio o 54,8%, poprawę sprawności chodu ocenianą w subiektywnej 3-stopniowej skali u 88,9% chorych, a także wysoki poziom satysfakcji pacjentów z zastosowanej terapii wynoszący średnio 6,7 punktu w 10-stopniowej skali [41]. Najlepsze efekty terapeutyczne uzyskano u chorych ze zmianami o charakterze pourazowym, u których redukcja bólu wynosiła średnio 63,8%.

Korzystne efekty krioterapii ogólnoustrojowej w leczeniu zespołu bólowego kręgosłupa lędźwiowego potwierdzono również w pracy, w której u chorych poddanych 10 zabiegom krioterapii wykazano przy pomocy kamery termowizyjnej zmiany profilu temperatury skóry zmienionej chorobowo okolicy wskazujące na ustępowanie stanu zapalnego [42].

Porównanie efektywności terapeutycznej cyklu 20 zabiegów krioterapii miejscowej i ogólnoustrojowej z towarzyszącym leczeniem kinezyterapeutycznym u 16 chorych z bólem przewlekłym w przebiegu zmian zwyrodnieniowych o lokalizacji wielostawowej, trwającym co najmniej 2 lata i leczonym jedynie zachowawczo, potwierdziło zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych ocenianego za pomocą 10-punktowej skali kwestionariusza McGilla oraz 4-punktowej skali oceny czynnościowego bólu występującego w trakcie wykonywania wybranych podstawowych czynności życiowych pod wpływem obu metod krioterapii, przy czym Krioterapia ogólnoustrojowa okazała się formą leczenia o większej skuteczności. U chorych leczonych przy użyciu krioterapii ogólnoustrojowej nasilenie bólu zmniejszyło się z 6,9 do 2,3 pkt., natomiast u chorych poddanych krioterapii miejscowej z 6,5 do 3,5 pkt. w 10-stopniowej skali [43].

W kolejnej pracy porównano skuteczność krioterapii ogólnoustrojowej u 46 chorych obojga płci z dolegliwościami bólowymi w przebiegu zmian zwyrodnieniowych kręgosłupa leczonych przy użyciu kriokomory oraz kriokomory z zaleganiem zimna [44]. Chorych poddano cyklowi 10 codziennych zabiegów trwających 2–3 minuty z następową kinezyterapią. Temperatura w komorze głównej kriokomory dwustopniowej mieściła się w granicach od -107°C na wysokości 60 cm do -68°C na wysokości 180 cm, natomiast w kriokomorze z zaleganiem zimna rozpiętość temperatur była większa i wynosiła odpowiednio od -125°C do -67°C . W tym typie komory temperatura w trakcie trwania zabiegów była bardziej stabilna. Jak wynika z przeprowadzonego u chorych badania ankietowego efekty terapeutyczne uzyskane przy użyciu obu typów komór były zbliżone i przejawiały się znacznym zmniejszeniem nasilenia dolegliwości bólowych u 54,6% chorych oraz poprawą sprawności fizycznej u 60,7% chorych. Powtórzenie cyklu zabiegów prowadziło do zwiększenia odsetka chorych z wyraźnym zmniejszeniem nasilenia dolegliwości bólowych do 83,3% oraz odsetka chorych z wyraźną poprawą sprawności fizycznej także do 83,3%. Wiek chorych nie miał istotnego wpływu na nasilenie efektu analgetycznego prowadzonej terapii, natomiast u chorych w starszej grupie wiekowej (powyżej 55 lat) poprawa sprawności fizycznej nie była już tak spektakularna jak u pacjentów młodszych.

W innym badaniu podjęto próbę oceny efektywności zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej z wykorzystaniem kriokomory jednosobowej u 49 czynnych zawodowo chorych (31 mężczyzn i 18 kobiet) z zespołem bólowym w przebiegu zmian zwyrodnieniowych odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa [45]. Pacjentów w ramach kompleksowego programu usprawniania poddano 10 zabiegom krioterapii w temperaturze -153°C trwającym 1,5–4 minuty. Wyniki tego badania potwierdziły wysoką skuteczność leczniczą kriokomory jednoosobowej przejawiającą się zmniejszeniem nasilenia dolegliwości bólowych ocenianego w skali VAS o 69,4% oraz poprawą ruchomości kręgosłupa lędźwiowego mierzonej w teście Schobera o 53,6%.

14.8. Powikłania pourazowe narządu ruchu

Krioterapia od dawna stosowana jest jako metoda lecznicza w przypadku pourazowych schorzeń narządu ruchu.

Korzystny efekt cyklu 10 codziennych zabiegów krioterapii miejscowej przy użyciu nawiewu dwutlenku węgla o temperaturze -75°C trwających 3 minuty wykazano m.in. u 26 pacjentów ze zmianami pourazowymi stawów skokowych [46]. W wyniku zastosowanego leczenia uzyskano całkowite ustąpienie dolegliwości bólowych u 75% chorych oraz zmniejszenie nasilenia bólu do wartości 2 pkt. w 10-stopniowej skali VAS u pozostałych 25% chorych. Ponadto obserwowano znamienne zwiększenie

zakresu czynnych ruchów zginania podszwowego i zginania grzbietowego w górnym stawie skokowym u tych pacjentów.

W innej pracy serię 20 zabiegów krioterapii miejscowej stosowano u 60 chorych z wczesnym pourazowym zanikiem kostnym (zespół Sudecka) w I i II okresie choroby po złamaniach kości promieniowej, kości nadgarstka i ręki, obu kostek kończyny dolnej, kości piętowej oraz innych kości stopy [47]. Zabiegi trwające 2–4 minuty wykonywano raz dziennie. Bezpośrednio po zabiegu pacjenci wykonywali ćwiczenia czynne chorej kończyny. Ponadto chorym zalecano stosowanie w domu okładów z lodu na schładzane miejsca w okresie sześciu godzin po krio zabiegu. U większości chorych w badaniu rentgenowskim wykonanym w 6–8 tygodniu od momentu rozpoczęcia leczenia stwierdzono ustąpienie plamistego zaniku oraz zdecydowaną poprawę uwapnienia kości, z odtworzeniem prawidłowej struktury beleczkowatej.

W innej pracy analizowano lecznicze działanie krioterapii miejscowej u chorych, u których rozpoznano algodystrofię w następstwie urazu kończyny górnej, uprzednio leczonego zachowawczo [48]. Badaniem zostało objętych 113 pacjentów, u których oceniano rozmiar obrzęku w obrębie ręki i przedramienia, stanowiącego jeden z głównych objawów algodystrofii. W wyniku zastosowania krioterapii miejscowej na chorobowo zmienione miejsce uzyskano wyraźne zmniejszenie nasilenia obrzęku w porównaniu z leczeniem zachowawczym.

W kolejnym badaniu oceniano natomiast skuteczność krioterapii jako nefarmakologicznej metody zwalczania bólu u pacjentów po artroskopowych zabiegach na stawie barkowym [49]. Pacjenci poddawani krioterapii rzadziej odczuwali w okresie pooperacyjnym bolesność barku oraz zaburzenia snu, a także zgłaszali mniejsze nasilenie dolegliwości bólowych. Efekt przeciwbólowy wystąpił już po pierwszej aplikacji zimna.

W dalszych dniach po zabiegu chorzy poddani krioterapii zdecydowanie lepiej tolerowali rehabilitację i chętniej się jej poddawali. Krioterapia może więc stanowić również cenne uzupełnienie leczenia zabiegowego układu ruchu jako pomoc w uśmierzaniu bólu pooperacyjnego oraz rehabilitacji.

W następnej pracy miejscowej krioterapii poddano 24 chorych po operacyjnym protezowaniu stawów kolanowych i biodrowych [50]. W wyniku schłodzenia powierzchni skóry operowanych kończyn do 8°C w okresie pooperacyjnym uzyskano ponad 50-procentowe zmniejszenie zapotrzebowania na leki analgetyczne oraz ponad 20-procentowe zwiększenie zakresu ruchów czynnych w operowanych stawach.

W innym badaniu u 41 chorych w okresie 3–5 tygodni po protezoplastykach stawów kolanowych miejscową krioterapię zastosowano w ramach kompleksowego leczenia obejmującego ponadto ćwiczenia izometryczne mięśnia czworogłowego, a następnie czynno-bierne i czynne ćwiczenia wyprostów i zginania [51]. U ponad połowy chorych poddanych miejscowej krioterapii uzyskano zmniejszenie deficytu czynnego wyprostów protezowanych kolan o około 10% oraz zwiększenie zakresu ruchu zgięcia stawów kolanowych średnio o 20%.

W kolejnej pracy 25 pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi stawu kolanowego w okresie pomiędzy 5 a 25 dobą po operacji artroplastyki przy użyciu endoprotezy całkowitej, z obrzękiem i dolegliwościami bólowymi operowanej kończyny poddano w ramach kompleksowego programu kinezyterapii i 10 codziennym zabiegom krioterapii miejscowej przy użyciu aparatu wykorzystującego pary dwutlenku węgla o temperaturze -74°C [52].

Skutkiem zastosowania krioterapii było zmniejszenie nasilenia dolegliwości bólowych (z 5–10 do 1–4 pkt. w 10-stopniowej skali VAS) oraz ustąpienie (u 84% chorych) lub zmniejszenie nasilenia (u 16% chorych) obrzęku operowanej kończyny dolnej, co sprzyjało poprawie skuteczności kinezyterapii i w końcowym efekcie prowadziło do zwiększenia zakresu ruchu zginania (o $23,6^{\circ}$) i zmniejszenia deficytu ruchu prostowania (o $4,68^{\circ}$) w stawie kolanowym oraz wzrostu siły mięśni działających na staw kolanowy (o $0,78^{\circ}$), a w konsekwencji do poprawy wydolności i estetyki chodu oraz subiektywnej oceny postępu procesu usprawniania.

Literatura

- [1] HUBBARD T.J., DENEGAR C.R., *Does cryotherapy improve outcomes with soft tissue injury?* Journal of Athletic Training, 2004, Vol. 39, 278–279.
- [2] JAGODZIŃSKI L., KUBACKA M., WIŚNIEWSKA B., PUSZER M., STANEK A., *Krioterapia ogólnoustrojowa cz. I*, Gabinet Prywatny, 2001, No. 2–3, (91), 39–42.
- [3] JEZIERSKI C., *Zastosowanie miejscowej kriostymulacji i usprawniania ruchowego w chondromalacji rzepki*, Fizjoterapia, 1996, Vol. 4, No. 4, 14–16.
- [4] KSIĘŻOPOLSKA-PIETRZAK K., *Krioterapia w osteoporozie*, Polski Merkuriusz Lekarski, 1998, Vol. 5, No. 28, 222–224.
- [5] WRZOSEK Z., DYBEK W., *Praktyczne zastosowanie krioterapii w ortopedii i traumatologii*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 7–8.
- [6] JEZIERSKI CZ., *Kriostymulacja w reumatologii, traumatologii, ortopedii i odnowie biologicznej. Cz. 1 – Kriostymulacja w leczeniu układowych chorób tkanki łącznej*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 13, No. 3, 240–242.
- [7] BRAUN K.P., BROOKMAN-AMISSAH S., GEISSLER K., AST D., MAY M., ERNST H., *Whole-body cryotherapy in patients with inflammatory rheumatic disease. A prospective study*, Medizinische Klinik (Munich), 2009, Vol. 104, No. 3, 192–196.
- [8] METZGER D., ZWINGMANN C., PROTZ W., JACKEL W.H., *Whole-body cryotherapy in rehabilitation of patients with rheumatoid diseases – pilot study*, Rehabilitation (Stuttgart), 2000, Vol. 39, No. 2, 93–100.
- [9] HIRVONEN H.E., MIKKELSSON M.K., KAUTIANEN H., POHJOLAINEN T.H., LEIRISALO-REPO M., *Effectiveness of different cryotherapies on pain and disease activity in active rheumatoid arthritis. A randomised single blinded controlled trial*, Clinical and Experimental Rheumatology, 2006, Vol. 24, 295–301.

- [10] MISZTELA A., KULIŃSKI W., RYBAK T., *Ocena krioterapii miejscowej w reumatoidalnym zapaleniu stawów*, Balneologia Polska, 1995, Vol. 37, No. 3–4, 38–41.
- [11] BIAŁY D., ZIMMER K., SKRZEK A., ZAGROBELNY Z., *Komora kriogeniczna – możliwości zastosowania w rehabilitacji*, Balneologia Polska, 1998, Vol. 40, No. 3–4, 44–47.
- [12] KSIĘŻOPOLSKA-PIETRZAK K., CYGLER B., LESIAK A., NONIEWICZ M., *Wpływ leczenia niskimi temperaturami na rękę reumatoidalną*, Reumatologia, 1993, Vol. 31, No. 2, 179–183.
- [13] BILIŃSKA M., RUDKOWSKA-BRZECKA A., MARTYŃÓW R., BRZECKI A., *Badania elektromiograficzne w ocenie siły mięśniowej po krioterapii u chorych z reumatoidalnym zapaleniem stawów*, Przegląd Lekarski, 1993, Vol. 50, No. 1–2, 12–13.
- [14] KSIĘŻOPOLSKA-PIETRZAK K., LESIAK A., WISŁOWSKA M., RELL-BAKALARSKA M., PASZCZAK A., *Wpływ krioterapii na staw kolanowy w przebiegu reumatoidalnego zapalenia stawów*, Reumatologia, 1997, Vol. 35, No. 3, 293–298.
- [15] KALMUS P., WŁODARCZYK K., PINKOWSKA I., PIOTRKOWSKA E., SZULICKA A., *Wyniki leczenia reumatoidalnego zapalenia stawów zabiegami krioterapeutycznymi i peloidowymi*, Balneologia Polska, 1999, Vol. 41, No. 3–4, 83–91.
- [16] ADAMOWICZ B.: BOHDZIEWICZ J., JEZERSKI CZ., STRYCHALSKI G., *Zastosowanie nowej serii aparatów typu Kriosan w leczeniu niskimi temperaturami*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 33–34.
- [17] KSIĘŻOPOLSKA-PIETRZAK K., SZYMAŃSKA-JAGIEŁŁO W., BENDKOWSKI P., KWIAKOWSKA M., LESIAK A., *Zabiegi usprawniające u dzieci z dysfunkcją stawów biodrowych i kolanowych w przebiegu młodzieńczego przewlekłego zapalenia stawów*, Reumatologia, 1997, Vol. 35, No. 4, 439–445.
- [18] JONDERKO G., ROSMUS-KUCZIA I., GAŁASZEK Z., SZKLINIARZ J., *Wpływ krioterapii na wybrane odczyny ostrej fazy u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów*, Reumatologia, 1988, Vol. 26, No. 2, 111–116.
- [19] WAWROWSKA A., *Wpływ ogólnoustrojowej krioterapii na organizm osób zdrowych i chorych reumatycznych ze szczególnym uwzględnieniem stężeń wybranych hormonów, beta-endorfin, 6-keto PGF_{1alfa}*, Wydawnictwo AWF, Wrocław 1992.
- [20] LANGE U., UHLEMANN C., MÜLLER-LADNER U., *Serial whole-body cryotherapy in the criostream for inflammatory rheumatic diseases. A pilot study*, Medizinische Klinik (Munich), 2008, Vol. 103, No. 6, 383–388.
- [21] SIEROŃ A., STANEK A., JAGODZIŃSKI L., KUREK J., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK B., BIRKNER E., PUSZER M., WIŚNIEWSKA B., KUBACKA M., BILSKA A., MOSTOWY A., *Zachowanie się wybranych parametrów zapalnych u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej – doniesienie wstępne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2003, Vol. 9, No. 1–2, 39–43.
- [22] WIŚNIEWSKA B., SKRZEP-POLOCZEK B., ROMUK E., BIRKNER E., JAGODZIŃSKI L., SIEROŃ A., *Zastosowanie krioterapii ogólnoustrojowej w usprawnianiu chorych z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa*, Postępy Rehabilitacji, 2002, Vol. 16, No. III, 98–99.

- [23] STANEK A., CIEŚLAR G., JAGODZIŃSKI L., SKRZEP-POLOCZEK B., ROMUK E., MATYSZKIEWICZ B., ROSMUS-KUCZIA I., BIRKNER E., SIEROŃ A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na organizm pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa – podsumowanie badań własnych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, No. 4, 277–280.
- [24] STANEK A., CIEŚLAR G., MATYSZKIEWICZ B., ROZMUS-KUCZIA I., SIEROŃ-STOŁTNY K., KOCZY B., SIEROŃ A., *Subiektywna ocena skuteczności terapeutycznej krioterapii ogólnoustrojowej u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa*, Balneologia Polska, 2005, Vol. 47, No. 1–2, 24–32.
- [25] STANEK A., SIEROŃ A., CIEŚLAR G., MATYSZKIEWICZ B., ROZMUS-KUCZIA I., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na wskaźniki ruchomości kręgosłupa u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa*, Ortopedia Traumatologia i Rehabilitacja, 2005, Vol. 7, No. 5, 549–554.
- [26] JONDERKO G., NOWICKI L., GAŁASZEK Z., *Badanie skuteczności miejscowej krioterapii zeszywniającego zapalenia stawów kręgosłupa*, Reumatologia, 1990, Vol. 28, No. 1–2, 30–38.
- [27] BIENIAS-JĘDRZEJEWSKA M., WRZOSEK Z., *Przydatność krioterapii w leczeniu zespołu bolesnego barku*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 4–6.
- [28] BOERNER E., BRZYK R., BIENIAS-JĘDRZEJEWSKA M., *Ocena skuteczności krioterapii miejscowej w leczeniu zespołu bolesnego barku*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 13, No. 1, 54–56.
- [29] KULEJ M., PŁOMIŃSKI J., ZDROWSKA A., OKRZEJA M., KULIŃSKI W., *Postępowanie fizykalno-usprawniające w chondromalacji stawu rzepekowo-udowego*, Balneologia Polska, 1999, Vol. 41, No. 3–4, 51–56.
- [30] OFFENBACHER M., STUCKI G., *Physical therapy in the treatment of fibromyalgia*, Scandinavian J Rheum Suppl, 2000, Vol. 113, 78–85.
- [31] SAMBORSKI W., KARPIŃSKI A., KOŁCZEWSKA A., KOŚMICKI J., *Przydatność lokalnej krioterapii jako jednej z metod leczenia fibromialgii*, Reumatologia, 1994, Vol. 32, No. 4, 422–426.
- [32] SAMBORSKI W., STRATZ T., SOBIESKA M., MENNET P., MULLER W., SCHULTE-MONTING J., *Intraindividual comparison of whole body cold therapy and warm treatment with hot packs in generalized tendomyopathy*, Zeitschrift für Rheumatology, 1992, Vol. 51, No. 1, 25–30.
- [33] SAMBORSKI W., ŁĄCKI J.K., MACKIEWICZ S., *Kompleksowe leczenie fizykalne chorych na fibromialgię*, Balneologia Polska, 1998, Vol. 40, No. 1–2, 67–71.
- [34] SKRZEK A., ŚMIECHOWICZ H., ZAGROBELNY Z., *Znaczenie krioterapii w leczeniu fibromialgii*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1999, Vol. 5, No. 1–2, 15–19.
- [35] GACHEWICZ S., SKRZEK A., PRZYBYLSKI J., *Skuteczność krioterapii miejscowej w leczeniu choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1999, Vol. 5, No. 3–4, 125–130.
- [36] JEZERSKI C., *Wpływ zastosowania kriostymulacji i usprawniania na siłę mięśni działających na stawy kolanowe u chorych z gonarthrosis*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 3, 19–20.
- [37] JONAK D., WRZOSEK Z., *Ocena funkcji stawu kolanowego podczas kriostymulacji i usprawniania ruchowego osób z zespołem przeciążenia rzepekowo-udowego*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2002, Vol. 8, No. 1–2, 17–22.

- [38] JANOTA-HULOK A., JANOTA J., JANOTA B., *Ocena skuteczności leczenia zimnymi i ciepłymi zabiegami u chorych ze zmianami zwyrodnieniowo-zniekształcającymi odcinka szyjnego kręgosłupa*, Postępy Rehabilitacji, 1995, Vol. 9, No. 4, 73–78.
- [39] SKRZEK A., WOŹNIEWSKI M., ZAGROBELNY Z., DZIUBEK W., MALICKA I., *Wpływ fizjoterapii z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej na kształtowanie się parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia osób z przewlekłymi schorzeniami kręgosłupa*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2002, Vol. 8, No. 1-2, 11-16.
- [40] ŚLIWIŃSKI Z., KUFEL W., MICHALAK B., HAŁAT B., KIEBZAK W., WILK M., JONAK R., *Ocena statyki miednicy u chorych z zespołami przeciążeniowymi kręgosłupa poddanych krioterapii ogólnoustrojowej*, Ortopedia Traumatologia i Rehabilitacja, 2005, Vol. 7, No. 2, 218–232.
- [41] MICHALIK B., MICHALIK J., TOKARSKI R., *Poziom satysfakcji i redukcja bólu u pacjentów ze schorzeniami narządu ruchu objętych kriorehabilitacją*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 260–265.
- [42] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., SIEROŃ A., *Monitoring of whole body cryotherapy effects by thermal imaging: preliminary report*, Phys Med, 2006, Vol. 22, 57–62.
- [43] MILLER E., *Porównanie skuteczności działania krioterapii miejscowej i ogólnoustrojowej w bólu przewlekłym*, Fizjoterapia Polska, 2006, Vol. 6, No. 1, 27–31.
- [44] CHOLEWKA A., DRZAZGA Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa w kriokomorze dwustopniowej oraz kriokomorze z zalegiem zimna*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2005, Vol. 11, No. 1–2, 49–54.
- [45] KILJAŃSKI M., WOSZCZAK M., KARPIŃSKI J., SZCZEPANIAK R., KIEBZAK W., KAŁUŻA J., *Ocena przydatności kriokomorzy indywidualnej w kompleksowej fizjoterapii na podstawie obserwacji własnych*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 207-210.
- [46] BOERNER E., RATAJCZAK B., GAJOS M., PRYSTUPA T., *Ocena skuteczności krioterapii i laseroterapii w stanach pourazowych stawów skokowych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2005, Vol. 11, No. 1–2, 39–42.
- [47] WRZOSEK Z., DYBEK W., SZYBIŃSKI A., *Zastosowanie kriostymulacji w leczeniu wczesnego, pourazowego zaniku kostnego*, Postępy Rehabilitacji, 1994, Vol. 8, Supl. I, 267–269.
- [48] WRZOSEK Z., *Skuteczność kriostymulacji w leczeniu obrzęku w pourazowej algodystrofii Sudecka w obrębie ręki i nadgarstka*, Fizjoterapia, 1998, Vol. 6, No. 1-2, 78–82.
- [49] SINGH H., OSBAHR D.C., HOLOVACS T.F., CAWLEY P.W., SPEER K.P., *The efficacy of continuous cryotherapy on the postoperative shoulder: a prospective, randomized investigation*, J Shoulder Elbow Surg, 2001, Vol. 10, No. 6, 522–525.
- [50] ALBRECHT S., BLOND R., CORDIS R., KLEIHUES H., GILL C., *Effects of continuous cryotherapy on the surgically traumatized musculoskeletal system. Perioperative Cryotherapy Study Group*, Unfallchirurgie, 1996, Vol. 22, No. 4, 168–175.
- [51] MODRZEWSKI K., GAWĘDA K., PATOŁA J., *Zasady i wyniki uzdrowiskowego leczenia chorych po protezoplastykach stawów kolanowych*, Balneologia Polska, 1999, Vol. 41, No. 1–2, 63–67.
- [52] WILK M., FRAŃCZUK B., *Zastosowanie krioterapii miejscowej u pacjentów po artroplastyce kolana przy użyciu endoprotezy totalnej*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 3, 329–333.

ROZDZIAŁ 15
ZASTOSOWANIE KRIOSTYMULACJI
W NEUROLOGII

Agata Stanek, Grzegorz Cieślak, Aleksander Sieroń

Spis treści

15.1. Stwardnienie rozsiane	233
15.2. Stany wzmożonego napięcia mięśniowego	235
15.3. Zespoły korzeniowe w przebiegu dyskopatii	238
15.4. Zespoły depresyjne i nerwice	239

15.1. Stwardnienie rozsiane

W ostatnich latach kriostymulacja ogólnoustrojowa wykorzystywana jest coraz powszechniej w leczeniu chorych na stwardnienie rozsiane. Badania w tym zakresie były m.in. tematem pracy, w której kriostymulację stosowano u 29 pacjentów (35% kobiet – średnia wieku 38 lat i 65% mężczyzn – średnia wieku 40 lat) ze stwardnieniem rozsianym w okresie remisji choroby [1]. Średni czas trwania choroby wynosił 7,2 lat, wszyscy chorzy byli chodzący (1,5–6,5 stopnia w skali EDSS), przy czym u 25 chorych przeważały objawy rdzeniowe, a u 3 – zespół mózdkowy. Wszystkich chorych przez 5 kolejnych dni poddawano kriostymulacji ogólnoustrojowej w komorze kriogenicznej o temperaturze od -110°C do -130°C , każdorazowo przez 1,5–3 minuty. Bezpośrednio po zabiegu kriostymulacji pacjenci byli usprawniani według indywidualnie zaplanowanego schematu opracowanego w oparciu o ćwiczenia Frenkela, obejmującego ćwiczenia wspomagane (czynne właściwe i z oporem), relaksacyjne (m.in. trening Jacobsona i trening autogeny Schulza) oraz ćwiczenia redresyjne. W wyniku zastosowanej kriostymulacji u 20 chorych stwierdzono poprawę sprawności średnio o 0,5 punktu w skali czynnościowej EDSS, u 13 – zmniejszyła się spastyczność kończyn dolnych,

a u 5 uzyskano ustąpienie oczopląsu. Obserwowano również tendencję do poprawy funkcji psychomotorycznych.

W innej pracy tego zespołu 25 pacjentów ze stwardnieniem rozsianym zostało poddanych 20 zabiegom kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C do -150°C trwających każdorazowo 2–3 minuty, z następową kinezyterapią dobraną indywidualnie dla każdego chorego według schematu, który uwzględniał m.in. poprawę siły mięśniowej i kondycji fizycznej, poprawę zakresu, koordynacji i zborności ruchów czynnych, a także równowagi i sprawności chodu [2]. U każdego chorego wykonywano: badanie neurologiczne, ocenę funkcjonalną za pomocą skali EDSS, ocenę spastyczności przy użyciu skali Ashwortha oraz badania posturograficzne oceniające przemieszczenie środka ciężkości ciała w rzucie na płaszczyznę podstawy XY. Na podstawie przeprowadzonych badań wykazano, że kriostymulacja ogólnoustrojowa z odpowiednio dobranym zestawem ćwiczeń wpływa u tych chorych na istotną poprawę większości analizowanych parametrów.

W kolejnej pracy grupa 26 chorych (16 mężczyzn i 10 kobiet) z pewnym rozpoznaniem stwardnienia rozsianego została poddana cyklowi 20 zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej o identycznej jak powyżej procedurze z następową specjalistyczną kinezyterapią [3]. Po cyklu kriostymulacji ogólnoustrojowej u 19 pacjentów stwierdzono zmniejszenie stopnia spastyczności średnio o 1 stopień w 6-stopniowej skali Ashwortha, przy czym najlepsze wyniki uzyskano u chorych z najmniejszą spastycznością w stopniu 1 i 1+ przed rozpoczęciem zabiegów. Jednocześnie u ponad połowy chorych obserwowano poprawę napięcia mięśniowego.

W innym badaniu 23 pacjentów z rozpoznaniem stwardnienia rozsianego (czas trwania choroby 2–40 lat, średnio 13,8 lat) poddawano przez 14 dni zabiegom kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C do -150°C , dwa razy dziennie przez 2–3 minuty, z następową rehabilitacją grupową i indywidualną [4]. Również i w tym przypadku u większości chorych obserwowano wyraźne zmniejszenie stopnia spastyczności, a ponadto – znaczny przyrost wydolności fizycznej oceniany w próbie obciążania wysiłkiem wchodzenia na stepper z rejestracją ilości wykonanych kroków do momentu osiągnięcia tętna 120/min lub odmowy dalszego wykonywania próby.

Równie korzystne efekty terapeutyczne uzyskano w pracy, w której u 115 chorych ze stwardnieniem rozsianym po przeprowadzeniu cyklu 20 zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C do -130°C trwających 1,5–3 minuty z następowym indywidualnym i zespołowym usprawnianiem ruchowym obserwowano wyraźną poprawę funkcjonalną wynikającą ze zmniejszenia nasilenia spastyczności (u 57 chorych) oraz poprawy stabilności ciała w pozycji stojącej [5].

15.2. Stany wzmożonego napięcia mięśniowego

Leczenie spastyczności będącej następstwem uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego od dawna obejmuje metody fizykalne, w tym również termoterapię. Metody takie jak elektrostymulacja, zabiegi ciepłne i kriostymulacja znakomicie sprawdzają się jako czynniki obniżające patologiczne napięcie mięśniowe. Mają one tę przewagę nad farmakoterapią, że pozwalają na wybiórcze obniżenie napięcia spastycznych grup mięśniowych bez istotnego wpływu na mięśnie zdrowe, co pozwala uniknąć wielu działań ubocznych związanych ze stosowaniem leków obniżających tonus mięśniowy i – co nie mniej istotne – sprzyja skutecznej rehabilitacji.

Większość badaczy jest zgodna co do tego, że skuteczność zimna w leczeniu spastyczności znakomicie przewyższa efekty obserwowane w wyniku ogrzewania mięśni. W celu zmniejszenia patologicznie wzmożonego napięcia mięśniowego z powodzeniem stosowano chłodną wodę, zimne okłady czy też masaże kostką lodu. Dobre efekty uzyskiwano również, schładzając spastyczne kończyny przy użyciu specjalnie skonstruowanego koca chłodzącego, mieszaniny wody z lodem i wody z alkoholem etylowym oraz chlorku etylu czy par gazów (najczęściej azotu) [6].

W przypadku zaburzeń o podłożu neurologicznym – podobnie zresztą, jak i w innych schorzeniach – forma stosowanego zimna oraz miejsce i sposób jego aplikacji muszą być dostosowane do występujących u chorego objawów i indywidualnego stopnia tolerancji niskiej temperatury. Indywidualizacja schematu krioterapii – z uwzględnieniem nie tylko rodzaju schorzenia, ale również motywacji i możliwości pacjenta – pozwala na optymalne wykorzystanie działania kriozabiegu i intensyfikację następowej kinezyterapii.

Nie bez znaczenia są również odczucia pacjentów podczas aplikacji zimna; w większości zgłaszają oni przyjemne rozluźnienie, zmniejszenie odczucia bólu i uczucie ciepła w schładzanych kończynach. Badając wpływ zimna aplikowanego poprzez zastosowanie specjalnie skonstruowanego koca chłodzącego na spastyczne kończyny, stwierdzono efekt rozluźnienia mięśni utrzymujący się nawet do dwóch tygodni od zakończenia leczenia zimnem [7]. W wykonanych badaniach elektromiograficznych obserwowano poprawę czynności bioelektrycznej mięśni pod postacią skrócenia czasu wystąpienia relaksacji mięśnia po jego maksymalnym skurczu. U pacjentów po zabiegu krioterapii obserwowano również poprawę fazowości chodu w zapisie EMG.

Podobny efekt obniżenia patologicznie wzmożonego napięcia mięśniowego wykazano także u chorych po udarze mózgu, u których stosowano zabiegi schładzania spastycznych kończyn górnych przez 10–15 minut w temperaturze -8°C [8]. Zastosowana forma leczenia zimnem powodowała u tych chorych znaczne zmniejszenie napięcia mięśni kończyny, co ułatwiało prowadzenie rehabilitacji ruchowej.

Badania przeprowadzone u chorych z objawami uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego poddawanych kompleksowej rehabilitacji dowiodły skuteczności leczenia zimnem, stosowanego w celu uzyskania długotrwałego (utrzymującego się nawet do kilku godzin) rozluźnienia patologicznie napiętych mięśni, co znakomicie poprawiało skuteczność kinezyterapii u tych pacjentów [9].

W jednym z badań 4-tygodniowy cykl zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej, z następującymi po nich zajęciami ruchowymi prowadzono u 13 dzieci z uszkodzeniem ośrodkowego układu nerwowego i bocznym skrzywieniem kręgosłupa [10]. W trakcie zabiegów dzieci przebywały w kriokomorze wraz z opiekunami. Po zakończeniu leczenia stwierdzono wzrost prawidłowych wartości obiektywnych wyznaczników sprawności chodu z 54% dla lewej kończyny dolnej i 48% dla prawej kończyny dolnej do odpowiednio 66 i 69%, a także wzrost średnich wartości poszczególnych wyznaczników chodu. Ponadto znamienneму zwiększeniu z 8,9 do 9,7 Hz uległa częstotliwość chodu oceniana na podstawie czasu pokonywania określonego dystansu i liczby kroków. Obserwowano również korzystne zmiany ocenianego wzrokowo stereotypu chodu u badanych dzieci.

W innym badaniu u 26 dzieci i młodzieży z mózgowym porażeniem dziecięcym efektem cyklu 10 zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze -110°C trwających 1,5–2 minuty z towarzyszącym indywidualnym programem rewalidacyjnym, była poprawa nastroju (u 14 pacjentów), zmniejszenie spastyczności (u 16 pacjentów) oraz zwiększenie aktywności spontanicznej czynności motorycznej (u 18 pacjentów) [11].

Natomiast w badaniu przeprowadzonym u 32 dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym poddanych kriostymulacji miejscowej z użyciem par azotu nie uzyskano wprawdzie istotnego zmniejszenia spastyczności kończyn dolnych w skali Ashwortha, ale obserwowano poprawę spontanicznej motoryki w teście Brunnström [12].

W kolejnej pracy [13] krioterapię włączono do ogólnego schematu terapii jako integralną część rehabilitacji u chorych ze spastycznością na tle uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego o różnej etiopatologii, głównie z niedowładem spastycznym po udarze mózgowym. Krioterapię miejscową w formie schładzania kończyn parami azotu stosowano dwa razy dziennie przez 3 minuty, a cały cykl zabiegów trwał przeciętnie 3 tygodnie. U pacjentów leczonych zimnem doszło do znamiennego obniżenia patologicznego napięcia mięśniowego, zwiększenia prędkości chodu oraz poprawy sprawności ruchowej chłodzonych kończyn ocenianej przy użyciu skali Brunnström. W grupie chorych o podobnej charakterystyce badano również skuteczność krio zabiegów z wykorzystaniem strumienia zimnego powietrza o temperaturze -35°C i regulowanym przepływie. Obserwowane po zabiegach zmniejszenie spastyczności, średnio o jeden stopień w skali Ashwortha, utrzymywało się u większości pacjentów przez około 3 godziny. W innej pracy u 15 chorych ze spastycznością

pouदारową w wyniku zastosowania miejscowego nadmuchu parami azotu uzyskano znamienne obniżenie napięcia mięśniowego [14].

Z kolei u pacjentów ze spastycznym niedowładem połowicznym poddanych krioterapii za pomocą nadmuchu parami dwutlenku węgla i wdrożeniem metody PNF (torowanie nerwowo-mięśniowe, *ang. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation*), uzyskano obniżenie napięcia mięśniowego [15].

Na podstawie wieloletnich obserwacji klinicznych oraz przeprowadzonych badań elektromiograficznych wykazano, że leczenie niskimi temperaturami wywiera korzystny wpływ nie tylko na spastyczność mięśni, ale także na zmniejszenie nasilenia klonusów mięśniowych i osłabienie odruchu rozciągania [16]. Według autorów tej pracy, w leczeniu patologicznego tonusu mięśniowego powinna być stosowana w pierwszym rzędzie termoterapia z wykorzystaniem zimna lub ciepła, zależnie od indywidualnego zapotrzebowania danego pacjenta, a farmakoterapia dopiero w ostateczności. Ograniczeniem wykorzystania metod fizykalnych w tych przypadkach jest jednak zapewnienie dostępu do specjalistycznego sprzętu i personelu medycznego oraz trudności w samodzielnym stosowaniu tej formy leczenia w domu pacjenta.

W badaniach klinicznych obserwowano również korzystny wpływ krioterapii miejscowej na wzrost siły mięśniowej. Przeprowadzono m.in. badania neurofizjologiczne u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów, u których na nadgarstek i przedramię aplikowano zimno w postaci par azotu o temperaturze -180°C [17]. W wykonanym następnie wysiłkowym zapisie elektromiograficznym zanotowano wzrost gęstości zapisu EMG, co świadczy o poprawie siły skurczu badanych mięśni.

Metody schładzania niedowładnych kończyn przepływającą wodą o temperaturze od $9,4^{\circ}\text{C}$ do $11,1^{\circ}\text{C}$ przez 30 minut znalazły także zastosowanie w łagodzeniu objawów bólowych i obrzęku w zakresie dotkniętej niedowładem ręki u pacjentów po udarze mózgu [18].

Dla ostatecznej oceny przydatności krioterapii w leczeniu chorych z patologiczną spastycznością istotne znaczenie ma fakt, że metoda ta jest niemal całkowicie pozbawiona efektów ubocznych, obserwowanych często w przypadku stosowania farmakoterapii czy zabiegów chirurgicznych.

W pracach opisujących wyniki kilkunastoletnich doświadczeń w stosowaniu kriostymulacji w przebiegu rehabilitacji pacjentów z uszkodzeniem ośrodkowego układu nerwowego jedynie w pojedynczych przypadkach stwierdzono konieczność zaprzestania leczenia w związku ze zgłaszanym przez chorych uczuciem zimna, utrzymującym się przez kilka godzin po zabiegach krioaplikacji [13]. Nie obserwowano też żadnych poważnych powikłań ani objawów ubocznych stosowanej terapii, a wręcz przeciwnie – zabiegi fizykalne pomagały w pełnej realizacji planowanego programu rehabilitacji.

Ze względu na skuteczność zabiegów krioterapeutycznych u pacjentów z objawami spastyczności niezależnie od patomechanizmu, podejmowane są próby leczenia

zimnem również w przypadku spastyczności pochodzenia rdzeniowego, między innymi w przebiegu mielopatii szyjnej, ropnia rdzenia kręgowego czy po operacjach guzów rdzenia i mózgu, a także po urazach czaszkowo-mózgowych [19].

15.3. Zespoły korzeniowe w przebiegu dyskopatii

Ze względu na potwierdzone w przypadku chorych ze schorzeniami reumatoidalnymi i zwyrodnieniowymi stawów kręgosłupa działanie przeciwbólowe, przeciwobrzękowe i miotonolityczne krioterapii miejscowej i ogólnoustrojowej, podejmowane są próby leczenia zimnem także innych schorzeń, wśród których poważny problem terapeutyczny stanowi dyskopatia, szczególnie w lędźwiowym odcinka kręgosłupa. W przebiegu tego schorzenia dochodzi do ucisku i przemieszczenia, a w konsekwencji do przekrwienia i obrzęku korzeni nerwowych z silnym odczynem bólowym. Obserwuje się także odruchowy przykurcz mięśni przykręgosłupowych, będący przyczyną ograniczenia ruchomości kręgosłupa oraz wtórnego nasilenia dolegliwości bólowych.

Skuteczność krioterapii badano m.in. w leczeniu zespołów bólowych w grupie 163 chorych z lędźwiowo-krzyżowymi zespołami korzeniowymi w przebiegu zmian zwyrodnieniowych kręgosłupa powikłanych przepukliną dyskową [20]. U pacjentów oceniano nasilenie dolegliwości bólowych, stopień ograniczenia zakresu ruchów kręgosłupa lędźwiowego, napięcie mięśni przykręgosłupowych i stopień powrotu funkcji korzeni nerwowych na podstawie badania neurologicznego przed i po kompleksowym postępowaniu leczniczo-rehabilitacyjnym, obejmującym również stosowanie zimna. Zabiegi krioterapii stosowano zarówno na całe ciało pacjenta (2–3 minuty w temperaturze poniżej -100°C), jak i miejscowo na odcinek lędźwiowy kręgosłupa (nadmuch powietrza schłodzonego ciekłym azotem do temperatury -130°C).

Zastosowanie krioterapii w ramach kompleksowej rehabilitacji powodowało znacznie lepsze efekty leczenia zarówno w zakresie zmniejszenia bólu, jak i zwiększenia ruchomości kręgosłupa lędźwiowego u chorych z dominującym zespołem korzeniowym. Podobnych różnic nie stwierdzono natomiast w przypadku zespołu rzekomokorzeniowego. Na podstawie uzyskanych wyników wysunięto wniosek, że chociaż krioterapia nie może być metodą leczniczą rutynowo stosowaną w terapii zmian zwyrodnieniowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa, to jest ona wskazana u tych pacjentów, u których dominują dolegliwości o charakterze bólów korzeniowych z czynnościowym ograniczeniem ruchomości kręgosłupa. Potwierdzono również bardzo dobrą tolerancję tej metody fizykalnej przez chorych – po zabiegach miejscowych nie stwierdzono żadnych powikłań, a w przypadku schładzania całego ciała jedynie u trzech pacjentów obserwowano drobne zmiany skórne o charakterze odmrożeń.

Pozytywne działanie lecznicze temperatur kriogenicznych wykazano również w pracy, w której krioterapię stosowano u 15 chorych, u których doszło do powikłań w postaci wytworzenia okołokorzeniowej blizny kanału kręgowego po operacyjnym leczeniu z powodu dyskopatii lędźwiowego odcinka kręgosłupa, uprzednio bezskutecznie leczonych innymi metodami fizykalnych [21]. Ocena działania przeciwbólowego krioterapii u tych chorych przeprowadzono za pomocą kwestionariusza bólu według Laitinena. Po terapii u dwóch chorych uzyskano bardzo dobry efekt przeciwbólowy, u jedenastu zadowolający i dobry, natomiast jedynie u dwóch chorych nie uzyskano poprawy w zakresie intensywności dolegliwości bólowych.

15.4. Zespoły depresyjne i nerwice

Dotychczas opublikowano nieliczne prace o wpływie bodźca fizycznego, jakim jest zimno, na psychikę pacjentów poddawanych kriostymulacji ogólnoustrojowej.

Wykazano m.in., że ekspozycja chorych na ekstremalnie niskie temperatury w istotny sposób zmienia nastrój chorych [22]. U pacjentów po kriozabiegu obserwowano wyraźną poprawę nastroju, uczucie relaksacji, a nawet stany euforyczne. Efekt ten występował tuż po opuszczeniu kriokomory i utrzymywał się przez dłuższy czas po zakończeniu zabiegu.

W innym badaniu 34 chorych z zespołami depresyjnymi i lękowymi leczonych za pomocą rutynowej psychofarmakoterapii poddano dodatkowo cyklowi 15 codziennych 2–3 minutowych zabiegów kriostymulacji ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C (na początku cyklu) do -160°C (pod koniec cyklu) [23]. Przed rozpoczęciem cyklu kriostymulacji, a następnie w 7., 14. i 21. dniu cyklu oraz w 3. i 6. miesiącu po jego zakończeniu u chorych oceniano nasilenie objawów depresyjnych i lękowych za pomocą odpowiednio: skali HDRS-17 (*ang. 17-item Hamilton's Depression Rating Scale*) i skali HARS (*ang. Hamilton's Anxiety Rating Scale*). Uzyskane wyniki porównano z rezultatami grupy kontrolnej liczącej 26 chorych, u których stosowano jedynie leczenie farmakologiczne, bez oddziaływania temperatur kriogenicznych. W grupie chorych poddanych krioterapii ogólnoustrojowej obserwowano znamienne niższe w porównaniu z kontrolą wartości punktowe w obu stosowanych skalach – zarówno po 1. i 2. tygodniu zabiegów, jak i po zakończeniu pełnego cyklu terapii. W przypadku objawów depresyjnych 50% zmniejszenie wartości punktowej w skali 17-HDRS w stosunku do wartości wyjściowych stwierdzono u 34,6% chorych poddanych krioterapii w porównaniu do 2,9% chorych w grupie kontrolnej. Z kolei w przypadku objawów lękowych 50% zmniejszenie wartości punktowej w skali HARS wykazano u 46,2% chorych poddanych krioterapii. Długotrwała, 6-miesięczna obserwacja po zakończeniu cyklu terapeutycznego nie wykazała

istotnych różnic w nasileniu objawów chorobowych pomiędzy badanymi grupami chorych.

Pomimo, że mechanizm korzystnych zmian w stanie psychicznym pacjentów poddawanych działaniu temperatur kriogenicznych nie jest jeszcze do końca poznany (obecnie rozważany jest udział osi podwzgórze-przysadka mózgowia i endogennego systemu opatowego, związanych z regulacją rytmów biologicznych i redukcją bólu, mających istotny wpływ na nastrój pacjenta), wydaje się, że krioterapia ogólnoustrojowa może stanowić w przyszłości potencjalną alternatywę farmakologicznego leczenia zaburzeń nerwicowych.

Literatura

- [1] SKRZEK A., MRAZ M., GRUSZKA E., *Krioterapia w procesie leczenia i usprawniania pacjentów ze stwardnieniem rozsianym – wyniki wstępne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 2, 69–72.
- [2] MRAZ M., SKRZEK A., GRUSZKA E., CHAMELA–BILIŃSKA D., DRAK–WOJAKIEWICZ M., DUTKIEWICZ A., *Wpływ fizjoterapii z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej na stabilność i równowagę pozycji stojącej pacjentów ze stwardnieniem rozsianym*, Fizjoterapia, 2001, Vol. 9, No. 1, 26–29.
- [3] MRAZ M., SKRZEK A., PROSZEWSKA A., SAMOJEDNA A., *Wpływ kompleksowego usprawniania z uwzględnieniem krioterapii ogólnoustrojowej na stan napięcia mięśniowego u chorych na stwardnienie rozsiane*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2000, Vol. 6, No. 3–4, 91–95.
- [4] GREGOROWICZ H., DALIDOWSKI R., *Krioterapia w leczeniu stwardnienia rozsianego (SM)*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 4, 173–174.
- [5] MRAZ M., STRĘK W., ZAGROBELNY Z., SOROKA R., MRAZ M., WÓJTOWICZ D., *Korzyści terapeutyczne w przebiegu kriorehabilitacji u chorych neurologicznych*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 215–220.
- [6] KWOLEK A., *Możliwości wykorzystania kriostymulacji w rehabilitacji chorych z uszkodzeniem ośrodkowego układu nerwowego*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1997, Vol. 3, No. 1, 37–42.
- [7] WEISS M., DUMA–DRZEWIŃSKA A., *Oziębienie jako metoda obniżania spastyczności*, Neurologia i Neurochirurgia Polska, 1976, Vol. 10, No. 3, 335–344.
- [8] SZAWŁOWSKI K., KOZIELECKA M., *Niektóre zabiegi fizjoterapeutyczne obniżające spastyczność mięśni*, Neurologia i Neurochirurgia Polska, 1970, Vol. 4, No. 20, 433–438.
- [9] DIMITRIJEVIC M.R., *Neurological Rehabilitation and restorative neurology of spastic syndromes*, [in]: The origin and treatment of spasticity, Parthenon Publishing Group Ltd, London 1990.
- [10] ŚLIWIŃSKI Z., HAŁAT B., MICHALAK B., KIEBZAK W., KUFEL W., JANISZEWSKI M., WILK M., *Ocena stereotypu chodu u dzieci po zabiegach krioterapii ogólnoustrojowej*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 241–249.
- [11] MRAZ M., STRĘK W., RACZKOWSKI Z., MRAZ M., SOROKA R., *Zastosowanie krioterapii ogólnoustrojowej w rehabilitacji dzieci i młodzieży z mózgowym porażeniem dziecięcym*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, No. 1, 25–28.
- [12] ŚLIWIŃSKI Z., PŁAZA P., HAŁAT B., *Ocena napięcia spastycznego u dzieci z porażeniem mózgowym po zastosowaniu kriostymulacji miejscowej*, Medycyna Manualna, 2000, Vol. 4, No. 1–2, 45–50.
- [13] POP T., KWOLEK A., *Próby wykorzystania miejscowego nadmuchu parami azotu w rehabilitacji chorych po udarze mózgu*, Postępy Rehabilitacji, 1994, Vol. 8, No. 1, 47–51.

- [14] KWOLEK A., POP T., *Attempts to use cryostimulation in rehabilitation of stroke patients*, Udar Mózgu, 1999, Vol. 1, No. 1, 23–27.
- [15] ŚLIWIŃSKI Z., SKATUSKA I., *Wstępna ocena zastosowania CO₂ i mobilizacji wg metody PNF u pacjentów ze spastycznym napięciem mięśniowym po udarze mózgu*, Medycyna Sportowa, 2001, Vol. 17, No. 5, 205–209.
- [16] FRISCHKNECHT R., CHANTRAINE A., *Utilisation des agents physiques dans le traitement de la spasticite*, Revue Therapeutique, 1988, Vol. 45, No. 7, 437–447.
- [17] BILIŃSKA M., RUDKOWSKA-BRZECKA A., MARTYNÓW R., BRZECKI A., *Badania elektromiograficzne w ocenie siły mięśniowej po krioterapii u chorych z reumatoidalnym zapaleniem stawów*, Przegląd Lekarski, 1993, Vol. 50, No. 1–2, 12–13.
- [18] MOON A.H., GRAGNANI J.A., *Cold water immersion for the oedematous hand in stroke patients*, Clinical Rehabilitation, 1989, Vol. 3, 97–101.
- [19] KWOLEK A., PABIS M., POP T., *Możliwości wykorzystania krioterapii w rehabilitacji chorych z uszkodzeniem rdzenia kręgowego*, Fizjoterapia, 1998, Vol. 6, No. 9, 17–19.
- [20] STYCZYŃSKI T., GASIK R., KRZEMIŃSKA-DĄBROWSKA I., PYSKŁO B., *Ocena przydatności krioterapii u chorych na bóle krzyża związane z dyskopatią i zmianami zwyrodnieniowymi kręgosłupa*, Balneologia Polska, 2001, Vol. 43, No. 1–2, 50–55.
- [21] RYBAK T., KULIŃSKI W., MISZTELA A., PODGÓRSKI J.K., *Zastosowanie krioterapii w leczeniu następstw blizn kanału kręgowego*, Balneologia Polska, 1995, Vol. 37, No. 3–4, 29–30.
- [22] RYMASZEWSKA J., BIAŁY D., ZAGROBELNY Z., KIEJNA A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na psychikę człowieka*, Psychiatria Polska, 2000, Vol. 34, No. 4, 649–653.
- [23] RYMASZEWSKA J., RAMSEY D., CHŁADZIŃSKA-KIEJNA S., *Whole-body cryotherapy as adjunct treatment of depressive and anxiety disorders*, Arch Immunol Ther Exp, 2008, Vol. 56, 63–68.

ROZDZIAŁ 16
ZASTOSOWANIE KRIOTERAPII
W POSTĘPOWANIU FIZJOTERAPEUTYCZNYM
OSÓB Z USZKODZENIEM UKŁADU NERWOWEGO

Małgorzata Mraz

Spis treści

16.1. Wstęp	243
16.2. Wskazania i działanie lecznicze krioterapii u osób z uszkodzeniem układu nerwowego	244
16.3. Efekty zastosowania krioterapii w rehabilitacji neurologicznej	246

16.1. Wstęp

W 1908 r. Pussey posłużył się terminem „krioterapia”, stosując go do wielu aspektów leczniczego stosowania zimna [1, 2]. Termin ten pozostał i używany jest do dziś w odniesieniu do leczniczego wykorzystania, jednakże dotyczy to tylko temperatur kriogenicznych. Badania naukowe nad zastosowaniem ochładzania tkanek w celach terapeutycznych rozpoczęte zostały dopiero w drugiej połowie XIX wieku. Połowa XX wieku stanowi zakończenie pionierskich prób i początek systematycznych badań, które przyczyniły się do zainteresowania nowoczesnym wykorzystaniem zimna w medycynie. Wprowadzenie krioterapii do praktyki leczniczej przypisuje się Japończykowi T. Yamauchi [3].

Widoczne w ostatnim czasie zainteresowanie krioterapią, wynika przede wszystkim z dowiedzionej skuteczności działania oraz możliwości wielostronnego jej zastosowania w medycynie i rehabilitacji. Celem zwiększenia i utrwalenia korzystnych efektów leczenia niskimi temperaturami, bezpośrednio po każdym zabiegu krioterapii wykonywana jest kinezyterapia. Krioterapia stanowi tym samym podstawowy element kompleksowego postępowania usprawniającego.

Krioterapia klinicznie jest zabiegiem fizykoterapeutycznym, czyli stosowaniem naturalnego bodźca, jakim jest zimno z odruchowym efektem ze strony ośrodkowego układu nerwowego. Zabiegi krioterapii są wykonywane jako miejscowa aplikacja zimna na wybraną okolicę ciała (krioterapia miejscowa) lub przez oddziaływanie zimna na całe ciało pacjenta, przebywającego w komorze kriogenicznej (krioterapia ogólnoustrojowa). Gwałtowne oziębienie staje się silnym lokalnym lub ogólnoustrojowym bodźcem, który uruchamia miejscowe i ośrodkowe odczyny oraz ośrodki termoregulacyjne. Uruchomienie reakcji termoregulacyjnych w organizmie ludzkim następuje za pomocą termoreceptorów, czyli struktur nerwowych rejestrujących zmiany temperatury w czasie. Termoecksteroreceptory przekazują drogami aferentnymi impulsy nerwowe do podwzgórza; w podwzgórzu impulsy te zostają zintegrowane z impulsami powstałymi w termoenteroreceptorach wrażliwych na aktualną ciepłotę krwi i w efekcie zostają uruchomione mechanizmy powodujące wytwarzanie lub oddawanie ciepła przez ustrój [4, 5].

16.2. Wskazania i działanie lecznicze krioterapii u osób z uszkodzeniem układu nerwowego

Liczne badania dotyczące aspektów działania krioterapii ogólnoustrojowej, jej bezpieczeństwa, a także korzystnego wpływu na różne mechanizmy ochronne i obronne ustroju, spowodowały, iż metoda ta znalazła również zastosowanie w postępowaniu fizjoterapeutycznym u osób z uszkodzeniem układu nerwowego. Na podstawie aktualnych doniesień literaturowych oraz własnych doświadczeń, należy przyjąć wskazania do stosowania krioterapii – jako metody samodzielnej, jak i elementu kompleksowej rehabilitacji w następujących stanach:

- w chorobach OUN (ośrodkowego układu nerwowego) ze wzmożoną spastycznością, m.in. niedowład spastyczny po udarach, niedowład spastyczny w przebiegu mózgowego porażenia dziecięcego, mielopatia szyjna, po operacjach guzów rdzenia i mózgu, po urazach rdzenia kręgowego oraz czaszkowo-mózgowych,
- stwardnieniu rozsianym,
- zespołach korzeniowych,
- chorobach obwodowego układu nerwowego, np. w leczeniu neuralgii nerwu trójdzielnego, szczególnie ze względu na silny i trwały efekt przeciwbólowy,
- zespołach depresyjnych i nerwicach wegetatywnych [6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16].

Działanie temperatur kriogenicznych wywołuje w organizmie człowieka szereg korzystnych zjawisk fizjologicznych, takich jak efekt przeciwbólowy, nerwowo-

mięśniowy, przeciwzapalny i przeciwobrzękowy oraz krążeniowy [4, 5, 7, 17, 18, 19, 20, 21, 22].

Po zabiegach krioterapii miejscowej występują jedynie reakcje lokalne, związane bezpośrednio z działaniem analgetycznym, przeciwzapalnym i zwiotczającym. Natomiast w przypadku stosowania temperatur kriogenicznych na całe ciało, oprócz wyżej wymienionych reakcji, występują także efekty ogólnoustrojowe:

- hormonalne (wzrost surowiczego stężenia adrenaliny, noradrenaliny, ACTH, kortyzolu, a u mężczyzn także testosteronu),
- odpornościowe (wzrost odporności komórkowej i humoralnej),
- poprawa wydolności fizycznej,
- relaksacja,
- poprawa nastroju oraz zasypiania,
- ustąpienie zmęczenia [4, 5, 8, 12, 16, 23, 24, 25].

Szczególne znaczenie terapeutyczne krioterapii jest związane z jej działaniem analgetycznym. Przewodzenie impulsów nerwowych we włóknach czuciowych ulega spowolnieniu, a próg bólu zostaje podniesiony. Dochodzi również do czynnościowego wyłączenia receptorów czuciowych i ich połączeń z proprioceptorami. Dodatkowo, temperatury kriogeniczne pobudzają wydzielanie β -endorfin, mających silne działanie uśmierzające ból. Mechanizm znieczulającego działania kriostymulacji próbuje też wyjaśnić teoria bramek kontrolnych Melzacka i Walla. Według tej koncepcji bodźce czucia zimna szybciej docierają do ośrodków rdzeniowych i blokują przepływ impulsów bólowych do mózgu (bramkowanie bólu).

Pod wpływem zimna dochodzi także do zmniejszenia napięcia mięśni i relaksacji. Działanie to jest najprawdopodobniej osiąganе dzięki spowolnieniu przewodnictwa nerwowego i zmniejszeniu reaktywności obwodowych zakończeń czucioworuchowych, w tym receptorów napięcia mięśni: aparatów Golgiego w ścięgnach oraz wrzecionek nerwowo-mięśniowych w mięśniach, a także poprzez częściową blokadę płytki motorycznej i γ -motoneuronów. Wraz z efektem relaksacji obserwuje się wzrost siły mięśniowej. Po serii krioabiegów uzyskać można rozluźnienie mięśni i zwiększenie siły mięśni szkieletowych, a także subiektywną analgezję, utrzymującą się nawet przez kilka miesięcy. Okres ten można jeszcze wydłużyć poprzez powtarzanie serii. Jest to o tyle ważne, że powyższe skutki działania krioterapii istotnie ułatwiają prowadzenie postępowania kinezyterapeutycznego [9, 26].

Obserwuje się korzystny wpływ bodźców kriogenicznych na patologiczne, spastyczne napięcie mięśni poprzez obniżenie temperatury mięśni i nerwów oraz wyłączenie receptorów skóry [27, 28, 29, 30, 31]. Zmniejszają się aferentne wyładowania wrzecionek nerwowo-mięśniowych, obniżając przy tym aktywność motoneuronów gamma, a także obserwowane jest działanie analgetyczne na spastyczne mięśnie [32].

Przeprowadzone badania wykazują, że krioterapia jest jedną ze skuteczniejszych metod fizykoterapeutycznych w terapii pacjentów ze spastycznością [6, 10, 33, 34, 35, 36, 37, 38]. Wyniki tych badań, potwierdzające tezę, że leczenie zimnem,

czyli oziębianie zajętych spastycznością mięśni, skutecznie obniża ich napięcie. Dowiedziono, że krioterapia jest użyteczną metodą w zwalczaniu spastyczności u osób po udarze mózgu [30, 31, 32, 33, 34, 35, 38], ze stwardnieniem rozsianym [36], po uszkodzeniach rdzenia kręgowego [9, 31,37], a także u osób z mózgowym porażeniem dziecięcym [10, 14, 39].



Rys. 16.1. Dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym podczas zabiegu krioterapii ogólnoustrojowej – program realizowany pod patronatem Wydziału Zdrowia Urzędu Miejskiego we Wrocławiu – dokumentacja własna

Ważnym wynikiem badawczym w zakresie zastosowania krioterapii ogólnoustrojowej u dzieci i młodzieży z mózgowym porażeniem dziecięcym (p. rys. 16.1) jest uzyskanie u badanych poprawy nastroju, zwiększenie aktywności w spontanicznej motoryce oraz zmniejszenie spastyczności [14,39].

16.3. Efekty zastosowanie krioterapii w rehabilitacji neurologicznej

W badaniach prowadzonych przez Mraz i współautorów stosowano kriokomorę typu wrocławskiego, sterowaną komputerowo, składającą się z przedsionka (temperatura powietrza -60°C) oraz komory właściwej (temperatura powietrza: od -110°C do -160°C), gdzie czynnikiem schładzającym są pary ciekłego azotu. W pierwszej fazie zabiegu pacjenci przebywali przez 30 sekund w przedsionku, następnie przechodzili do komory właściwej, będąc tam w ruchu przez 3 minuty (p. rys. 16.2 i rys. 16.3).

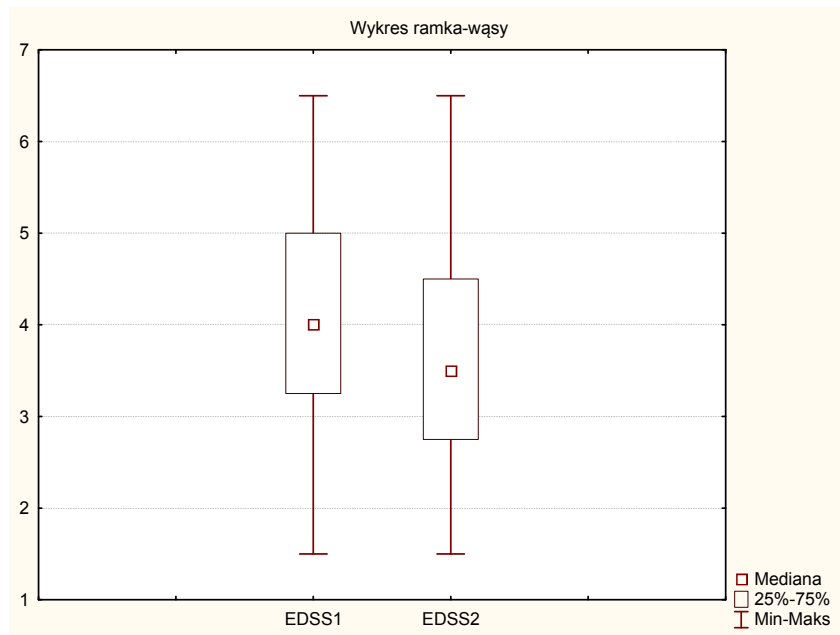


Rys. 16.2. Komora kriogeniczna stosowana w badaniach – dokumentacja własna



Rys. 16.3. Krioterapia ogólnoustrojowa – dokumentacja własna

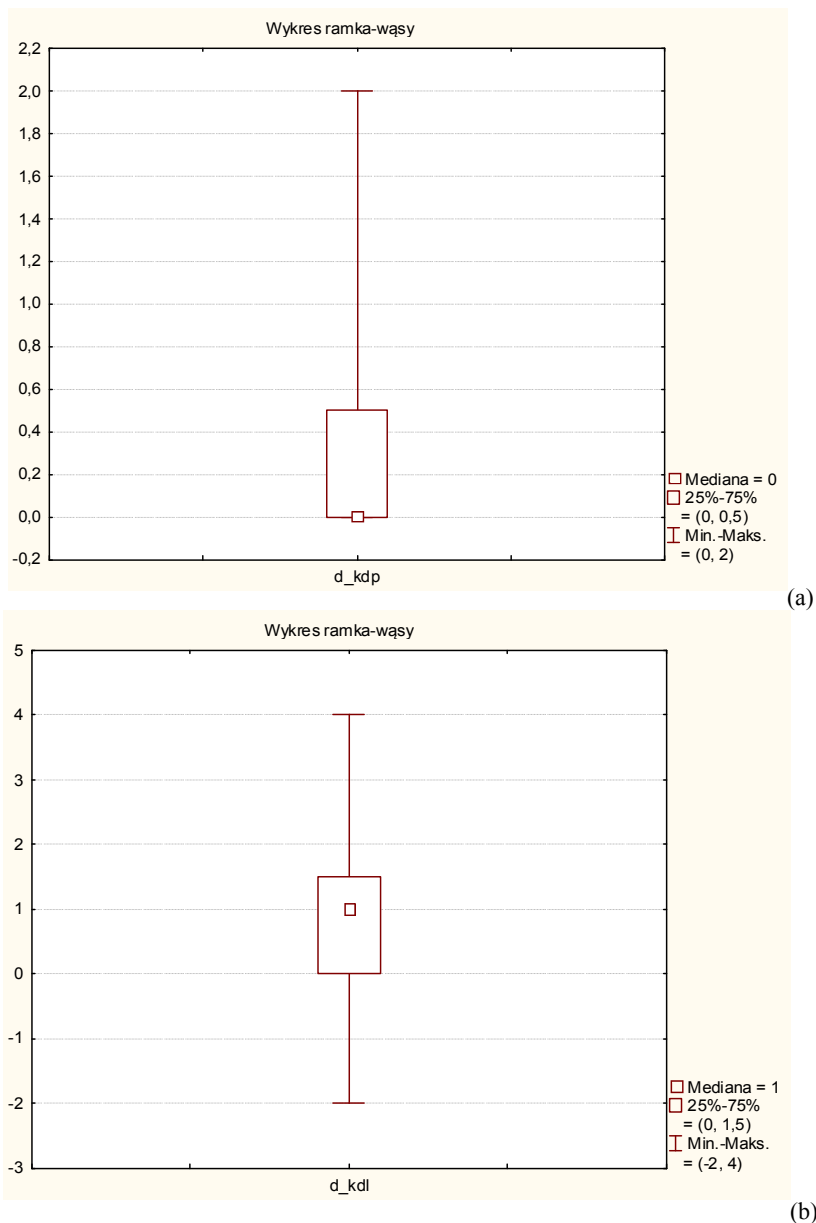
Po zastosowanym postępowaniu fizjoterapeutycznym uzyskano istotnie statystyczną poprawę stopnia niewydolności ruchowej w skali EDSS (*ang. Expanded Disability Status Scale* – rozszerzona skala niewydolności) ($p = 0,0000$). Poziom niewydolności ruchowej średnio zmniejszył się o 0,5 stopnia; nie uległ zmianie u 30% badanych, natomiast u 30% badanych uległ poprawie aż o 1 stopień w skali EDSS (p. rys. 16.4).



Rys. 16.4. Stopień niewydolności ruchowej przed i po fizjoterapii u osób ze stwardnieniem rozsianym (badania własne)

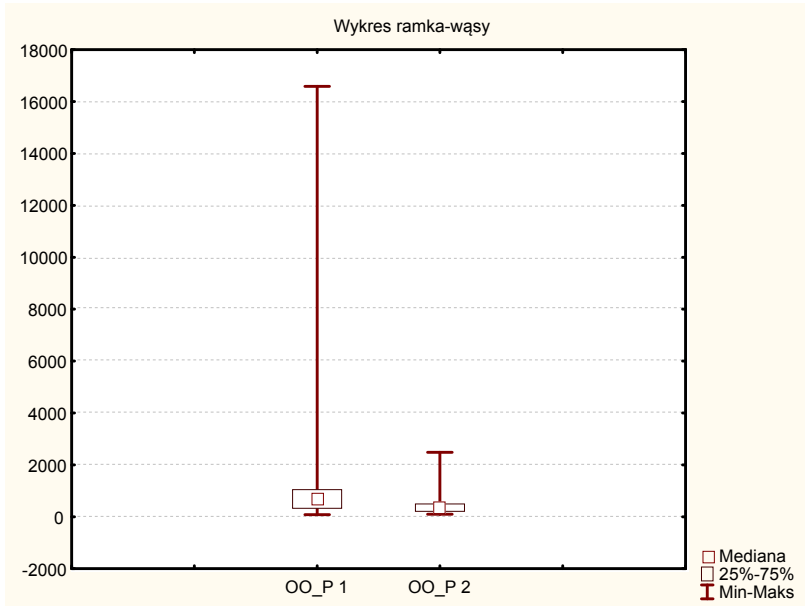
Wraz ze zmniejszeniem stopnia niewydolności ruchowej uzyskano istotnie statystyczne zmniejszenie spastyczności, poprawę stabilności ciała oraz wydłużenie dystansu chodu. Po fizjoterapii uzyskano istotnie statystycznie zmniejszenie spastyczności w kończynie dolnej prawej ($p = 0,0006$) oraz w kończynie dolnej lewej ($p = 0,0001$). W kończynie dolnej prawej u 25% badanych spastyczność zmniejszyła się o 0,5–1,0 stopnia w skali Ashwortha, natomiast w kończynie dolnej lewej u 36% badanych uzyskano zmniejszenie spastyczności o 1,0 stopień, a u 25% badanych zmniejszenie o 1,5–2,0 stopni w skali Ashwortha (p. rys. 16.5).

Po fizjoterapii uzyskano istotną statystycznie poprawę stabilności ciała zobrażowaną mniejszym obszarem oscylacji środka nacisku stóp na podłoże ($p = 0,0000$), co zobrażowano na rysunku 16.6.

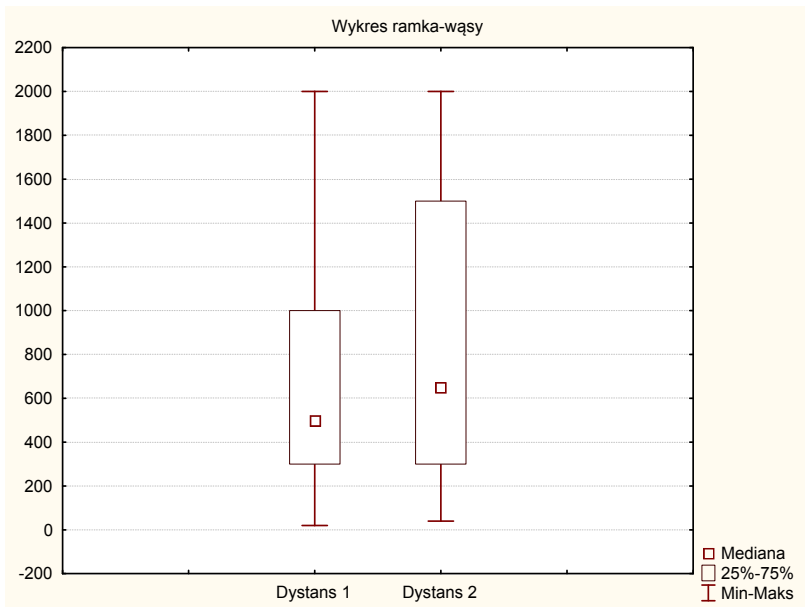


Rys. 16.5. Zmiana stopnia spastywności w kończynie dolnej prawej (a) i w kończynie dolnej lewej (b) u osób ze stwardnieniem rozsianym

W badanej grupie uzyskano istotnie statystyczną poprawę długości dystansu chodu ($p = 0,0002$). Typowy dla grupy wzrost długości dystansu chodu wynosił 50 m, natomiast u 25% badanych dystans chodu wydłużył się aż o 100–200 m (p. rys. 16.7).



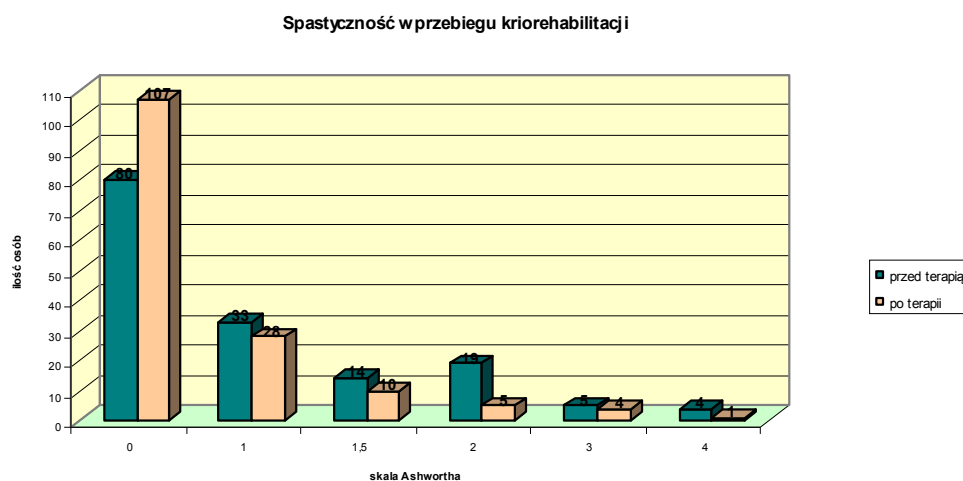
Rys. 16.6. Zmiana obszaru oscylacji środka nacisku stóp na podłoże przed i po fizjoterapii u osób ze stwardnieniem rozsianym



Rys. 16.7. Zmiana dystansu chodu przed i po fizjoterapii u osób ze stwardnieniem rozsianym

Dowodzono, że zastosowane usprawnianie z krioterapią ogólnoustrojową wpłynęło na zmniejszenie spastyczności, poprawę stabilności ciała oraz wydłużenie dystansu chodu, jednocześnie powodując zmniejszenie stopnia niewydolności ruchowej ocenianej skalą EDSS.

Kilkuletnie obserwacje pacjentów ze stwardnieniem rozsianym, u których w postępowaniu fizjoterapeutycznym zastosowano krioterapię ogólnoustrojową i kinezyterapię, dotyczą 155 osób (94 kobiet, 61 mężczyzn) w wieku od 23 do 67 lat. Były to osoby w okresie remisji choroby. Czas trwania choroby u badanych był różny i wynosił od roku do 42 lat (średnia $12,16 \pm 0,59$). U badanych oceniano zmodyfikowaną skalą Ashwortha nasilenie spastyczności w kończynach dolnych. Badanie wykonano dwukrotnie: przed fizjoterapią i po jej zakończeniu. W przebiegu zastosowanego postępowania fizjoterapeutycznego u pacjentów ze stwardnieniem rozsianym zaobserwowano statystycznie istotną różnicę w nasileniu spastyczności na poziomie $p < 0,001$. W badanej grupie spastyczność uległa zmniejszeniu u 57 osób (w tym u 27 ustąpiła), natomiast u 18 osób nie uległa zmianie (p. rys. 16.8) [39].



Rys. 16.8. Wyniki oceny napięcia mięśniowego w przebiegu terapii osób ze stwardnieniem rozsianym

Krioterapia ogólnoustrojowa jest zabiegiem coraz częściej stosowanym u chorych ze schorzeniami neurologicznymi, gdy przewlekły proces chorobowy wpływa nie tylko na układ ruchu, lecz również na stan psychiczny, np. zespół depresyjny. W badaniach Miller zastosowano 10 zabiegów krioterapii ogólnoustrojowej w temperaturze od -110°C do -130°C (czas zabiegu 2–3 min) oraz indywidualną kinezyterapię. Zaobserwowano działanie zmniejszające niesprawność ocenianą w skali EDSS oraz poprawę siły mięśniowej w kończynach dolnych, poprawę sprawności chodzenia, szczególnie u osób z objawami zmęczenia [16].

Zabiegi krioterapii są dobrze tolerowane przez chorych. Przy ścisłym przestrzeganiu procedury zabiegów nie obserwuje się istotnych powikłań. W warunkach kriokomory, gdzie operuje schłodzone kriogenicznie powietrze, w którym para wodna i dwutlenek węgla powietrza wydechowego zamieniają się w pył lodowy, nie może zdarzyć się niedotlenienie oddechowe, ponieważ stężenie tlenu nie spada poniżej 21%, a bywa też wyższe. Stwarza to pełne bezpieczeństwo podczas stosowania tego zabiegu [5]. Krioterapia w połączeniu z kinezyterapią przewyższa efekt kinezyterapii stosowanej samodzielnie [40, 41, 42].

Metoda krioterapii ogólnoustrojowej uzyskała pełną akceptację pacjentów. Posiada potwierdzoną skuteczność w leczeniu bądź wspomaganiu leczenia, a liczba przeciwwskazań do krioterapii ulega systematycznej zmianie.

Literatura

- [1] FREIMAN A., BOUGANIM N., *History of cryotherapy*, Dermatology Online Journal, 2005, Vol. 11, No. 2, 9–13.
- [2] SZMURŁO W., SYGIERICZ M., ZAPAŚNIK, *Z dziejów metody*, [w] *Kriochirurgia. Metoda – Zastosowania*, Poznań 1989.
- [3] YAMAUCHI T., *Whole-body cryotherapy is method of extreme cold –175°C treatment initially used for Rheumatoid Arthritis*, Z Phys Med Baln Med Klim, 1986, Vol. 15, No. 5, 311–315.
- [4] ZAGROBELNY Z., *Lecznicze zastosowanie zimna*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1996, Vol. 2, No. 2, 83–88.
- [5] GREGOROWICZ H., Zagrobelny Z., *Krioterapia ogólnoustrojowa, wskazania i przeciwwskazania, przebieg zabiegu i jego skutki fizjologiczne i kliniczne*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1998, Vol. 4, No. 3, 119–131.
- [6] GIEREMEK K., *Przegląd metod kriostymulacyjnych stosowanych przy zwalczaniu spastyczności*, Fizjoterapia, 1994, Vol. 2, No. 2, 30–32.
- [7] KSIEŻOPOLSKA-PIETRZAK K., *Miejsce krioterapii w leczeniu chorób narządu ruchu - mechanizm działania, wskazania i przeciwwskazania*, Acta Bio-Opt Inf Med, 1996, Vol. 2, No. 3–4, 157–160.
- [8] BIAŁY D., ZIMMER K., SKRZEK A., ZAGROBELNY Z., *Komora kriogeniczna – możliwości zastosowania w rehabilitacji*, Baln Pol, 1998, Vol. 40, No. 3–4, 44–47.
- [9] KWOLEK A., PABIS M., POP T., *Możliwości wykorzystania krioterapii w rehabilitacji chorych z uszkodzeniem rdzenia kręgowego*, Fizjoterapia, 1998, Vol. 6, No. 3, 17–19.
- [10] ŚLIWIŃSKI Z., PŁAZA P., HALAT B., *Ocena napięcia spastycznego u dzieci z porażeniem mózgowym po zastosowaniu kriostymulacji miejscowej*, Med Man, 2000, Vol. 4, No. 1–2, 45–50.
- [11] MRAZ M., A. SKRZEK, PROSZEWSKA A., SAMOJEDNA A., *Wpływ kompleksowego usprawniania z uwzględnieniem krioterapii ogólnoustrojowej na stan napięcia mięśniowego u chorych na stwardnienie rozsiane*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2000, Vol. 6, 91–95.
- [12] RYMASZEWSKA J., TULCZYŃSKI A., ZAGROBELNY Z., A. KIEJNA, T. HADRYŚ, *Influence of whole cryotherapy on depressive symptoms – preliminary report*, Acta Neuropsychiatria, 2003, Vol. 15, No. 3, 122–128.

- [13] BIRKNER E., SIEROŃ A., BECK B., JAGODZIŃSKI L., ROMUK E., SKRZEP-POLOCZEK B., STANEK A., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie*, Wiad Lek, 2003, Vol. 56, No. 1–2, 53–56.
- [14] MRAZ M., STRĘK W., RACZKOWSKI Z., MRAZ M., SOROKA R., *Zastosowanie krioterapii ogólnoustrojowej w rehabilitacji dzieci i młodzieży z mózgowym porażeniem dziecięcym*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, No. 1, 25–28.
- [15] MRAZ M., *Ocena stabilności posturalnej osób ze stwardnieniem rozsianym objętych postępowaniem fizjoterapeutycznym*, Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego, Wrocław 2009.
- [16] MILLER E., *Kriostymulacja czynnikiem wspomagającym rehabilitację chorych na stwardnienie rozsiane z zespołem zmęczenia*, Wiadomości Lekarskie, 2010, Vol. LXIII, No. 2, 41–45.
- [17] ŁASISZ B., ZDROJEWICZ Z., *Krioterapia w reumatologii*, Wiad Lek, 1988, Vol. 41, No. 23, 1599–1602.
- [18] BAUER J., SKRZEK A., *Fizjologiczne podstawy krioterapii*, Med Sport, 1999, Vol. 94, 3–7.
- [19] Sieroń A., Rybaczevska-Czerwińska M., Klimkiewicz T. i wsp., *Antinociceptive effect in rats induced by the cooling of their whole body*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2002, Vol. 8, No. 4, 153–155.
- [20] SIEROŃ A., CIEŚLAR G. (red.), *Zastosowanie zimna w medycynie – kriochirurgia i krioterapia*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2003.
- [21] SIEROŃ A., STANEK A., JAGODZIŃSKI J. I WSP., *Zachowanie się wybranych parametrów zapalnych u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej – wstępne doniesienie*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2003, Vol. 9, No. 1–2, 39–43.
- [22] SPODARYK K., *Biologiczne oddziaływania miejscowo stosowanego zimna*, Rehabilitacja Medyczna, 2003, Vol. 7, No. 2, 47–54.
- [23] ZAGROBELNY Z., ZIMMER K., *Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie i fizjoterapii sportowej*, Medycyna Sportowa, 1999, Vol. 15, No. 94, 8–13.
- [24] RYMASZEWSKA J., BIAŁY D., ZAGROBELNY Z. I WSP., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na psychikę człowieka*, Psychiatr Pol, 2000, Vol. 34, No. 4, 649–653.
- [25] MILA-KIERZENKOWSKA C., WOŹNIAK A., DREWA G., RAKOWSKI A., BRZUCHALSKI M., *Wpływ kriostymulacji ogólnoustrojowej i treningu fizycznego na system immunologiczny kajakerzy*, Medycyna Sportowa 2002, Vol. 18, No. 7, 272–280.
- [26] SWENSON C., SWÄRD L., KARLSSON J., *Cryotherapy in sports medicine*, Scandinavian J Med Sci Sports, 1996, Vol. 6, No. 4, 93–200.
- [27] STELMASIAK Z., GUSTYN T., *Spastyczność*, Medipress Psychiatria-Neurologia, 1999, Vol. 10, No. 7, 3–7.
- [28] KRUKOWSKA J., *Spastyczność i metody fizykalne jej zwalczania*, Neurol Neuroch Pol, 1999, Vol. 33, No. 6, 217–224.
- [29] SIMPSON R.K., *Postępowanie w bólu przewlekłym i w spastyczności*, Rehab Med, 2000, Vol. 4, No. 4, 9–27.
- [30] KWOLEK A., POP T., PRZYSADA G., *Zastosowanie środków fizycznych w leczeniu spastyczności u chorych po udarze mózgu*, Med Man, 2000, Vol. 4, No. 1–2, 41–44.

- [31] ZWOLIŃSKA J., MYJKOWSKA E., KWOLEK A., *Zastosowanie metod fizykoterapeutycznych w leczeniu spastyczności*, Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego, 2003, Vol. 1, 27–38.
- [32] STRABURZYŃSKA-LUPA A., STRABURZYŃSKI G., *Fizjoterapia*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2003.
- [33] KWOLEK A., *Próby wykorzystania miejscowego nadmuchu parami azotu w rehabilitacji chorych po udarze mózgu*, Post Rehab, 1994, Vol. 8, No. 1, 47–51.
- [34] KWOLEK A., POP T., *Attempts to use cryostimulation in rehabilitation of stroke patients*, Udar Mózgu, 1999, Vol. 1, No. 1, 23–27.
- [35] ŚLIWIŃSKI Z., SKATUSKA I., *Wstępna ocena zastosowania CO₂ i mobilizacji wg metody PNF u pacjentów ze spastycznym napięciem mięśniowym po udarze mózgu*, Med Sport, 2001, Vol. 17, No. 5, 205–209.
- [36] MRAZ M., SKRZEK A., GRUSZKA E., CHAMELA-BILIŃSKA D., DRAK-WOJAKIEWICZ M., DUTKIEWICZ A., *Wpływ fizjoterapii z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej na stabilność i równowagę pozycji stojącej pacjentów ze stwardnieniem rozsianym*, Fizjoterapia, 2001, Vol. 9, No. 1, 26–29.
- [37] GAWROŃSKI W., *Miejscowe zastosowanie zimna w leczeniu i rehabilitacji stanów pourazowych oraz chorób narządu ruchu*, Rehab Med, 2003, Vol. 7, No. 2, 56–62.
- [38] DZIEDZIC S., STRABURZYŃSKA-LUPA A., *Możliwości zastosowania zabiegów fizykalnych w leczeniu spastyczności*, Fizjoterapia Polska, 2004, Vol. 4, No. 2, 6–13.
- [39] MRAZ M., STREK W., ZAGROBELNY Z., SOROKA R., MRAZ M., WOJTOWICZ D., *Korzyści terapeutyczne w przebiegu kriorehabilitacji u chorych neurologicznych*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 215–220.
- [40] KILJAŃSKI M., ŚLIWIŃSKI Z., KUFEL W., KIEBZAK W., WOSZCZAK M., *Ocena równowagi ciała u pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi kręgosłupa lędźwiowego po kriostymulacji ogólnoustrojowej połączonej z fizjoterapią*, Fizjoterapia Polska, 2007, Vol. 3, 286–298.
- [41] MICHALIK B., MICHALIK J., TOKARSKI R., *Poziom satysfakcji i redukcja bólu u pacjentów ze schorzeniami narządu ruchu objętych kriorehabilitacją*, Fizjoterapia Polska, 2005, Vol. 5, No. 2, 260–265.
- [42] STANEK A., CIEŚLAR G., MATYSZKIEWICZ B., ROZMUS-KUCZIA I., SIEROŃ-STOŁTNY K., KOCZY B., SIEROŃ A., *Subiektywna ocena skuteczności terapeutycznej krioterapii ogólnoustrojowej u pacjentów z zeszywniającym zapaleniem stawów kręgosłupa*, Balneologia Polska, 2005, Vol. 1–2, 24–32.

ROZDZIAŁ 17
KRIOTERAPIA OGÓLNOUSTROJOWA
A ZABURZENIA PSYCHICZNE

Joanna Rymaszewska, Justyna Mazurek

Spis treści

17.1. Część ogólna	255
17.1.1. Charakterystyka i klasyfikacja zaburzeń psychicznych	255
17.1.2. Epidemiologia zaburzeń psychicznych	256
17.1.3. Metody badania i leczenia zaburzeń psychicznych	257
17.2. Część szczegółowa	257
17.2.1. Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na sferę psychiczną – potencjalne mechanizmy działania	257
17.2.2. Krioterapia ogólnoustrojowa w leczeniu depresji i zaburzeń lękowych	260

17.1. Część ogólna

17.1.1. Charakterystyka i klasyfikacja zaburzeń psychicznych

Według definicji UEMS (*The Union Européenne des Médecins Spécialistes*, Europejska Unia Lekarzy Specjalistów) psychiatria jest gałęzią medycyny, która zajmuje się badaniem i stosowaniem biopsychospołecznych zasad w etiologii, ocenie, rozpoznaniu, leczeniu, rehabilitacji i zapobieganiu umysłowym, emocjonalnym i behawioralnym zaburzeniom występującym samodzielnie lub wspólnie z innymi zaburzeniami medycznymi w ciągu całego życia człowieka [1].

Granica pomiędzy tzw. „normą psychiczną” a patologią (anormalnością) może być nieostra, często uwarunkowana czynnikami społeczno-kulturowymi. Ma to swoje odbicie w terminologii zaburzeń psychicznych, które podlegają ciągłym zmianom. Do ujednoczenia diagnostyki psychiatrycznej w skali globalnej przyczyniło się opracowanie systemu klasyfikacyjno-diagnostycznego DSM (*Diagnosics and Statistical Manual*) w Stanach Zjednoczonych (DSM-IV) [2] oraz wprowadzenie przez Światową

Organizację Zdrowia nowej klasyfikacji zaburzeń psychicznych i zaburzeń zachowania (ICD-10) [3]. Autorzy obu systemów podkreślają, że termin „zaburzenie psychiczne” (*ang. disorder*) nie jest ścisły i używany jest celem wskazania na istnienie układu klinicznie stwierdzalnych objawów lub zachowań połączonych w większości przypadków z cierpieniem (*ang. distress*) i zaburzeniami funkcjonowania indywidualnego (*ang. personal*). Z tego powodu w publikacjach naukowych zanika termin „choroba psychiczna”, a jego miejsce zajmuje określenie „zaburzenie”, które zaczyna pełnić nadrzędną rolę w odniesieniu do ogółu stanów chorobowych, którymi zajmuje się psychiatria kliniczna [4].

17.1.2. Epidemiologia zaburzeń psychicznych

Rozpowszechnienie zaburzeń psychicznych jest podstawowym wskaźnikiem stanu zdrowia psychicznego społeczeństw. Badania epidemiologiczne w tej grupie osób są skomplikowane, czasochłonne, drogie, a zatem przeprowadza się je rzadko. Z tych względów aktualne dane pochodzą sprzed kilku lat.

Publikacje dotyczące międzykulturowych porównań występowania zaburzeń psychicznych uzmysłowiły badaczom i politykom zdrowotnym, że schorzenia te, nawet w bogatych krajach, są bardziej powszechne niż jakiegokolwiek inne (np. cukrzyca). Ponadto w sposób istotny upośledzają one pełnienie ról społecznych (znacznie bardziej niż wiele dolegliwości fizycznych) [5].

W latach 2001–2003 w badaniu amerykańskim (na reprezentatywnej próbie dla całego kraju), koordynowanym przez WHO (*Światową Organizację Zdrowia*), uzyskano wysokie wskaźniki częstości występowania problemów psychicznych. Stwierdzono, że 57,5% ankietowanych doświadczyło kiedyś zaburzeń tego rodzaju, aż 32,4% cierpiało z ich powodu w ciągu roku poprzedzającego badanie. Rozpowszechnienie zaburzeń psychicznych w ciągu całego życia u kobiet (56,5%) było nieco niższe niż u mężczyzn (58,4%) [5, 6].

W Polsce od wielu lat zwiększa się liczba osób leczonych z powodu zaburzeń psychicznych (głównie cierpiących z powodu zaburzeń afektywnych, nerwicowych, wywołanych stresem i zaburzeń somatyzacyjnych). W ciągu 15 lat (od 1990 do 2005) wskaźnik rozpowszechnienia pacjentów w opiece ambulatoryjnej wzrósł o 131% (z 1629 do 3763 na 100 tyś. ludności). Należy zaznaczyć, że bardziej niż wskaźniki rozpowszechnienia rośnie wskaźnik zapadalności (czyli osób zgłaszających się po raz pierwszy do leczenia w danym roku), który w tym okresie wzrósł o 136% (z 444 do 1046 na 100 tyś. ludności) w lecznictwie ambulatoryjnym i o 84% (z 129 do 237 na 100 tyś. ludności) w lecznictwie całodobowym [7].

Pod auspicjami WHO realizowany jest międzynarodowy (obejmujący 28 krajów) projekt badawczy, którego celem jest zidentyfikowanie rozpowszechnienia zaburzeń psychicznych, ocena ich głębokości oraz oszacowanie, jaki odsetek osób nie otrzymuje opieki psychiatrycznej. Wstępne wnioski dotyczą częstego występowania wielu

zaburzeń (dwóch lub więcej) u jednej osoby. Podkreśla się fakt, że większość osób, które spełniają kryteria rozpoznania zaburzeń psychicznych, nie korzysta z profesjonalnej pomocy medycznej. Szacuje się, że w krajach rozwiniętych procent chorych nieobjętych opieką waha się od 35% do nawet 52% [5].

17.1.3. Metody badania i leczenia zaburzeń psychicznych

Metody diagnostyczne w psychiatrii są zróżnicowane. Obejmują one zarówno badanie podmiotowe (wywiad od pacjenta oraz od osób z jego otoczenia), ocenę stanu psychicznego, jak i badanie przedmiotowe (stanu somatycznego), czy badania pomocnicze (m.in. psychologiczne, z użyciem skal psychometrycznych, neuroloradiologiczne, elektroencefalograficzne, genotypowanie, badania laboratoryjne, np. neurohormonalne i immunologiczne).

Warto podkreślić, że badanie psychiatryczne różni się od ogólnomedycznego obszernością, pytaniami o losy życiowe pacjenta, o relacje z innymi ludźmi, czy traumy psychiczne. Jego wynik zazwyczaj nie może być jednoznacznie potwierdzony badaniem fizykalnym oraz analizą wyników badań laboratoryjnych, jak w medycynie somatycznej [8].

Wśród najważniejszych metod leczenia psychiatrycznego należy wymienić: psychofarmakoterapię (głównie leki psychotropowe, działające na centralny układ nerwowy np. przeciwpsychotyczne, przeciwdepresyjne, stabilizujące nastrój i przeciwłękowe) i inne metody leczenia biologicznego (m.in. terapię elektrowstrząsową, terapię deprywacji snem, fototerapię czy psychochirurgię), psychoterapię (m.in. terapię behawioralną, poznawczą i poznawczo-behawioralną, terapię humanistyczną i systemową, terapię psychodynamiczną), psychoedukację. Mimo coraz lepszych metod psychofarmakologicznych oraz psychoterapeutycznych, wciąż poszukuje się nowych środków wspomagających terapię zaburzeń psychicznych.

17.2. Część szczegółowa

17.2.1. Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na sferę psychiczną – potencjalne mechanizmy działania

Uważa się coraz powszechniej, iż krioterapia ogólnoustrojowa (w komorze kriogenicznej lub kriosaanie) umożliwia regenerację układu nerwowego, polepsza jakość snu i samopoczucie, daje uczucie odprężenia, ukojenia oraz głębokiego relaksu [9]. Krótkotrwała ekspozycja na skrajnie niskie temperatury prawdopodobnie wywołuje liczne zmiany w neuroprzebieżności w ośrodkowym układzie nerwowym, a ich charakter – według autorów nielicznych jak dotąd badań, dotyczących omawianego

zjawiska – jest podobny do tych obserwowanych po zastosowaniu leków przeciwpsychotycznych i/lub przeciwdepresyjnych lub terapii elektrowstrząsowej [9]. Niska temperatura otoczenia ma także m.in. działanie przeciwbólowe, przeciwozrętkowe, przeciwzapalne. Jak podkreślają autorzy, ta wieloukładowa odpowiedź organizmu na zastosowanie skrajnie niskich temperatur na cały organizm może mieć istotne znaczenie w wspomaganiu terapii różnych zaburzeń psychicznych [10].

Efekt przeciwbólowy działania krioterapii ogólnoustrojowej jest z jednej strony związany z jej wpływem na układ nerwowy i hormonalny, a z drugiej strony, wywołany działaniem metabolicznym. Dotyczy to zarówno bólu powierzchniowego, jak również głęboko umiejscowionego oraz – prawdopodobnie – tak zlokalizowanego, jak i uogólnionego [11]. Podstawowe znaczenie w tym procesie wydaje się mieć tzw. teoria bramki bólu (inaczej teoria kontrolnych bramek, *ang. gate control theory*) [12], która podkreśla istotną funkcję neuronalnych mechanizmów ośrodkowych i traktuje mózg jako aktywny układ modulujący oraz selekcjonujący dopływające bodźce. Udowodniono, że w rogach przednich rdzenia kręgowego zachodzą dynamiczne zjawiska hamowania i pobudzania. Hamowanie impulsów aferentnych pochodzenia rdzeniowego, m.in. na skutek działania niskich temperatur, odbywa się na poziomie interneuronów substancji galaretowatej rdzenia [13]. Melzack zwrócił ponadto uwagę, że mózg posiada sieć neuronalną (tzw. macierz neuronalną, *ang. neuromatrix*), która integruje dopływ bodźców. Macierz neuronalna mieści w sobie szeroko rozciągniętą sieć neuronalną, która zawiera wiele równoległych składowych: somatosensorycznych, limbicznych i wzgórzowo-korowych. Dopływ impulsów, według autora, obejmuje różnorodne bodźce (głównie czuciowe, wzrokowe, fazowe i toniczne), a także wewnętrzną modulację neuronalną i układy odpowiedzi na stres, w skład których wchodzi mediatorzy reakcji zapalnej (cytokiny), układ wewnątrzwydzielniczy, wegetatywny (przesuwając jego równowagę w kierunku wzrostu aktywności przywspółczulnej [14]), opioidowy i odpornościowy [15].

Z kolei efekt przeciwzapalny oddziaływania skrajnie niskich temperatur, pośrednio skutkujący redukcją bólu i lepszym samopoczuciem, wynika zarówno z wpływu tego czynnika na wydzielanie mediatorów reakcji zapalnej (wzrost poziomu cytokin anty-zapalnych i spadek prozapalnych), jak i na równowagę prooksydacyjno-antyoksydacyjną. Ponadto Pournot i współautorzy dowiedli, że przyczyny efektu przeciwzapalnego, oprócz wyżej wymienionych procesów, należałoby także upatrywać w aktywności skurczowej naczyń krwionośnych, do której dochodzi na poziomie tkanki mięśniowej [16].

Temperatury kriogeniczne odpowiedzialne są jednak nie tylko za efekt przeciwbólowy i przeciwzapalny, lecz także nerwowo-mięśniowy. Zjawisko to sprzyja obniżeniu wzmożonego napięcia mięśniowego, poczuciu odprężenia i relaksacji. Według Senn'a istotne znaczenie odgrywa w tym procesie zwolnienie przewodnictwa nerwowego i obniżenie reaktywności obwodowych zakończeń czuciowo-nerwowych (m.in. za pośrednictwem płytek motorycznych, α -motoneuronów i γ -motoneuronów) [17].

Rola amin katecholowych (m.in. noradrenaliny czy dopaminy), jak również hormonów sterydowych (w tym adrenokortykotropiny, ACTH) w regulacji nastroju oraz łagodzeniu bólu jest udowodniona. Z jednej strony wzrost poziomu tych ostatnich może wywoływać zaburzenia psychiczne (jak np. stany maniakalne, depresyjne, labilność emocjonalną), a także być przyczyną zaburzeń świadomości czy psychoz schizofrenopodobnych. Z drugiej strony złagodzenie objawów schorzeń psychicznych wiąże się ze wzrostem poziomu amin katecholowych (efekt podobny do działania leków przeciwdepresyjnych, które hamują zwrotny wychwytywanie noradrenaliny) w obszarach o największym skupisku neuronów noradrenergicznych (miejsce sinawe i pole boczne nakrywki). Proces ten może odpowiadać za poprawę stanu psychicznego pacjentów. Taki korzystny efekt w przeobrażeniu OUN zaobserwowany został także pod wpływem działania skrajnie niskich temperatur.

Za wyżej wspomnianym noradrenergicznym mechanizmem „przeciwdepresyjnego” działania krioterapii świadczą m.in. wyniki Zagrobelnego i współautorów. Wykazali oni, że po jednorazowym schłodzeniu całego ciała w komorze kriogenicznej stężenia noradrenaliny w surowicy u kobiet i mężczyzn są istotnie wyższe od stężenia tego hormonu przed schłodzeniem [18]. Potwierdzają to także nowsze badania Leppaluoto i współautorów, którzy zaobserwowali istotny długotrwały wzrost noradrenaliny we krwi po zadziałaniu skrajnie niskich temperatur na cały organizm [19]. Prawdopodobnie mechanizm zwiększenia stężenia noradrenaliny w surowicy jest związany z zadziałaniem silnego bodźca o charakterze stresora, jakim niewątpliwie jest zabieg krioterapii ogólnoustrojowej.

Temperatury kriogeniczne stymulują skórne receptory zimna, ciepła, nocyceptory i ciepłowrażliwe mechanoceptory. Przewodzenie tych impulsów do OUN drogą łuków odruchowych powoduje wydzielanie w podwzgórzu kortykoliberyny (*CRH*), która z kolei zwiększa przysadkową produkcję hormonu adrenokortykotropowego (*ACTH*) oraz pobudza wydzielanie prekursora β -endorfin (proopiomelanokortyny). β -endorfina, czyli tzw. „endogenne neuroleptyk”, jest – jak się domniemywa – wydzielana również przez rdzeń nadnerczy. W świetle współczesnych danych, endogenne opioidy, aktywując receptory zakończeń presynaptycznych neuronów dopaminergicznych, zmniejszają uwalnianie dopaminy. Prowadzi to do kompensacyjnego nasilenia transmisji tego neuroprzekaźnika. Dopamina działa na układ nagrody w mózgu, a jej niedobór może spowodować utratę radości życia czy umiejętności odczuwania przyjemności. Z drugiej strony pobudzenie ośrodkowych neuronów opioidowych wpływa modulująco na procesy związane z uczeniem się, konsolidacją pamięci i przypominaniem [10].

Rymaszewska i współautorzy zauważyli, że pod wpływem niskich temperatur może dochodzić do normalizacji funkcji regulacyjnych podwzgórza i tworów siatkowatego pnia mózgu, czyli struktur odpowiedzialnych za prawidłowy sen i uczucie relaksu [9]. Hipotezę tę popiera fakt, iż obraz kliniczny zaburzeń snu u części chorych z depresją przypomina dysfunkcje snu obserwowane przy stosowaniu związków ingerujących

w syntezę serotoniny. Ten neuroprzekaźnik przekształcany jest w szyszynce mózgowej w melatoninę, która odgrywa znaczącą rolę w regulacji cyklu: sen-czuwanie. Hamowanie zwrotnego wychwytu serotoniny w synapsie nerwowej dodatnio koreluje z działaniem przeciwdepresyjnym, jak i wpływa przeciwlękowo i uspokajająco. Zwiększenie produkcji tej aminy biogennej przez podanie dużych dawek *L*-tryptofanu (prekursora serotoniny) przyspiesza zasypianie na skutek skrócenia latencji snu. Zmniejsza także ilość wybudzeń w ciągu nocy.

Brakuje jednoznacznych danych dotyczących wpływu krioterapii ogólnoustrojowej na poziom hormonów płciowych (testosteronu i estradiolu), a tym samym na poziom libido. Według Zagrobelnego, który w jednym ze swoich badań mierzył stężenia testosteronu w surowicy przed i po jednorazowym schładzaniu, wartości tego hormonu u mężczyzn były istotnie wyższe po ogólnoustrojowym zadziałaniem skrajnie niskich temperatur [18]. Natomiast Korzonek-Szlacheta i współautorzy wykazali, że u młodych mężczyzn po 10 zabiegach krioterapii ogólnoustrojowej doszło do znaczącego obniżenia stężeń testosteronu i estradiolu w surowicy. Równocześnie ze zmianą stężeń hormonów płciowych doszło do znamienego wzrostu stosunku testosteron/estradiol. Przyczyną obserwowanych zjawisk, według autorów publikacji, jest prawdopodobnie indukowana krioterapią zmian ukrwienia skóry i tkanki podskórnej, modulacja aktywności aromatazy odpowiedzialnej za konwersję testosteronu lub androstendionu do estrogenów [20].

Nie bez znaczenia wydaje się być także wpływ oziębionego do -160°C powietrza w kriokomorze na organizm człowieka i jego psychikę. W skład powietrza komory kriogenicznej wchodzi azot i tlen. Para wodna i dwutlenek węgla wydychanego powietrza zmieniają się w pył lodowy, co wyklucza możliwość niedotlenienia [21].

Być może ogólnoustrojowa krioterapia wpływa na psychikę człowieka także za pośrednictwem innych, jak dotąd niepoznanych i nieudowodnionych mechanizmów.

17.2.2. Krioterapia ogólnoustrojowa w leczeniu depresji i zaburzeń lękowych

Do tej pory nie przeprowadzono badań, w oparciu o które można by jednoznacznie stwierdzić wpływ skrajnie niskich temperatur na pacjentów chorych psychicznie. Z jednej strony wśród wskazań do krioterapii ogólnoustrojowej wymienia się zespoły depresyjne i nerwice wegetatywne, z drugiej – wśród przeciwwskazań – klaustrofobię i ostrą fazę zaburzeń psychicznych, która uniemożliwia nawiązanie odpowiedniej współpracy z pacjentem w trakcie zabiegu, a zwłaszcza przestrzeganie przez niego procedur postępowania w komorze kriogenicznej [22].

W bazach medycznych czasopism naukowych niewiele jest doniesień dotyczących tego tematu, a istniejące obserwacje dotyczą małych grup badawczych. Potwierdzono korzystne działanie krioterapii ogólnoustrojowej m.in. w fibromialgii, charakteryzującej się uogólnionym bólem w układzie ruchu oraz występowaniem przewlekłego

zmęczenia, w której często występują objawy spełniające kryteria zaburzeń psychicznych, jak lęk i depresja. Autorzy tej publikacji donoszą, że skrajnie niskie temperatury mogą krótkoterminowo zredukować ból, zarówno zlokalizowany, jak i uogólniony u pacjentów dotkniętych tym schorzeniem [11].

W ośrodku wrocławskim zostały przeprowadzone dwa badania oceniające oddziaływanie krioterapii ogólnoustrojowej na stan psychiczny u osób z zaburzeniami depresyjnymi i lękowymi. Były to pierwsze w świecie doniesienia naukowe badające potencjalny wpływ temperatur kriogenicznych na stan psychiczny.

We wstępnym pilotażowym badaniu ($n = 23$, 18 kobiet i 5 mężczyzn) założono, że oddziaływanie skrajnie niskich temperatur na ustrój ludzki powoduje ustąpienie wielu klinicznych objawów depresji u pacjentów leczonych ambulatoryjnie. Osoby badane zostały poddane 10-ciu zabiegom krioterapeutycznym (dwie serie po 5 zabiegów, każdorazowo pacjent przebywał w kriokomorze przez ok. 160 sekund). Do oceny stopnia nasilenia depresji użyto 21-punktowej skali depresji Hamiltona, a pomiary wykonano w dwóch punktach czasowych: przed rozpoczęciem i po cyklu 10-ciu zabiegów. Zaobserwowano złagodzenie nasilenia objawów depresyjnych u pacjentów. Najbardziej znaczącą poprawę odnotowano w zakresie zaburzeń snu. Dotyczyła ona zarówno zaburzeń zasypiania, sypnięcia snu, jak i wcześniejszego budzenia się rano (zmiana odpowiednio o 91%, 98% i 100%). Spowolnienie myślenia, aktywności, niepokój, objawy somatyczne ogólne oraz utrata wagi ciała uległy zmianie powyżej 80% w porównaniu do stanu sprzed krioterapii. Istotny wydaje się fakt 80% poprawy w skali Hamiltona oceny zniechęcenia do życia, myśli i tendencji samobójczych [9].

Powyższa obserwacja pozwoliła na wstępne stwierdzenie korzystnego wpływu skrajnie niskich temperatur na sferę psychiczną osób badanych i skłoniła autorów do podjęcia dalszej oceny wykorzystania krioterapii jako leczenia wspomagającego w tej grupie pacjentów. Celem kolejnego doniesienia była ocena wpływu krioterapii ogólnoustrojowej na nasilenie objawów oraz subiektywnie odbieraną satysfakcję z życia osób leczonych ambulatoryjnie z powodu zaburzeń afektywnych i lękowych w aktywnej fazie leczenia w poradni zdrowia psychicznego. Grupa eksperymentalna poddana została krótkotrwałej (120–180 sekund) ekspozycji na temperatury kriogeniczne w cyklu 15-tu zabiegów wykonywanych codziennie. Analizie poddano grupę eksperymentalną ($n = 26$) i kontrolną ($n = 34$) przed i po zakończeniu terapii (trwającej 21 dni). Podobnie, jak w poprzednim badaniu zastosowano skalę depresji Hamiltona i skalę lęku Hamiltona, a także skalę satysfakcji życiowej. W eksperymencie także potwierdzono, że krótkotrwała ekspozycja całego ciała na skrajnie niskie temperatury poprawia stan psychiczny osób z zaburzeniami depresyjnymi i lękowymi. Średni spadek składowych skali lęku był istotnie większy i średni końcowy stan istotnie lepszy w grupie eksperymentalnej względem 11-tu spośród 14-tu składowych (poza objawami z układu pokarmowego, moczowo-płciowego oraz zachowaniem podczas badania). Zbliżone wyniki uzyskano w depresji, gdzie w grupie eksperymentalnej średni spadek był istotnie większy i średni końcowy stan lepszy względem

8-miu z 16-tu składowych, w tym dotyczących zaburzeń snu i objawów somatycznych. Istotną poprawę w satysfakcji życiowej stwierdzono w tej samej grupie względem 6-ciu z 11-tu składowych (samopoczucie fizyczne i kondycja psychiczna, aktywność domowa i zawodowa oraz realizacja swoich zainteresowań i ogólna satysfakcja życiowa) [10].

Należy zaznaczyć, iż słabością przytoczonych badań zespołu wrocławskiego, mimo ich pionierskości, były mało liczne grupy eksperymentalne. Dodatkowymi ich ograniczeniami były: nielosowy dobór danych, niemożność wyboru formy placebo, brak pomiarów biochemicznych w zakresie neuroprzekaźników i innych, np. neuroobrazowania oraz brak oceny oddziaływania długoterminowego metody.

Wobec tylu niewiadomych z jednej strony i hipotetycznego dużego potencjału metody z drugiej, można na koniec pokusić się o sformułowanie pytań badawczych dla przyszłych ekspertyz:

- Jakie są, do tej pory nieudowodnione, mechanizmy i neurobiologiczne podstawy działania krioterapii ogólnoustrojowej?
- Czy wieloukładowa odpowiedź organizmu na działanie skrajnie niskich temperatur może mieć znaczenie jako metoda wspierająca terapię zaburzeń psychicznych?
- Czy wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na poprawę stanu klinicznego pacjentów jest bezpośredni, czy pośredni (np. poprzez potencjalizację działania leków psychotropowych)?
- Jak silny i trwały jest efekt tego typu oddziaływania w leczeniu zaburzeń psychicznych?

Pytania te pozostają – jak na razie – wciąż otwarte.

Literatura

- [1] Section of Psychiatry, <http://www.uemspsiachiatry.org/>
- [2] *Diagnostic and statistical manual of mental disorders, fourth edition (DSM-IVa)*, American Psychiatric Association, Washington 1994.
- [3] *ICD-10, Klasyfikacja zaburzeń psychicznych i zaburzeń zachowania w ICD-10, Opisy kliniczne i wskazówki diagnostyczne*, Vesalius i IPN Kraków, Warszawa 2000.
- [4] PUŻYŃSKI S., *Choroba psychiczna – problemy z definicją oraz miejscem w diagnostyce i regulacjach prawnych*, *Psychiatr Pol*, 2007, XLI, 3, 299–308.
- [5] KANTORSKA-JANIEC M., KIEJNA A., ŚWIĄTKIEWICZ G., ZAGDAŃSKA M., *Epidemiologia zaburzeń psychicznych - dotychczasowe doświadczenia*, *Psychiatr Pol*, 2009, XLIII, 4, 375–385.
- [6] National Comorbidity Survey (NCS), <http://www.hcp.med.harvard.edu/ncs/>
- [7] Instytut Psychiatrii i Neurologii, Narodowy Program Ochrony Zdrowia Psychicznego, Warszawa 2006.
- [8] KIEJNA A., MAŁYSZCZAK K., *Psychiatria*, Podręcznik Akademicki, Akademia Medyczna im. Piastów Śląskich, Wrocław 2009.

- [9] RYMASZEWSKA J., TULCZYŃSKI A., ZAGROBELNY Z., KIEJNA A., HADRYŚ T., *Influence of whole body cryotherapy on depressive symptoms - preliminary report*, Acta Nueropsychiatr, 2003, Vol. 15, 122–128.
- [10] RYMASZEWSKA J., RAMSEY D., CHŁADZIŃSKA-KIEJNA S., *Whole-body cryotherapy as adjunct treatment of depressive and anxiety disorders*, Arch Immunol Ther Exp, 2008, Vol. 56, 63–68.
- [11] ÖFFENBÄCHER M., STUCKI G., *Physical therapy in the treatment of fibromyalgia*, Scand J Rheumatol, 2000, Vol. 133, No. 29, 78–85.
- [12] MELZACK R., WALL P.D., *Pain mechanisms, a new theory*, Science, 1965, Vol. 15, No. 3699, 971–979.
- [13] MELZACK R., JEANS M.E., STRADFORD J.G., MONKS R.C., *Ice massage and transcutaneous electrical stimulation, Comparison of treatment for low back pain*, Pain, 1980, Vol. 9, 209–217.
- [14] JAGODZIŃSKI L., CIEŚLAR G., STANEK A., *Ocena zachowania się układu wegetatywnego pod wpływem krioterapii ogólnoustrojowej na podstawie analizy wybranych parametrów zmienności rytmu zatokowego*, Balneol Pol, 2003, Vol. 45, No. 3–4, 45–51.
- [15] MELZACK R., *From the gate to the neuromatrix*, Pain, 1999, Suppl 6, 121–126.
- [16] POURNOT H., BIEUZEN F., LOUIS J., FILLARD J.R., BARBICHE E., HAUSSWIRTH C., *Time-Course of Changes in Inflammatory Response after Whole-Body Cryotherapy Multi Exposures following Severe Exercise*, PLoS One, 2011, Vol. 6, No. 7, 722–748.
- [17] SENN E., *Kältetherapie/ Analyse der therapeutischen Wirkung/ Formulierung von Hypothesen zur Wirkungsweise*, Therpiewoche, 1985, Vol. 31, 3–10.
- [18] ZAGROBELNY Z., HALAWA B., JEZERSKI C., WAWROWSKA A., *Wpływ jednorazowego schładzania całego ciała w komorze kriogenicznej na wybrane wskaźniki hemodynamiczne i stężenia hormonów w surowicy u osób zdrowych*, Pol Tyg Lek, 1993, Vol. 14–15, 303–305.
- [19] LEPPALUOTO J., WESTERLAUND T., HUTTUNEN P., OKSA J., SMOLANDER J., DUGUE B., MIKKELSSON M., *Effects of long-term whole-body cold exposures on plasma concentrations of ACTH, beta-endorphin, cortisol, catecholamines and cytokines in healthy females*, Scand J Clin, 2008, Vol. 86, No. 2, 145–153.
- [20] KORZONEK-SZLACHTA I., WIELKOSZYŃSKI T., STANEK A., ŚWIĘTOCHOWSKA E., KARPE J., SIEROŃ A., *Influence of whole body cryotherapy on the levels of some hormones in professional soccer players*, Pol J Endocrinol, 2007, Vol. 58, No. 11, 27–32.
- [21] RYMASZEWSKA J., BIAŁY D., ZAGROBELNY Z., KIEJNA A., *Wpływ krioterapii ogólnoustrojowej na psychikę człowieka*, Psychiatr Pol, 2000, Vol. 4, 649–653.
- [22] STANEK A., CIEŚLAR G., SIEROŃ A., *Terapeutyczne zastosowanie krioterapii w praktyce klinicznej*, Balneol Pol, 2007, Vol. XLIX, No. 1, 37–45.

KrioSystem

Niskie temperatury w medycynie i przemyśle

KRIOKOMORA

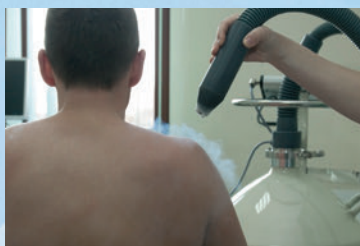
KRIOTERAPIA CAŁEGO CIAŁA to bodźcowe, stymulujące stosowanie powierzchniowo temperatur kriogenicznych (od -100°C do -160°C) dla wywołania i wykorzystania fizjologicznych reakcji na zimno w celu wspomaganie leczenia podstawowego i ułatwienia leczenia ruchem.

KOMORA KRIOGENICZNA jest urządzeniem, które wykorzystuje się przy krioterapii całego ciała. Zabieg w kriokomorze trwa od 2 do 3 minut i wpływa na znacząco na samopoczucie i zdrowie pacjenta.



KRIOSAN

Urządzenie do krioterapii



ZAMROZIMY TWÓJ BÓL

Najnowsza technologia i rozwiązanie techniczne dla krioterapii miejscowej.

ZASTOSOWANIE:

Fizjoterapia • Odnowa biologiczna • Reumatologia
Ortopedia • Neurologia
Medycyna sportowa • Medycyna estetyczna



ROZDZIAŁ 18

KRIOCHIRURGIA

Grzegorz Cieślar, Agata Stanek, Aleksander Sieroń

Spis treści

18.1. Wstęp	265
18.2. Zastosowanie kriochirurgii w onkologii	267
18.3. Zastosowanie kriochirurgii w ginekologii	270
18.4. Zastosowanie kriochirurgii w flebologii	271
18.5. Zastosowanie kriochirurgii w dermatologii	273
18.6. Zastosowanie kriochirurgii w okulistyce	275
18.7. Zastosowanie kriochirurgii w laryngologii	276
18.8. Zastosowanie kriochirurgii w kardiologii	277
18.9. Zastosowanie kriochirurgii w gastrologii	278

18.1. Wstęp

W kriochirurgii wykorzystuje się zjawisko przerywania ciągłości tkanek wskutek zamrażania w celu ich usunięcia lub zniszczenia. Pod wpływem działania niskich temperatur na poziomie komórki dochodzi do krystalizacji wody wewnątrz- i zewnątrzkomórkowej, odwodnienia komórki, zwiększenia stężenia elektrolitów w jej wnętrzu oraz denaturacji lipoprotein błony komórkowej. Z kolei w tkance narażonej na oziębianie obserwuje się zwężenie drobnych naczyń tętniczych i żylnych z wtórnym zmniejszeniem wewnątrzkapilarnego ciśnienia hydrostatycznego i spadkiem przepływu krwi, zwiększenie przepuszczalności endothelium (śródbłonek) oraz zwiększenie lepkości krwi. W wyniku tych zjawisk na obrzeżu zamrożonej tkanki naczynia są znacznie rozszerzone, co powoduje zaleganie krwi i nasila martwicę w obszarze zamrożenia [1, 2, 3, 4, 5].

Kriochirurgia opiera się na kilku podstawowych mechanizmach terapeutycznych [6]:

- kriodestrukcja związana z nekrozą tkanek poddanych działaniu temperatur letalnych od -20 do -50°C ,

- krioadhezja polegająca na przyklejaniu się wilgotnej tkanki do oziębionego metalu,
- krioekstrakcja polegająca na usunięciu patologicznej tkanki po jej „złapaniu” zamrożoną sondą,
- krioobliteracja i krioeksja polegająca na wywołaniu tzw. jałowego stanu zapalnego, w następstwie którego dochodzi do zamknięcia światła naczynia lub zespolenia sąsiadujących tkanek,
- krioimmunostymulacja polegająca na pobudzeniu odpowiedzi immunologicznej na antygeny zamrożonej tkanki z wtórnym naciekiem limfocytarnym i migracją makrofagów do miejsca zamrożenia, a także niszczeniem komórek guza poza miejscem zamrażania przez aktywowane limfocyty cytotoksyczne,
- kriohemostatyzacja polegająca na obkurczeniu naczyń z wtórnym efektem hemostaticznym,
- krioanalgezyja polegająca na zniszczeniu nerwu przez jego zamrożenie – zjawisko to może mieć charakter pożądany lub stanowić efekt uboczny długotrwałego mrożenia,
- kriostripping polegający na szybkim usunięciu naczynia, którego wilgotne ściany przykleiły się do krioaplikatora wprowadzonego do światła tego naczynia,
- krioapoptoza polegająca na pobudzeniu przez temperatury rzędu -10°C programowanej śmierci komórek bez towarzyszącego stanu zapalnego oraz bez jednorazowego uwalniania dużych mas martwiczych.

O skuteczności zabiegów kriochirurgii decydują m.in. duża szybkość zamrażania prowadząca do rozrywania struktur komórkowych przez tworzące się kryształy lodu wewnątrzkomórkowego, wolne rozmrażanie sprzyjające rekrytalizacji czyli agregacji małych kryształów w większe bryły niszczące struktury komórkowe, mrożenie z odpowiednim marginesem zdrowej tkanki, powtarzanie procesu mrożenia znacznie zwiększające ilość uszkodzonych komórek oraz wydłużenie okresu maksymalnego obniżenia temperatury w tkance.

Z kolei na końcowy efekt leczenia związany z objętością zamrożonej tkanki mają wpływ:

- powierzchnia wymiany ciepła,
- temperatura kriosondy,
- rodzaj kriosondy,
- przewodność cieplna tkanki,
- unaczynienie tkanki,
- różna podatność tkanek na kriodestrukcyję.

Do podstawowych zalet kriochirurgii jako metody terapeutycznej należą [6]:

- wysoka skuteczność terapeutyczna i bezpieczeństwo zabiegów,
- bezkrwawość związana z brakiem naruszenia ciągłości tkanek,
- brak (w większości przypadków) konieczności znieczulania, a tym samym możliwość powszechnego stosowania w warunkach ambulatoryjnych,

- dobra tolerancja zabiegów ze względu na ich małą inwazyjność,
- możliwość prowadzenia zabiegów zarówno jednorazowo, jak i w sposób wieloetapowy,
- możliwość zachowania prawidłowej czynności narządów w okolicy poddawanej zamrażaniu,
- dobry efekt estetyczny (brak lub duża elastyczność blizn) wynikający z braku działania koloidogenego,
- możliwość łączenia z innymi formami leczenia jak np. farmakoterapia, radioterapia i klasyczna chirurgia.

W praktyce jedyną wadę kriochirurgii stanowi brak możliwości uzyskania materiału do badania histopatologicznego.

Metody kriochirurgii stosowane są obecnie szeroko m.in. w onkologii, ginekologii, flebologii, dermatologii, okulistyce, laryngologii, kardiologii i gastrologii.

18.2. Zastosowanie kriochirurgii w onkologii

Kriochirurgia jest metodą posiadającą ugruntowaną pozycję w onkologii dermatologicznej [5, 7, 8, 9, 10].

Ponieważ większość nowotworów skóry to niewielkie ogniska zwykle nieprzekraczające średnicy 2 cm i nienaciekające głębiej niż 4 mm, kriochirurgia może być stosowana zarówno jako metoda terapii radykalnej, jak i paliatywnej. Do leczenia kwalifikują się nowotwory o różnym obrazie histologicznym – zarówno o charakterze miejscowym, jak i przerzuty nowotworowe do skóry, przy czym we wszystkich przypadkach kriochirurgia może być stosowana jako jedyna metoda leczenia oraz jako element terapii skojarzonej [5, 7, 9, 11].

W przypadku nowotworów naciekających w głąb tkanek podskórnych najlepsze wyniki daje metoda kontaktowa, a w przypadku guzów o większej powierzchni – metoda nakładających się pól. W przypadku guzów o większej objętości często łączy się powierzchowne wymrażanie zewnętrznych powierzchni guza z pogłębioną destrukcją za pomocą aplikatora zamkniętego. Zwiększeniu obszaru wymrażania sprzyja m.in. stosowanie wielokrotnych cykli mrożenie-rozmrożenie, ucisk w trakcie aplikacji, anemizacja tkanek otaczających guz za pomocą noradrenaliny dodawanej do znieczulenia, pokrywanie miejsca aplikacji obojętnym żelem oraz zakładanie termopar w podstawie i na obrzeżach guza [5, 7].

Wyniki wielu prób klinicznych wskazują, że u chorych poddanych tej formie terapii liczba nawrotów w 5-letnim okresie obserwacji nie różni się istotnie w stosunku do klasycznej chirurgii i radioterapii [5, 9, 10].

W badaniu na materiale klinicznym obejmującym 2316 chorych z nowotworami skóry (głównie rakiem podstawnokomórkowym) owrzodzenia po zabiegach kriochirurgii goiły się od 4 do 8 tygodni, pozostawiając jedynie płaską, słabo widoczną bliznę [12]. Wznowy procesu nowotworowego występowały w 2,9% przypadków, przy czym u większości chorych (83%) pojawiły się w okresie do 12 miesięcy po zabiegu i dotyczyły przeważnie guzków o średnicy do 1 cm zlokalizowanych w okolicy fałdu nosowo-wargowego za skrzydełkiem nosa. Trwałe powikłania w postaci ubytku chrząstki nosa lub małżowiny, bliznowca lub nierównego dna blizny wystąpiły u 41 pacjentów.

Coraz szersze zastosowanie kriochirurgia znajduje także w leczeniu onkologicznym nowotworów wielu narządów wewnętrznych. Obiecujące wydają się próby zastosowania niskich temperatur między innymi w krioablacji guzów nowotworowych wątroby, nerek, drzewa oskrzelowego, prostaty i piersi [13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22].

W tych przypadkach, dzięki nowym metodom obrazowania, kriochirurgiczne metody usuwania guzów mają charakter coraz bardziej celowany i pozwalają znacznie ograniczyć rozległość zabiegu. Przykładem takiej ultranowoczesnej procedury terapeutycznej może być przezskórna krioablacja guzów wątroby monitorowana za pomocą rezonansu magnetycznego, podczas której, dzięki użyciu *near-real-time* MRI precyzyjnie umiejscawia się zmianę patologiczną i następnie wykonuje się wymrażanie guza. Daje to w efekcie małe rozmiary ubytku tkanki, a przez to bardziej oszczędzający zabieg pozwalający w większym stopniu zachować czynność fizjologiczną narządu [23]. Inny przykład zastosowania wyżej opisanej techniki stanowią także zabiegi krioablacji przerzutów raka okrężnicy do wątroby. W tym przypadku najlepsze rezultaty otrzymywano przy leczeniu zmian o rozmiarach poniżej 3 cm oraz w przypadku niskich wartości stężenia antygenu karcynoembrionalnego *CEA* przed zabiegiem, a za najistotniejszą wadę krioablacji uznano jej czasochłonność [18, 21].

Istotne powikłanie krioablacji w tych przypadkach może stanowić uogólniona trombocytopenia prowadząca do poważnych zaburzeń czynności układu krzepnięcia [24].

Krioablacja stanowi również efektywną, małoinwazyjną metodę leczenia wybranych, niewielkich, obwodowo położonych guzów nerek [13]. Szczególnie istotną zaletą tej metody jest możliwość wykorzystania techniki laparoskopowej z monitorowaniem za pomocą ultrasonografii i magnetycznego rezonansu jądrowego, co zapewnia możliwość stosowania mniejszej rozległości zabiegów oraz zachowanie pełniejszej czynności narządu. Dalszej oceny wymaga jeszcze bezpieczeństwo i efektywność stosowania krioablacji w przypadku usuwania powierzchownych warstw guzów o większych rozmiarach oraz guzów położonych w okolicy wnęki narządu.

Dobre rezultaty daje wykorzystanie krioablacji w leczeniu niezaawansowanych nowotworów prostaty. U pacjentów z rakiem prostaty w stopniu T3 bez przerzutów do okolicznych węzłów chłonnych w materiale uzyskanym drogą chirurgiczną kilka dni

po wykonaniu krioablacji jedynie u 14% stwierdzono obecność zmian nowotworowych w chirurgicznym marginesie tkanki wokół guza [25].

Krioablacja wykorzystywana jest także w leczeniu nowotworów tchawicy i oskrzeli zwężających światło drzewa oskrzelowego [3]. Zabieg krioablacji w tych przypadkach jest stosunkowo prosty do przeprowadzenia przy użyciu bronchoskopu, jest dobrze tolerowany przez pacjentów, daje minimalną ilość powikłań oraz charakteryzuje się stosunkowo niskim kosztem. Zabiegi wykonywane są zwykle w znieczuleniu ogólnym lub po zastosowaniu neuroleptoanalgezji z wykorzystaniem zarówno sond sztywnych wprowadzanych przez sztywny bronchoskop, jak i sond giętkich – wprowadzanych przez bronchofiberoskop. Zastosowanie tej formy terapii daje zwykle dostatecznie dużą poprawę stanu pacjentów, umożliwiającą stosowanie w dalszym etapie leczenia radio- lub chemioterapii, co ostatecznie przyczynia się do poprawy stanu klinicznego, wydolności oddechowej oraz jakości życia [14]. Obiektywną poprawę parametrów spirometrycznych udaje się uzyskać w około 58% przypadków, a udrożnienie światła oskrzeli lub tchawicy o ponad 50% u około 50–76% chorych leczonych za pomocą krioablacji [26]. Najlepsze rezultaty uzyskuje się w zmianach łagodnych ze współistniejącą ziarniną pozapalną lub ziarniną o typie ciała obcego, w przypadku których zazwyczaj nie następują nawroty choroby [27]. Wydłużenie czasu przeżycia można potencjalnie uzyskać przy skojarzeniu krioterapii z radio- i chemioterapią, co wynika z faktu, że tkanka nowotworowa przylegająca bezpośrednio do strefy mrożenia ulega hiperwaskularyzacji i staje się bardziej wrażliwa na promieniowanie [28].

Ostateczna ocena efektów terapii skojarzonej wymaga jednak przeprowadzenia wielośrodkowych badań prospektywnych.

Próbie wykorzystania krioablacji w leczeniu raka piersi podjęto w pracy, w której 15 pacjentek z guzem piersi o rozmiarach $21 \pm 7,8$ mm poddano dwóm cyklom wymrażania trwającym odpowiednio 7–10 i 5 minut [17]. Krioaplikator umieszczano wewnątrz guza pod kontrolą ultrasonografii. Nie obserwowano żadnych istotnych powikłań zabiegu. W 5. dniu po przeprowadzeniu krioablacji w przypadku pięciu guzów o średnicy poniżej 16 mm nie stwierdzono zmian nowotworowych w tkankach otaczających zmianę guzową. Jednocześnie w przypadku jedenastu guzów o rozmiarach przekraczających 23 mm stwierdzono brak całkowitej nekrozy tkanek guza. Według autorów, krioablacja guzów piersi o rozmiarach powyżej 15 mm powinna być prowadzona przy równoczesnym użyciu co najmniej dwóch krioaplikatorów w celu uzyskania większej objętości nekrotycznych tkanek wokół guza, a tym samym większego marginesu bezpieczeństwa onkologicznego.

Celem zwiększenia skuteczności kriochirurgii onkologicznej prowadzone są próby stosowania terapii łączonej – tak zwanej kriochemioterapii. Opisywano bardzo dobre efekty łącznego zastosowania metod kriochirurgicznych i bleomycyny w leczeniu guzów litych. Po zabiegu wymrażania zwiększała się penetracja leku do uszkodzonych komórek, a zastosowanie chemioterapii poprawiało długofalowe wyniki leczenia,

zapobiegało rozsiewowi i wznowie procesu nowotworowego. Zastosowanie kriochemioterapii pozwalało na redukcję dawki bleomycyny, czego efektem były mniejsza toksyczność i słabsze efekty uboczne chemioterapii [15].

Kriochirurgia znajduje również zastosowanie jako metoda paliatywnego leczenia w zaawansowanych postaciach nowotworów. Zabiegi krioablacji stanowią dobrą alternatywę w przypadkach zmian nieoperacyjnych i mogą służyć cytoredukcji guza. Często są one łączone z innymi metodami terapeutycznymi w celu uzyskania większej skuteczności leczenia.

Opisywano przykłady jednoczesowego zastosowania krioablacji guza, regionalnej immunoterapii i chemioterapii u pacjentek z zaawansowanym rakiem sutka, z naciekiem na ścianę klatki piersiowej. U chorych poddanych tej kompleksowej terapii obserwowano kilkumiesięczną regresję guza, wydłużenie czasu przeżycia i poprawę komfortu życia. Pacjentki dobrze tolerowały leczenie, nie stwierdzono istotnych efektów ubocznych, a zastosowanie politerapii pozwoliło na włączenie mniej agresywnych schematów chemioterapii. Zaletą tego rodzaju terapii jest możliwość wielokrotnego jej powtarzania [19].

18.3. Zastosowanie kriochirurgii w ginekologii

Krioablację z wykorzystaniem ciekłego azotu stosowano także w leczeniu licznych schorzeń narządu rodnego u kobiet. W pracy, w której leczenie za pomocą kriochirurgii prowadzono u 182 kobiet, pełne ustąpienie zmian chorobowych uzyskano w 86% przypadków przewlekłego zapalenia szyjki macicy, w 89% przypadków cyst Nabotha (w okresie 6–8 tygodni) oraz w 84,9% przypadków nadżerek szyjki macicy (w okresie 6–9 tygodni) [29]. U pacjentek z dysplazją nabłonka szyjki macicy pełne ustąpienie zmian chorobowych występowało w okresie 7–11 tygodni po krioablacji. W okresie 2–5-letniej obserwacji nawroty stwierdzono jedynie u 15% pacjentek z zapaleniem szyjki macicy oraz u jednej pacjentki z dysplazją nabłonka szyjki macicy.

Poszerzające się wskazania do stosowania kriochirurgii wynikają z licznych zalet tej metody terapeutycznej, do których należą między innymi:

- możliwość pełnego zniszczenia uprzednio wyznaczonej objętości tkanki, zarówno na powierzchni ciała, jak i wewnątrz dowolnego narządu,
- możliwość dostępu do zmian patologicznych znajdujących się wewnątrz tkanki dzięki zastosowaniu krioaplikatorów o małej średnicy,
- możliwość wielokrotnego zamrażania wznów po uprzednio prowadzonym leczeniu operacyjnym, radioterapii, jak i krioterapii,
- występowanie jedynie minimalnego odczynu tkankowego wokół ogniska martwicy powstałej po zamrożeniu,

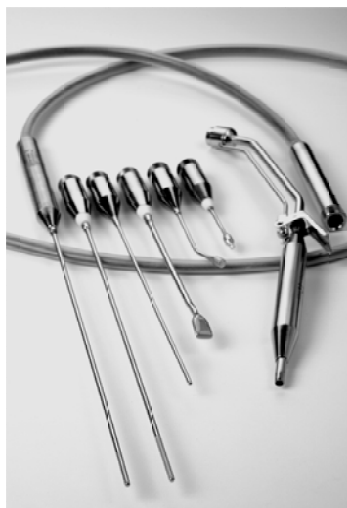
- możliwość przeprowadzenia zabiegu praktycznie bez krwawień, nawet w bogato unaczynionych narządach,
- możliwość wykonywania większości zabiegów ambulatoryjnie, ze względu na ich mało obciążający charakter,
- dobry efekt kosmetyczny.

18.4. Zastosowanie kriochirurgii w flebologii

Kriochirurgiczne usuwanie żylaków zaproponowane zostało przez Le Piverta w latach osiemdziesiątych XX wieku. Zabieg ten polega na zamrożeniu niewydolnych odcinków żył lub na zamrożeniu i następnie usunięciu zmienionych chorobowo naczyń. Do zabiegu używa się kriosondę naczyniową, poprzez którą następuje schładzanie tkanki. Substancją schładzającą jest podtlenek azotu (N_2O) przepuszczany przez sondę pod wysokim ciśnieniem. Konstrukcja ta umożliwia obniżenie temperatury do około $-80^\circ C$. Obecnie możliwe jest stosowanie sond o różnych wymiarach, które służą do wykonywania kriostrippingu oraz kriobliteracji (p. rys. 18.1). Użycie niskich temperatur ułatwia przeprowadzenie zabiegu i minimalizuje następstwa traumy wywołanej usunięciem żyły odpiszczelowej, ważne są też dobre wyniki kosmetyczne (mniejsze krwiaki podskórne, zmniejszenie liczby i rozległości cięć skórnych) uzyskiwane za pomocą tej techniki. Na efekt kosmetyczny niewątpliwie ma wpływ możliwość usunięcia żylaków zlokalizowanych w miejscach odległych o około 30–40 cm z pojedynczego 2–3 mm nacięcia skóry [30].

Kriochirurgiczne leczenie żylaków kończyn dolnych składające się z kilku etapów obejmujących kriostripping głównych pni żylnych i ich żylakowato zmienionych bocznic lub kriobliterację zmian żylakowatych prowadzono m.in. w badaniach opisanych w pracy [31]. Leczeniu kriochirurgicznemu poddano 28 chorych (37 kończyn) zakwalifikowanych na podstawie typowej procedury obejmującej próby oceniające wydolność układu żylnego powierzchownego i głębokiego, stan ukrwienia tętniczego oraz obecność niewydolnych żył przeszywających i zmian troficznych na podudziu. Zabiegi kriostrippingu i kriobliteracji wykonywano przy użyciu małych i średnich kriosond naczyniowych wprowadzanych za pomocą pojedynczych niewielkich cięć skórnych odpowiednio do światła żylaka lub wzdłuż przebiegu żylaków. U wszystkich chorych uzyskano pozytywny efekt terapeutyczny porównywalny z metodami klasycznymi. U 30% chorych obserwowano przebarwienia i stwardnienia skóry ustępujące w dalszej obserwacji, a u 60% chorych – krwiaki w tkance podskórnej, ale o zdecydowanie mniejszym nasileniu niż po klasycznym kriostrippingu. Tylko u jednej chorej wystąpiło czynnościowe porażenie gałęzi nerwu udowo-goleniowego, które ustąpiło samoistnie po około 6 tygodniach. Średni czas hospitalizacji chorych wynosił 1–3 dni, a u większości z nich obserwowano dobry, wczesny efekt kosmetyczny.

Według autorów, zastosowanie metod kriochirurgicznych sprzyja zmniejszeniu ilości i rozległości cięć skórnych oraz traumatyzacji tkanek, co wiąże się ze zmniejszeniem nasilenia dolegliwości bólowych i ilości wtórnych zakażeń. Pozwala również na uzyskiwanie znacznie lepszych efektów kosmetycznych i krótszy czas hospitalizacji. Zastosowanie w tych przypadkach kriosond o małych i średnich rozmiarach, umożliwiając przeprowadzenie operacji w pełnym zakresie, zmniejsza równocześnie ryzyko uszkodzenia elementów tkankowych na skutek odmrożenia skóry i tkanki podskórnej oraz uszkodzenia nerwów.



Rys. 18.1. Zestaw sond do kriostrippingu stosowanych w leczeniu żylaków kończyn i hemoroidów

Z kolei w pracy prezentującej wyniki leczenia ponad 3000 pacjentów z żylakami kończyn dolnych, w tym także zaawansowanych (VI stopień skali zaawansowania choroby *CEAP* (*ang. Clinical severity, Etiology or causa, Anatomy, Pathophysiology*) z towarzyszącymi owrzodzeniami żylnymi), potwierdzono wysoką skuteczność metody kriostrippingu za pomocą sondy o temperaturze -80°C , wynikającą z braku konieczności stosowania narkozy, silnego działania analgetycznego, minimalnej skali urazu skóry, możliwości usunięcia perforatorów, minimalnej skali krwawienia w trakcie zabiegu (związanej z zamykaniem drobnych naczyń krwionośnych pod wpływem niskiej temperatury), a także niewielkiego odsetka nawrotów – nieprzekraczającego 6%, wobec 40% w przypadku operacji klasycznych [32].

Jak wynika z doświadczenia autora metoda ta jako jedyna umożliwia usunięcie żylaków po uprzednim leczeniu obliteracyjnym (nastrzykiwanie środkami chemicznymi). Odpowiednia konstrukcja sondy pozwala na dotarcie do wszystkich żylaków i splotów żylakowatych z jednego nacięcia skóry, co zapewnia bardzo korzystny efekt estetyczny (brak blizn pooperacyjnych).

18.5. Zastosowanie kriochirurgii w dermatologii

Kriochirurgia jest uznaną i szeroko stosowaną metodą usuwania zmian patologicznych skóry i błon śluzowych [3, 5, 8, 33, 34, 35]. Wybór techniki zamrażania tkanek zależy od rodzaju zmian chorobowych. W przypadku zmian łagodnych i płytkich stosowane jest najczęściej zamrażanie za pomocą tamponów zanurzonych w ciekłym azocie. Metoda natryskowa (spray) z wykorzystaniem ciekłego azotu lub podtlenku azotu ma zastosowanie w przypadku ognisk chorobowych o średnicy do 2 cm. Wykwity o większej powierzchni można leczyć metodą nakładających się pól o powierzchni do kilku cm². Z kolei metoda aplikacyjna z użyciem podtlenku azotu i ciekłego azotu oraz specjalnych aplikatorów (o średnicy od 2,5 do 18 mm) stosowana jest w leczeniu zmian zlokalizowanych w trudno dostępnych miejscach i pozwala na ograniczenie pola zamrażania do planowanego miejsca, zmniejszając tym samym ryzyko uszkodzenia tkanek otaczających. Wykorzystywana jest głównie w warunkach stacjonarnych sal operacyjnych do mrożenia zmian chorobowych o dużej masie lub dużym zasobie cieplnym (np. guzy nowotworowe). Czas trwania pojedynczego zabiegu wynosi 3 minuty przy stosowaniu natrysku oraz 6 minut za pomocą końcówki kontaktowej, której temperatura wynosi zwykle od -65°C do -85°C .



Rys. 18.2. Kriochirurgiczne leczenie zmian skórnych

Ze względu na łatwość i szybkość wykonania zabiegu bez konieczności stosowania znieczulenia, bardzo dobre wyniki kosmetyczne oraz szybkie gojenie i niski wskaźnik objawów niepożądanych, a także stosunkowo niskie koszty tej metody, wskazania do stosowania kriochirurgii obejmują kilkadziesiąt jednostek chorobowych, przy czym w przypadku wielu z nich – pomimo wprowadzenia nowych metod terapii – wymrażanie pozostaje nadal leczeniem z wyboru [5, 7, 34, 36, 37, 38].

Wymrażanie jest standardową metodą leczenia skórnych brodawek o etiologii wirusowej. Używa się w tym celu strumienia ciekłego azotu kierowanego na zmianę ze

specjalnej „dyszy”. Aplikację kontynuuje się do czasu pojawienia się specyficznego „halo” zamrożonej tkanki wokół zmiany chorobowej.

Wysoką skuteczność krioablacji przy użyciu techniki *refreeze* w temperaturze -60°C w przypadku brodawek łojotokowych, brodawek pospolitych rąk, brodawek okołopaznokciowych oraz brodawek stóp typu „*myrmecia*” uzyskano między innymi w pracy [37]. W przypadku wykwitów pokrytych hiperkeratotycznym naskórkiem na 10 dni przed zabiegiem wymrażania stosowano postępowanie keratolityczne przy użyciu kolodionu lub maści salicylowo-mlekowej, a pozostałe nawarstwienia rogowe łyżeczkowywano lub ścinano skalpelem bezpośrednio przed zabiegiem.

W celu zmniejszenia częstości nawrotów prowadzone były próby bardziej radykalnego usuwania zmian poprzez intensyfikację procesu zamrażania. Stosowano w tym celu przedłużoną 10-sekundową aplikację tlenu azotu. Powyższa modyfikacja procedury dawała lepszy efekt terapeutyczny i mniejszą liczbę nawrotów, niestety kosztem zwiększenia bolesności i gorszej tolerancji zabiegu przez pacjentów [34].

Korzystne efekty lecznicze kriochirurgii obserwowano także w przypadku ropnego zapalenia gruczołów potowych. W jednym z badań leczeniu poddano dziesięciu pacjentów z przetrwałymi, bolesnymi guzkami w przebiegu tego schorzenia po nieskutecznej antybiotykoterapii [33]. Zmiany miały ograniczony charakter i były zlokalizowane na niewielkim obszarze skóry. U ośmiu pacjentów uzyskano całkowite ustąpienie zmian skórnych bez miejscowych nawrotów. Przeciętny czas trwania leczenia do momentu uzyskania całkowitego wygojenia zmian chorobowych wynosił 25 dni. W trakcie leczenia i bezpośrednio po jego zakończeniu u większości chorych występowały nasilone dolegliwości bólowe, a u ośmiu chorych terapia powikłana była płytkimi owrzodzeniami lub wtórnymi infekcjami w miejscu aplikacji zimna. Pomimo tych działań ubocznych, siedmiu chorych oceniło tę formę leczenia jako skuteczniejszą od antybiotykoterapii i gotowych było poddać się jej w przypadku ponownego wystąpienia zmian chorobowych.

Prowadzono także próby wykorzystania krioablacji w leczeniu keloidów. Stosując podtlenek azotu o temperaturze -86°C lub ciekły azot o temperaturze -196°C , a w części przypadków także wstępne chirurgiczne usunięcie zmian, w 29% przypadków uzyskano wyniki bardzo dobre, w 33% – dobre, a w 38% przypadków – jedynie niewielką poprawę pod postacią spłaszczenia ognisk chorobowych lub jej brak [38].

Dobre efekty lecznicze uzyskano ponadto między innymi w przypadku takich w przypadku takich schorzeń, jak *prurigo nodularis* i *syringoma*, *necrobiosis lipidica*, *xanthelasma*, *lichen ruber verrucosus*, przewlekłego liszaja krążkowego, rogowacenia starczego oraz naczynek starczych i gwiazdzistych [5, 7, 10, 36, 37].

18.6. Zastosowanie kriochirurgii w okulistyce

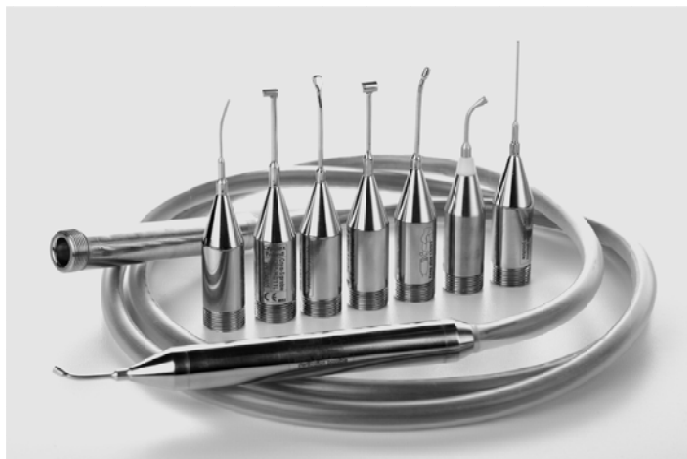
Jednym z podstawowych zastosowań metod kriochirurgii w okulistyce jest leczenie retinopatii. Krioablację stosowano m.in. u dziesięciu wcześniaków z retinopatią proliferacyjną w stopniu III [39]. W wyniku zastosowanej terapii u ośmiu noworodków obserwowano regresję zmian proliferacyjnych, a jedynie u dwóch przejście do stopnia IV, co potwierdza dużą skuteczność tej metody w leczeniu retinopatii wcześniaków. W innym badaniu, w którym krioablację zastosowano w leczeniu retinopatii wcześniaczej u 70 noworodków (129 oczu), pozytywne, wczesne rezultaty terapii obserwowano w 119 oczach [40]. Po rocznej obserwacji w ponad 57% oczu stwierdzono wyraźną poprawę zarówno strukturalną, jak i czynnościową. W kolejnej pracy u trzynastu wcześniaków (23 oczu) z retinopatią porównano skuteczność terapeutyczną krioablacji oraz fotokoagulacji laserowej [41]. Wyniki uzyskane przy użyciu każdej z metod z osobna oraz łącznie były zbliżone, przy czym łączne użycie obu metod zapewniało skrócenie czasu zabiegu oraz zmniejszenie ilości powikłań. Przydatność kliniczną kriopeksji wykazano również w leczeniu retinopatii cukrzycowej, jednak w tym przypadku skuteczność tej metody ustępuje wyraźnie fotokoagulacji [42].

Kriopeksja wykazywała również wysoką skuteczność terapeutyczną w leczeniu niewielkich ognisk siatkówczaka. U dwudziestu czterech dzieci wymrażaniu przy użyciu sondy o temperaturze -65°C przez około 20 sekund powtarzanemu co 6–8 tygodni poddano ogniska tego nowotworu zlokalizowane na obrzeżu dna oka. U ponad 25% chorych uzyskano destrukcję oraz zbliznowacenie zmian nowotworowych już po pierwszym zabiegu kriopeksji. Jedynie w dwóch przypadkach nie udało się uzyskać oczekiwanego efektu leczniczego [43].

Korzystne efekty krioablacji obserwowano także w przypadku leczenia nowotworów płaskonabłonkowych rogówki [44]. U chorych leczonych metodą kriochirurgiczną obserwowano czterokrotnie mniejszą częstość nawrotów zmian nowotworowych w porównaniu z klasycznymi metodami zabiegowymi. Metoda ta charakteryzowała się znikomą ilością powikłań.

Włączenie krioablacji do kompleksowego leczenia obejmującego chirurgiczne wycięcie guza poprzedzone diatermokoagulacją naczyń, z następowym wymrażaniem brzegów i dna ubytku powstałego po usunięciu guza przez 30 sekund w temperaturze -60°C , dawało dobry efekt estetyczny i czynnościowy w przypadku nowotworów powiek i spojówki [45, 46].

Ponadto dużą skuteczność terapeutyczną krioablacji obserwowano w przypadkach oparzeń chemicznych i termicznych rogówki (przyspieszenie procesu regeneracji nabłonka, zmniejszenie ilości konkrementów w rogówce, poprawa zdolności widzenia oraz skrócenie czasu hospitalizacji), a także w leczeniu wirusowych owrzodzeń rogówki oraz krwotoków do komory przedniej i ciała szklistego oka [47, 48, 49].



Rys. 18.3. Zestaw kriosond do zastosowań okulistycznych

Przydatność terapeutyczną kriokoagulacji potwierdzono również w przypadku jaskry. W jednej z prac w leczeniu 128 oczu chorych na jaskrę stosowano kriokoagulację ciała rzęskowego (8 zabiegów trwających 55 s, z wykorzystaniem sondy o średnicy 2,5 mm) [50]. Przy użyciu aplikatora o temperaturze -70°C w 54% przypadków uzyskano obniżenie ciśnienia śródgałkowego o 21 mmHg utrzymujące się po roku i 30 miesiącach obserwacji, wymagające dodatkowej terapii adjuwantowej, a w 39% także reoperacji. Z kolei przy użyciu aplikatora o temperaturze -82°C normalizację ciśnienia śródgałkowego w analogicznym okresie obserwacji uzyskano w 89% przypadków, przy czym dodatkowa terapia była niezbędna w 66% przypadków, a powtórna operacja jedynie u 7,9% chorych. Działania uboczne kriokoagulacji związane były przede wszystkim ze wzrostem ciśnienia śródgałkowego przekraczającym 55 mmHg, który wystąpił w 10% przypadków i ustępował po terapii osmotycznej, a także powstaniem wysięku fibryny w przedniej komorze oka u 4% pacjentów leczonych sondą o temperaturze -70°C i 60% chorych poddanych działaniu temperatury -82°C .

18.7. Zastosowanie kriochirurgii w laryngologii

Krioablację z powodzeniem stosowano między innymi jako uzupełnienie obustronnej tonsillektomii wykonywanej z powodu przewlekłego zapalenia migdałków podniebiennych [51]. U 59 randomizowanych chorych w wieku od 8 do 40 lat bezpośrednio po operacyjnym usunięciu migdałków łoża pooperacyjne poddawano oziębieniu do odpowiednio -20°C i -32°C przez jedną minutę. U chorych poddanych krioablacji obserwowano redukcję dolegliwości bólowych o ponad 28,3%

ocenianą w analogowej skali wzrokowej oraz skrócenie czasu powrotu do normalnej diety oraz czasu hospitalizacji (o 4 dni) w porównaniu z grupą kontrolną niepoddawaną tej formie terapii.



Rys. 18.4. Zestaw kriosond do zastosowań laryngologicznych

Kriochirurgia wykorzystywana była ponadto z powodzeniem w leczeniu przewlekłego zapalenia nosa, brodawczaków zlokalizowanych w nosie i krtani, leukoplakii oraz zmian nowotworowych jamy nosowo-gardłowej [52, 53].

18.8. Zastosowanie kriochirurgii w kardiologii

Krioablacja zajmuje również ważne miejsce wśród nefarmakologicznych metod leczenia zaburzeń rytmu serca [54]. Wykorzystanie do operacyjnego leczenia krioplikatorów powodujących zamrożenie patologicznej tkanki do temperatury -60°C , co często umożliwia likwidację patologicznych ognisk bodźcotwórczych od strony nasierdzia bez konieczności stosowania krążenia pozaustrojowego, przyczyniło się zarówno do zwiększenia skuteczności leczenia zabiegowego, jak i do poprawy jego bezpieczeństwa.

Szczególnością przydatność krioablacja wykazuje w przypadku leczenia zmian chorobowych zlokalizowanych w trudno dostępnych rejonach (np. w bezpośrednim sąsiedztwie naczyń wieńcowych), gdzie stosowanie klasycznych metod chirurgicznych wiąże się z ryzykiem poważnych powikłań.

18.9. Zastosowanie kriochirurgii w gastrologii

Krioablację stosowano także z powodzeniem w leczeniu pacjentów z krwawieniami z przewodu pokarmowego w przebiegu rozszianych anomalii naczyniowych błony śluzowej żołądka i dwunastnicy oraz popromiennych zmian zapalnych żołądka i odbytnicy [35]. Najlepsze rezultaty w postaci całkowitego ustąpienia krwawienia u wszystkich leczonych chorych uzyskano w przypadku popromiennego zapalenia odbytnicy. Skuteczność terapeutyczna krioablacji w przypadku rozszianych anomalii naczyniowych pochodzenia tętniczo-żylnego wynosiła 86%.

Literatura

- [1] GAGE A.A., BAUST J.G., *Cryosurgery – a review of recent advances and current issues*, Cryo Letters, 2002, Vol. 23, No. 2, 69–78.
- [2] HOFFMAN N.E., BISCHOF J.C., *The cryobiology of cryosurgical injury*, Urology, 2002, Vol. 60, No. 2, 40–49.
- [3] KOZIELSKI J., ZIORA D., *Krioterapia brochoskopowa*, Pneumonologia i Alergologia Polska, 1997, Vol. 65, No. 5-6, 411–416.
- [4] TACKE J., *Thermal therapies in interventional MR imaging. Cryotherapy*, Neuroimaging Clinics of North America, 2001, Vol. 11, No. 4, 759–765.
- [5] WIĄCEK S., GRZYMSKA-KLICHA J., KASZUBA A., DROBNIK G., *Wykorzystanie technik kriochirurgicznych w dermatologii w świetle własnych doświadczeń*, Nowa Klinika, 1999, Vol. 6, No. 12, 1178–1184.
- [6] ROKITA E., *Kriochirurgia – metoda znana, sprawdzona i odkrywana wciąż na nowo*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, No. 1, 32–34.
- [7] KAŻMIEROWSKI M., *Kriochirurgia w chorobach skóry*, Czelej, Lublin 1997.
- [8] KUFLIK E.G., *Cryosurgery for cutaneous malignancy. An update*, Dermatologic Surgery, 1997, Vol. 23, No. 1, 1081–1087.
- [9] KUFLIK E.G., GAGE A.A., *The five-year cure rate achieved by cryosurgery for skin cancer*, Journal of the American Academy of Dermatology, 1991, Vol. 24, No. 6, 1002–1004.
- [10] ZACARIAN S.A., *Cryosurgery for cancer of the skin*, [w] Cryosurgery for skin cancer and cutaneous disorders, editor S.A. Zacarian, CV Mosby Comp., St. Louis-Toronto-Princeton 1985.
- [11] NOWICKI A., MARUSZAK M., *Zaawansowany rak skóry leczony za pomocą kriochirurgii. Wczesny wynik leczenia – opis przypadku*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 13, No. 1, 66–67.
- [12] KAŻMIEROWSKI M., *Kriochirurgia nowotworów skóry – możliwości i ograniczenia metody*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 13, No. 1, 104–105.
- [13] LOWRY P.S., NAKADA S.Y., *Renal cryotherapy: 2003 clinical status*, Current Opinions in Urology, 2003, Vol. 13, No. 3, 193–197.
- [14] MAIWAND M.O., *Endobronchial cryosurgery*, Chest Surgery Clinics of North America, 2001, Vol. 11, No. 4, 791–811.

- [15] MIR L.M., RUBINSKY B., *Treatment of cancer with cryo-chemotherapy*, British Journal of Cancer, 2002, Vol. 86, No. 10, 1658–1660.
- [16] PARISCHA P.J., HILL S., WADWA K.S., GISLASON G.T., OKOLO P.I., MAGEE C.A., CANTO M.I., KUO W.H., BAUST J.G., KALLOO A.N., *Endoscopic cryotherapy: experimental results and first clinical use*, Gastrointestinal Endoscopy, 1999, Vol. 49, No. 5, 628–631.
- [17] PFLEIDERER S.O., FREESMEYER M.G., MARX C., KUHNE-HEID R., SCHNEIDER-KAISER W.A., *Cryotherapy of breast cancer under ultrasound guidance: initial results and limitations*, European Radiology, 2002, Vol. 12, No. 12, 3009–3014.
- [18] SEIFERT J.K., MORRIS D.L., *Low preoperative serum carcinoembryogenic antigen concentration is a marker of good prognosis in patients undergoing cryotherapy for low volume hepatic metastases from colorectal cancer*, Inter J Surg Invest, 2000, Vol. 2, No. 4, 327–334.
- [19] SUGIYAMA Y., SAJI S., MIYA K., KUNIEDA K., TAKAO H., KAWAGUCHI Y., KIMURA A., HONDA S., MATSUI K., *Therapeutic effect of multimodal therapy, such as cryosurgery, locoregional immunotherapy and systemic chemotherapy against far advanced breast cancer*, Gan To Kagaku Ryoho, 2001, Vol. 28, No. 11, 1616–1619.
- [20] TAILLE DE-LA A., HAYEK O., BENSON M.C., BAGIELLA E., OLSSON C.A., FATAL M., KATZ A.E., *Salvage cryotherapy for recurrent prostate cancer after radiation therapy: the Columbia experience*, Urology, 2000, Vol. 55, No. 1, 79–84.
- [21] VOGL T.J., MULLER P.K., MACK M.G., STRAUB R., ENGELMANN K., NEUHAUS P., *Liver metastases: interventional therapeutic techniques and results, state of art*, European Radiology, 1999, Vol. 9, No. 4, 675–684.
- [22] WELCH V., BROSSEAU L., SHEA B., MCGOWAN J., WELLS G., TUGWELL P., *Thermotherapy for treating rheumatoid arthritis*, Cochrane Database Systems Review, 2001, No. 2, CD002826.
- [23] MALA T., EDWIN B., SAMSET E., GLADHAUG I., HOL PK, FOSSE E., MATHISEN O., BERGAN A., SOREIDE O., *Magnetic-resonance-guided percutaneous cryoablation of hepatic tumours*, Eur J Surg, 2001, Vol. 167, No. 8, 610–617.
- [24] PISTORIUS G.A., ALEXANDER C., KRISCH C.M., FEIFEL G., SCHILLING M.K., MENGER M.D., *Local platelet trapping as the cause of thrombocytopenia after hepatic cryotherapy*, World J Surg, 2005, Vol. 29, 657–660.
- [25] PISTERS L.L., DINNEY C.P., PETTAWAY C.A., SCOTT S.M., BABAIAN R.J., ESCHENBACH VON A.C., TRONCOSO P., *A feasibility study of cryotherapy followed by radical prostatectomy for locally advanced prostate cancer*, J Urology, 1999, Vol. 161, No. 2, 509–514.
- [26] WALSH D.A., MAIWAND M.O., NATH A.R., LOCKWOOD P., LLOYD M.H., SAAB M., *Bronchoscopic cryotherapy for advanced bronchial carcinoma*, Thorax, 1990, Vol. 45, No. 7, 509–513.
- [27] HOMASSON J.P., *Bronchoscopic cryotherapy*, Journal of Bronchology, 1995, Vol. 2, 145–153.
- [28] VERGNON J.M., SCHMITT T., ALAMARTINE E., BARTHELEMY J.C., FOURNEL P., EMONOT A., *Initial combined cryotherapy and irradiation for unresectable non-small cell lung cancer, Preliminary results*, Chest, 1992, Vol. 102, No. 5, 1436–1440.

- [29] KOUROUNIS G., IATRAKIS G., DIAKAKIS I., SAKELLAROPOULOS G., LADOPOULOS I., PRAPA Z., *Treatment results of liquid nitrogen cryotherapy on selected pathologic changes of the uterine cervix*, Clinical and Experimental Obstetrics and Gynecology, 1999, Vol. 26, No. 2, 115.
- [30] SIEROŃ A., CIERPKA L., RYBAK Z., STANEK A. (red.), *Podręcznik angiologii*, alfa medica press, Bielsko-Biała 2009.
- [31] KACZMARCZYK D., KUŚ D., LEJK M., STRYGA W., *Zalety stosowania krio-strippingu w leczeniu żyłaków kończyn dolnych w materiale własnym oddziału*, Nowa Klinika, 1998, Vol. 5, No. 5, 530–532.
- [32] CZAJKOWSKI K., *Kriochirurgia w leczeniu żyłaków kończyn dolnych*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2006, Vol. 12, No. 3, 195–196.
- [33] BONG J.L., SHALDERS K., SAIHAN E., *Treatment of persistent painful nodules of hydradenitis suppurativa with cryotherapy*, Clin Exp Dermatol, 2003, Vol. 28, No. 3, 241–244.
- [34] CONNOLLY M., BAZMI K., O'CONNELL M., LYONS J.F., BOURKE J.F., *Cryotherapy of viral warts: a sustained 10-s freeze is more effective than the traditional method*, Br J Dermatol, 2001, Vol. 145, No. 4, 554–557.
- [35] KANTSEVOY S.V., CRUZ-CORREA M.R., VAUGHN C.A., JAGANNATH S.B., PASRI P.J., KALLOO A.N., *Endoscopic cryotherapy for the treatment of bleeding mucosal vascular lesions of the GI tract: a pilot study*, Gastrointestinal Endoscopy, 2003, Vol. 57, No. 3, 403–406.
- [36] JAZIENICKA I., PIETRZAK A., TORUNIOWA B., *Nowe wskazania do krioterapii*, Przegląd Dermatologiczny, 1991, Vol. 78, No. 3, 190–194.
- [37] RUBISZ-BRZEZIŃSKA J., BRZEZIŃSKA-WCISŁO L., *Badanie kliniczne: zastosowanie krioaplikatora termoelektrycznego typ KT-1D w praktyce dermatologicznej*, Przegląd Dermatologiczny, 1991, Vol. 78, No. 1, 25–30.
- [38] ZOUBOULIS C.C., BLUME U., ORFANOS C.E., *Outcomes of cryosurgery in keloids and hypertrophic scars. A prospect consecutive trial of case series*, Archives of Dermatology, 1993, Vol. 129, No. 9, 1146–1151.
- [39] GEZER A., SEZEN F., SERIFOGLU I., KARACORLU M., *Management of retinopathy of prematurity with cryotherapy*, Eur J Ophthalmol, 1999, Vol. 9, No. 1, 49–52.
- [40] STARZYCKA M., KOBYLARZ J., STARZYCKA-BIGAJ E., *Zastosowanie krioterapii w retinopatii wcześniaków*, Klinika Oczna, 1996, Vol. 98, No. 1, 33–36.
- [41] EUSTIS H.S., MUNGAN N.K., GINSBERG H.G., *Combined use of cryotherapy and diode laser photocoagulation for the treatment of treshold retinopathy of prematurity*, Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus, 2003, Vol. 7, No. 2, 121–125.
- [42] SZWEDA E., LESZKOWSKA M., OLEJARZ E., KALISKA G., *Krytyczna ocena leczenia retinopatii cukrzycowej w oparciu o materiał własny*, Klinika Oczna, 1992, Vol. 94, No. 1, 27–28.
- [43] KRUKAR-BASTER K., ŻYGULSKA-MACH H., SAJAK-HYDZIK K., STARZYCKA-BIGAJ E., *Zastosowanie kriopeksji w leczeniu siatkówczaka*, Klinika Oczna, 1995, Vol. 97, No. 11–12, 337–339.

- [44] SUDESH S., RAPUANO C.J., COHEN E.J., EAGLE R.C., LAIBSON P.R., *Surgical management of ocular surface squamous neoplasms: the experience from cornea center*, Cornea, 2000, Vol. 19, No. 3, 278–283.
- [45] ROMANOWSKA B., ŻYGULSKA-MACH H., MIRKIEWICZ-SIERADZKA B., ORŁOWSKA-HEITZMAN J., *Leczenie operacyjne nowotworów powiek*, Współczesna Onkologia, 1999, Vol. 3, No. 4, 162–164.
- [46] ROMANOWSKA B., ŻYGULSKA-MACH H., BRYK J., SAJAK-HYDZIK K., ORŁOWSKA-HEITZMAN J., *Leczenie operacyjne nowotworów spojówki*, Współczesna Onkologia, 1999, Vol. 3, No. 4, 165–167.
- [47] PRUSIEWICZOWA A., LENKIEWICZ E., *Krioterapia oparzeń rogówki*, Klinika Oczna, 1992, Vol. 94, No. 4, 111–112.
- [48] LENKIEWICZ E., PRUSIEWICZOWA A., *Trzydziestoletnie doświadczenie w krioterapii owrzodzeń wirusowych rogówki*, Klinika Oczna, 1993, Vol. 95, No. 3–4, 113–115.
- [49] DOWGIRDOWA M., SANKOWSKA E., *Krioterapia wylewów krwi do komory przedniej i ciała szklistego oka*, Roczniki Medyczne, 1997, Vol. 5, No. 2, 215–219.
- [50] OTTO P., HARNISCH J.P., *Results of cyclo-cryocoagulation of the ciliary body with probe temperatures of -70 degrees C and -82 degrees C in glaucoma*, Ophtalmologie, 1993, Vol. 90, 588–593.
- [51] ROBINSON S.R., PURDIE G.L., *Reducing post-tonsillectomy pain with cryoanalgesia, a randomized control trial*, Laryngoscope, 2000, Vol. 110, No. 7, 1128–1131.
- [52] KAŻMIEROWSKI M., *Kriochirurgia nowotworów skóry – możliwości i ograniczenia metody*, Acta Bio-Opt Inf Med, 2007, Vol. 13, No. 1, 104–105.
- [53] MISZKA K., *Krioterapia w leczeniu schorzeń z zakresu laryngologii*, Nowa Medycyna, 1996, Vol. 3, No. 7, 49–51.
- [54] KOŻLUK E., WALCZAK F., *Niefarmakologiczne leczenie zaburzeń rytmu serca – metody*, Polski Tygodnik Lekarski, 1996, Vol. 51, No. 10-13, 163–165.

Metrum CryoFlex - lider na rynku producentów aparatów do kriochirurgii, krioterapii miejscowej, komór kriogenicznych oraz urządzeń do drenażu limfatycznego.



Aparaty Cryo-T Elephant

to szeroka gama azotowych aparatów do krioterapii miejscowej. Temperatura pracy -150°C , innowacyjna technologia pozwalająca na oszczędność ok. 40% azotu.



Boa Max 2

Najbardziej zaawansowane aparaty do masażu pneumatycznego wykorzystujące 12 i 24 komorowe akcesoria uciskowe. Kilkanaście algorytmów zabiegowych, zastosowanie w rehabilitacji i medycynie estetycznej. Możliwość dowolnej konfiguracji parametrów zabiegowych. Jedyne, bezpieczne urządzenie do terapii obrzęków w przypadku niewydolnych układów limfatycznych.



Kriokomory serii **Arctica** najczęściej kupowane komory kriogeniczne zasilane ciekłym powietrzem. Bezpieczne i ekonomiczne.



Producent Aparatury Medycznej
Metrum CryoFlex
www.metrum.com.pl

posiadamy system zarządzania jakością wyrobów medycznych ISO 13485:2003

ul. Kolejowa 16A
05-082 Łomianki

tel. 22 33 13 750
fax 22 33 13 766
e-mail: biuro@metrum.com.pl

ROZDZIAŁ 19

KRIOKONSERWACJA

Armand Cholewka, Wojciech Ciszek, Zofia Drzazga

Spis treści

19.1. Informacje ogólne	283
19.2. Problemy kriokonserwacji	284
19.2.1. Mechaniczne i chemiczne uszkodzenia materiału	284
19.2.2. Metody zapobiegania uszkodzeniom	285
19.2.3. Modelowanie matematyczne a kriokonserwacja	286
19.3. Zastosowania kriokonserwacji	288
19.3.1. Przechowywanie krwi, komórek macierzystych i szpiku	288
19.3.2. Banki nasienia i oocytów	289
19.3.3. Banki zarodków	290
19.3.4. Przechowywanie tkanek	291
19.3.5. Kriomikroskopia	293
19.3.6. Inne aplikacje	294

19.1. Informacje ogólne

Wykorzystanie niskich temperatur do przechowywania materiałów biologicznych znane jest już prawdopodobnie od starożytności. Jak powszechnie wiadomo, pozwala to na dłuższe utrzymanie świeżości żywności i taki sposób przechowywania produktów spożywczych w lodówkach czy też zamrażarkach jest powszechnie stosowany w gospodarstwach domowych.

Jednakże dopiero na przełomie XIX i XX stulecia pojawiły się możliwości zamrażania, między innymi dzięki wykorzystaniu naczyń Dewara i lodówek oraz dzięki właściwościom fizycznym niektórych substancji [1, 2]. Przez długi czas wykorzystywane metody nie przyniosły oczekiwanych rezultatów w przechowywaniu materiałów biologicznych na dłuższy okres, ponieważ doprowadzały do zniszczenia struktury przechowywanego materiału. Dopiero w latach 30. ubiegłego wieku zastosowanie bardzo niskich temperatur (temperatury wrzenia ciekłego azotu wynoszącej 77 K) pozwoliło na zahamowanie aktywności biologicznej wielu układów żywych, takich

jak pojedyncze komórki lub fragmenty tkanek, a następnie dzięki odpowiedniej technologii ogrzewania próbek przywrócenie ich aktywności do normalnego poziomu, co znacznie odbiegało od dotychczas wykorzystywanej metody zamrażania [3]. Procedurę takiego głębokiego zamrażania nazywamy kriokonserwacją.

Kriokonserwacja (zwana także krioprezerwacją) to kontrolowane obniżanie temperatury układów aktywnych biologicznie w taki sposób, aby po rozmrożeniu materiał biologiczny miał te same właściwości i funkcje, jakie miał przed zamrożeniem. Ponadto metoda ta pozwala zatrzymać procesy prowadzące do śmierci komórkowej, uruchamiające się, gdy układ znajduje się w ekstremalnych warunkach otoczenia. Dzięki wykorzystaniu kriokonserwacji powstały nowe możliwości przechowywania materiału biologicznego nawet przez dziesiątki lat, co pociąga za sobą tworzenie nowych i ulepszanie już znanych sposobów współczesnego wykorzystania tej metody w medycynie i biologii [4].

Z uwagi na to, że próbki biologiczne składają się w dużej mierze z wody, procedury wytwarzania warunków kriokonserwacji, zabezpieczania próbek biologicznych oraz ich transport przez dość długi okres pozostawiały wiele do życzenia. Przeżywalność materiału biologicznego, czyli stosunek frakcji komórek żywych do komórek martwych uzyskanych po rozmrożeniu była zbyt mała. Dodatkowym utrudnieniem był fakt, że wiele komórek, które przeżyły, po rozmrożeniu nie wykazywały aktywności, takiej jak przed procesem przechowywania, co z kolei wiązało się z ich nieprzydatnością do dalszego wykorzystania oraz badań [5]. Najistotniejsze problemy związane z kriokonserwacją oraz ich rozwiązywanie omówiono w dalszej części rozdziału.

19.2. Problemy kriokonserwacji

Główną przyczyną komplikacji napotykanych w przechowywaniu materiału biologicznego w bardzo niskich temperaturach jest śmierć komórek. Poniżej przedstawiono, w jaki sposób dochodzi do niej oraz jakie metody obecnie się stosuje, aby zapobiec temu zjawisku lub je zminimalizować.

19.2.1. Mechaniczne i chemiczne uszkodzenia materiału

Jak wiadomo, lód wykazuje mniejszą gęstość właściwą niż woda, co skutkuje zwiększeniem objętości tej samej masy wody po zamrożeniu. Niska temperatura, której poddawany jest materiał biologiczny powoduje bardzo szybkie zamarzanie wody w przestrzeniach wewnątrzkomórkowych. Takie wewnątrzkomórkowe formowanie się lodu jest przyczyną śmierci komórki wskutek uszkodzeń mechanicznych, polegających na rozerwaniu ścian lub błon komórkowych (bądź organelli komórkowych). Równocześnie występuje także zamarzanie wody w przestrzeni zewnątrzkomórkowej.

W rezultacie zamarzanie wody w materiale biologicznym doprowadza do zmiany stężenia rozpuszczonych w wodzie substancji zawartych w cytoplazmie (odwodnienie), a przez to do wtórnych uszkodzeń chemicznych, wskutek nadmiernego ich stężenia oddziałującego na enzymy, receptory, błony i inne struktury komórkowe. Obie wspomniane przeszkody – formowanie kryształków lodu oraz zbyt duże stężenia różnych substancji chemicznych znajdujących się w komórkach – muszą być uwzględnione dla każdego rodzaju materiału, gdyż ich względny wpływ na materiał jest uzależniony od tempa ogrzewania lub ochładzania [5, 6].

Ponadto badania wykazały, że powstawanie kryształków lodu w przestrzeni wewnątrzkomórkowej jest praktycznie zawsze niekorzystne i prowadzi do śmierci komórki. Natomiast formowanie lodu w przestrzeni zewnątrzkomórkowej jest mniej niebezpieczne, pod warunkiem, że przechowywany materiał nie stanowi tkanki gęsto upakowanej. Dlatego w złożonych układach biologicznych, takich jak tkanki, istotne jest niedopuszczenie do pojawienia się lodu na granicach pomiędzy różnymi tkankami. W historii kriokonserwacji przeszkody te pokonano na dwa sposoby, co zostanie opisane w następnych podrozdziałach [5].

19.2.2. Metody zapobiegania uszkodzeniom

Historycznie najwcześniejszym sposobem ochrony przechowywanego materiału jest *kontrola tempa zamrażania*. Wykorzystanie najnowszych osiągnięć elektroniki umożliwiło konstrukcję wyspecjalizowanych urządzeń chłodniczych, pozwalających na bardzo dokładną kontrolę szybkości zmiany temperatury. Okazuje się, że tempo zamrażania (a także późniejszego ogrzewania) umożliwia kontrolę transportu wody przez błony komórkowe, pozwalając w sposób pośredni kontrolować procesy wewnątrzkomórkowego zamarzania wody [5]. Ścisłej rzecz ujmując, w ten sposób można kontrolować tempo przemiany wody w lód, regulując tym samym zmiany stężenia roztworu w przestrzeni zewnątrzkomórkowej [6]. Jednocześnie wykorzystując możliwość kontrolowania zamarzania wody w płynie zewnątrzkomórkowym od zewnątrz (przez operatora), szybkość zmiany temperatury wpływa na tempo, w jakim woda jest przenoszona przez błonę komórkową. Jeżeli więc woda szybko opuści komórkę, zachowując równowagę termodynamiczną, wówczas cytoplazma nie osiągnie temperatury poniżej punktu zamarzania – lód powstanie w przestrzeni zewnątrzkomórkowej. Niemniej jednak, w przypadku gdy tempo schładzania będzie zbyt szybkie względem możliwości transportowych błony komórkowej, może się okazać, że cytoplazma wejdzie w stan przechłodzony, a to z kolei zwiększa znacznie prawdopodobieństwo zamarzania wewnątrzkomórkowego, co może prowadzić do uszkodzenia komórki [7]. Badania wykazały, że różne rodzaje komórek lub tkanek różnią się pod względem przeżywalności w zależności od szybkości spadku temperatury [5].

Druga metoda zabezpieczania materiału przed uszkodzeniem nosi nazwę *witryfikacji* i została opracowana w 2000 roku. Proces ten polega na wytworzeniu fazy szklistej

z fazy ciekłej, którą uzyskuje się poprzez szybkie ochłodzenie materiału, dodanie krioprotektantów (substancji ochronnych) lub też dzięki połączeniu obu wymienionych sposobów [8]. Krioprotektantem natomiast nazywamy taką substancję lub mieszaninę, która obniża temperaturę szklenia zamrażanego obiektu poniżej jego temperatury topnienia. Dzięki temu układ wykazuje cechy ciała amorficznego, nie wytwarzając kryształów. W przypadku kriokonserwacji najwcześniej wykorzystywanym krioprotektantem był glicerol, który obniża temperaturę zamrażania próbek [9]. Obecność takich substancji redukuje niekorzystne efekty dużych stężeń roztworów, implikując obniżenie tempa schładzania z jednoczesnym wzrostem maksymalnej przeżywalności zamrażanych komórek. Przykładowo, dla hepatocytów tempo schładzania często wynosi ok. $1^{\circ}\text{C}/\text{min}$, niemalże całkowicie eliminując możliwość powstawania lodu w przestrzeni wewnątrzkomórkowej. Ważnym jednak czynnikiem mogącym wpływać niekorzystnie na przeżywalność komórek jest nieodpowiednio dobrane stężenie samego krioprotektantu. Pegg i Diaper wykazali, że obecność glicerolu w jednakowych roztworach soli powoduje większe uszkodzenia czerwonych krwinek niż w przypadku braku glicerolu w roztworze. To dowiodło, że substancje ochraniające materiał biologiczny nie pozostają bez wpływu na przechowywane próbki. Choć współcześnie wykorzystuje się również inne substancje lub mieszaniny, takie jak: DMSO (dimetylosulfotlenek), glikol etylenowy i propylenowy, to jednak wybór odpowiednich krioprotektantów nastrocza sporo trudności, ponieważ do celów przechowywania materiału biologicznego muszą one charakteryzować się następującymi cechami [5, 10, 11]:

- wysoka rozpuszczalność w wodzie niezależnie od temperatury tak, aby można było uzyskać odpowiedni spadek temperatury,
- dobra przenikalność przez materiał biologiczny,
- niska toksyczność.

Wyżej wymienione cechy krioprotektantów stanowią wyzwanie dla naukowców badających substancje do ochrony próbek biologicznych w kriobiologii.

19.2.3. Modelowanie matematyczne a kriokonserwacja

Niezmiernie ciekawe i praktyczne okazały się prace nad stworzeniem matematycznego modelu procesu zamrażania w układach biologicznych. Procesy transportu masy przez różne filtry są dobrze znane, a w połączeniu ze znajomością budowy komórki ta wiedza może posłużyć do stworzenia odpowiedniego biofizycznego modelu transportu wody i składników cytoplazmy przez błonę komórkową. Dzięki temu będzie można jeszcze lepiej poznać i zrozumieć procesy zachodzące w czasie kriokonserwacji oraz rozmrażania, uwzględniając wszystkie występujące czynniki.

Zarówno sam proces zamrażania, jak i dodawanie krioprotektantów, wpływają na zmianę stężenia roztworów wodnych w przestrzeniach zewnątrz- i wewnątrzkomórkowej, stanowiąc źródło sił wymuszających przemieszczanie się wody na drodze

osmozy oraz elektrolitów wskutek dyfuzji. Jak wiadomo, naturalnymi barierami dla swobodnej dyfuzji są błony komórkowe, powodując zmiany przejściowe lub niekiedy równowagowe w oddzielonych taką błoną przestrzeniach. Jeżeli zmiany te są nagłe i zbyt silne, wówczas prowadzić mogą do zniszczeń. Dlatego procesy osmozy i dyfuzji wraz z ich ilościowym opisem odgrywają kluczową rolę w kriokonserwacji. Wspomnianą siłę wymuszającą przepływ stanowi ciśnienie. Dlatego też przepływ wody J jest proporcjonalny do ciśnienia p , zgodnie z zależnością [5, 12]:

$$J = kp \quad (1)$$

gdzie k oznacza współczynnik proporcjonalności, będący stałą charakteryzującą rozważany układ membrana-woda, a przez p ciśnienie.

W przypadku, gdy przepływ wody wywołuje ciśnienie osmotyczne π , równanie (1) przyjmuje postać:

$$J = k\pi \quad (2)$$

gdzie stała k ma jednakową wartość w obu równaniach.

Jeżeli zarówno ciśnienie hydrostatyczne p oraz osmotyczne π włączymy do jednego równania, uzyskamy wówczas wyrażenie:

$$J = L_p(\pi + p) \quad (3)$$

gdzie stała k została zastąpiona przez czynnik L_p , zwany przewodnością hydrauliczną [13, 14].

Oczywiście w warunkach kriokonserwacji ciśnienie hydrostatyczne dąży do zera, natomiast ciśnienie osmotyczne π wyraża się jako iloczyn stałej gazowej R oraz temperatury bezwzględnej T . Uwzględniając, że powierzchnia błony komórkowej wynosi A , natomiast osmolarności wewnątrz i na zewnątrz błony to odpowiednio c_i oraz c_e , przepływ wynosi:

$$J = L_p ART(c_i - c_e) \quad (4)$$

Dla przepływu substancji rozpuszczonej J_s równanie przyjmuje postać

$$J_s = \omega_s ART(s_i - s_e) \quad (5)$$

gdzie ω_s oznacza przenikalność substancji rozpuszczonej przez błonę, a s_i oraz s_e odpowiednio stężenie substancji w przestrzeni wewnątrzkomórkowej i stężenie substancji w przestrzeni zewnątrzkomórkowej [5].

Przyjmuje się, że strumień jest dodatni w kierunku z zewnątrz do wewnątrz. Nieco bardziej złożony opis przedstawili Kedem i Katschalsky, uwzględniając w równaniach opisujących przepływy wody i substancji rozpuszczonej dodatkowe parametry związane z częścią przenikającą i nieprzenikającą, jednak z uwagi na dość szeroki opis tychże zjawisk nie będzie on tutaj przytoczony [15]. Na potrzeby kriobiologii wyznacza się wartości przenikalności przez błonę komórkową różnych substancji występujących w materiale komórkowym lub krioprotektantów, co pozwala na odpowiedni dobór metod, zapewniających jak największy odsetek przeżywających komórek w badanym materiale biologicznym [5].

Zarówno modelowanie matematyczne procesów transportu w organizmach żywych, jak i metody zapobiegania uszkodzeniom materiału biologicznego, pozwoliły na opracowanie oraz polepszenie wykorzystania kriokonserwacji w wielu dziedzinach nauki i medycyny. Kilka najbardziej znanych metod przedstawiono w kolejnym podrozdziale.

19.3. Zastosowania kriokonserwacji

Obecnie kriokonserwacja znajduje dość szerokie zastosowanie w medycynie, biologii oraz pokrewnych dziedzinach nauki, zajmujących się ochroną gatunków lub ich modyfikacją. Zastosowania naukowe obejmują w głównej mierze doświadczenia związane z możliwościami transplantacyjnymi tkanek po rozmrożeniu, badania struktury przestrzennej różnych obiektów biologicznych, a także prace nad nowymi rozwiązaniami technicznymi aparatury przechowującej materiał biologiczny oraz dalsze prace nad ulepszaniem krioprotektantów. Zastosowania kliniczne w głównej mierze obejmują możliwość przechowywania krwi, a także m.in. wykorzystywane są w terapii niepłodności za pomocą metod *in vitro*. Ponadto, w dziedzinie ekologii wykorzystuje się tę metodę do ochrony wymierających gatunków lub do wtórnego zasiedlania odbudowanych ekosystemów.

19.3.1. Przechowywanie krwi, komórek macierzystych i szpiku

Możliwość długotrwałego przechowywania pełnej krwi w medycynie od początku istnienia krwiolecznictwa stanowi duże wyzwanie dla sprawnego funkcjonowania opieki zdrowotnej. W przechowywaniu krwi kładzie się szczególny nacisk na uniknięcie uszkodzeń różnych jej frakcji w trakcie przechowywania oraz na utrzymanie stałej ilości składników morfotycznych. Począwszy od lat 70. ubiegłego wieku opracowano wiele metod przechowywania krwi pełnej, wykorzystując w tym celu

witryfikację [16, 17]. Dodatkowo, rozwój urzędów przechowujących pozwolił na utworzenie specjalnych urzędów do transportu pobranej krwi od stacji poboru do banku krwi lub do miejsca, w którym w danym momencie ta krew jest niezbędna [18]. Omówione powyżej rozwiązania problemów oraz urządzenia transportujące polepszyły jakość świadczonych usług medycznych w skali globalnej. Ponadto prowadzone są badania nad przydatnością epidemiologiczną zamrożonej krwi wraz z przechowywanymi w niej składnikami rozpuszczalnymi w osoczu [19]. Jak można przypuszczać, metodyka przeprowadzania kriokonserwacji krwi nadal jest tematem wielu badań, mających na celu optymalizację przechowywania krwi [20].

Kontrolowane zamrażanie poszczególnych frakcji krwi pozwala na wykorzystanie ich do dalszych badań nad nowymi metodami leczenia lub badań wpływu różnych czynników na zachowanie się krwi (np. trucizn, leków, promieniowania jonizującego), co może posłużyć w przyszłości do opracowania nowych metod leczenia chorób szczególnie ciężkich i śmiertelnych, takich jak chociażby białaczka czy anemie. Dodatkowo bada się także zmiany funkcjonalności wielu składników krwi po rozmrożeniu, które mogą wpływać niekorzystnie na reakcje obronne organizmu. Zapewne będzie to istotnym problemem badawczym w immunologii [21].

Od niedawna bardzo intensywnie badaną dziedziną medycyny jest terapia wykorzystująca komórki macierzyste, które przechowywane są metodą kriokonserwacji [22]. Komórki takie pobiera się z krwi pępowinowej podczas porodu i zamraża, co umożliwia zachowanie ich w niezmienionym stanie przez wiele lat. Od lat 70. ubiegłego wieku prowadzi się wiele wyspecjalizowanych badań nad różnymi możliwościami zastosowania tychże komórek, w tym również rozwija się metody kriokonserwacji, pozwalające uzyskać jak najlepszą jakość i funkcjonalność komórek macierzystych po rozmrożeniu [23, 24]. Na całym świecie powstaje coraz więcej banków komórek macierzystych, które dostarczają je do konkretnych przypadków terapii prowadzonych u małych dzieci [25, 26]. Szacuje się, że dzięki odpowiednio przechowywanym komórkom macierzystym w przyszłości możliwe będzie nawet odtwarzanie całych organów [27].

19.3.2. Banki nasienia i oocytów

Przechowywanie ludzkich gamet jest obecnie bardzo istotnym elementem procedur medycznych, wykorzystywanym w wielu dziedzinach, takich jak ginekologia, onkologia, leczenie niepłodności oraz wiele innych. Podobna sytuacja dotyczy gamet zwierzęcych oraz pyłków lub nasion roślinnych. Powstawanie banków, przechowujących gamety lub pyłki, jest bardzo ważne w regulowaniu ilości gatunków lub wspieraniu projektów ochrony wymierających gatunków na całym świecie [28]. Z uwagi na obszerność zagadnienia ochrony gatunkowej w ekologii kriokonserwacja gamet zostanie omówiona tylko na przykładzie człowieka.

Zamrażanie oocytów (komórek jajowych) jest nowoczesną metodą zachowania zdrowych komórek, będącą niejako ratunkiem dla kobiet, w przypadku których istnieje ryzyko utracenia możliwości prokreacyjnych [29]. Z medycznego punktu widzenia kriokonserwację oocytów można zastosować w przypadku, gdy:

- stwierdzono obecność raka, lecz nie podjęto jeszcze chemio- lub radioterapii,
- kobieta objęta leczeniem niepłodności nie wyraża zgody na kriokonserwację zarodków,
- pacjentka pragnie zachować swoją zdolność rozrodczą w przyszłości, zarówno gdy nie posiada partnera oraz gdy jest to podyktowane względami osobistymi lub medycznymi.

Z onkologicznego punktu widzenia kriokonserwacja oocytów okazuje się być bardzo ważnym elementem terapii. Toksyczne działanie chemio- lub radioterapii powoduje, że pula komórek jajowych może ulec znaczącej redukcji, jeśli w ogóle którekolwiek z nich przeżyją terapię. Z tego względu zamrażanie jajeczek na drodze witrifikacji jest szansą na zachowanie zdrowych komórek rozrodczych i tym samym zachowanie możliwości posiadania dzieci w przyszłości [30].

Kriokonserwacja nasienia ludzkiego jest także metodą wykorzystywaną w celu zapewnienia szans na posiadanie potomstwa w przyszłości. Głównym medycznym wskazaniem do przechowywania nasienia są następujące stany [31, 32]:

- choroba nowotworowa narządów płciowych wraz z ryzykiem utraty zdolności rozrodczych,
- uraz skutkujący utratą zdolności rozrodczych lub np. zabieg wazektomii, w przypadku, gdy pacjent pragnie mieć w przyszłości dzieci,
- przypadek „dawców nasienia”, co jest również wykorzystywane w metodach zapłodnienia *in vitro*.

Metoda kriokonserwacji spermy ludzkiej została z powodzeniem wprowadzona w latach 60. XX wieku [33]. Podobnie, jak w przypadku oocytów, przechowywanie spermy w głównej mierze bazuje na wykorzystaniu witrifikacji. Najczęściej stosowanym krioprotektantem jest glicerol w połączeniu z innymi substancjami, które nie wpływają znacząco na jakość plemników po rozmrożeniu [34, 35].

19.3.3. Banki zarodków

Podobnie, jak w przypadku przechowywania gamet, przechowywanie zarodków również odgrywa bardzo ważną rolę w wielu dziedzinach medycyny i ochrony środowiska. W czasie zapłodnienia *in vitro* (międzynarodowy skrót *IVF*, ang. *In Vitro Fertilization*) wielokrotnie dochodziło do uzyskania znacznie większej liczby zarodków aniżeli faktyczna liczba bioców. Ze względów etycznych i badawczych zaczęto zamrażać nadmierne ilości zarodków metodą witrifikacji. Najczęściej ta metoda jest wykorzystywana w przypadku, gdy pacjentki pragnące zająć w ciąży nie chcą przechodzić pełnego procesu *IVF*. Ponadto, jeżeli dana para pragnie mieć więcej dzieci,

mogą ponownie ubiegać się o implantację takich zarodków. Może się również zdarzyć, że jakaś para będzie „dawcą zarodka” innej parze, która nie może mieć dzieci. Wówczas kriokonserwacja jest bardzo dobrą metodą transportu zarodków do innego miejsca na świecie. W tej metodzie przechowywania ważne jest, aby zarodek miał również odpowiedni „wiek”, tzn. dopuszcza się do zamrażania zarodki mające nie więcej niż 8 komórek [36].

Przechowywanie zarodków w dziedzinie leczenia niepłodności okazuje się wielkim wsparciem dla par starających się o dziecko w przypadku, gdy któreś z rodziców lub oboje okazują się niezdolne do zapłodnienia. Podobna sytuacja jest w przypadku kobiet, które ze względów zdrowotnych nie mogłyby zająć w ciążę – np. nowotwór jajników, uniemożliwiający właściwe wytwarzanie oocytów. Wówczas po wyleczeniu można do zdrowej macicy zaimplementować rozmrożony zarodek. Badania dowiodły, że ciąża uzyskana w ten sposób przebiega bez jakichkolwiek komplikacji, a dzieci urodzone dzięki takiej metodzie są w pełni zdrowe [37]. Pierwsza wzmianka o zajściu w ciążę z wykorzystaniem rozmrożonego zarodka pochodzi z 1983 roku, jednakże po ok. 20 tygodniach ciąży doszło do poronienia. Natomiast pierwszy przypadek narodzin z wykorzystaniem tej metody został odnotowany w 1984 roku w Australii [38]. Niektórzy naukowcy szacują, że zarodki poddawane kriokonserwacji znacznie lepiej się rozwijają w łonie matki niż zarodki implementowane tuż po zapłodnieniu [39].

Obecnie istnieją już odpowiednie regulacje prawne dokładnie określające sposoby i maksymalny czas przechowywania takich zarodków. W Wielkiej Brytanii od 2009 roku wolno przechowywać zarodki przez 10 lat [40]. Oczywiście – podobnie jak to ma miejsce w przypadku gamet – na całym świecie istnieje mnóstwo firm oferujących przechowywanie zarodków i pomagających wielu parom w staraniach o dziecko [41].

19.3.4. Przechowywanie tkanek

Kriokonserwacja niewielkich fragmentów tkanek otwiera drogę do unowocześnienia transplantologii. Obecnie dąży się do opracowania metod pozwalających na kriokonserwację coraz większych fragmentów tkanek, w następnej kolejności nawet całych organów. Dowiedziono, że – podobnie jak w przypadku komórek – fragmenty tkanek ludzkich zachowują swoje funkcje po rozmrożeniu i wtórnie są przydatne do odtworzenia funkcji uszkodzonych lub usuniętych chirurgicznie narządów [42].

W przeważającej większości badania nad przechowywaniem tkanek dotyczyły skóry i jej przeszczepów. Optymalne warunki tempa schładzania są ściśle powiązane z wybranym krioprotektantem, np. przeżywalność ok. 100% wykazują wycinki skórne zanurzone na 10 minut w roztworze 2M glicerolu o temperaturze 4°C podczas gwałtownego schładzania [43].

W transplantologii ważne znaczenie ma też możliwość przeszczepiania naczyń krwionośnych. Wykorzystanie kriokonserwacji do przechowywania fragmentów żył lub tętnic może w przyszłości okazać się bardzo praktycznym sposobem skrócenia

czasu oczekiwania na przeszczep z wykorzystaniem inżynierii tkankowej i autotransplantacji [44, 45]. Niemniej badania przeprowadzone na fragmentach tętnic królika wykazały obecność pęknięć w strukturze ścian naczyń. Odcinki tętnic przechowywano w temperaturze -180°C (chłodzenie kontrolowane) po uprzedniej ekspozycji na roztwór DMSO. Pęknięcia te występowały podczas gwałtownego ogrzewania w przedziale temperatur od -150°C do -100°C [46]. Nieco później podczas kolejnych badań za pomocą kontrolowanego ogrzewania obecności pęknięć nie stwierdzono, co w połączeniu z odpowiednio dobranym tempem nagrzewania umożliwiło całkowite rozmrożenie naczynia bez jego uszkodzenia [47].

W dziedzinie onkologii ginekologicznej jeden ze znanych przypadków dotyczył laparoskopowej autotransplantacji fragmentu jajnika pacjentce chorej na raka jajnika. Donnez wraz ze swoim zespołem zamrozili metodą kriokonserwacji tkankę jajnika przed podaniem chemioterapii, w celu późniejszego przywrócenia funkcji narządu, jeśli terapia przeciwnowotworowa będzie zakończona sukcesem. Po kilkuletnim kompleksowym leczeniu (diagnoza i zamrożenie: 1997 r., w 2003 r. dokonano autotransplantacji tkanki) okazało się, że funkcje organów rodnych wróciły do normy i po roku pacjentka urodziła dziecko [42]. Dowodzi to, że kriokonserwacja stanowi szansę na przywrócenie płodności osobom, których organy straciły tę zdolność wskutek różnych chorób.

Od wielu lat obserwuje się także rozwój kriokonserwacji w dziedzinie neurologii. W roku 1997 grupa naukowa z Francji opublikowała wyniki swoich badań nad wszczepami fragmentów nerwów królika [48]. Badano przeżywalność tkanki pod wpływem:

- różnych stężeń wybranych krioprotektantów (100, 50 i 30% stężenia mieszanin ochronnych rozproszonych w 4% roztworze albuminy),
- czasu ekspozycji na krioprotektant (30, 15 i 10 minut),
- tempa schładzania (231, 12 i $3^{\circ}\text{C}/\text{min}$),
- sposobu usuwania mieszanin witrifikujących (ekstrakcja szybka i powolna).

Największą przeżywalność wykazały próbki poddane 10 min ekspozycji na mieszaniny krioprotektantów o stężeniu 50% i powolnym usuwaniu tej mieszaniny. Co ciekawe, w omawianej serii próbek tempo schładzania nie miało wpływu na przeżywalność tkanki nerwowej. Wszczepy fragmentów nerwów wykazały szybką regenerację włókien centralnych [48].

Ponadto kriokonserwacji poddawane są inne tkanki lub ich fragmenty, jak mięśnie, kości oraz fragmenty gruczołów [49, 50]. Obecnie dąży się także do rozwoju metod pozwalających na kriokonserwację całych narządów. Jest to już możliwe, jednakże istnieje ryzyko uszkodzenia tkanek przez duże stężenia wykorzystywanych krioprotektantów [5].

19.3.5. Kriomikroskopia

Kriomikroskopia elektronowa jest metodą łączącą tradycyjną transmisyjną mikroskopię elektronową z kriokonserwacją badanych próbek. Największą popularność zdobywa w badaniach biologii strukturalnej, ponieważ pozwala na trójwymiarową obserwację bardzo małych obiektów biologicznych, jak np. struktury białek [51].

Główną zaletą tejże techniki badawczej jest możliwość obserwacji próbek w ich naturalnych warunkach, bez potrzeby wcześniejszego przygotowywania, wybarwiania, wirowania i innych procedur przygotowawczych, które jednocześnie wpływają na biochemiczne zachowanie się próbki przygotowywanej do badania.

Za początki kriomikroskopii uznaje się rok 1984, kiedy zaprezentowano pierwsze zdjęcia adenowirusa zamrożonego w cienkiej warstwie wody metodą wityfikacji [52]. Już wtedy okazało się, że struktura wirusa w stanie zamrożenia pozostaje nienaruszona, dodatkowo obrazowanie wykazuje lepszą jakość i rozdzielczość niż w przypadku dotychczas znanych metod mikroskopowych. Przygotowanie próbek biologicznych do obserwacji metodą kriomikroskopii jest podobne, jak w przypadku konwencjonalnej mikroskopii elektronowej, z tą jednak różnicą, że próbkę należy zamrozić do temperatury ciekłego azotu. Istotne jest także to, że strumienie elektronów nie mogą nieść ze sobą dużych dawek energii, gdyż mogłoby to doprowadzić do uszkodzeń struktury próbek [53]. Niektóre najnowocześniejsze rozwiązania technologiczne pozwalają uzyskać rozdzielczość rzędu pojedynczych atomów, co w konsekwencji stwarza możliwość rozróżniania np. zmian konformacyjnych rybosomów. Rozdzielczość taką uzyskuje się na dwa sposoby: metodą analizy pojedynczych cząstek lub za pomocą kriotomografii elektronowej [53, 54]. Sposoby te zostały pokrótce opisane w dalszej części podrozdziału.

Metoda analizy pojedynczej cząstki jest znana od lat 80. ubiegłego wieku. Jest metodą uzyskiwania obrazu na drodze analizy kompilacyjnej pojedynczych obrazów uzyskanych z przelotu podobnych cząstek. Pojedyncze obrazy zwykle charakteryzują się sporym szumem i nie jest je łatwo interpretować. Nałożenie kilku obrazów po uprzednim zamrożeniu próbki pozwala bardzo dobrze wyeliminować szumy, dając znacznie silniejszy sygnał. Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwe jest złożenie obrazów trójwymiarowych o rozdzielczości sięgającej nawet pojedynczych atomów [54].

Druga wymieniona metoda – kriotomografia elektronowa – również umożliwia rekonstrukcję trójwymiarową (3D) badanych materiałów biologicznych. Jest to metoda zapełniająca lukę rozdzielczości pomiędzy metodą analizy pojedynczych cząstek a innymi metodami, wymagającymi stałej jednorodności konformacyjnej w badanych próbkach (np. NMR, krystalografia rentgenowska). Kriotomografia umożliwia obserwowanie i rekonstrukcję 3D próbek w ich stanie naturalnym. Podobnie, jak tomografia komputerowa stosowana w obrazowaniu medycznym, kriotomografia umożliwia obserwację obrazu uzyskanego ze złożenia projekcji obiektu badanego, wykonywanych w transmisyjnym mikroskopie elektronowym, gdzie próbka jest uprzednio

poddana zamrożeniu. Wykorzystanie kriokonserwacji w kriotomografii elektronowej umożliwia zachowanie naturalnej konformacji wielu makromolekuł, jak np. hemoglobina lub inne białka. Dzięki odpowiednio opracowanym metodom komputerowym można obserwować przejścia konformacyjne lub też mechanizmy reakcji enzymatycznych na obrazie trójwymiarowym. Z uwagi na obszerność zagadnienia kriotomografii więcej informacji można znaleźć w [53].

19.3.6. Inne aplikacje

Inne ważne zastosowania kriokonserwacji obejmują także metody ochrony gatunków. Wymienić tu należy przechowywanie fragmentów roślin lub nasiona w celu późniejszego ich wykorzystania oraz gamety i zarodki zwierząt. Postępowanie takie może prowadzić do odrodzenia rzadkich gatunków zwierząt i roślin np. na terenach zniszczonych przez urbanizację, zanieczyszczenie środowiska bądź erupcje wulkanów. Uzyskano już sporą pulę zarodków i nasion, które w niedalekiej przyszłości mogą zostać wykorzystane do odnowienia ekosystemów na wypadek kataklizmów lub działania człowieka.

Obecnie takie działania są ograniczone głównie do rezerwatów przyrody lub do ogrodów zoologicznych, gdzie można niedużym kosztem wytworzyć warunki zbliżone do naturalnych. Istnieje więc prawdopodobieństwo, że wkrótce wiele zwierząt będzie mogło powrócić do swoich naturalnych siedlisk właśnie dzięki kriokonserwacji [55].

Z uwagi na obserwowany postęp medycyny oraz technologii wielu ludzi daje wiarę opowieściom i filmom *science-fiction*, które wzmiankują o możliwości hibernacji człowieka na wiele lat. Kriokonserwacja umożliwia zamrożenie całego organizmu ludzkiego, lecz jak do tej pory brak doniesień o udanym rozmrożeniu, po którym ciało mogłoby dalej funkcjonować tak, jak przed hibernacją. Na świecie wielu ludzi poddaje się takim zabiegom w nadziei, że za kilka czy kilkadziesiąt lat osiągnięcia medycyny umożliwią bezpieczne i stuprocentowe przywrócenie funkcji życiowych po procesie kriokonserwacji. Wielu uczonych bada taką możliwość, tworząc odrębną gałąź kriobiologii, zwaną kryptoniką i walczy o możliwość uczynienia z kryptoniki osobnego, pełnoprawnego kierunku badań [56]. Jednakże na chwilę obecną wybudzenie człowieka z hibernacji jest domeną literatury fantastycznej.

Literatura

- [1] GAVROGLU K., NEMESIS J.D., *The Liquefaction of Helium*, Proceedings of the Royal Institution, 1994, Vol. 65, 169–185.
- [2] HEMPSTEAD C., VORTHINGTON W.E., *Encyclopedia of 20-th century technology*, Routledge, NY & London 2005, 672.

- [3] DAY J.G., STACEY G.N., (red), *Cryopreservation and freeze-drying protocols*, Methods in molecular biology 368, Humana Press, Totowa, New Jersey 2007, 17.
- [4] DAY J.G., STACEY G.N., (red), *Cryopreservation and freeze-drying protocols*, Methods in molecular biology 368, Humana Press, Totowa, New Jersey 2007, 2.
- [5] DAY J.G., STACEY G.N., (red), *Cryopreservation and freeze-drying protocols*, Methods in molecular biology 368, Humana Press, Totowa, New Jersey 2007, 39–57.
- [6] MAZUR P., *Kinetics of water loss from cells at subzero temperatures and the likelihood of intracellular freezing*, J. Gen. Physiol, 1963, Vol. 47, 347–369.
- [7] PEGG D.E., *Cryobiology*, [w:] Proceedings of the Fourth International Cryogenic Engineering Conference, Eindhoven; IPC Science and Technology Press, Guilford, UK, 1972, 47–54.
- [8] PEGG D.E. et al., *Cryopreservation of articular cartilage 2. Vitrification methods*, Cryobiology, 2005, Vol. 51, Abstract 30.
- [9] LOVELOCK J.E., *The mechanism of the protective action of glycerol against haemolysis by freezing and thawing*, Acta Biochim. Biophys, 1953, Vol. 11, 28–36.
- [10] PEGG D.E., *Mechanisms of Freezing Damage*, [w:] *Temperature and Animal Cells*, Symposia XXXI of the Society of Biologists Ltd., Cambridge, UK 1987, Vol. 41, 363–378.
- [11] FULLER B.J., *Cryoprotectants, the essential antifreezes to protect life in the frozen state*, Cryo Letters, 2004, Vol. 25, 375–388.
- [12] RUBINSKY B., PEGG D.E., *A mathematical model for the freezing process in biological tissue*, Proc. R. Soc. Lond. B Biol Sci, 1988, Vol. 234, 343–358.
- [13] DARCY H., *Les fontaines publiques de la ville de Dijon*, Dalmont, Paris 1856.
- [14] BEAR J., *Dynamics of Fluids in Porous Media* Dover, New York 1972, 132–135.
- [15] KEDEM O., KATCHALSKY A., *Thermodynamic analysis of the permeability of biological membranes to non-electrolytes*, Acta Biochim Biophys, 1958, Vol. 27, 229–246.
- [16] PRIBOR D.B., PRIBOR H.C., *Studies with dextran 40 in cryopreservation of blood*, Cryobiology, 1973, Vol. 10, No. 2, 93–103.
- [17] FLIEDNER T.M., KÖRBLING M., CALVO W., BRUCH C., HERBST E., *Cryopreservation of blood mononuclear leukocytes and stem cells suspended in a large fluid volume. A preclinical model for a blood stem cell bank*, Blut, 1977, Vol. 35, No. 3, 195–202.
- [18] HVIID L. ALBECK G., HANSEN B., THEANDER T.G., TALBOT A., *A new portable device for automatic controlled-gradient cryopreservation of blood mononuclear cells*, J Immunol Meth, 1993, Vol. 157, 135–142.
- [19] BOLELLI G., MUTI P., MICHELI A., SCIAJNO R., FRANCESCHETTI F., KROGH V., PISANI P., BERRINO F., *Validity for epidemiological studies of long-term cryoconservation of steroid and protein hormones in serum and plasma*, Cancer Epidemiol Biomarkers Prev, 1995, Vol. 4, 509–513.
- [20] HARRIS D.T., *Optimizing cord blood sample cryopreservation*, Cytotherapy, 2012, Vol. 14, 359–365.
- [21] MEIJERINK M., ULLUWISHEWA D., ANDERSON R.C., WELLS J.M., *Cryopreservation of monocytes or differentiated immature DCs leads to an altered cytokine response to TLR agonists and microbial stimulation*, J Immunol Meth, 2011, Vol. 373, No. (1–2), 136–142.

- [22] BILKO N.M. (red), *Stem cells and their potential for clinical application*, The NATO Science for Peace and Security Programme, Springer, 2008.
- [23] GOLDMAN J.M., TH'NG K.H., PARK D.S., SPIERS A.S., LOWENTHAL R.M., RUUTU T., *Collection, Cryopreservation and Subsequent Viability of Haemopoietic Stem Cells Intended for Treatment of Chronic Granulocytic Leukaemia in Blast-Cell Transformation*, *Brit J Haematol*, 1978, Vol. 40, No. 2, 185–195.
- [24] MAKINO S., HARADA M., AKASHI K., TANIGUCHI S., SHIBUYA T., INABA S., NIHO Y., *A simplified method for cryopreservation of peripheral blood stem cells at –80 degrees C without rate-controlled freezing*, *Bone Marrow Transpl*, 1991, Vol. 8, No. 4, 239–244.
- [25] <http://stemcell.childrenshospital.org/treating-patients>
- [26] http://biotechnologia.pl/biotechnologia-portal/info/farmacja/22_aktualnosci/258689
- [27] LANGERR., VACANTI J.P., *Tissue engineering*, *Science*, 1993, Vol. 260, No. 5110, 920–926.
- [28] <http://www.rfp-europe.org/index.php?id=485>
- [29] PORCU E., *Oocyte freezing*, *Seminars in Reproductive Medicine*, 2001, Vol. 19, 221–230.
- [30] CHEN C., *Pregnancy after human oocyte cryopreservation*, *Lancet*, 1986, Vol. 1, No. 8486, 884–886.
- [31] SAITO K., SUZUKI K., IWASAKI A., YUMURA Y., KUBOTA Y., *Sperm cryopreservation before cancer chemotherapy helps in the emotional battle against cancer*, *Cancer*, 2005, Vol. 104, 521–524.
- [32] ANGER J.T., GILBERT B.R., GOLDSTEIN M., *Cryopreservation of sperm, Indications, methods and results*, *J Urol*, 2003, Vol. 170, No. 4, 1079–1084.
- [33] POLGE C., SMITH A.U., PARKES A.S., *Revival of spermatozoa after vitrification and dehydration at low temperatures*, *Nature*, 1949, Vol. 146, 666.
- [34] REED M.L., EZEH P.C., HAMIC A., THOMPSON D.J., CAPERTON C.L., *Soy lecithin replaces egg yolk for cryopreservation of human sperm without adversely affecting postthaw motility, morphology, sperm DNA integrity, or sperm binding to hyaluronate*, *Fertil Steril*, 2009, Vol. 92, No. 5, 1787–1790.
- [35] DI SANTO M., TAROZZI N., NADALINI M., BORINI A., *Human sperm cryopreservation, update on techniques, effect on DNA integrity and implications for ART*, *Adv Urol*, 2012, ID 854837.
- [36] TROUNSON A., MOHR L., *Human pregnancy following cryopreservation, thawing and transfer of an eight-cell embryo*, *Nature*, 1983, Vol. 305, 707–709.
- [37] RIGGS R., MAYER J., DOWLING-LACEY D., CHI T.F., JONES E., OEHNINGER S., *Does storage time influence postthaw survival and pregnancy outcome? An analysis of 11 768 cryopreserved human embryos*, *Fertil Steril*, 2008, Vol. 93, 109–115.
- [38] *A first baby born of frozen embryo*, *The New York Times*, 1984 (<http://www.nytimes.com/1984/04/11/us/first-baby-born-of-frozen-embryo.html>).
- [39] WENNERHOLM U.B., SÖDERSTRÖM-ANTTILA V., BERGH C., AITOMÄKI K., HAZEKAMP J., NYGREN K.-G., SELBING A., LOFT A., *Children born after cryopreservation of embryos or oocytes, A systematic review of outcome data*, *Human Reproduction*, 2009, Vol. 24, No. 9, 2158–2172.
- [40] *The Human Fertilisation and Embryology Act 2008*, <http://www.legislation.gov.uk/ukpga/2008/22/contents>.

- [41] RYAN J., *The world's first embryo bank (like a trip to McDonald's)*, Abraham Center for Life (<http://www.freerepublic.com/focus/f-news/1676440/posts>).
- [42] DONNEZ J., DOLMANS M.M., DEMYLLE D., JADOUL P., PIRARD C., SQUIFFLET J., MARTINEZ-MADRID B., VAN LANGENDONCKT A., *Livebirth after orthotopic transplantation of cryopreserved ovarian tissue*, *Lancet*, 2004, Vol. 364, 2091–2092.
- [43] ZIEGER M.A., TREDGET E.E., SYKES B.D., MCGANN L.E., *Injury and protection in split-thickness skin after very rapid cooling and warming*, *Cryobiol*, 1997, Vol. 35, 53–69.
- [44] PASCUAL G., JURADO F., RODRÍGUEZ M., CORRALES C., LÓPEZ-HERVÁS P., BELLÓN J.M., BUJÁN J., *The use of ischaemic vessels as prostheses or tissue engineering scaffolds after cryopreservation*, *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2002, Vol. 24, No. 1, 23–30.
- [45] BROCKBANK K.G., MCNALLY R.T., WALSH K.A., *Cryopreserved vein transplantation*, *J Card Surg*, 1992, Vol. 7, No. 2, 170–176.
- [46] HUNT C.J., WUSTEMAN M.C., BOYLAN S., *Fractures in cryopreserved arteries*, *Cryobiol*, 1994, Vol. 31, 506–515.
- [47] BUJAN J., PASCUAL G., LÓPEZ R., CORRALES C., RODRÍGUEZ M., TURÉGANO F., BELLÓN J.M., *Gradual thawing improves the preservation of cryopreserved arteries*, *Cryobiol*, 2001, Vol. 42, 256–265.
- [48] DECHERCHI P., LAMMARI-BARREAUULT N., COCHARD P., CARIN M., RÉGA P., PIO J., PÉLISSIER J.F., LADAIQUE P., NOVAKOVITCH G., GAUTHIER P., *CNS axonal regeneration within peripheral nerve grafts cryopreserved by vitrification: cytological and functional aspects*, *Cryobiology*, 1997, Vol. 34, 214–39.
- [49] TAYLOR M.J., PEGG D.E., *The effect of ice formation on the function of smooth muscle tissue stored at –21°C and –60°C*, *Cryobiology*, 1983, Vol. 20, 36–40.
- [50] OH J.H., ZÖLLER J.E., KÜBLER A., *A new bone banking technique to maintain osteoblast viability in frozen human iliac cancellous bone*, *Cryobiology*, 2002, Vol. 44, 279–87.
- [51] ZHOU Z.H., PRASAD B.V., JAKANA J., RIXON F.J., CHIU W., *Protein subunit structures in the herpes simplex virus A-capsid determined from 400 kV spot-scan cryomicroscopy*, *J Molec Biol*, 1994, Vol. 242, No. 4, 456–469.
- [52] ADRIAN M., DUBOCHET J., LEPAILT J., MCDOWALL A.W., *Cryo-electron microscopy for viruses*, *Nature*, 1984, Vol. 308, 32–36.
- [53] MURPHY G.E., JENSEN G.J., *Electron cryotomography*, *Biotechniques*, 2007, Vol. 43, No. 4, 413, 415, 417.
- [54] ZHOU Z.H., *Towards atomic resolution structural determination by single-particle cryo-electron microscopy*, *Curr Opin Struct Biol*, 2008, Vol. 18, 218–228.
- [55] BERJAK P., BARTELS P., BENSON E.E., HARDING K., MYCOCK D.J., PAMMENTER N.W., WESLEY-SMITH J., *Cryoconservation of South African plant genetic diversity*, *In Vitro Plant*, 2010, Vol. 47, 65–81.
- [56] *Scientists Open Letter on Cryonics*, http://www.imminst.org/cryonics_letter

