

STUDIA I MONOGRAFIE
AKADEMII WYCHOWANIA FIZYCZNEGO WE WROCŁAWIU

NR 77

TRENING ZDROWOTNY A PROCESY INWOLUCYJNE NARZĄDU RUCHU U KOBIET

Anna Skrzek



WROCŁAW 2005

Komitet Wydawniczy
Tadeusz Bober (przewodniczący), Bogusława Idzik (sekretarz),
Zbigniew Jethon, Ryszard Panfil, Jewgienij Pristupa, Zdzisława Wrzosek,
Edward Wlazło, Marek Zatoń

Recenzenci
Krzysztof Spodaryk
Zofia Ignasiak

Redaktor
Anna Noga

Fotografie
Anna Skrzek
Jarosław Mazur

Projekt okładki
Agnieszka Nyklas

Korektor
Mariola Bałys

Redaktor techniczny
Beata Irzykowska

© Copyright 2005 by Wydawnictwo AWF Wrocław

ISSN 0239-6009
ISBN 83-89156-35-0

Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu
51-617 Wrocław, ul. Banacha 11
Wydanie I. Druk: Poligrafia AWF we Wrocławiu

Spis treści

1. Wstęp	5
2. Założenia i cele pracy	13
3. Materiał i protokół badań	14
3.1. Materiał badań	14
3.2. Protokół badań	15
3.3. Zastosowane formy treningu zdrowotnego	16
3.3.1. Trening zdrowotny metodą I (z wykorzystaniem niskich temperatur)	16
3.3.2. Trening zdrowotny metodą II	19
4. Metody badań	20
4.1. Pomiar somatyczne	20
4.2. Badania densytometryczne	20
4.3. Badania izokinetyczne	21
4.4. Metody statystyczne opracowania danych	26
5. Wyniki badań	28
5.1. Charakterystyka procesów starzenia się w obrębie narządu ruchu	28
5.1.1. Kształtowanie się wybranych cech somatycznych wraz z wiekiem	28
5.1.2. Gęstość mineralna tkanki kostnej w poszczególnych grupach wiekowych	31
5.1.3. Parametry prędkościowo-siłowe mięśni tułowia w poszczególnych grupach wiekowych	38
5.1.4. Parametry prędkościowo-siłowe mięśni kończyn dolnych w poszczególnych grupach wiekowych	49
5.2. Omówienie zależności między badanymi parametrami	58
5.2.1. Zmienność parametrów prędkościowo-siłowych mięśni	58
5.2.2. Zależności między gęstością mineralną kości a parametrami prędkościowo-siłowymi mięśni	59
5.3. Wpływ treningu zdrowotnego na analizowane parametry narządu ruchu	72
5.3.1. Zmiany gęstości mineralnej kości	72
5.3.2. Zmiany parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia	76
5.3.3. Zmiany parametrów prędkościowo-siłowych mięśni kończyn dolnych	83
5.3.4. Zależności między zmianami badanych parametrów pod wpływem treningu zdrowotnego	90
6. Omówienie	94
7. Wnioski	113
Aneks	114
Piśmiennictwo	192
Wykaz fotografii i rycin	205
Wykaz tabel	209
List of photos and figures	210
List of tables	213
Summary	214

1. Wstęp

*Śmierć jest ceną, jaką płacą najwyżej zorganizowane istoty za swą ewolucję.
Świadomość śmierci jest ceną, jaką płaci człowiek za ewolucję swego intelektu...*

W.J.H. Kunicki-Goldfinger
(„Dziedzictwo i przyszłość”)

Starzenie się jako nieuchronny proces, któremu podlegają wszystkie żywe istoty, od najdawniejszych czasów wzbudzało zainteresowanie. Starość – jako okres życia następujący po wieku dojrzałym – napawała lękiem i chęcią uchronienia się przed jej przykrymi konsekwencjami. Żyć długo, nie zestarzeć się, zachować młody wygląd, być zdrowym i sprawnym było odwiecznym pragnieniem człowieka. Mimo że w historii nauki wielu filozofów, biologów i lekarzy próbowało zgłębić naturę i znaczenie biologiczne procesu starzenia się, nadal jest on zjawiskiem mało poznanym i wciąż interesującym (Bańka 2000; Kaczmarek, Szwed 1997; Kałamacka 2002).

Coraz liczniejsze teorie starzenia się wskazują na działanie różnorodnych mechanizmów (Jurgowiak, Oliński 1995; Troncale 1997). Żadna z proponowanych teorii nie znajduje jednak wyłącznej i powszechnej akceptacji. Różnicowanie poglądów ujawnia się chociażby w upatrywaniu jako czynników starzenia bądź to czynników zewnętrznych (pochodzenia egzogenego), stopniowo prowadzących do kumulowania się uszkodzeń i w efekcie do śmierci komórki, bądź też specyficznych czynników wewnętrznych (endogennych), tak jak proponuje się w teorii genomowej.

Teorie stochastyczne. Teorie te zakładają, że starzenie się jest wynikiem kumulowania się w trakcie życia przypadkowo powstających uszkodzeń makrocząsteczek o kluczowym znaczeniu dla procesów życiowych (DNA, białka), wynikiem czego jest postępujące z wiekiem osłabienie funkcji fizjologicznych komórek, tkanek i organizmów.

- Teoria mutacji somatycznych/uszkodzeń DNA (Brocklehurst, Allen 1991; Harman 1992, 1998; Knapowski 2000). Geneza tej teorii wywodzi się z zaobserwowanego faktu generowania uszkodzeń materiału genetycznego, zarówno na skutek wpływu tła radiacyjnego, jak i/bądź oddziaływania różnego typu endogennych i egzogenych mutagenów prowadzących do uszkodzeń chromosomów.

- Teoria „katastrofy błędów” Orgela (Ďoubal, Klemra 1999; Goldstein 1990; Koczyński 1997; Moszczyński 1998). Teoria ta zakłada, że w czasie podziałów komórki i multiplikacji materiału genetycznego występują błędy syntezy, szczególnie w strukturze DNA. Pojawiają się one przy kolejnych podziałach i niektóre nie są naprawiane. Wadliwe kopie materiału genetycznego dają w efekcie niepełnowartościowe peptydy, wadliwie funkcjonujące komórki, narządy, tkanki itd. Wraz z wiekiem akumulowane są w komórkach nieprawidłowe (uszkodzone) białka.
- Teoria połączeń krzyżowych (Cerami i wsp. 1987; Harman 1992; Hayflick 1985; Knapowski 2000). Zakłada ona, że uszkodzenia strukturalne materiału genetycznego (DNA) przez tworzenie wiązań wewnętrznych cząsteczki prowadzą do jego degeneracji. Różnego rodzaju metabolity powodują, że długołańcuchowe struktury w naszym organizmie tworzą między sobą połączenia krzyżowe wewnątrz- i międzylańcuchowe, co usztywnia cząsteczkę i z czasem komórka ulega degeneracji, a tkanki tracą swoje właściwości. Wynikiem tego jest upośledzenie funkcji fizjologicznych wielu tkanek, np. utrata ich elastyczności, charakterystyczna dla osobników w wieku starszym.

Teorie rozwojowe. Ta grupa teorii zakłada, że starzenie się jest kolejnym etapem w procesach rozwoju i dojrzewania organizmu.

- Teoria programowanego starzenia się (*genomowa*) (Cech 1994; Dice 1993; Mera 1998). Zakłada ona, że w przypadku każdego organizmu działa zaprogramowany „wewnętrzny zegar”, określający specyficzny dla każdego gatunku czas życia. Skutkiem tego jest teza, że w genach zakodowane są instrukcje, nie tylko sterujące procesami wzrostu i dojrzewania, ale także odpowiedzialne za stopniowe obniżanie się aktywności życiowej komórek, a w konsekwencji za ich śmierć.
- Teoria immunologiczna zaproponowana w 1969 r. przez Walforda (Fononewicz i wsp. 2001; Harman 1998; Moszczyński 1998). Od dłuższego czasu przyjmuje się, że starzenie się wynika z osłabienia układu odpornościowego, głównie pamięci limfocytów. Ludzie, osiągnąwszy podeszły wiek, są bardziej podatni na choroby zakaźne, zjawiska autoimmunologiczne, amyloidazy, leukemie i różne postaci nowotworów. Stwierdza się zarówno wyraźne obniżenie parametrów odporności humoralnej i komórkowej, jak i osłabienie aktywności makrofagów. Zauważono także występowanie przeciwciał przeciwjądrowych, co mogłoby sugerować autoagresję.
- Teoria wolnych rodników (Floyd 1991; Jurgowiak, Oliński 1995; Sikora 1989, 1993, 1994; Stadtman 1992). Jest to niewątpliwie najbardziej

popularna teoria starzenia się. Wolne rodniki są to wysoce reaktywne atomy, bądź cząsteczki, posiadające niesparowany elektron na orbicie zewnętrznej, powstające w procesie prawidłowego metabolizmu. Są one przyczyną uszkodzeń lipidów komórkowych, czego przejawem może być gromadzenie się lipofuscyny (pigmentu starczego) w starzejących się komórkach, oraz uszkodzeń białek i DNA jądrowego oraz mitochondrialnego, co prowadzi do zaburzeń w funkcjonowaniu komórek i zmian starczych, a w konsekwencji do ich śmierci.

- Teoria neuroendokrynną starzenia (Gibas, Mądry 2002; Harman 1998; Hayflick 1985; Jaruga 1994). Bazuje ona na zaobserwowanym udziale systemu neuroendokrynowego w regulacji wczesnych etapów rozwoju organizmu, wzrostu, dojrzewania, regulacji funkcjonowania systemu reprodukcyjnego, metabolizmu i wielu innych aspektów fizjologicznego funkcjonowania organizmu. Funkcjonalne zmiany, jakie zachodzą w tym skomplikowanym systemie, mogą być przyczyną postępujących zmian objawiających się starzeniem się organizmu.

Starzenie się, z racji postrzegania człowieka jako jedności psychofizycznej, jest procesem, którego źródła tkwią we wcześniejszych okresach rozwojowych – ma ono własną problematykę, specyfikę i dynamikę. Specyfika starzenia się przejawia się szczególnie w trzech aspektach: biologicznym, społecznym (socjologicznym) oraz psychologicznym (Wierzbą 1998). Mówiąc o procesach starzenia się w aspekcie biologicznym, zwykle mamy na uwadze zachodzące procesy inwolucyjne, a nie upływ czasu trwania organizmu. Procesy kataboliczne przeważają nad anabolicznymi, a cały organizm, w odpowiedzi na postępujące zniszczenie komórek i tkanek, wykazuje zmiany regresyjne, nie nadążając za procesami odnowy i regeneracji (Wolański 1986). Cechy charakterystyczne wyróżniające starzejące się organizmy to:

- wyższa śmiertelność po osiągnięciu dojrzałości,
- zmiany biochemiczne postępujące w tkankach przez całe życie,
- degeneracyjne zmiany fizjologiczne,
- spadek zdolności adaptacyjnych organizmu w odpowiedzi na różnego typu stany stresowe,
- wzrost zapadalności na różnego typu choroby (np. nowotwory, choroby degeneracyjne mózgu) (Harman 1998; Rustin i wsp. 2000).

Starzejemy się przez całe życie, natomiast o procesie starzenia się mówimy lub uświadamiamy go sobie dopiero wtedy, gdy są zauważalne, rejestrowane, jego charakterystyczne cechy (Harman 1998; Rustin i wsp. 2000). Tempo starzenia się jest właściwością osobniczą organizmu i przebiega z różną szybkością nawet u osób rozwijających się, a później starzejących w tych samych warunkach bytowych. Zależy to zarówno od predyspozycji genetycznych orga-

nizmu, jak i od aktywności fizycznej, sposobu odżywiania, warunków sanitarnych, poziomu kultury i innych (Jopkiewicz 1996).

Każdy organizm, będący w tym samym wieku kalendarzowym, ma różny stopień rozwoju biologicznego. Zmiany o charakterze czynnościowym, odpornościowym czy też adaptacyjnym nie przebiegają w trakcie życia z jednakową siłą, natężeniem, stopniem oddziaływania i wzajemną proporcją. Charakter tych zmian pozwolił na wyodrębnienie trzech podstawowych faz rozwoju postnatalnego: progresywnej, stabilnej i inwolucyjnej (Drozdowski 1977; Wawrzyniak 2001). Wiek biologiczny w fazie progresywnej informuje o zaawansowaniu procesów dojrzewania biologicznego, zaś w fazie stabilnej i inwolucyjnej określa stopień wyczerpania się możliwości biologicznych organizmu (Kaczmarek, Szwed 1998).

W auksologii najczęściej stosowane są następujące wyznaczniki wieku biologicznego: wiek szkieletowy, wiek zębowy, wiek drugorzędowych cech płciowych, wiek morfologiczny i wiek sprawności fizycznej. Metody te są stosowane w fazie progresywnej, tracą natomiast przydatność w fazie stabilnej i inwolucyjnej (Kaczmarek, Szwed 1998; Wawrzyniak 2001). W gerontologii wykorzystuje się kryteria oparte na wielo cechowej metodzie testów, podstawę których stanowią pomiary antropometryczne, badania kliniczne i chemiczne oraz testy psychosomatyczne i sensoryczne (Hofecker i wsp. 1991; Nakamura i wsp. 1988).

W kręgach kultury europejskiej za graniczny wiek określający starość przyjmuje się 60–65 lat. Zalecenia WHO, co do podziału okresów starzenia się (we wszystkich populacjach ludzi na świecie), przedstawiają się następująco:

- starzenie się: 45–59 lat,
- wiek stary: 60–74 lat,
- wiek starszy: 75–89 lat,
- wiek bardzo stary: od 90 lat wzwyż (Jabłoński, Wysokińska-Miszczuk 2000).

Gerontolodzy polscy zalecają, by u nas w kraju za starsze uważać osoby powyżej 65. roku życia (Pędich, Żakowska-Wachelko 1988).

Kryteria identyfikacji ludzi starych według wieku kalendarzowego według Spirduso z 1995 r. (cyt. Osiński 2002):

- „młodzi – starzy”: 65–74 lat,
- „starzy”: 75–84 lat,
- „starzy – starzy”: 85–99 lat,
- „najstarsi – starzy”: powyżej 100 lat

lub też:

- sześćdziesięciolatekowie: 60–69 lat,
- siedemdziesięciolatekowie: 70–79 lat,

- osiemdziesięciolatek: 80–89 lat,
- dziewięćdziesięciolatek: 90–99 lat,
- stulatki: powyżej 100 lat.

Inwolucja jest procesem wstecznym i dotyczy zmiany w budowie komórki, tkanek lub narządów w rozwoju osobnika. W życiu dorosłym zjawisko zmian wstecznych, jako fizjologiczne, przypisuje się procesowi starzenia się (Gwóźdź 2000; Holland i wsp. 2002). Zmiany zachodzące w różnych układach starzejącego się organizmu, szczególnie obserwowane w obrębie narządu ruchu, nieodzownie powodują proces inwolucji w zakresie motoryki (Osiński 2002).

Organizm człowieka stanowi anatomiczną i funkcjonalną całość, a jego istotną częścią jest układ ruchu. Wyróżniamy bierny i czynny układ ruchu. Bierny, składający się z kości i stawów, stanowi wewnętrzny szkielet, dający podporę i ochronę dla pozostałych części ciała. Czynny układ ruchu obejmuje natomiast mięśnie i ich ścięgna działające na bazie systemu dźwigni kostnych szkieletu, a pozostające pod kontrolą czynnościową układu nerwowego. Wszystkie elementy narządu ruchu tworzą ściśle związaną ze sobą całość biologiczną i mechaniczną, wzajemnie na siebie oddziałując. Zarówno ich rozwój, funkcjonowanie, jak i inwolucja są od siebie uzależnione.

Związany z wiekiem spadek gęstości mineralnej kości analizowano już w wielu pracach (Karlsson i wsp. 2000; Mazess, Barden 1999; Melton III i wsp. 2000; Warming i wsp. 2002). Zmniejszanie się masy kostnej następuje fizjologicznie w procesie starzenia się, począwszy od wieku średniego. Rozwój procesów osteoporotycznych manifestuje się zmniejszeniem średnicy i spadkiem liczby beleczek w kości gąbczastej oraz wzrostem porowatości warstwy zbitej. Zmniejszeniu ulega pewna ilość substancji nieorganicznej, a zwiększeniu – procent zawartości składowej organicznej w anatomicznej objętości kości. Zakładając, że substancję nieorganiczną kości stanowi hydroksyapatyt, a matrycę organiczną woda, oraz uwzględniając gęstość obu tych związków (odpowiednio 3,15 i 1,0 g/cm³), ujemna korelacja między gęstością tkanki kostnej i postępowaniem procesu osteoporotycznego staje się oczywista (Rokita 1997).

Zanim przekroczony zostanie tzw. próg złamań, trwa okres osteopenii fizjologicznej, poprzedzający osteoporozę. Jest to fizjologiczna utrata masy kostnej następująca wraz z wiekiem. Dochodzi do niej na skutek przewagi procesów resorpcji nad tworzeniem tkanki kostnej. Jest ona właściwa wszystkim ludziom i towarzyszy im od osiągnięcia szczytowej masy kostnej do końca życia. W okresie osteopenii dochodzi zarówno do zmniejszenia ilości oraz grubości beleczek istoty gąbczastej, jak i grubości ścian systemów Haversa istoty zbitej (Aloia i wsp. 1988; Clifford 1998). Zmiany te dotyczą przede wszystkim kości gąbczastej; chociaż objętościowo stanowi ona tylko 20% kośćca, to jej powierzchnia jest 3 razy większa od kości zbitej. Przez to jest znacznie bardziej

podatna na wpływ hormonów i innych czynników. W osteopenii fizjologicznej, mimo rozrzedzenia struktury gąbczastej, oszczędzone są beleczki o pionowym przebiegu, które uczestniczą głównie w przenoszeniu obciążeń. Dzięki temu kości ciągle jeszcze zachowują swoją odporność mechaniczną (Mazurkiewicz 1997; Rokita 1997).

Szybsze zmniejszanie się masy kostnej u kobiet zaczyna się we wczesnych latach po menopauzie. W wyniku niedoboru estrogenów następuje około dwukrotny wzrost przemiany kostnej, który czasami powoduje około 5-proc. ubytek gąbczastej tkanki kostnej w ciągu roku oraz 2-proc. ubytek kości zbitej. Ubytek ten zwykle po 4–8 latach zaczyna się zmniejszać (Skrzek i wsp. 2001; Wardyn, Świtalski 2000). W ciągu całego życia kobiety tracą 35–50% kości gąbczastej i 25–30% zbitej (Lorenc, Kłocińska 1997).

Zmiany inwolucyjne w obrębie narządu ruchu, poza szkieletem kostnym, dotyczą również mięśni i układu nerwowego. Najszerzej i najwcześniej poznany proces związany ze starzeniem się tkanki mięśniowej szkieletowej to spadek masy mięśniowej, który rozpoczyna się po około 35. roku życia (Lexell 1995; Porter i wsp. 1995). Początkowo jest on bardzo powolny i osoby w wieku 50 lat mają masę mięśniową tylko o około 10% mniejszą niż miały w wieku 25 lat. W dalszej części życia (50–80 lat) ubytek ten jest szybszy i sięga około 30% (Lexell i wsp. 1986). Zarówno spadek masy mięśniowej, jak i wiele innych zmian inwolucyjnych powodują zmniejszenie siły mięśniowej (Brooks, Faulkner 1994). Zmiany te to m.in.:

- zmniejszanie się liczby i rozmiaru włókien mięśniowych (atrofia) – głównie szybko kurczących się włókien FTa (odpornych na zmęczenie) oraz dominacja wolno kurczących się włókien ST w składzie mięśni (Adach i wsp. 2001; Celichowski 1999; Gwóźdź 2000);
- spadek liczby neuronów unerwiających mięśnie, w tym motoneuronów, nasilający się po 60. roku życia; pod koniec życia ich liczba może zmniejszyć się o około 30% (Celichowski 1999);
- degeneracja części motoneuronów, powodująca zmniejszanie się liczby jednostek motorycznych, przy zwiększającej się ich wielkości w wyniku procesu grupowania włókien (Adach i wsp. 2001; Doherty i wsp. 1993; Häkkinen i wsp. 1998a, b; Vandervoort 1998);
- obniżanie się aktywacji (pobudzenia) mięśni, czyli zmiany w przebiegu sprzężenia elektromechanicznego i sprawności pobudzania nerwowo-mięśniowego (w porównaniu z włóknami typu FT, włókna typu ST charakteryzują się słabiej rozwiniętą siateczką sarkoplazmatyczną, mniejszą ilością uwalnianych z niej jonów wapnia podczas pobudzenia, niższą aktywnością ATP-azy miozynowej i dłuższym czasem powstawania mostków między miozyną a aktyną, które to procesy decydują o szyb-

- kości faz narastania siły, stąd też spowolnienie tych faz wraz z wiekiem (Adach i wsp. 2001);
- wydłużanie się czasu skurczu i rozkurczu całych mięśni, szczególnie jednostek ruchowych szybkokurczliwych, męczących się FTb, oraz wolnokurczliwych ST (Celichowski 1999; Kabsch 2000, 2001; Stanley, Taylor 1993);
 - zmiany kurczliwości mięśni, aktywności enzymów oraz poziomu hormonów;
 - spadek odporności na zmęczenie, spowodowany zmienioną rekrutacją jednostek ruchowych (u osób młodych zachowana jest stała kolejność rekrutacji jednostek ruchowych ST-FTa-FTb, natomiast w organizmach starych dochodzi do zaburzenia tego porządku przez zbyt wczesne wyłączenie czynności jednostek typu ST i zbyt długie działanie typu FTb) (Kabsch 2000, 2001; Stanley, Taylor 1993);
 - gorsze odżywianie (upośledzona jest sprawność zaopatrzenia mięśni w krew) i większa częstość występowania chorób;
 - obniżanie się aktywności fizycznej (Sargeant 1994; Trzaskoma, Trzaskoma 2001; Vandervoort 1998; Zacho, Lange 1998).

Procesy starzenia się narządu ruchu dotyczą również układu nerwowego, w którym poza spadkiem liczby neuronów motorycznych unerwiających mięsień licznym zmianom podlegają także ważne cechy czynnościowe zarówno motoneuronów, jak i włókien mięśniowych (Ansved, Edström 1991; Carry i wsp. 1993; Celichowski 1999; Fielding, Evans 1997).

Zmiany w układzie nerwowym w funkcji postępującego procesu inwolucyjnego należy odnosić do skutków zmniejszonej szybkości przewodzenia pobudzenia w nerwach obwodowych, co może rzutować na sprawność układu ruchu i takie cechy, jak: szybkość, zwinność, gibkość ruchów (Etnie i wsp. 2003; Gwóźdź 2000). Faktem jest też u osób starszych wydłużenie czasu reakcji prostej i alternatywnej na dany bodziec (Vandervoort 1998).

W całym systemie nerwowym występuje zanik neuronów o różnym zasięgu. Może on być ledwo uchwytny i dobrze skompensowany, ale może się też dramatycznie ujawniać. Komórki u osób starszych mogą być obecne anatomicznie, lecz są dysfunkcjonalne na skutek zmian biochemicznych (np. gromadzenie się lipofuscyn) (Bukowska i wsp. 1998, 1999).

Zrozumienie mechanizmów dotyczących procesów starzenia się pozwoli na podejmowanie optymalnych działań ukierunkowanych na poprawę stanu narządu ruchu u osób starszych. W wielu pracach podejmowano próbę określenia roli aktywności ruchowej w zapobieganiu związanym z wiekiem zmianom w układzie mięśniowo-szkieletowym, a tym samym w poprawie jakości życia starszych ludzi. Udokumentowany związek między regularnymi ćwicze-

niami a krótko- i długotrwałymi korzyściami dla zdrowia psychicznego i fizycznego skłania do promowania aktywnego stylu życia ludzi w starszym wieku (Åstrand 2000; Obmiński 2000; Taaffe, Marcus 2001).

Aktywność fizyczna ma istotne znaczenie w opóźnianiu procesów starzenia się lub łagodzeniu jego objawów. Główne cele różnych form aktywności ruchowej u osób w starszym wieku to spowolnienie ubytku masy kostnej, zwiększanie masy i siły mięśniowej oraz poprawienie równowagi dynamicznej. Badania przekrojowe wykazały pozytywną relację między aktywnością fizyczną a składem mineralnym kości u kobiet w okresie przed- i pomenopauzalnym (Orwell i wsp. 1996; Wallace, Cumming 2000). Odpowiednia dla wieku sprawność fizyczna pozwala osobom starszym uniknąć upadków (Ettlinger 2003; Głuszko, Korkosz 2000; Srivastava, Deal 2002; Willhite 1998). Badania z ostatnich lat wykazują, że również u osób starszych, nawet w zaawansowanym wieku, możliwy jest wzrost siły mięśniowej, poprawa koordynacji i równowagi oraz ogólnej sprawności fizycznej. Efekty te, osiągnięte dzięki różnym formom aktywności fizycznej, są bardzo ważne w leczeniu osteoporozy, ponieważ minimalizują ryzyko upadków, które w tym wieku stanowią najczęstszą przyczynę złamań (Balde i wsp. 2003; Cavani i wsp. 2002; Etnie i wsp. 2003; Rosario i wsp. 2003).

W związku z wydłużaniem się średniej życia człowieka istnieje konieczność rozwoju i gromadzenia wiedzy o aktualnej biologicznej kondycji osób w podeszłym wieku oraz potrzeba zorganizowania warunków życia hamujących procesy starzenia się. Ludzie nie tylko chcą żyć dłużej, ale również utrzymywać do późnej starości niezależność oraz dobrą jakość życia. W świetle obserwowanych zmian demograficznych kontynuacja w niniejszej pracy problematyki związków aktywności fizycznej z procesami starzenia się wydaje się uzasadniona.

2. Założenia i cele pracy

Zmiany inwolucyjne organizmu obserwowane w obrębie narządu ruchu, dotyczące zmniejszania się masy kostnej i zaburzenia jej struktury przy jednoczesnym pogorszeniu się funkcji układu mięśniowego, zwiększają niebezpieczeństwo wystąpienia złamań (Badurski 1999; Głuszko, Korkosz 2000; Lambing 2001). Ryzyko to dramatycznie wzrasta wraz z wiekiem, szczególnie wobec obserwowanych prognoz demograficznych (Skrzek i wsp. 2001; Wardyn, Świtalski 2000).

Aktywność fizyczna może mieć ogromne znaczenie w hamowaniu procesów starzenia się narządu ruchu i w profilaktyce osteoporozy. Profilaktyka powinna być prowadzona na każdym etapie życia: jako prewencja pierwotna w okresie do osiągnięcia szczytowej masy kostnej oraz prewencja wtórna w okresie spadku masy kostnej (Chmielewski i wsp. 1997; Janiszewski 2003; Pindel, Pluskiewicz 1997; Ryngier i wsp. 2001).

Poszukiwania skutecznych metod fizykalnych wspomagających aktywność fizyczną doprowadziły m.in. w latach 70. ubiegłego wieku do opracowania metod zastosowania temperatur kriogenicznych w fizjoterapii chorych i w ramach programów odnowy biologicznej. Ogólnoustrojowe stosowanie skrajnie niskich temperatur jest metodą uznaną i nieinwazyjną, która w swym działaniu wykorzystuje fizjologiczne możliwości organizmu, umożliwiając jednocześnie wprowadzenie intensywnych ćwiczeń ruchowych (Spodaryk 2003; Suszko 2003).

Celem pracy było określenie relacji między gęstością mineralną kości a parametrami prędkościowo-siłowymi mięśni w procesie starzenia się narządu ruchu kobiet. W pracy podjęto również próbę oceny wpływu zróżnicowanych form treningu zdrowotnego na układ ruchu starszych kobiet.

Hipotezy badawcze:

1. Między parametrami określającymi funkcję mięśniową a gęstością tkanki kostnej występuje związek.
2. W zakresie analizowanych parametrów obserwuje się podobnie kształtujący się proces starzenia się narządu ruchu u kobiet.
3. Wprowadzone formy treningu zdrowotnego spowalniają procesy inwolucyjne w biernym układzie ruchu badanych kobiet.
4. Zastosowane formy treningu zdrowotnego wpływają korzystnie na parametry siłowo-prędkościowe układu ruchu.

3. Materiał i protokół badań

3.1. Materiał badań

Materiał badawczy stanowiło 288 kobiet, które podzielono na cztery grupy wiekowe. Pierwsza grupa obejmowała 61 kobiet w wieku od 40 do 49 lat (średnio $45,13 \pm 2,61$), druga – 30 kobiet w wieku od 50 do 59 lat (średnio $53,8 \pm 2,37$), trzecia – 105 kobiet w wieku od 60 do 69 lat (średnio $65,63 \pm 2,77$), a czwarta – 92 kobiety w wieku od 70 do 79 lat (średnio $73,85 \pm 3,03$) (tab. 1).

Biorąc pod uwagę okresy wystąpienia menopauzy u badanych kobiet, stwierdzono, że kobiety 40-letnie nie zaprzestały jeszcze miesiączkowania, u kobiet 50-letnich średni wiek wystąpienia ostatniej miesiączki wynosił 53 lata, natomiast wszystkie kobiety w wieku powyżej 60 lat już nie miesiączkowały.

Wszystkim przebadanym kobietom w wieku powyżej 60 lat zaproponowano uczestnictwo w eksperymencie badawczym, polegającym na ocenie wpływu dwóch zróżnicowanych form treningu zdrowotnego na wybrane elementy narządu ruchu. Kobiety te świadomie i dobrowolnie dokonały wyboru jednej z form treningu zdrowotnego lub zrezygnowały z takiej aktywności, przystępując do grupy porównawczej. Formami motywującymi prozdrowotny styl życia, uwzględniający aktywność fizyczną, były wykłady, seminaria i prezentacja badań naukowych prowadzone w kręgach skupiających osoby starsze (Uniwersytet Trzeciego Wieku, Klub Inteligencji Katolickiej i inne). Środowiska te motywowane były do rozpoczęcia różnych form treningu zdrowotnego w ramach profilaktyki chorób związanych ze starzeniem się, m.in. profilaktyki osteoporozy i jej powikłań.

Kobiety zakwalifikowano do trzech podgrup (A, B, C). Podgrupę A stanowiły 62 kobiety poddane treningowi zdrowotnemu metodą I, z wykorzystaniem temperatur kriogenicznych. Wszystkie osoby przeszły kwalifikację medyczną

Tabela 1. Liczba kobiet w czterech grupach wiekowych

Table 1. The number of women in four age groups

	40–49 lat (40-latki)	50–59 lat (50-latki)	60–69 lat (60-latki)	70–79 lat (70-latki)	Razem
Pomiary somatyczne	61	30	105	92	288
Badania densytometryczne	61	30	105	92	288
Badania izokinetyczne	61	30	77	54	222

Tabela 2. Liczba starszych kobiet w podgrupach A, B i C
 Table 2. The number of elderly women in subgroups A, B and C

		A (metoda I)	B (metoda II)	C (porównawcza)
Badania densytometryczne	wyjściowe	62	46	89
	kontrolne	57	25	60
Badania izokinetyczne	wyjściowe	62	46	23
	kontrolne	62	46	23

dokonaną przez lekarzy Pracowni Krioterapii, gdzie na podstawie badań (EKG, pomiar ciśnienia krwi, podstawowe badania laboratoryjne) uwzględniono przeciwwskazania do ogólnoustrojowego stosowania skrajnie niskich temperatur oraz do aktywności fizycznej.

Podgrupę B stanowiło 46 kobiet poddanych treningowi zdrowotnemu metodą II, w której nie stosowano temperatur kriogenicznych ani innych bodźców fizykalnych. Wszystkie osoby zostały zakwalifikowane przez lekarza pierwszego kontaktu do stosowania aktywności fizycznej.

W podgrupie C – porównawczej (89 kobiet) – nie stosowano żadnych zorganizowanych form aktywności fizycznej (tab. 2).

Wszystkie kobiety zakwalifikowane do eksperymentu badawczego w trakcie jego trwania nie stosowały hormonalnej terapii zastępczej, nie zażywały leków antyresorpcyjnych i nie zmieniały nawyków żywieniowych. Wnikliwe informacje i badania poprzedzające program badawczy ujawniły wcześniejsze występowanie złamań u 15% badanych kobiet. Urazy te nie wykazywały cech złamań osteoporotycznych.

3.2. Protokół badań

Badania przeprowadzono w latach 1999–2003. Projekt badań został zaakceptowany przez Komisję Bioetyczną przy Akademii Medycznej we Wrocławiu w dniu 21 listopada 2002 r. Badane osoby zostały poinformowane o celu badań i wyraziły dobrowolną zgodę na ich przeprowadzenie.

U wszystkich badanych kobiet z grup A, B i C przeprowadzono:

- pomiar podstawowych cech somatycznych,
- badania densytometryczne, określające gęstość tkanki kostnej okolicy bliższej nasady kości udowej, wykonane w Pracowni Densytometrycznej przy Katedrze i Klinice Endokrynologii i Diabetologii Akademii Medycznej we Wrocławiu,

- badania izokinetyczne wybranych mięśni szkieletowych w obrębie tułowia i kończyn dolnych, wykonane przez zespół Pracowni Badawczej Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu na stanowisku do badań izokinetycznych Biodex System 3 Multi Joint (Biodex Medical System, New York, USA).

Następnie przeprowadzono eksperyment badawczy, polegający na zastosowaniu dwóch zróżnicowanych form treningu zdrowotnego u kobiet w wieku powyżej 60 lat. W grupie A stosowano trening metodą I (z wykorzystaniem krioterapii), w grupie B – metodą II (bez żadnych bodźców fizykalnych), natomiast w grupie C nie zlecono żadnych form aktywności fizycznej. Po zakończeniu eksperymentu badawczego przeprowadzono badania kontrolne obejmujące:

- drugie badanie gęstości mineralnej kości, wykonane po 15 miesiącach od badań wyjściowych,
- jednocześnie wykonane badanie ankietowe dotyczące oceny samodzielnej aktywności ruchowej kobiet poddanych eksperymentowi, w okresie od jego zakończenia do wykonania kontrolnego badania densytometrycznego,
- drugie badania izokinetyczne, wykonane po 4 miesiącach od zakończenia programu treningowego.

3.3. Zastosowane formy treningu zdrowotnego

3.3.1. Trening zdrowotny metodą I (z wykorzystaniem niskich temperatur)

Zaplanowany program ćwiczeń opierał się na zasadach treningu zdrowotnego i uwzględniał cele działań w zakresie profilaktyki osteoporozy. Ustalone zostało obciążenie treningowe, czyli „wielkość pracy określonego rodzaju i intensywność, jaką wykonał osobnik w danym programie” (Drabik 1996; Kuński 2003a, b; Osiński 2002). Wybranymi składowymi obciążeniami treningu zdrowotnego były: intensywność, czas trwania i częstość.

- Intensywność treningu stopniowo zwiększano na poziomie umiarkowanym, rozpoczynając od 55–65% HR maksymalnego (HR_{max}). Według Amerykańskiego Stowarzyszenia Serca HR_{max} (częstość skurczów serca) wynosiło w grupie starszych kobiet (60–80 lat) od 160 do 140 ud/min (wg wzoru 220 – wiek). Częstość akcji serca kontrolowana była przy użyciu sport-testera – urządzenia do nieprzerwanej rejestracji tej częstości.
- Czas trwania treningu wynosił od 30 do 60 minut (stopniowo wydłużany, z uwzględnieniem zmęczenia lub innych objawów złej tolerancji wysiłku).

- Częstość treningów: 5 razy w tygodniu (od poniedziałku do piątku) przez 6 tygodni – razem 30 dni.

Ćwiczenia odbywały się w grupach 15-osobowych na sali gimnastycznej Wydziału Fizjoterapii. Każda osoba ćwiczyła na macie gimnastycznej w odpowiednim stroju sportowym. Trening rozpoczynał się bezpośrednio po zabiegach stosowania temperatur kriogenicznych, w godzinach od 14⁰⁰ do 15⁰⁰. Zabiegi te wykonywane były przez wykwalifikowany personel fizjoterapeutyczny.

Aby zachować prawidłowość i skuteczność treningu zdrowotnego, a przede wszystkim bezpieczeństwo ćwiczących, przestrzegano takich zasad, jak:

- kwalifikacja medyczna do proponowanej formy treningu,
- indywidualny dobór ćwiczeń, uwzględniający indywidualne możliwości kobiet,
- wykonywanie ćwiczeń w 3 seriach po 12–15 powtórzeń, a po każdej odpoczynku z ćwiczeniami oddechowymi,
- wybór bezpiecznych, celowo dobranych pozycji,
- stopniowe zwiększanie obciążeń treningowych,
- wybór w pierwszej kolejności aktywności o charakterze przemian tlenowych, a następnie mieszanych,
- samokontrola tolerancji wysiłkowej,
- zachowanie prawidłowej struktury treningu, składającej się z przygotowania organizmu do wysiłku (rozgrzewka), części głównej oraz części końcowej – uspokajającej,
- wplatanie częstych ćwiczeń oddechowych (wdech nosem, wydech ustami).

Struktura jednostki treningowej składała się z trzech części. Pierwsza część – rozgrzewka – trwała od 5 do 10 minut. Składała się z wysiłków o charakterze przemian tlenowych poprawiających ukrwienie mięśni, prowadzących do przyspieszenia tętna i oddechu (np. marsz lub trucht, ćwiczenia w pozycji stojącej). Następnie wprowadzano kilka ćwiczeń gibkościowych poprawiających ruchomość stawów, które wykonywano powoli, wytrzymując rozciągnięcie mięśni przez kilka sekund (fot. IV).

Część główna treningu trwała od 30 do 40 minut. Składała się przede wszystkim z wielostronnych i zróżnicowanych ćwiczeń obciążających układ kostny, szczególnie trzony kręgow, kości udowe i kości promieniowe. Charakter ćwiczeń ciała różnił się od wzorców ruchu dnia codziennego, wprowadzając nietypowe obciążenia kości. Ćwiczenia te wykonywano w pozycji stojącej, klęku podpartym, siadzie oraz w leżeniu przodem, tyłem i na boku (fot. V–VII).

Do części głównej włączono również ćwiczenia mięśni brzucha, grzbietu i pośladków oraz bardzo ważne ćwiczenia równoważne i koordynacyjne (fot. VIII).

Część końcowa – uspokajająca – trwała od 5 do 10 minut. Składały się na nią ćwiczenia rozluźniające mięśnie i oddechowe.

W grupie A ćwiczenia każdorazowo poprzedzone były zabiegiem krioterapii ogólnoustrojowej. W metodzie tej wykorzystano 30 zabiegów ogólnoustrojowej aplikacji temperatur kriogenicznych, które wykonywano 5 razy w tygodniu (od poniedziałku do piątku) w Pracowni Krioterapii we wrocławskiej komorze niskich temperatur (Pneumat-Kompresor System, Wrocław) (fot. 1). Wrocławska kriokomora składa się z dwóch pomieszczeń: przedsionka, w którym panuje temperatura -60°C , oraz komory właściwej o temperaturze od -110 do -160°C . Czynnikiem powodującym schłodzenie komory jest ciekły azot. Wewnątrz pomieszczenia powietrze jest odpowiednio przygotowane: stężenie tlenu na poziomie 21–22%, oczyszczone z wszelkich zanieczyszczeń i praktycznie z zerową wilgotnością, co daje przyjemne odczucie „suchego” zimna. Wszystkie parametry związane z pracą urządzenia kontrolowane są przez dwa niezależne układy elektroniczne nadzorowane przez inżyniera kriogenika.

Bezpośrednio przed wejściem do kriokomory dokonywano pomiaru ciśnienia tętniczego i każdorazowo indywidualnie ustalano temperaturę i czas zabiegu. Osoby zakwalifikowane do zabiegu wchodziły do kriokomory w strojach



Fotografia 1. Wrocławska komora niskotemperaturowa: przedsionek i komora właściwa
Photo 1. Low-temperature chamber: vestibule and proper chamber
(Pneumat-Kompresor System, Wrocław)

kąpielowych, chroniąc stopy (drewniaki), podudzia (wełniane skarpety), głowę (czapka) oraz usta i nos (maseczka chirurgiczna z dwoma warstwami gazików na twarzy). Po wejściu do przedsionka przez kilkanaście sekund 4–5-osobowe grupy wraz z obsługą przebywały w temperaturze -60°C , następnie pacjenci sami przechodzili do komory właściwej. Przebywali w niej 2–3 minuty, poruszając się wolnym krokiem i spokojnie oddychając (wdech dwa razy krótszy niż wydech). Cykl zabiegów rozpoczynał się od temperatury -110°C i 2 minut, stopniowo dochodząc do -150°C i 3 minut. Bezpośrednio po wyjściu z kriokomory stosowano ściśle określony schemat treningu zdrowotnego na sali gimnastycznej.

3.3.2. Trening zdrowotny metodą II

Metoda II opierała się na zasadach treningu zdrowotnego składającego się z dwóch form aktywności fizycznej: treningu zdrowotnego na sali gimnastycznej (opisanego w metodzie I) oraz treningu marszowego. Składowymi obciążeniami treningu były: intensywność, czas trwania i częstość.

- Intensywność treningu była umiarkowana, na poziomie od 55 do 65% HR_{max} . W treningu marszowym intensywność również była umiarkowana, czyli dystans od 2000 do 3200 m pokonywano w czasie mniejszym niż 30 minut.
- Czas trwania treningu na sali gimnastycznej wynosił od 30 do 60 minut, natomiast ciągłego treningu marszowego – od 10 do 30 minut (mógł być podzielony na 3 odcinki 10-minutowe, jako trening interwałowy).
- Częstość treningów: 3 razy w tygodniu (co drugi dzień), w tym raz w tygodniu trening na sali gimnastycznej i 2 razy trening marszowy. Program prowadzono przez 4 miesiące – razem 45 dni treningowych.

Trening na sali gimnastycznej odbywał się w dwóch grupach, od godziny 10⁰⁰ i 12⁰⁰, w obiektach Wydziału Fizjoterapii. Usprawnianie prowadzone było przez wykwalifikowany personel fizjoterapeutyczny. Trening marszowy w terenie wykonywano indywidualnie, zgodnie z wcześniejszym instruktażem.

Zasady prowadzenia ćwiczeń na sali gimnastycznej, a także struktura jednostki treningowej i dobór ćwiczeń były takie same jak w metodzie I, opisanej w rozdziale 3.3.1.

4. Metody badań

4.1. Pomiary somatyczne

Do charakterystyki materiału badawczego wykorzystano następujące informacje o badanych osobach:

- wiek kalendarzowy,
- wartość cech somatycznych (mierzonych zgodnie z techniką Martina): wysokość ciała mierzona antropometrem [cm], z dokładnością do 1 cm, masa ciała mierzona elektroniczną wagą lekarską [kg], z dokładnością do 0,5 kg.

Na podstawie wysokości i masy ciała obliczono dwa wskaźniki wagowo-wzrostowe:

$$\text{wskaźnik Rohrera: } \frac{\text{masa ciała [g]}}{\text{wysokość ciała}^3 \text{ [cm]}} \times 100,$$

$$\text{wskaźnik BMI: } \frac{\text{masa ciała [kg]}}{\text{wysokość ciała}^2 \text{ [m]}}.$$

4.2. Badania densytometryczne

U każdej osoby badanie obejmowało bliższy odcinek kości udowej. Analizowano szyjkę kości udowej (Neck), trójkąt Warda (Ward) oraz krętarz większy (Troch).

Gęstość mineralna kości (*bone mineral density* – BMD) mierzona była w g/cm^2 metodą absorpcjometrii wiązek promieniowania RTG o dwóch różnych energiach (*dual energy X-ray absorptiometry* – DEXA), aparatem DPX-plus, produkcji Lunar Corp., Madison, WI, USA. Do analizy wyników wykorzystano wersję programu komputerowego 3,65 z dnia 4 listopada 1997 r. oraz dane z badań przeprowadzonych przez producenta w grupie kontrolnej obejmującej osoby rasy białej.

Badanie densytometryczne umożliwiło określenie takich wartości, jak:

- wartość bezwzględna gęstości mineralnej kości (BMD) wyrażona w g/cm^2 ,
- wartość gęstości mineralnej kości (BMD) wyrażona w postaci odsetka wartości szczytowych (młodych dorosłych) (% BMD szczytowej) oraz w postaci odchylenia standardowego *T-score* (SD),

- wartość gęstości mineralnej kości (BMD) w postaci odsetka wartości należnej dla wieku (% BMD należnej dla wieku) oraz w postaci odchylenia standardowego *Z-score* (SD).

Uzupełnieniem badań densytometrycznych była ocena samodzielnej aktywności ruchowej kobiet poddanych eksperymentowi badawczemu, w okresie od jego zakończenia do wykonania kontrolnego badania densytometrycznego. Dokonano jej na podstawie dobrowolnej ankiety zawierającej pytania dotyczące form i intensywności samodzielnej aktywności ruchowej. Analizowane były takie formy, jak spacer, marszobiegi, gimnastyka, praca w ogródku, rekreacja (jazda na rowerze, pływanie) i inne.

4.3. Badania izokinetyczne

Stanowisko do badań izokinetycznych Biodex System 3 Multi Joint (Biodex Medical System, New York, USA) składało się z dynamometru, fotela, przystawki oraz panelu sterującego, połączonego z komputerem (fot. 2).

Panel sterujący umożliwia wybranie:

- trybu pracy urządzenia (izokinetyczny, izotoniczny, bierny, izometryczny),



Fotografia 2. Stanowisko do badań izokinetycznych Biodex System 3 Multi Joint
Photo 2. Biodex System 3 Multi Joint isokinetic examination device

- rodzaju aktywności mięśniowej (praca ekscentryczna, koncentryczna),
- określonego obciążenia (w postaci siły lub prędkości kątowej).

Panel sterujący współpracuje z programem Windows 98. Ekran monitora udostępnia indeksy testów, karty pacjentów, protokoły badań oraz wyniki testów (w formie liczbowej i graficznej). Każda próba testowa poprzedzona była wypełnieniem protokołu badań zawierającego: podstawowe dane personalne, datę urodzenia, płeć, wysokość i masę ciała (mierzone przed próbą za pomocą wagi elektronicznej), diagnozę oraz dane dotyczące rodzaju badania.

Badane były mięśnie prostowniki i zginacze tułowia oraz prostowniki i zginacze działające na stawy kolanowe. Powyższe grupy mięśniowe wybrane zostały do analizy jako ważne mięśnie posturalne. Zmiany fizjologiczne i czynnościowe tych mięśni mogą być przyczyną destabilizacji kręgosłupa i kończyn dolnych, powodując poważne zaburzenia chodu. Optymalna sprawność układu nerwowo-mięśniowego jest bardzo istotna w profilaktyce osteoporozy. Wykorzystano izokinetyczny tryb pracy urządzenia umożliwiający rejestrację przebiegów czasowych siły rozwijanej przez badaną grupę mięśni, przy określonej prędkości kątowej.

Na podstawie literatury ustalono odpowiednie warunki przeprowadzenia testów. Przyjęto określone prędkości kątowe:

- dla mięśni tułowia: prostowanie i zginanie przy prędkościach kątowych 90 i 120°/s (Fischer 2000; Holm i wsp. 2000; Monschaw 2000; Negrini 2000),
- dla mięśni działających na stawy kolanowe: prostowanie i zginanie przy prędkościach kątowych 60 i 180°/s (Baltzopoulos, Brodie 1989; Perrin 1992; Pocholle, Codine 1998).

Przed każdym badaniem fotel i dynamometr oraz właściwą przystawkę ustawiano zgodnie z wytycznymi zamieszczonymi w instrukcji, ustalano odpowiednią pozycję badanego oraz określano zakres ruchu.

Testowanie mięśni tułowia odbywało się w pozycji siedzącej, przy takim ustawieniu przystawki, aby końcówka dynamometru była przedłużeniem osi obrotu. Punkt obrotu znajdował się na wysokości L₅/S₁ kręgosłupa. Odpowiednio regulowane podpórki (dolna na wysokości odcinka lędźwiowego kręgosłupa, górna na wysokości łopatek, podgłówek stabilizujący głowę) zapewniały optymalne przyleganie pleców i głowy do fotela. Ustawienie siedziska i podpórek pod stopy umożliwiało utrzymywanie zgięcia kończyn dolnych w stawach biodrowych i kolanowych pod kątem 90° oraz pełny kontakt stóp z podkładkami. Pozycja ciała ustabilizowana została za pomocą regulowanych pasów na wysokości klatki piersiowej, bioder i górnej części ud (fot. 3).

Dla wszystkich badanych ustalony został podobny zakres ruchu wyprostu i zgięcia w granicach 70°: 20° – wyprost, 50° – zgięcie (S 20–0–50). Była to



Fotografia 3. Izokinetyczne badanie mięśni tułowia – ustawienie i stabilizacja ciała
 Photo 3. Isokinetic examination of the trunk muscles – position and stabilization of the body

pozycja proponowana przez wielu autorów (Brörmann 1999; Felder 1999; Monschaw 2000; Pocholle, Codine 1998) i bezpieczna u ludzi starszych przy ewentualnych dolegliwościach bólowych kręgosłupa. Dokonano ponadto korekty grawitacji.

Testowanie mięśni prostowników i zginaczy działających na stawy kolonowe odbywało się również w pozycji siedzącej, w pochyleniu w tył do 20°, w stosunku do osi pionowej. Oś dynamometru była przedłużeniem osi stawowej ruchu zgięcia i wyprostowania stawu kolanowego, przystawka natomiast umiejscowiona została w okolicy nadkostkowej. Pozycja ciała ustabilizowana została za pomocą regulowanych pasów na wysokości klatki piersiowej, bioder i górnej części ud. Nie dokonywano unieruchomienia stopy kończyny testowanej oraz podudzia kończyny przeciwległej (fot. 4). Ustalono, zgodnie z metodologią badań (Perrin 1992; Pocholle, Codine 1998), podobny zakres ruchu

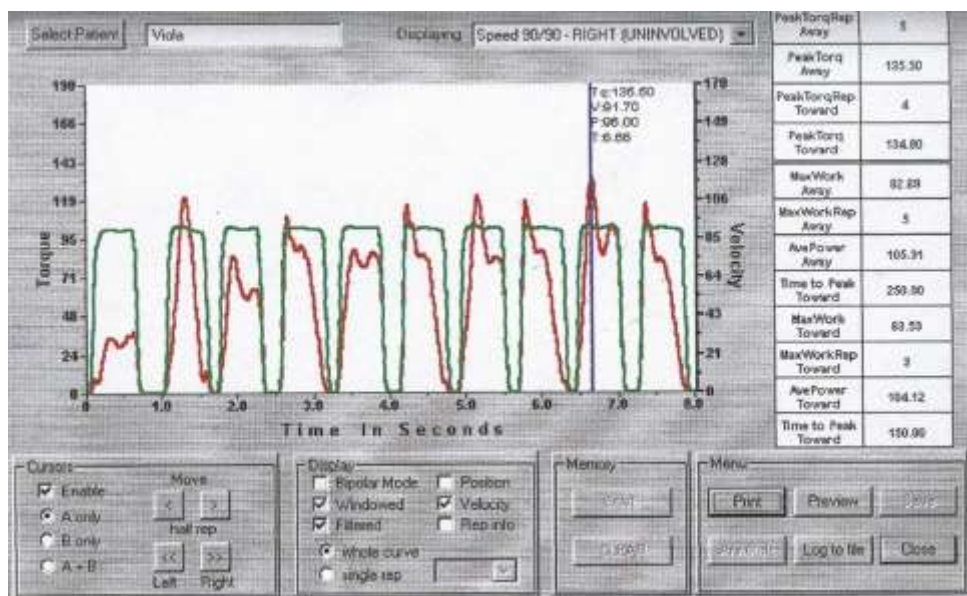
wyprostu i zgięcia w granicach 90° : 0° – wyprost, 90° – zgięcie (S 0–0–90), i dokonano korekty grawitacji. Wszystkie badania poprzedzone były instrukcją słowną dotyczącą wyzwolenia maksymalnej siły mięśniowej przy zadanej prędkości kątowej, w każdym ruchu. Przed przystąpieniem do oceny mięśniowej każdy badany wykonywał rozgrzewkę w postaci kilku próbnych ruchów (trzy próby submaksymalne i trzy maksymalne).

Każdy test koncentryczny składał się z serii pięciu maksymalnie wykonanych powtórzeń ruchu wyprostu i zgięcia, bezpośrednio po sobie następujących. Przerwa między testami na różnych prędkościach wynosiła od 1 do 3 minut. W pierwszej kolejności badano mięśnie tułowia, a następnie mięśnie kończyn dolnych.



Fotografia 4. Izokinetyczne badanie mięśni prostowników i zginaczy działających na stawy kolanowe – ustawienie i stabilizacja ciała

Photo 4. Isokinetic examination of the extensor and flexor muscles acting on the knee joint – position and stabilization of the body



Fotografia 5. Przykładowy wykres czasowego przebiegu momentów siły mięśniowej
 Photo 5. Graph illustrating the time course of torque

Dla każdej testowanej osoby, na podstawie czasowego przebiegu momentów siły mięśniowej (fot. 5), odczytywano i rejestrowano w postaci karty badań (fot. I–III) wartości parametrów prędkościowo-siłowych badanych grup mięśniowych.

Parametrami tymi były:

- M_{\max} [Nm]: maksymalny moment siły (*peak torque*),
- $M_{\text{względy}} [\%]$: względny moment siły, czyli maksymalny moment siły dzielony przez masę ciała i pomnożony przez 100% (*peak torque/body mass*),
- czas M_{\max} [ms]: czas osiągnięcia maksymalnego momentu siły (*time to reach peak torque*),
- $M_{0,18 \text{ s max powtórzenia}}$ [Nm]: moment siły w pierwszych 0,18 sekundy maksymalnego powtórzenia (*torque @ 0,18 s*),
- $L_{\text{max powtórzenia}}$ [J]: praca powtórzenia, w którym uzyskano maksymalny moment siły (*max. rep. tot. work*),
- $L_{\text{całkowita}}$ [J]: praca wszystkich powtórzeń (*total work*),
- $N_{\text{średnia}}$ [W]: średnia moc wszystkich powtórzeń (*avg. power*),
- $t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]: czas przyspieszenia – całkowity czas osiągnięcia zadanej prędkości izokinetycznej (*acceleration time*),
- $t_{\text{wyhamowania}}$ [ms]: czas wyhamowania – całkowity czas osiągnięcia prędkości zerowej (*deceleration time*),

- $M_{\text{średni}}$ [Nm]: średnia momentów siły wszystkich powtórzeń (*max ave. peak tq*),
- stosunki mięśniowe: stosunek agonistów do antagonistów (*agon./antag. ratio*), czyli $\frac{M_{\text{max mięśni zginaczy}}}{M_{\text{max mięśni prostowników}}} \times 100$.

4.4. Metody statystyczne opracowania danych

Charakterystyka statystyczna cech ciągłych dokonana została po ocenie normalności rozkładu za pomocą testu Shapiro-Wilka, który wykazał brak podstaw do odrzucenia hipotezy o rozkładzie normalnym. Podstawowe charakterystyki obejmowały wyliczenie średnich arytmetycznych, odchyłeń standardowych, współczynników zmienności oraz minimum i maksimum.

Aby dokonać oceny różnic między średnimi wartościami poszczególnych parametrów (dla więcej niż dwóch grup), przeprowadzono jednokierunkową analizę wariancji ze szczegółowymi porównaniami, wykorzystując test Dun-cana. Do porównania średnich używano statystyki F (Fishera-Snedecora) o k-1 i n-1 stopniach swobody. Statystyka ta jest podstawą wyznaczania obszaru krytycznego dla hipotezy o równości wszystkich średnich. Wartości F bliskie 1 potwierdzają tę hipotezę, natomiast dużo większe od 1 przemawiają za jej odrzuceniem.

Oceny różnic między średnimi wartościami poszczególnych parametrów w badaniu pierwszym i drugim dokonano za pomocą testu t-Studenta dla prób zależnych.

W celu zbadania siły związku między dwiema cechami mierzalnymi obliczono współczynnik korelacji liniowej Persony, przyjmujący wartości z przedziału $[-1, 1]$. Znak współczynnika korelacji informuje o kierunku korelacji, natomiast jego bezwzględna wartość – o sile związku. Umownie (Furdal 1989) przyjęto wartości: $|r| \leq 0,4$ – korelacja słaba, $0,4 < |r| \leq 0,7$ – korelacja umiarkowana, $0,7 < |r| \leq 0,9$ – korelacja silna, $0,9 < |r| \leq 1$ – korelacja bardzo silna.

Analiza liniowej regresji krokowej z wyborem pięciu parametrów miała na celu znalezienie wielowymiarowych związków ilościowych między wartościami BMD z jednej strony a badanymi parametrami siłowo-prędkościowymi i danymi morfologicznymi z drugiej strony, wraz z wyborem istotnie wpływających parametrów.

Równanie miało postać: $BMD = b_0 + b_1 x_1 + b_2 x_2 + b_3 x_3 + b_4 x_4 + b_5 x_5 + e$,
gdzie: b_0 – wyraz wolny,
 b_1, b_2, b_3, b_4, b_5 – współczynniki równania regresji,
 e – niezależne błędy losowe.

Jako współczynnik determinacji przyjęto współczynnik korelacji wielokrotnej (R).

Zmiany parametrów strukturalnych i funkcjonalnych w funkcji wieku przedstawiono graficznie. Krzywe zmienności (równanie opisujące zmianę parametrów z wiekiem) wyznaczono metodą aproksymacji wielomianowej 3 stopnia (nieliniowa regresja wielomianowa). Zakładano, że wartości parametrów w zależności od wieku spełniają następujące równanie:

$$\text{oceniany parametr} = b_0 + b_1 \text{ wiek} + b_2 \text{ wiek}^2 + b_3 \text{ wiek}^3 + e,$$

gdzie: b_0 – wyraz wolny,

b_1, b_2, b_3 – współczynniki wielomianu aproksymacyjnego,

e – niezależne błędy losowe.

Jako współczynnik determinacji przyjęto współczynnik korelacji wielokrotnej (R).

W celu rozstrzygnięcia, które zmienne dyskryminują naturalnie wyłaniające się grupy, przeprowadzono analizę funkcji dyskryminacyjnej. Wykorzystano postępującą analizę krokową z wyborem do pięciu zmiennych, które najsilniej przyczyniają się do zróżnicowania grup. Do wyznaczenia istotności statystycznej mocy dyskryminacyjnej wyznaczono wartość *lambda* Wilksa. Jej wartość mieści się w zakresie od 1,0 (żadnej mocy dyskryminacyjnej) do 0,0 (doskonała moc dyskryminacyjna). Dodatkowo wyznaczono cząstkową *lambda* Wilksa, która określa swoisty wkład danej zmiennej do dyskryminacji grupy (Bartkowiakowa 1978; Furdal 1989; Moczko i wsp. 1998; Stanisław 1998).

We wszystkich zastosowanych testach statystycznych wartości testów i współczynników na poziomie $p < 0,05$ przyjęto za statystycznie istotne. Istotność statystyczną wyróżniono w pracy grubszym drukiem.

Do analizy statystycznej wykorzystano komputerowy pakiet programów statystycznych Statistica Pl Stat Soft wersja 5. Obliczenia przeprowadzono w Pracowni Pomiarów Struktury i Motoryki Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

5. Wyniki badań

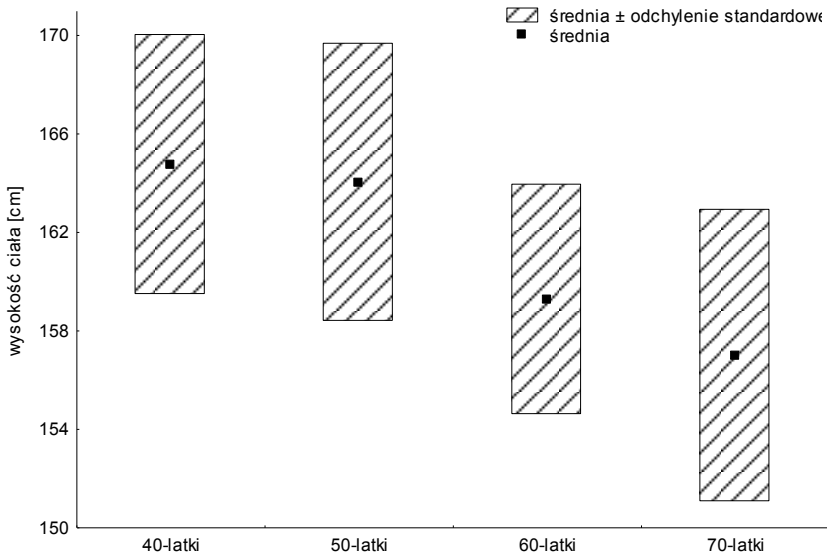
5.1. Charakterystyka procesów starzenia się w obrębie narządu ruchu

5.1.1. Kształtowanie się wybranych cech somatycznych wraz z wiekiem

Wysokość i masa ciała są ważnymi cechami somatycznymi obrazującymi rozwój fizyczny człowieka w kolejnych okresach ontogenezy. Podstawową charakterystykę tych cech u kobiet w badanych grupach wiekowych przedstawiono w tabeli I.

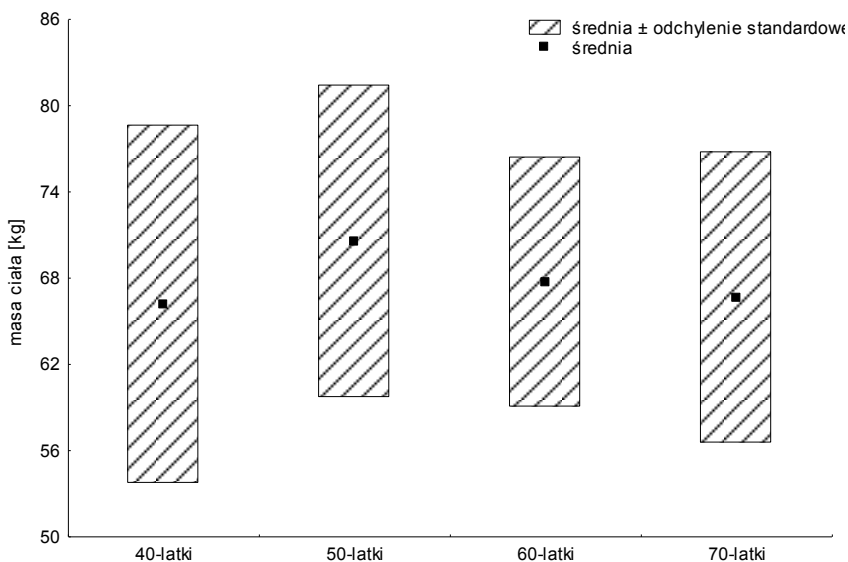
W przedstawionym materiale stwierdzono spadek średnich wartości wysokości ciała w kolejnych grupach wiekowych (ryc. 1). Zmiany te, poza grupą 40- i 50-letnich kobiet, były istotne statystycznie, o czym świadczy przeprowadzona analiza wariancji z porównaniami szczegółowymi (tab. II).

Drugą analizowaną w pracy cechą somatyczną człowieka była masa ciała. W badanym materiale nie wykazano istotnego zróżnicowania średnich wartości



Rycina 1. Średnie wartości i odchylenia standardowe wysokości ciała w poszczególnych grupach wiekowych

Figure 1. Mean values and standard deviations of body height in individual age groups



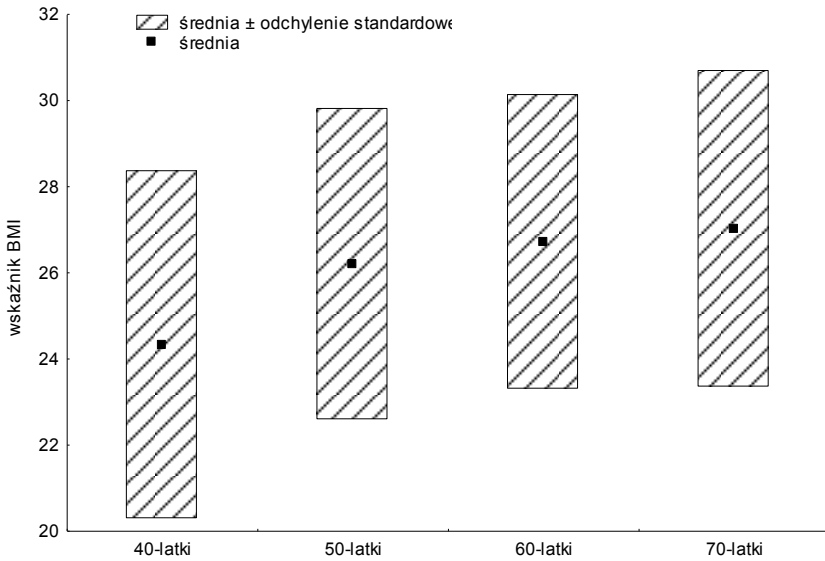
Rycina 2. Średnie wartości i odchylenia standardowe masy ciała w poszczególnych grupach wiekowych

Figure 2. Mean values and standard deviations of body mass in individual age groups

masy ciała między grupami (ryc. 2, tab. II). Zróżnicowanie zaobserwowano jedynie między kobietami 40- i 50-letnimi.

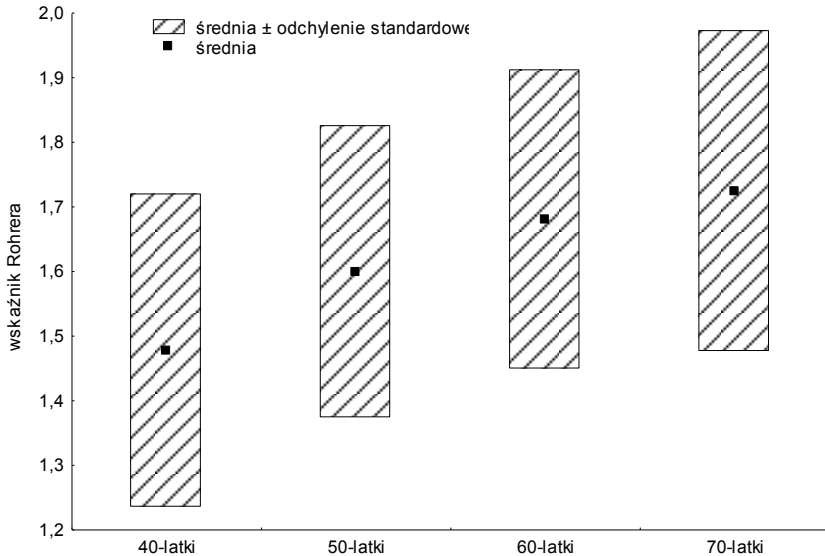
Jako miarę ogólnego otłuszczenia do analizy wykorzystano dwa wskaźniki względnej masy ciała: BMI oraz Rohrera (Malinowski, Wolański 1988). Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) proponuje wykorzystanie BMI do oceny stanu odżywienia, otłuszczenia czy nadmiernej otyłości. Według zaproponowanych przez tę organizację kryteriów osoby, które uzyskają wartości wskaźnika względnej masy ciała w przedziale od 18,5 do 24,9, to osoby o prawidłowej masie ciała. Wartości między 25,0 a 29,9 oznaczają nadwagę, natomiast od 30 wskazują na otyłość, zaliczaną do chorób cywilizacyjnych (WHO 1995).

Średnie wartości obu wskaźników w badanym materiale wykazały stopniowe zwiększanie się z wiekiem względnej masy ciała (ryc. 3 i 4, tab. I). Analiza wariancji między grupami wiekowymi potwierdziła statystycznie istotne zróżnicowanie, natomiast porównania szczegółowe wykazały statystyczną istotność jedynie między kobietami 40-letnimi i starszymi (tab. II). W grupach kobiet powyżej 50 lat średnie wartości BMI przekroczyły normę. Wartości współczynnika zmienności wskazują na duże rozproszenie wyników.



Rycina 3. Średnie wartości i odchylenia standardowe względnej masy ciała określonej wskaźnikiem BMI w poszczególnych grupach wiekowych

Figure 3. Mean values and standard deviations of relative body mass as determined by BMI in individual age groups



Rycina 4. Średnie wartości i odchylenia standardowe względnej masy ciała określonej wskaźnikiem Rohrera w poszczególnych grupach wiekowych

Figure 4. Mean values and standard deviations of relative body mass as determined by Rohrer's index in individual age groups

W badanej populacji odnotowano istotny statystycznie spadek średnich wartości wysokości ciała, który jest wyraźnie związany z wiekiem. Obecność negatywnej korelacji liniowej między wiekiem a wysokością ciała została potwierdzona badaniami (tab. III). Wraz z wiekiem natomiast zwiększało się ogólne otłuszczenie, oceniane dwoma wskaźnikami względnej masy ciała. Potwierdziła to istotna statystycznie korelacja między wyżej wymienionymi miarami a wiekiem. Silniej ten związek wyjaśniał wskaźnik Rohrera (tab. III). Wiek natomiast nie korelował istotnie statystycznie z masą ciała badanych kobiet.

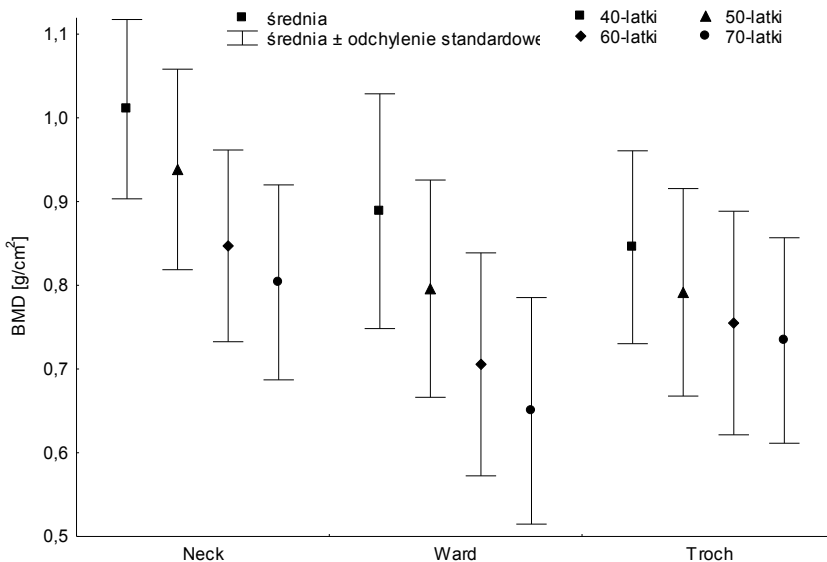
Badanie zależności w grupach starszych kobiet (od 60 do 80 lat) nie wykazało istotnego wpływu wieku na wartości cech somatycznych. Potwierdzają to wskaźniki korelacji, z których jedynie wysokość ciała statystycznie istotnie koreluje ujemnie z wiekiem (tab. IV).

Podsumowanie

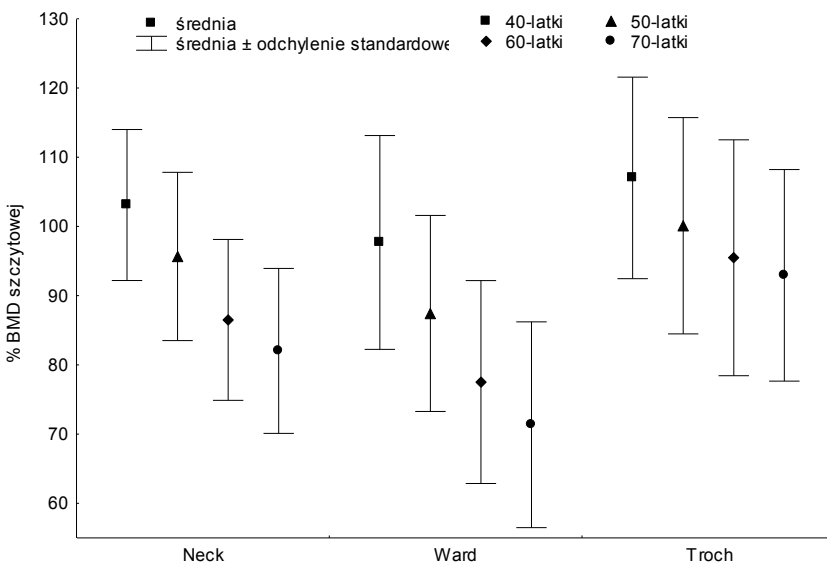
Reasumując, można stwierdzić, że wartości analizowanych cech somatycznych różnią się istotnie w badanych grupach wiekowych kobiet. Wysokość ciała znacznie spada wraz z wiekiem, natomiast otłuszczenie (mierzone dwoma wskaźnikami względnej masy ciała) przyjmuje coraz wyższe średnie wartości w kolejnych grupach wiekowych. Masa ciała wykazywała we wszystkich grupach, poza kobietami 50-letnimi, wartości na zbliżonym poziomie. Niższe wartości wysokości ciała kobiet po 60. roku życia związane są, być może, ze zjawiskiem przemian międzypokoleniowych (trendem sekularnym) i/lub ze zmianami inwolucyjnymi dotyczącymi zniszczenia chrząstek stawowych, obniżenia krążków międzykręgowych oraz pogłębienia krzywizn kręgosłupa i innymi.

5.1.2. Gęstość mineralna tkanki kostnej w poszczególnych grupach wiekowych

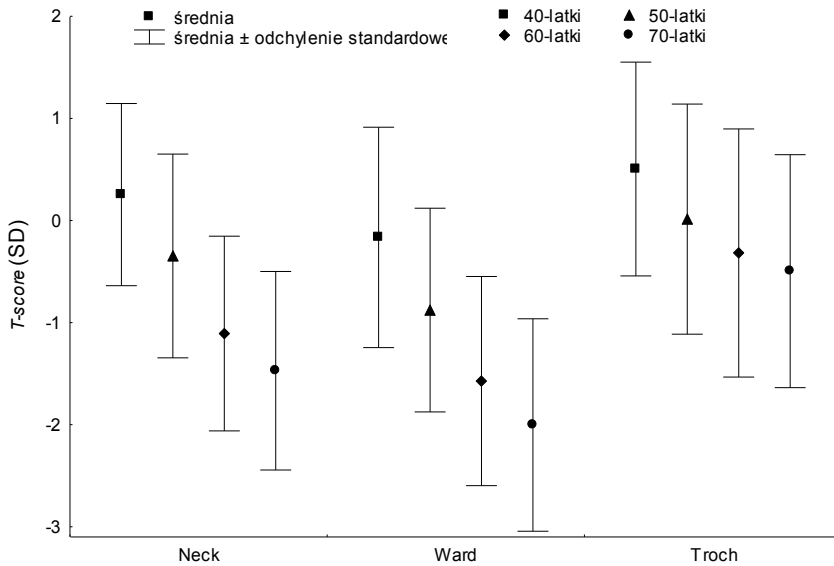
Średnie wartości i odchylenie standardowe gęstości tkanki kostnej w badanych grupach wiekowych przedstawiono na rycinach 5–8 oraz w tabeli V. Zgodnie z przyjętymi zasadami analiza pomiarowa dotyczyła trzech miejsc: szyjki kości udowej, trójkąta Warda oraz krętarza większego (Lorenc 2000). Wynik badania BMD przedstawiono w wartościach bezwzględnych, odsetku wartości szczytowej lub należnej dla wieku oraz wyrażonych w liczbie odchylenia standardowych (SD) współczynnikach *T-score* i *Z-score*. *T-score* odpowiada różnicy między aktualną wartością a teoretyczną szczytową masą kostną i nie zależy od wieku, natomiast *Z-score* odpowiada różnicy między aktualną wartością a należną dla wieku.



Rycina 5. Wartości bezwzględne gęstości mineralnej kości (BMD) szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 5. Absolute values of bone mineral density (BMD) of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter in individual age groups

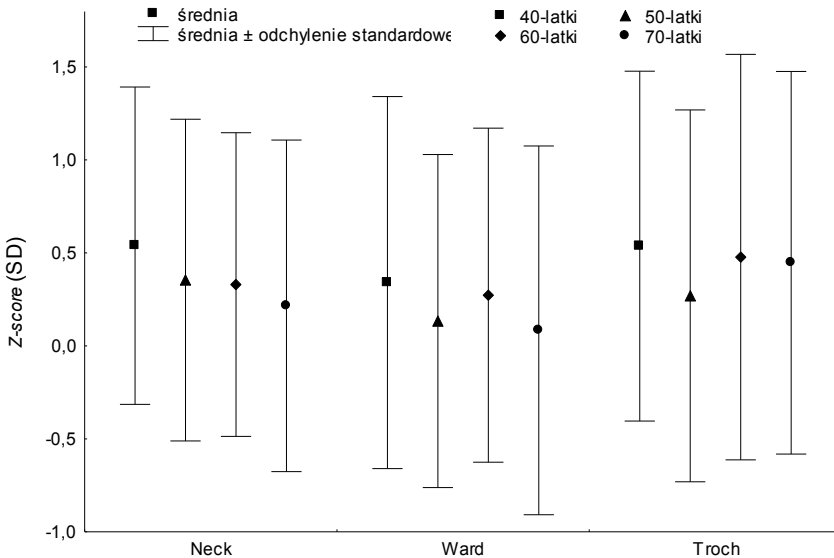


Rycina 6. Wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci odsetka wartości szczytowych (% BMD szczytowej) w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 6. Bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter as percentage of peak BMD in individual age groups



Rycina 7. Wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci *T-score* w kolejnych grupach wiekowych

Figure 7. Bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter as *T-score* in individual age groups



Rycina 8. Wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci *Z-score* w kolejnych grupach wiekowych

Figure 8. Bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter as *Z-score* in individual age groups

Gęstość szyjki kości udowej jest najistotniejsza przy określaniu ryzyka złamania, ponieważ zmiany w tej okolicy odzwierciedlają zachowanie się kości zbitej (zbudowana jest w 75% z istoty korowej, a w 25% z istoty gąbczastej). Trójkąt Warda nie jest miejscem ściśle anatomicznym; jest to obszar o najmniejszej wartości BMD wybierany automatycznie przez program badawczy. Przyjmuje się, że odzwierciedla zachowanie się kości gąbczastej. W obrębie krętarza większego rozkład kości gąbczastej i zbitej jest natomiast zbliżony, stanowiąc po około połowie obu struktur tkanki kostnej (Lorenc 2000; Phillipov, Phillips 2001).

W przedstawionym materiale badawczym wykazano obniżenie średnich wartości BMD w kolejnych grupach wiekowych w zakresie wartości bezwzględnych i odsetka wartości szczytowej (% oraz *T-score*). Zmiany te były statystycznie istotne we wszystkich trzech analizowanych regionach badawczych, co potwierdza analiza wariancji (tab. VI). W porównaniach szczegółowych testem Duncana jedynie w obrębie krętarza nie wykazano istotnego zróżnicowania między 50- i 60-latkami oraz 60- i 70-latkami.

Obniżenie wartości BMD w badanej populacji jest wyraźnie związane z wiekiem, szczególnie w zakresie szyjki kości udowej i trójkąta Warda. Obecność negatywnej korelacji liniowej między wiekiem a gęstością tkanki kostnej została potwierdzona wynikami przedstawionymi w tabeli III. Poza wartościami współczynników *Z-score* korelacje te były statystycznie istotne. Zależności te są mniej wyraźne w grupie starszych kobiet (od 60 do 79 lat), o czym świadczy mniejsza siła korelacji, statystycznie nieistotna w przypadku badania w okolicy krętarza (tab. IV).

Pomiar gęstości kości (BMD), określający masę kostną, pozwala oszacować wyniki badanych według klasyfikacji diagnostycznej WHO zagrożenia osteoporozą, opartej na pomiarach *T-score* w szyjce kości udowej. Na podstawie tej normy ± 1 SD uznaje się za wartość prawidłową, a wartość mieszczącą się od $-1,0$ do $-2,5$ SD poniżej średniej u młodych, zdrowych, białych kobiet określa się mianem osteopenii. Za osteoporozę uważa się obniżenie gęstości kości poniżej $-2,5$ SD prawidłowej średniej wartości gęstości kości u młodych kobiet (Badurski 1999; Lorenc 1997, 2000).

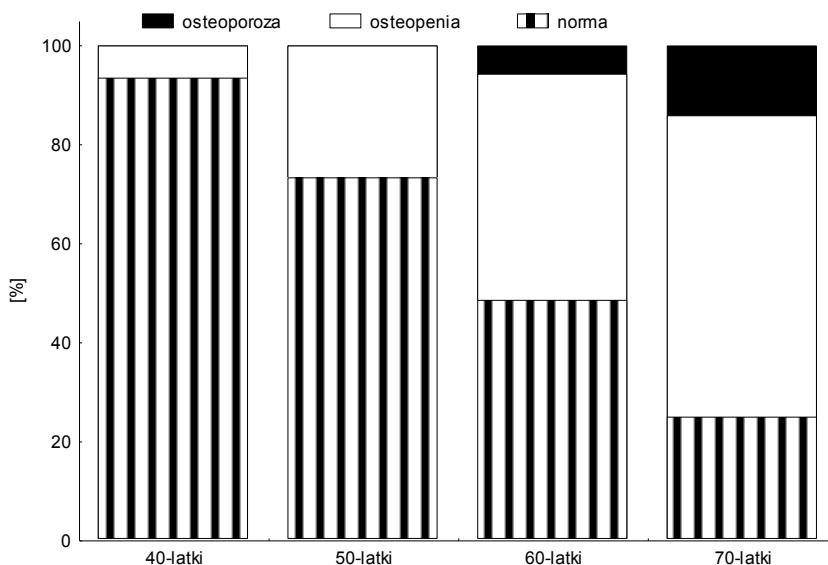
Ilościowy i procentowy udział badanych kobiet w poszczególnych grupach zagrożenia osteoporozą, według klasyfikacji diagnostycznej WHO, przedstawiono w tabeli 3 i na rycinie 9. Proporcje zmieniają się w kolejnych grupach wiekowych. Najkorzystniejsze obserwuje się w grupie 40-letnich kobiet, w której 93,44% osób miało wartości BMD zaliczane do normy i 6,56% do osteopenii. W grupie 70-latek natomiast widoczne jest pogorszenie proporcji: u 25% badanych uzyskano wartości uznawane za normę, u 60,87% – za właściwe dla osteopenii, a u 14,13% – dla osteoporozy.

Wiek uznawany jest za istotny czynnik wpływający na pogarszanie się wytrzymałości tkanki kostnej (przez zmniejszanie się BMD) i jednocześnie za niezależny, silny czynnik ryzyka złamania (Black i wsp. 2001; Espallargues i wsp. 2001; Kanis, McCloskey 1996; Kanis i wsp. 2001a, b). W badanym materiale zmiany gęstości tkanki kostnej w funkcji wieku przedstawiono graficz-

Tabela 3. Ilościowy i procentowy udział badanych kobiet w grupach wiekowych według klasyfikacji diagnostycznej WHO zagrożenia osteoporozą, opartej na pomiarach *T-score* w szyjce kości udowej

Table 3. Quantitative and percentage distribution of women in age groups according to WHO diagnostic classification of the risk of osteoporosis on the basis of *T-score* measurement in the femoral neck

Grupy wiekowe	Norma		Osteopenia		Osteoporoza		Razem
	N	%	N	%	N	%	N
40-latki	57	93,44	4	6,56	0	0,00	61
50-latki	22	73,33	8	26,67	0	0,00	30
60-latki	51	48,57	48	45,71	6	5,71	105
70-latki	23	25,00	56	60,87	13	14,13	92
Razem	153		116		19		288



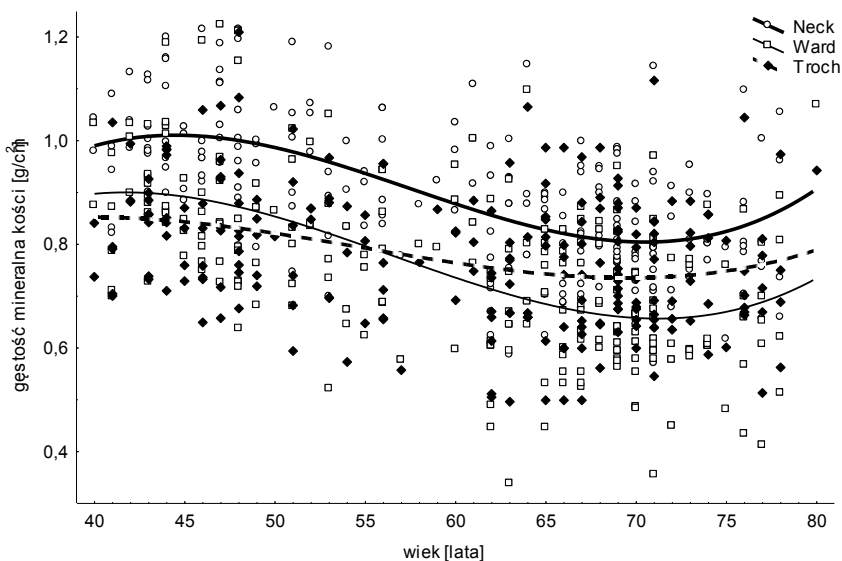
Rycina 9. Procentowy udział badanych kobiet w grupach wiekowych według klasyfikacji diagnostycznej WHO zagrożenia osteoporozą, opartej na pomiarach *T-score* w szyjce kości udowej

Figure 9. Percentage distribution of women in particular age groups according to WHO diagnostic classification of the risk of osteoporosis on the basis of *T-score* in the femoral neck

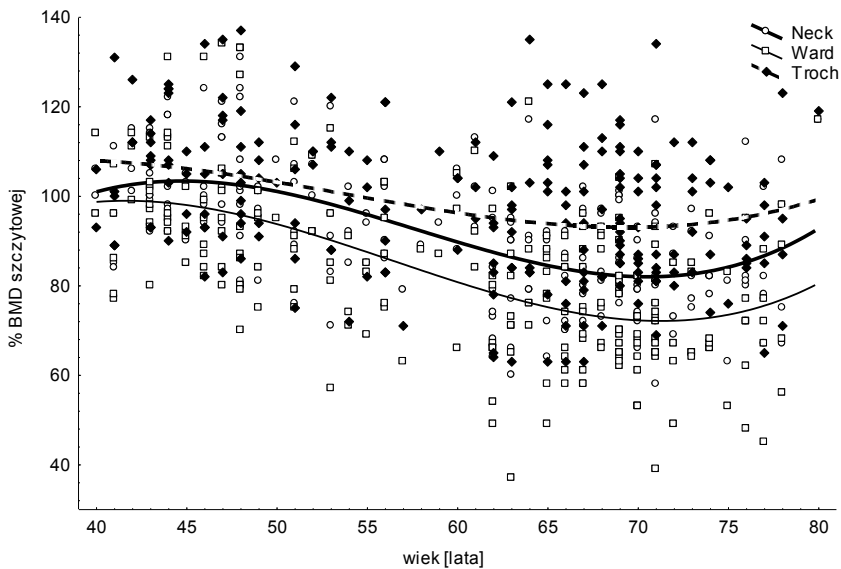
nie na rycinach 10–12. Krzywe zmienności wyznaczono metodą aproksymacji wielomianowej trzeciego stopnia (nieliniowa regresja wielomianowa).

Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia poziomu gęstości mineralnej kości w funkcji wieku, według modelu: $\text{gęstość} = b_0 + b_1 \times \text{wiek} + b_2 \times \text{wiek}^2 + b_3 \times \text{wiek}^3$, przedstawiono w tabeli 4. Zarówno odsetek wyjaśnianej wariancji przy prognozowaniu gęstości szyjki kości udowej, jak i trójkąta Warda były wyższe od okolicy krętarza. Wynosiły odpowiednio 34,21 i 32,11%, natomiast w okolicy krętarza tylko 9,91%. Potwierdza to wcześniejsze wnioski, że w tej okolicy gęstość kości zmienia się wraz z wiekiem w mniejszym stopniu.

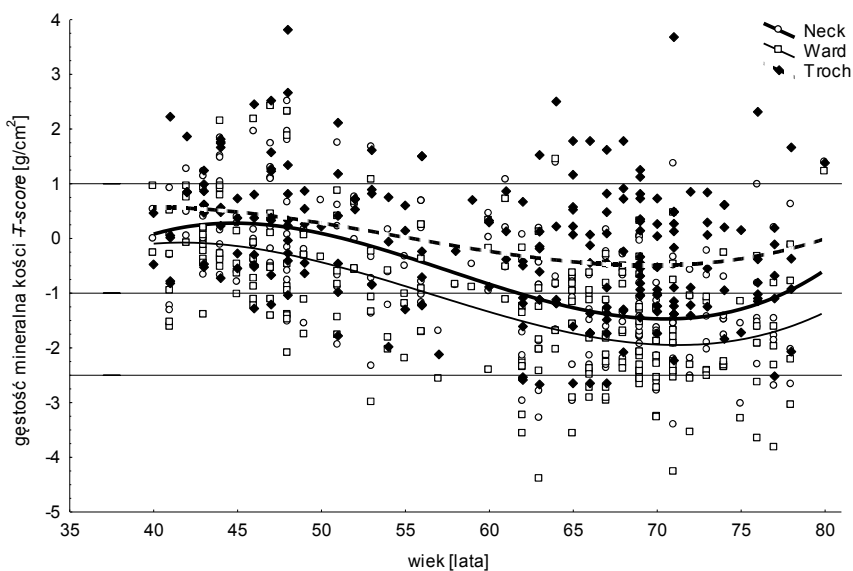
Poszukując innych zależności, wykazano w całej badanej populacji kobiet, że poziom gęstości tkanki kostnej wzrastał wraz ze wzrostem analizowanych cech somatycznych (masa ciała, wysokość ciała, wskaźniki BMI i Rohrera). Potwierdza to statystycznie istotna dodatnia korelacja między wyżej wymienionymi miarami a BMD. Najślabiej ten związek wyjaśniał wskaźnik Rohrera (tab. III). Badanie zależności w grupach starszych kobiet (od 60 do 79 lat) wykazało silniejszy związek masy ciała oraz wskaźników BMI i Rohrera z wartościami gęstości mineralnej kości we wszystkich badanych miejscach. Potwierdzają to statystycznie istotne dodatnie wskaźniki korelacji o wyższej wartości (tab. IV).



Rycina 10. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm²] w funkcji wieku
Figure 10. Regression analysis – bone density [g/cm²] vs age



Rycina 11. Analiza regresji – rozwój gęstości kości (% BMD) w funkcji wieku
 Figure 11. Regression analysis – bone density (% BMD) vs age



Rycina 12. Analiza regresji – rozwój gęstości kości (T-score) w funkcji wieku
 Figure 12. Regression analysis – bone density (T-score) vs age

Tabela 4. Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia poziomu gęstości mineralnej kości w funkcji wieku, model: gęstość = $b_0 + b_1 \times \text{wiek} + b_2 \times \text{wiek}^2 + b_3 \times \text{wiek}^3$
 Table 4. The results of matching 3rd order multinomial to determine the level of mineral bone density as a function of age; model: density = $b_0 + b_1 \times \text{age} + b_2 \times \text{age}^2 + b_3 \times \text{age}^3$

Region	Współczynnik		Błąd standardowy	T(284)	Poziom p	R	% wyjaśnionej wariancji
Neck	b ₀	-2,288720	1,257930	-1,82	0,070	0,585	34,21
	b ₁	0,186254	0,064338	2,89	0,004		
	b ₂	-0,003370	0,001070	-3,14	0,002		
	b ₃	0,000019	0,000006	3,27	0,001		
Ward	b ₀	-1,548710	1,491450	-1,04	0,300	0,567	32,11
	b ₁	0,145162	0,076281	1,90	0,058		
	b ₂	-0,002740	0,001270	-2,15	0,032		
	b ₃	0,000016	0,000007	2,29	0,023		
Troch	b ₀	-0,249765	1,400386	-0,18	0,859	0,315	9,91
	b ₁	0,067272	0,071624	0,94	0,348		
	b ₂	-0,001310	0,001200	-1,09	0,275		
	b ₃	0,000008	0,000007	1,20	0,233		

Podsumowanie

Podsumowując, można stwierdzić, że w przedstawionym materiale badawczym wykazano statystycznie istotny spadek średnich wartości BMD w kolejnych grupach wiekowych, najmniej wyraźny w obrębie krętarza. Zjawisko to potwierdziła klasyfikacja diagnostyczna WHO zagrożenia osteoporozą, które zwiększało się w kolejnych grupach wiekowych. Prognozowanie gęstości kości w funkcji wieku, określone wielomianem 3 stopnia, najlepiej zostało wyjaśnione w obrębie szyjki kości udowej i trójkąta Warda.

Dodatkowo w całej badanej populacji wykazano, że poziom gęstości kości wzrastał wraz ze wzrostem wartości analizowanych cech somatycznych (masa ciała, wysokość ciała, wskaźniki BMI i Rohrera). Silniejszy związek tych parametrów stwierdzono w grupie kobiet starszych.

5.1.3. Parametry prędkościowo-siłowe mięśni tułowia w poszczególnych grupach wiekowych

Układ kostno-stawowy funkcjonuje w warunkach statyki. O dynamice decydują natomiast układy: mięśniowy i nerwowy. Wyjaśnienie kwestii współ-

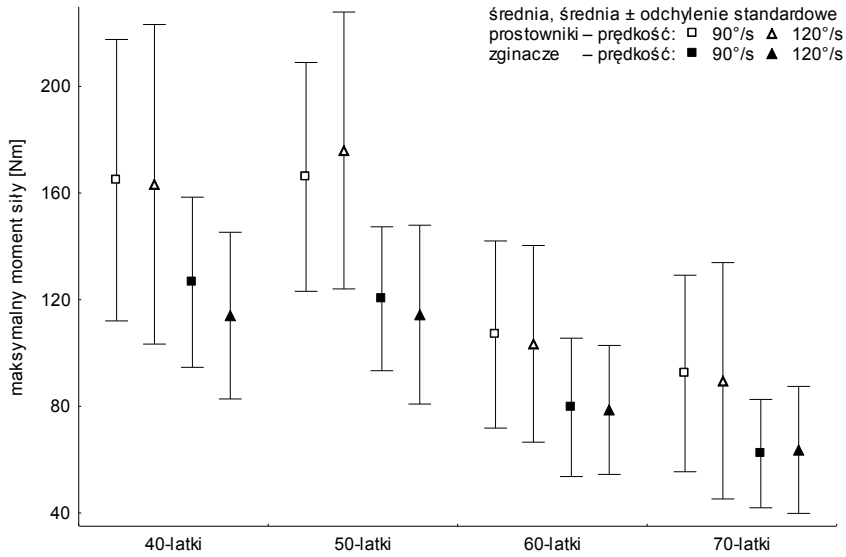
działania mięśni prążkowanych w określonym ruchu wymaga opisanie podstawowych i swoistych własności dynamicznych mięśni. Współczesne metody wyznaczania charakterystyk biomechanicznych zespołów mięśniowych w warunkach dynamicznych analizują siłę i szybkość, uznawane za podstawowe cechy sprawności fizycznej (Fidelus 1977). Pomiary dynamiczne mają tę przewagę nad statycznymi, że większość pracy zespołów mięśni człowieka odbywa się właśnie w warunkach dynamicznych, przez co tak wykonane pomiary dają pełniejszy obraz parametrów prędkościowo-siłowych.

Wśród charakterystyk dynamicznych wyróżnia się charakterystyki: izotoniczną oraz izokinetyczną. Charakterystyka izokinetyczna jest zależnością momentu siły mięśniowej M od kąta α dla ustalonej prędkości kątowej $\omega = const$ i pobudzenia $u = const$ (Kędzior i wsp. 1992). Wyznacza się ją za pomocą specjalnego urządzenia zwanego dynamometrem izokinetycznym. Ruch obrotowy dźwigni, do której badany przykładą siłę, jest możliwy jedynie ze stałą zadaną prędkością obrotową.

Badania izokinetyczne w niniejszej pracy dotyczyły m.in. mięśni tułowia. W przypadku prostowania tułowia pomiar był wynikiem dynamicznej interakcji kręgosłupa i stawów biodrowych. Mięśnie prostowniki stawu biodrowego (*m. gluteus maximus*, *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. biceps femoris*) odgrywają szczególną rolę w pierwszej fazie prostowania tułowia. Następnie wraz ze wzrastającym napięciem główną funkcję prostowania przejmują mięśnie głębokie grzbietu (*m. erector spinae*, *m. semispinalis*, *m. multifidius*, *mm. rotatores*, *mm. interspinales*, *m. splenius*). Zgięcie tułowia dokonywane jest również przez kombinację ruchów w stawach biodrowych (*m. iliopsoas*, *m. tensor fasciae latae*, *m. pectineus*, *m. rectus femoris*) i w obrębie kręgosłupa (*m. rectus abdominis*, *m. obliquus internus abdominis*, *m. obliquus externus abdominis*) (Felder 1999).

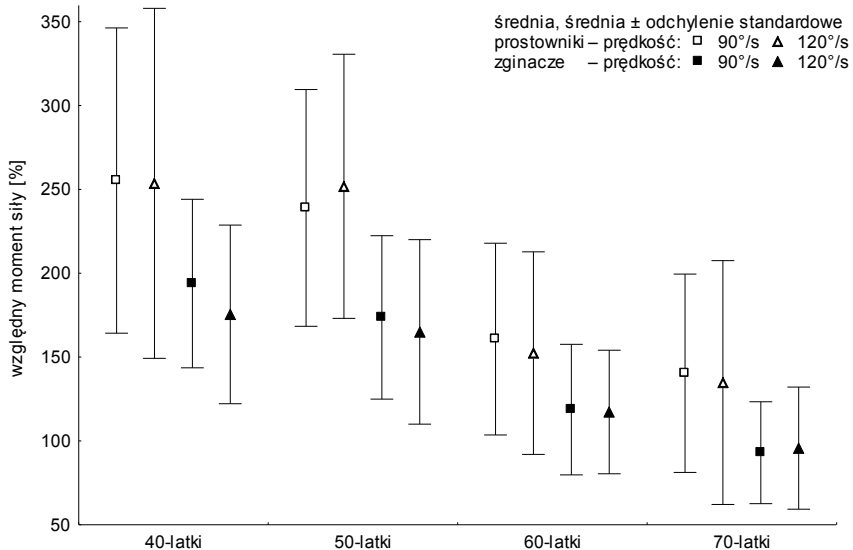
Podstawową charakterystykę statystyczną parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w badanych grupach wiekowych przedstawiono na rycinach 13–23 oraz w tabeli VII. We wszystkich analizowanych cechach, poza stosunkami mięśniowymi, wykazano statystycznie istotne zmiany, co potwierdza analiza wariancji (tab. VIII). Najmniejsze, statystycznie nieistotne, zróżnicowanie międzygrupowe stwierdzono między kobietami 40- i 50-letnimi oraz 60- i 70-letnimi, na podstawie szczegółowych porównań testem Duncana. W kolejnych grupach wiekowych następował spadek średnich wartości parametrów siłowych oraz wzrost parametrów czasowych.

Analiza możliwości siłowych osób badanych w niniejszej pracy dotyczyła oceny momentu obrotowego siły mięśniowej, którego wyznacznikami były: M_{max} , $M_{względny}$, $M_{0,18 s \max}$ powtórzenia, $M_{średni}$ (ryc. 13–16, tab. VII). Wartość maksymalną odczytuje się z najwyższego punktu krzywej przebiegu momentu izo-



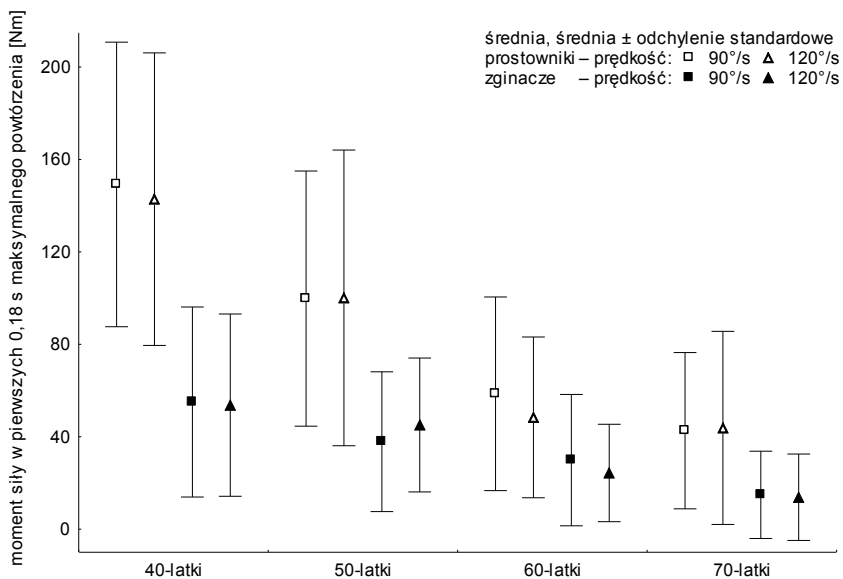
Rycina 13. Charakterystyka statystyczna maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 13. Statistical characteristics of peak torque in trunk muscles in individual age groups

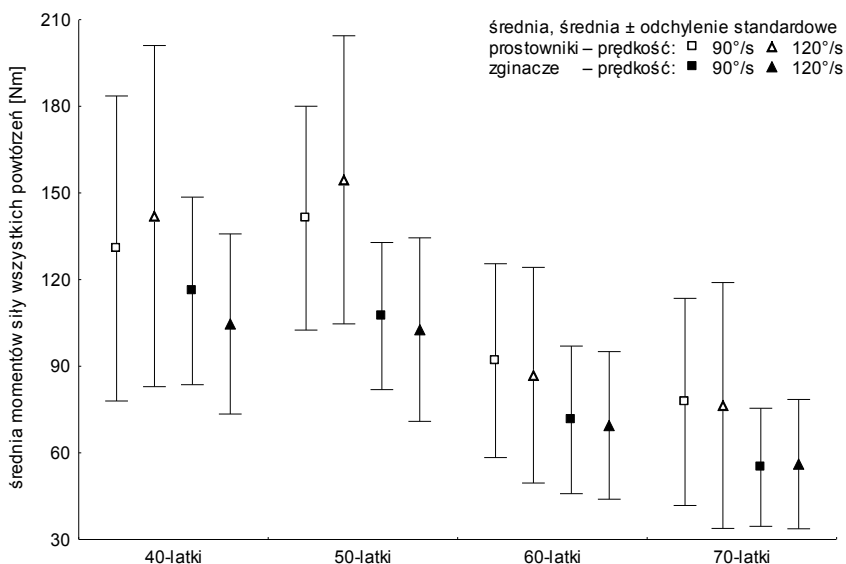


Rycina 14. Charakterystyka statystyczna względnego momentu siły mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 14. Statistical characteristics of peak torque/body mass in the trunk muscles in individual age groups



Rycina 15. Charakterystyka statystyczna momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 15. Statistical characteristics of torque @ 0.18 s in the trunk muscles in individual age groups

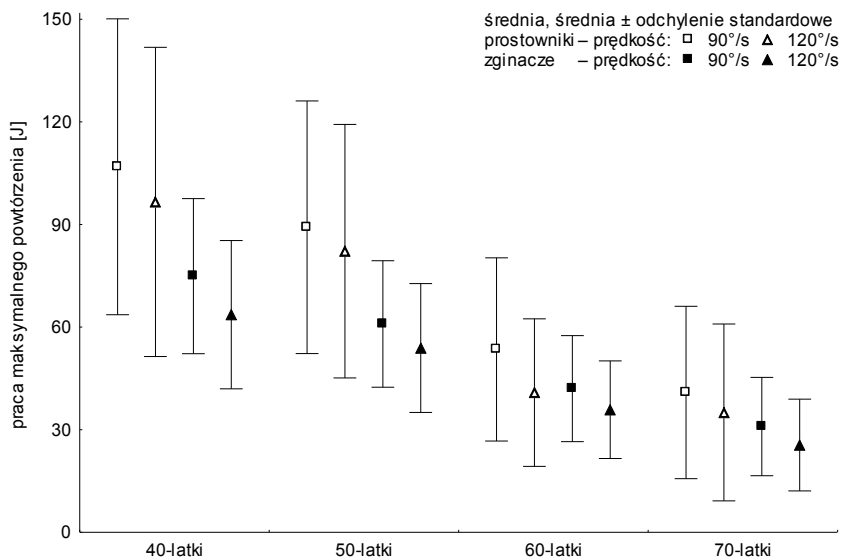


Rycina 16. Charakterystyka statystyczna średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 16. Statistical characteristics of maximum average peak torque in the trunk muscles in individual age groups

kinetycznego w postaci maksymalnego lub względnego momentu siły (M_{\max} , $M_{\text{względny}}$). Moment siły w pierwszych 0,18 sekundy maksymalnego powtórzenia ($M_{0,18 \text{ s max powtórzenia}}$) daje dodatkowo możliwość analizy szybkości reakcji mięśniowej. Średni moment siły ($M_{\text{średni}}$) otrzymany ze wszystkich powtórzeń może być lepszym wskaźnikiem sprawności danej grupy mięśniowej (Felder 1999; Kędzior i wsp. 1992; Pocholle, Codine 1998).

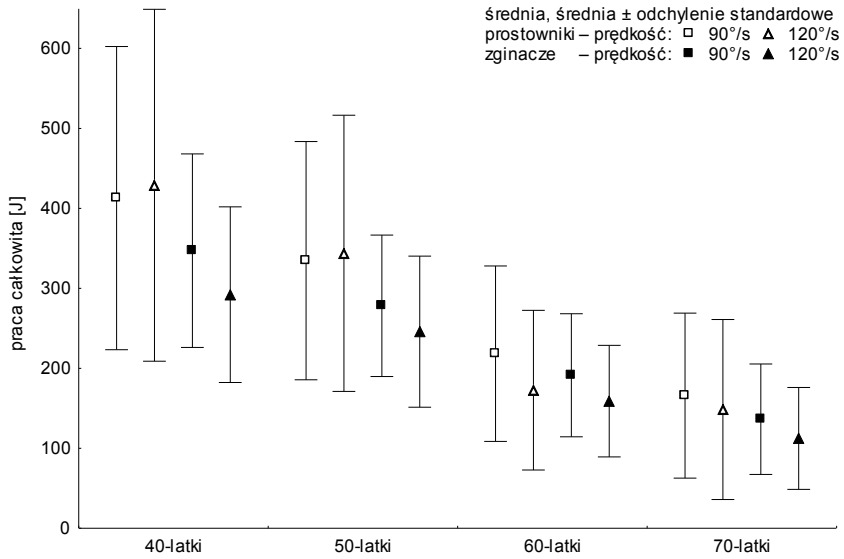
Analiza kolejnych parametrów siłowych potwierdza występowanie charakterystycznych różnic między grupami wiekowymi. Oprócz zmniejszania się siły mięśniowej wraz z wiekiem, wykazano w pracy również statystycznie istotne obniżanie się wartości pracy: L_{\max} powtórzenia, $L_{\text{całkowita}}$ (ryc. 17 i 18, tab. VII i VIII). Jest to drugi czynnik modelujący poziom siły mięśniowej. Ponieważ praca jest całkowitą powierzchnią pod krzywą momentu siły, jej analiza daje dodatkowy pogląd na zdolności mięśniowe oraz zawiera informacje o rozwoju siły w całości rozwijanego ruchu (Bober, Zawadzki 2003; Grottel, Celichowski 2000; Malicka 2002).

Kolejnym analizowanym parametrem siłowym była moc, która jest iloczynem momentu siły i prędkości. Średnia moc ($N_{\text{średnia}}$) ulegała statystycznie istotnemu systematycznemu obniżaniu się wraz z wiekiem, co wykazała charakterystyka tego parametru i analiza wariancji (ryc. 19, tab. VII i VIII).



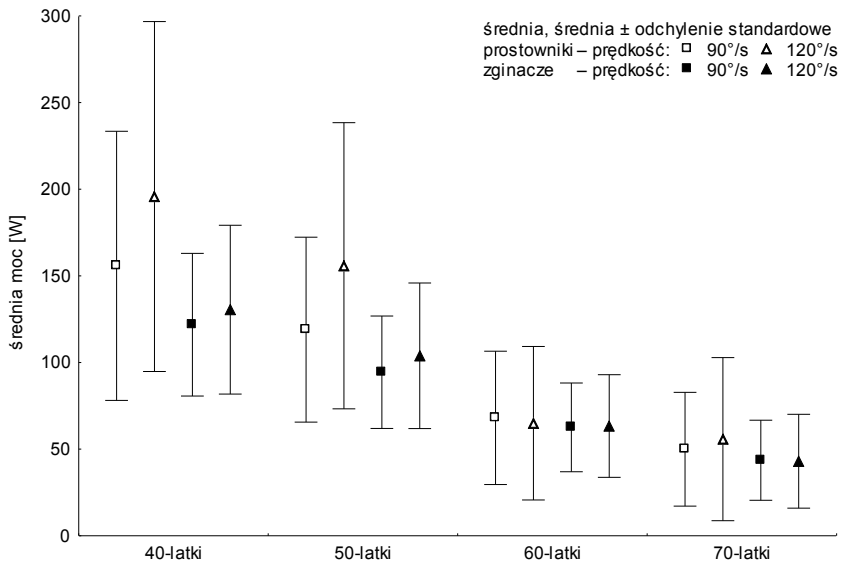
Rycina 17. Charakterystyka statystyczna pracy maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 17. Statistical characteristics of maximum repetitive total work of the trunk muscles in individual age groups



Rycina 18. Charakterystyka statystyczna całkowitej pracy mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 18. Statistical characteristics of total work of the trunk muscles in individual age groups

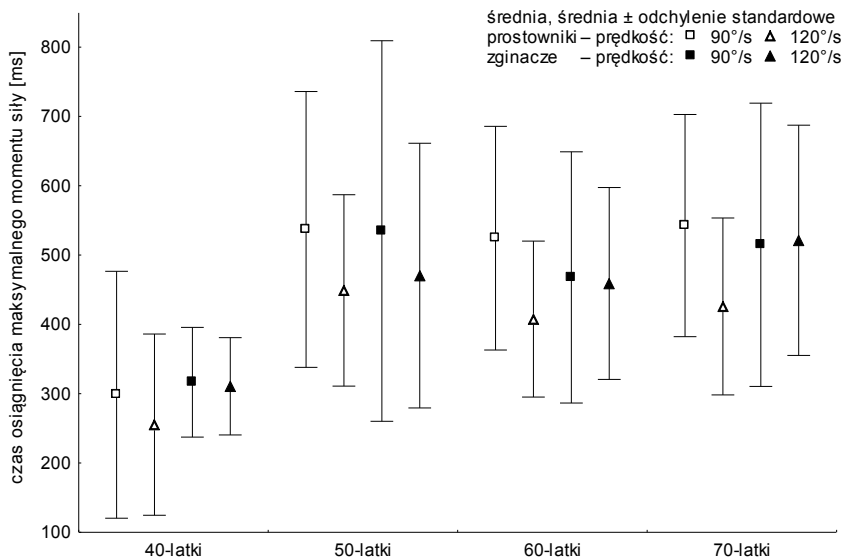


Rycina 19. Charakterystyka statystyczna średniej mocy mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 19. Statistical characteristics of average power of the trunk muscles in individual age groups

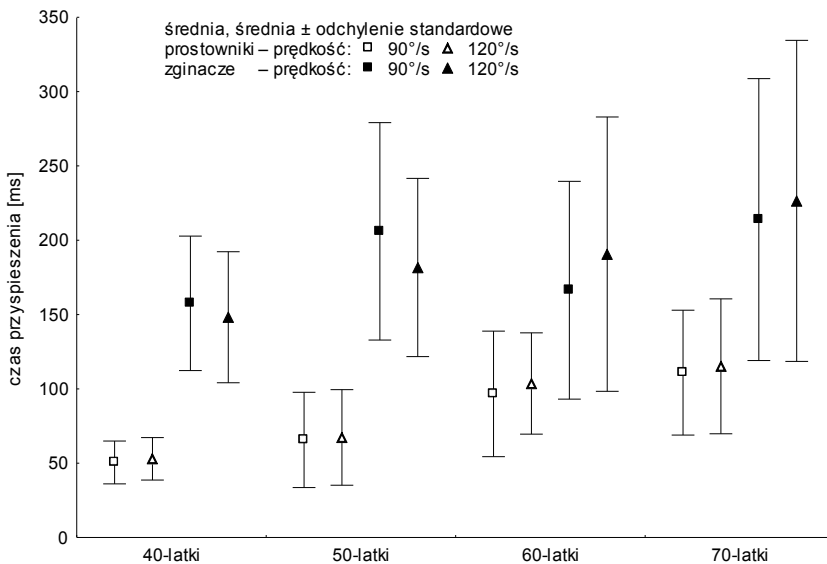
Analiza parametrów prędkościowych (czas M_{max} , $t_{przyspieszenia}$, $t_{wyhamowania}$) wskazuje na statystycznie istotne zróżnicowanie międzygrupowe. Potwierdza to charakterystyka statystyczna powyższych parametrów (ryc. 20–22, tab. VII) oraz analiza wariancji (tab. VIII). Szczegółowe porównania międzygrupowe testem Duncana (tab. VIII) ujawniają spowolnienie czasu reakcji mięśniowej wraz z wiekiem. Jedynie czas M_{max} nie różni się statystycznie istotnie w grupach kobiet powyżej 50 lat. Zmiany te widoczne w badaniach własnych są prawdopodobnie objawami inwolucji w obrębie układu nerwowego.

W celu ochrony każdego stawu musi istnieć pewien stosunek mięśni agonistycznych do antagonistycznych. Mięśnie odgrywają rolę inicjatora ruchu koncentrycznego i „hamulca” w ekscentrycznym działaniu antagonistycznym. Aktywacja poszczególnych grup mięśniowych związana jest z wrażliwością na rozciągnięcie, pozycją kątową, momentem siły czy szybkością ruchu. Czynniki te pozwalają na kontrolę przebiegu ruchu przez mięśnie antagonistyczne (Felder 1999; Perrin 1992; Pocholle, Codine 1998). W zależności od wieku i płci populacji oraz sposobów oceny proponowane są różne wartości stosunku zginaczy do prostowników tułowia. Zgodnie z oprogramowaniem firmy Biodex jako normę, przy prędkości 90 i 120°/s, proponuje się odpowiednio wskaźniki 59 i 51.



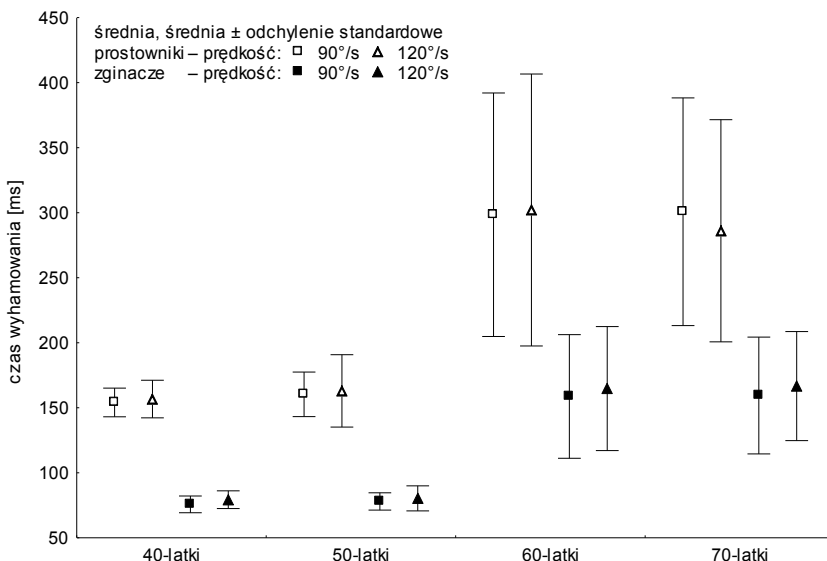
Rycina 20. Charakterystyka statystyczna czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 20. Statistical characteristics of time to reach peak torque in the trunk muscles in individual age groups



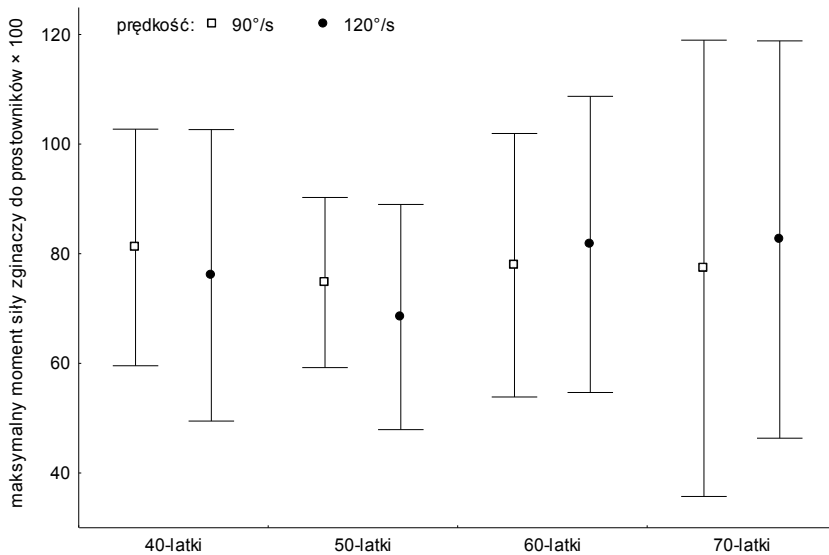
Rycina 21. Charakterystyka statystyczna czasu przyspieszenia mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 21. Statistical characteristics of acceleration time in the trunk muscles in individual age groups



Rycina 22. Charakterystyka statystyczna czasu wyhamowania mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 22. Statistical characteristics of deceleration time in the trunk muscles in individual age groups



Rycina 23. Charakterystyka statystyczna stosunku agonistów do antagonistów mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych

Figure 23. Statistical characteristics of agonist/antagonist ratio in the trunk muscles in individual age groups

Przeprowadzone w pracy pomiary momentów sił mięśni tułowia wykazały statystyczne nieistotne zróżnicowanie stosunków mięśniowych w poszczególnych grupach wiekowych (ryc. 23, tab. VII i VIII). We wszystkich grupach były one wyższe od proponowanych norm. Sugeruje to, że należy opracować normy dla polskiej populacji.

Wykazany związek pogarszających się wraz z wiekiem warunków biomechanicznych pracy mięśni tułowia potwierdza negatywna korelacja liniowa między wiekiem a parametrami siłowymi oraz dodatnia korelacja z parametrami prędkościowymi (tab. IX). Poza wartościami stosunków mięśniowych wszystkie korelacje były statystycznie istotne. Parametry siłowe zmieniają się wraz z wiekiem w większym stopniu niż prędkościowe, podobnie jak zginacze tułowia silniej korelują z wiekiem niż prostowniki.

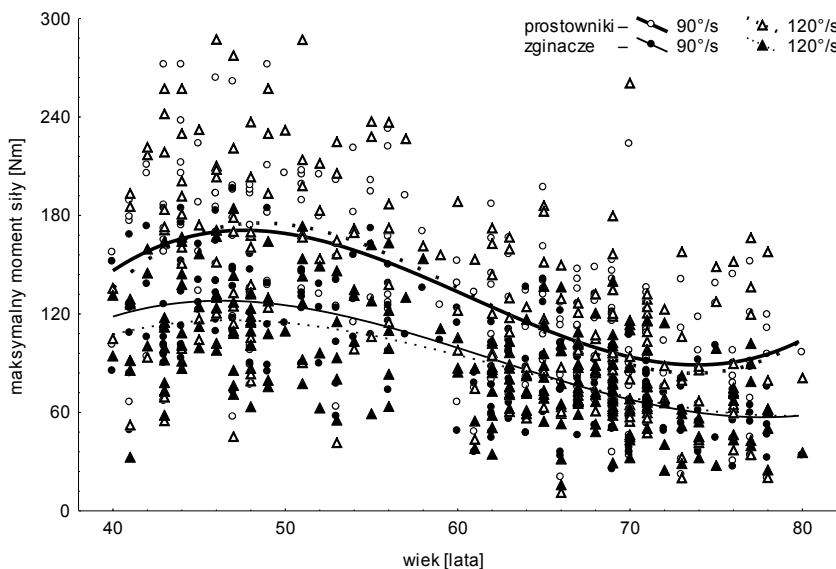
W badanym materiale zmiany parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia w funkcji wieku przedstawiono za pomocą wielomianu 3 stopnia. Najwyższy odsetek wariancji odnotowano dla maksymalnych i średnich momentów sił mięśniowych. Dokładność dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia poziomu tych parametrów w funkcji wieku, według modelu: moment siły = $b_0 + b_1 \times \text{wiek} + b_2 \times \text{wiek}^2 + b_3 \times \text{wiek}^3$, przedstawiono w tabeli 5. Pozostałe parametry, szczególnie prędkościowe, zmieniają się z wiekiem w mniejszym stopniu.

Zmiany wartości dwóch wyznaczonych parametrów w funkcji wieku przedstawiono graficznie na rycinach 24 i 25. Krzywe zmienności uzyskano za pomocą metody aproksymacji wielomianowej 3 stopnia (nieliniowa regresja wielomianowa).

Tabela 5. Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia wartości parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia w funkcji wieku

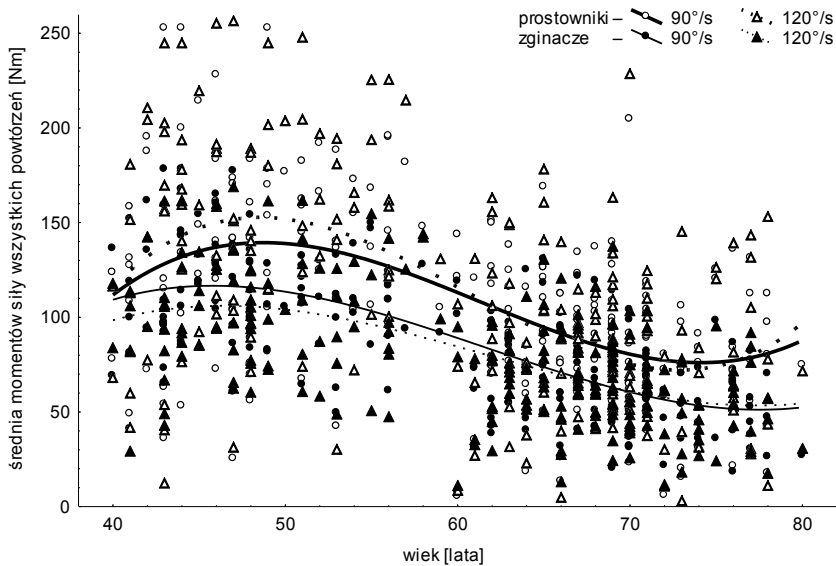
Table 5. The results of matching 3rd order multinomial to determine the functional parameters of the trunk muscles as a function of age

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	% wyjaśnionej wariancji	R
M_{\max}	prostowniki	90	36,74	0,606
		120	34,94	0,591
	zginacze	90	49,79	0,706
		120	36,36	0,603
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$	prostowniki	90	25,56	0,506
		120	29,93	0,547
	zginacze	90	46,10	0,679
		120	33,76	0,581



Rycina 24. Analiza regresji – rozwój maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku

Figure 24. Regression analysis – peak torque in the trunk muscles vs age



Rycina 25. Analiza regresji – rozwój średniego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku

Figure 25. Regression analysis – average torque in the trunk muscles vs age

Poszukując innych zależności, stwierdzono w całej badanej populacji kobiet, że wartości parametrów siłowych mięśni tułowia obniżały się wraz z wzrostem analizowanych wskaźników względnej masy ciała BMI i Rohrera, natomiast wzrastały przy wyższych wartościach wysokości ciała. Potwierdziła to statystycznie istotna korelacja (tab. IX). Jednocześnie wykazano dodatnią korelację parametrów prędkościowych ze wskaźnikami BMI i Rohrera, ujemną zaś z wysokością ciała (tab. IX). Nie stwierdzono statystycznie istotnych związków między pracą mięśni tułowia a masą ciała.

Podsumowanie

Analizując charakterystykę biomechaniczną zespołów mięśni tułowia w warunkach dynamicznych, oceniając ich siłę i szybkość, można stwierdzić, że różnią się one istotnie w badanych grupach wiekowych kobiet. Parametry siłowe znacznie obniżają się wraz z wiekiem (wiek wykazuje najsilniejszy związek) oraz ze wzrostem wskaźników BMI i Rohrera, są natomiast wyższe, im większa jest wysokość ciała.

Odmienne zachowują się parametry prędkościowe, które mają coraz wyższe średnie wartości w kolejnych grupach wiekowych (również tutaj wiek najsilniej wyjaśnia ten proces) oraz przy zwiększaniu się wskaźników względnej

masy ciała. Najmniejszą zmiennością i zależnością od wieku i innych cech somatycznych charakteryzuje się proporcja momentów sił mięśni tułowia.

Parametry siłowe zmieniają się wraz z wiekiem w większym stopniu niż prędkościowe, podobnie jak zginacze tułowia silniej korelują z wiekiem niż prostowniki. Prognozowanie parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia w funkcji wieku, określone wielomianem 3 stopnia, najlepiej zostało wyjaśnione w zakresie maksymalnych i średnich momentów sił.

5.1.4. Parametry prędkościowo-siłowe mięśni kończyn dolnych w poszczególnych grupach wiekowych

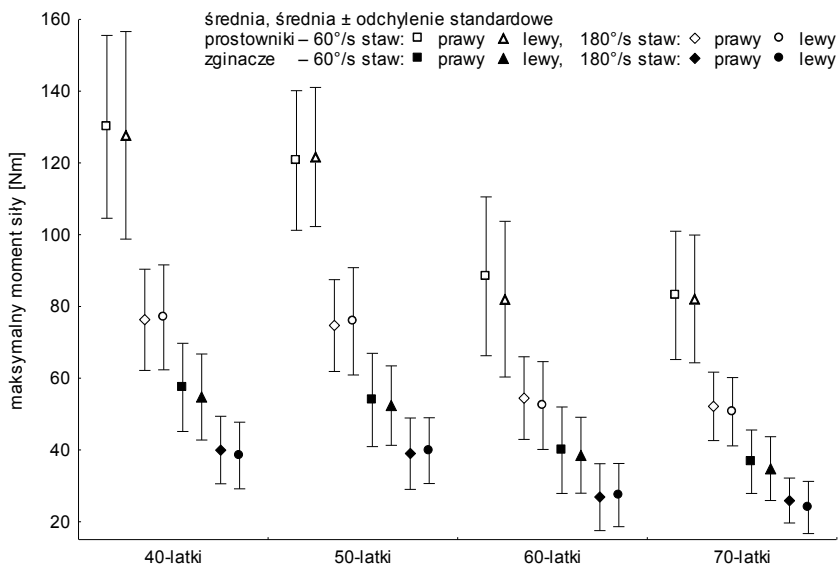
Następnymi analizowanymi w pracy grupami mięśniowymi były: prostownik (*m. quadriceps femoris*) oraz zginacze działające na staw kolanowy (*m. semimembranosus*, *m. semitendinosus*, *m. biceps femoris*, *m. sartorius*, *m. gracilis*, *m. gastrocnemius*) (Bober, Hay 1990; Felder 1999).

Staw kolanowy z powodu swojej budowy anatomicznej i funkcji biomechanicznej jest jednym z najbardziej przeciążonych i niestabilnych stawów, co czyni go bardzo podatnym na zmiany chorobowe. Mięśnie działające na staw kolanowy były najwcześniej poddawane bardzo szczegółowej analizie izokinetycznej, głównie u osób młodych, sportowców (Ayalon i wsp. 2002; Binder i wsp. 2001; Pocholle, Codine 1998). Niewiele jest natomiast badań dotyczących oceny izokinetycznej tych grup mięśniowych u starszych kobiet (Aniansson i wsp. 1980; Aquino i wsp. 2002; Capranica i wsp. 1998).

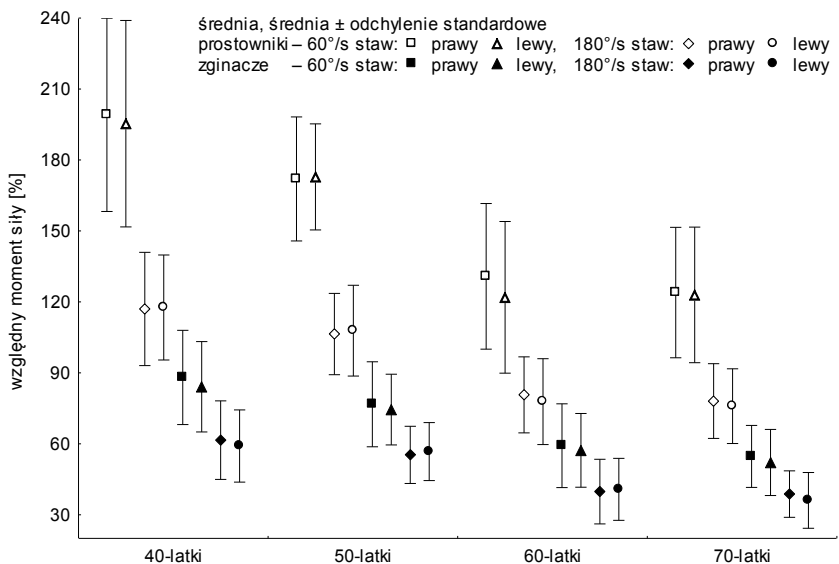
Uzyskane w pracy wyniki parametrów siłowych przedstawiono w postaci podstawowych charakterystyk na rycinach 26–29 oraz w tabeli X. U badanych kobiet wykazują one występowanie procesów inwolucyjnych w zakresie siły mięśni działających w obrębie stawu kolanowego. Potwierdzone to zostało analizą wariancji (tab. XI), która ujawniła statystycznie istotną zmienność. Najmniejsze zróżnicowanie międzygrupowe występowało między kobietami 40- i 50-letnimi oraz 60- i 70-letnimi, na co wskazuje test Duncana.

Wydajność robocza pojedynczej grupy mięśni może być określona przez pracę lub moc. Oba te parametry ulegały w badanym materiale statystycznie istotnemu, systematycznemu obniżaniu wraz z wiekiem, co wykazuje charakterystyka tych parametrów i analiza wariancji (ryc. 30–32, tab. X i XI).

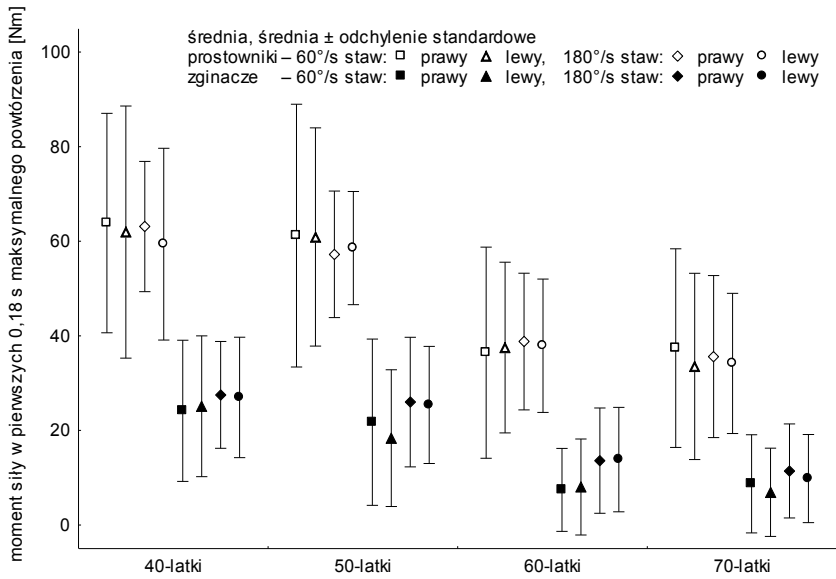
Charakterystyka statystyczna analizowanych parametrów prędkościowych mięśni kończyn dolnych oraz analiza wariancji uwiaryściły niekorzystne zmiany w obrębie układu nerwowego związane z wiekiem (ryc. 33–35, tab. X, XI). Być może, są to objawy świadczące o zmianach inwolucyjnych w obrębie układu nerwowego. Jedynie wydłużenie czasu M_{max} i czasu wyhamowania mięśni prostowników działających na staw kolanowy wraz z wiekiem, przy teście 60°/s nie są statystycznie istotne (tab. XI).



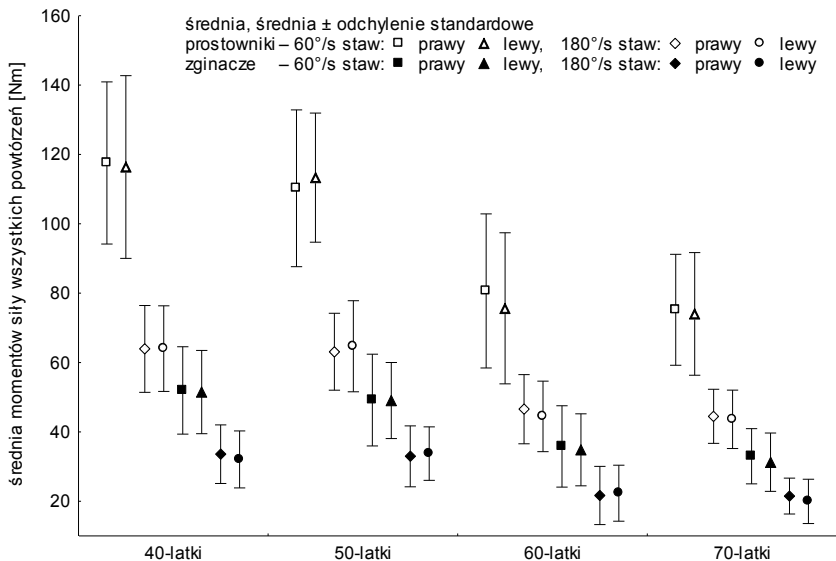
Rycina 26. Charakterystyka statystyczna maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 26. Statistical characteristics of peak torque in muscles acting on the knee joint in individual age groups



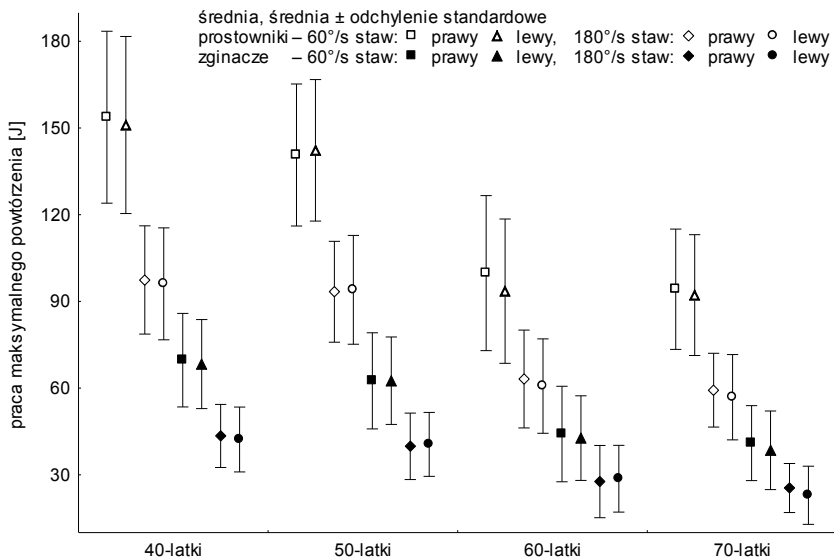
Rycina 27. Charakterystyka statystyczna względnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 27. Statistical characteristics of peak torque/body mass in muscles acting on the knee joint in individual age groups



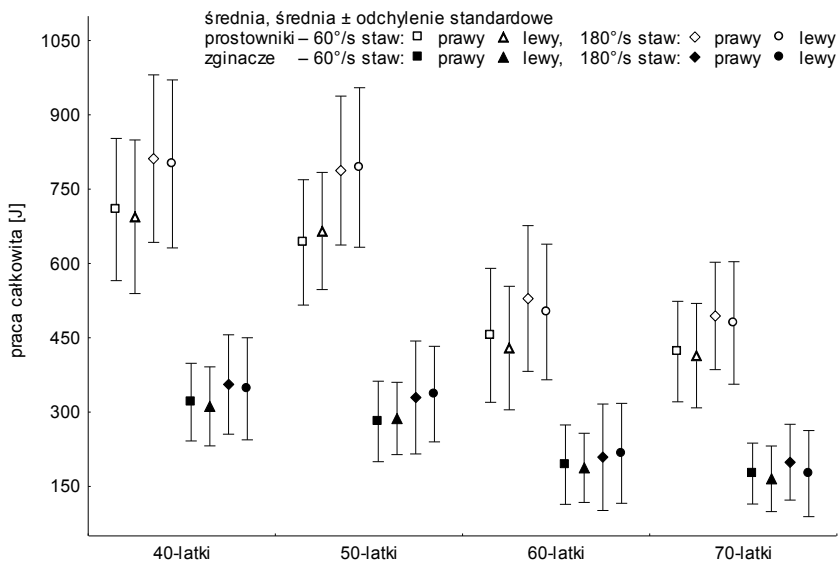
Rycina 28. Charakterystyka statystyczna momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolonowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 28. Statistical characteristics of torque @ 0.18 s in muscles acting on the knee joint in individual age groups



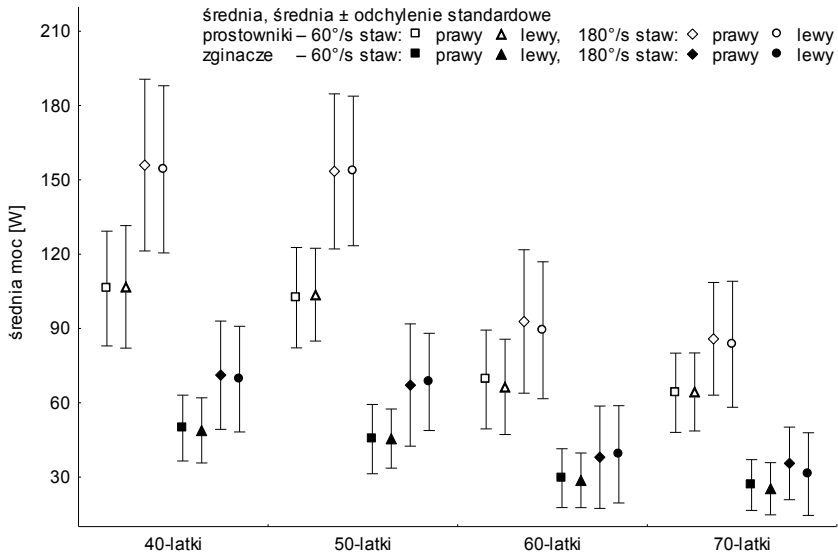
Rycina 29. Charakterystyka statystyczna średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni działających na staw kolonowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 29. Statistical characteristics of maximum average peak torque in muscles acting on the knee joint in individual age groups



Rycina 30. Charakterystyka statystyczna pracy maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 30. Statistical characteristics of maximum repetitive total work of muscles acting on the knee joint in individual age groups

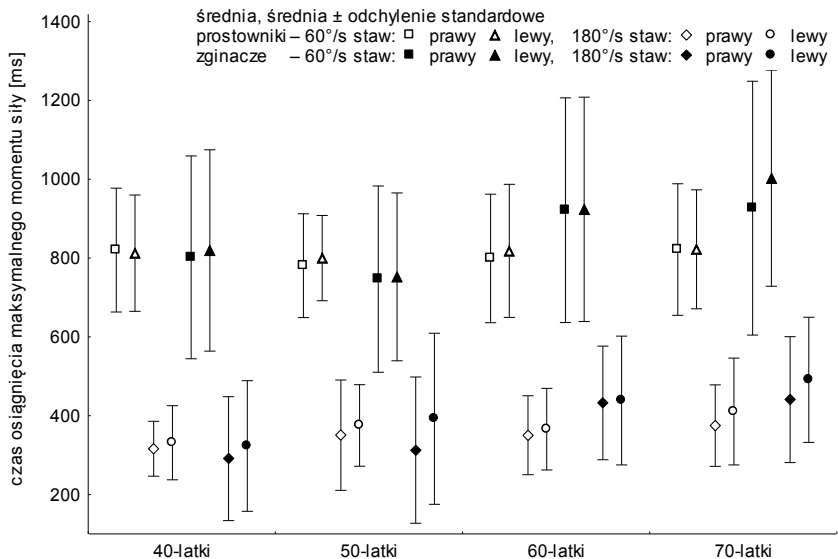


Rycina 31. Charakterystyka statystyczna całkowitej pracy mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 31. Statistical characteristics of total work of muscles acting on the knee joint in individual age groups



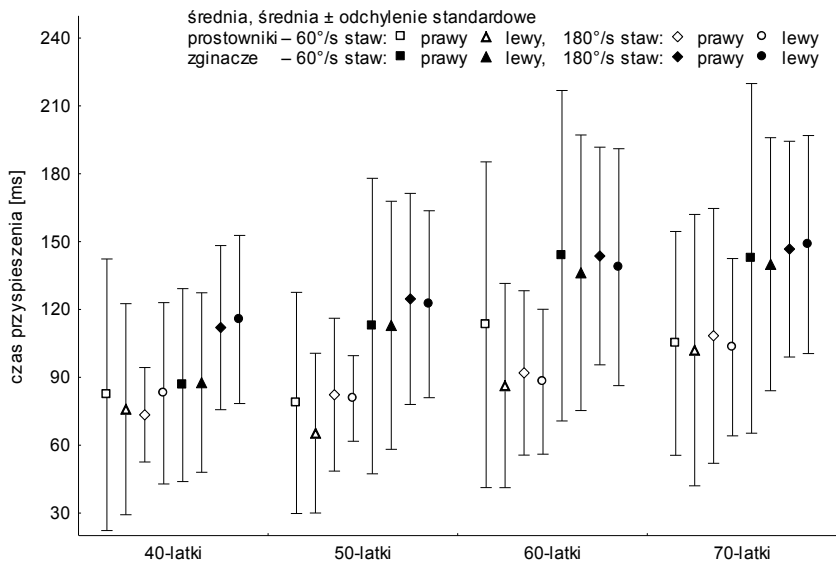
Rycina 32. Charakterystyka statystyczna średniej mocy mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych

Figure 32. Statistical characteristics of average power of muscles acting on the knee joint in individual age groups

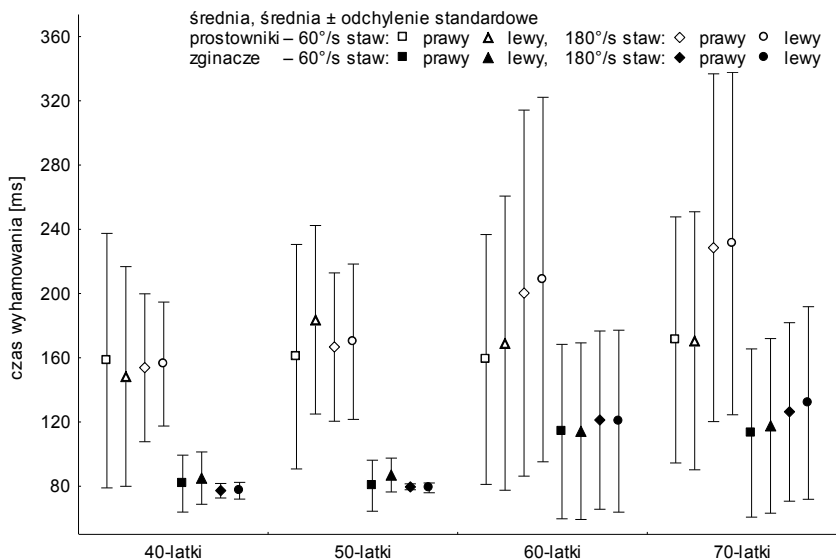


Rycina 33. Charakterystyka statystyczna czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych

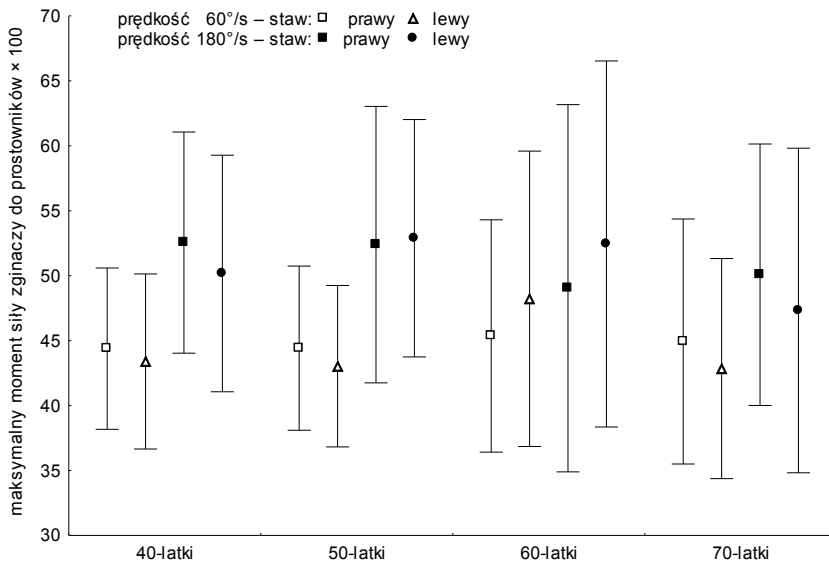
Figure 33. Statistical characteristics of time to reach peak torque in muscles acting on the knee joint in individual age groups



Rycina 34. Charakterystyka statystyczna czasu przyspieszenia mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 34. Statistical characteristics of acceleration time in muscles acting on the knee joint in individual age groups



Rycina 35. Charakterystyka statystyczna czasu wyhamowania mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych
 Figure 35. Statistical characteristics of deceleration time in muscles acting on the knee joint in individual age groups



Rycina 36. Charakterystyka statystyczna stosunku agonistów do antagonistów mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych

Figure 36. Statistical characteristics of agonist/antagonist ratio in muscles acting on the knee joint in individual age groups

Przeprowadzone w pracy pomiary maksymalnych momentów sił mięśni działających na staw kolanowy ujawniły statystycznie nieistotne zróżnicowanie proporcji momentów sił poszczególnych grup mięśniowych w kolejnych grupach wiekowych (ryc. 36, tab. X i XI). We wszystkich grupach były one niższe od zalecanych norm. Zgodnie z oprogramowaniem firmy Biodex jako normę dla mięśni działających w obrębie stawu kolanowego, przy prędkości 60 i 90°/s, proponuje się odpowiednio wskaźniki wynoszące 62 i 59.

Niekorzystny związek wieku z funkcją mięśni działających na staw kolanowy potwierdza ujemna korelacja liniowa z parametrami siłowymi oraz dodatnia korelacja z parametrami prędkościowymi (tab. XII). Poza wartościami stosunków mięśniowych i pojedynczymi parametrami prędkościowymi, wszystkie korelacje były statystycznie istotne. Parametry siłowe zmieniają się z wiekiem w większym stopniu niż prędkościowe. W odróżnieniu od mięśni tułowia, silniej korelują z wiekiem prostowniki działające na staw kolanowy niż zginacze.

Zmiany parametrów funkcjonalnych kończyn dolnych w funkcji wieku, przedstawione za pomocą wielomianu 3 stopnia, kształtowały się podobnie do zmian w zakresie mięśni tułowia. Najwyższy odsetek wariancji odnotowano dla maksymalnych momentów sił mięśniowych i dla średniej mocy, przy prędkości 180°/s. Dokładność dopasowania funkcji wielomianowej przedsta-

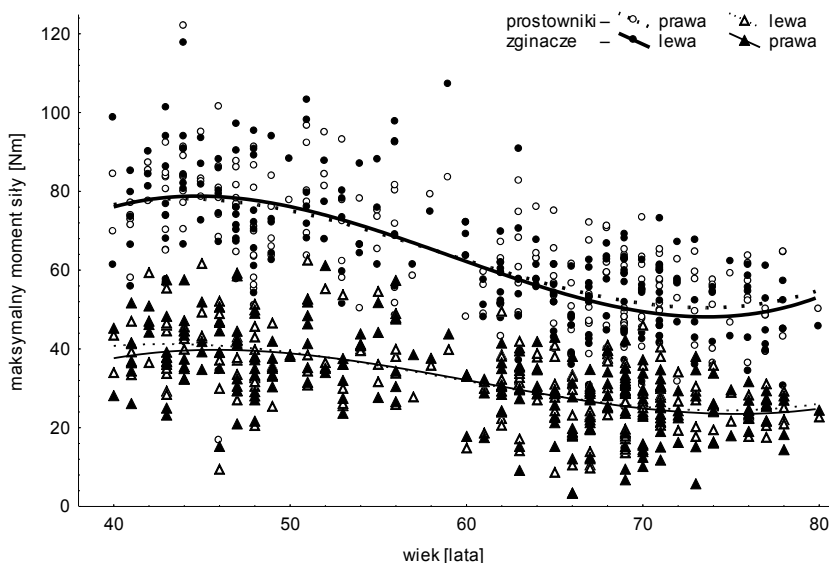
wiono w tabeli 6. Pozostałe parametry, szczególnie prędkościowe, zmieniają się wraz z wiekiem w mniejszym stopniu.

Zmiany wartości dwóch wyznaczonych parametrów w funkcji wieku przedstawiono graficznie na rycinach 37 i 38. Krzywe zmienności wyznaczono metodą aproksymacji wielomianowej 3 stopnia (nieliniowa regresja wielomianowa).

Tabela 6. Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia wartości parametrów funkcjonalnych mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s
 Table 6. The results of matching 3rd order multinomial to determine the functional parameters of the muscles of lower limbs as a function of age at a velocity of 180°/s

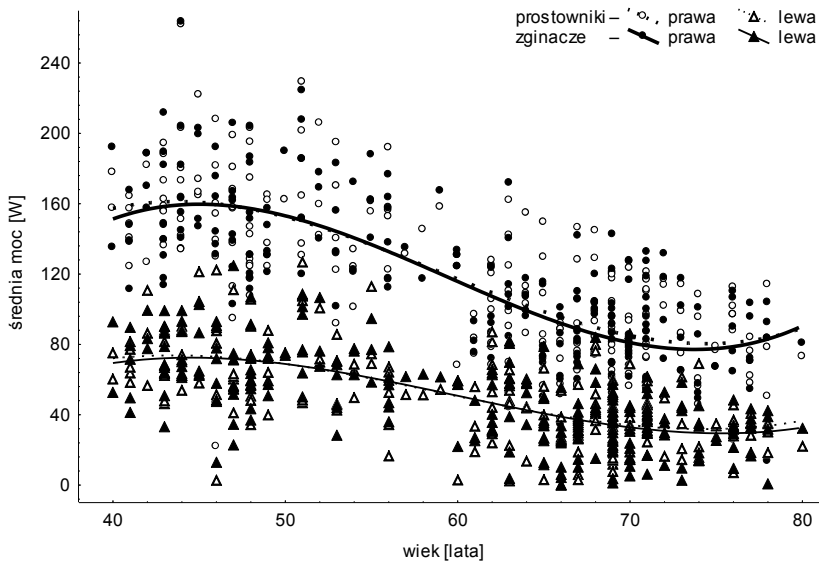
Cecha	Mięśnie	Staw	% wyjaśnionej wariancji	R
M _{max}	prostowniki	P	46,29	0,680
		L	48,33	0,695
	zginacze	P	36,94	0,608
		L	34,89	0,591
N _{średnia}	prostowniki	P	53,63	0,732
		L	56,14	0,749
	zginacze	P	40,97	0,640
		L	43,71	0,661

P – prawy, L – lewy



Rycina 37. Analiza regresji – rozwój maksymalnego momentu siły mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s

Figure 37. Regression analysis – peak torque in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of 180°/s)



Rycina 38. Analiza regresji – rozwój średniej mocy mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s

Figure 38. Regression analysis – average power in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of 180°/s)

Poszukując innych zależności, stwierdzono w całej badanej populacji kobiet, że wartości parametrów siłowych mięśni kończyn dolnych korelowały dodatnio z masą i wysokością ciała, a ujemnie ze wskaźnikami BMI i Rohrera (tab. XII). Jednocześnie wykazano odwrotne zależności parametrów prędkościowych z analizowanymi cechami somatycznymi (tab. XII). Najczęściej statystycznie istotne związki występowały przy zależnościach z wysokością ciała i wskaźnikiem Rohrera.

Podsumowanie

Podsumowując charakterystykę biomechaniczną zespołów mięśni działających na stawy kolanowe, można stwierdzić, że wartości analizowanych cech (poza stosunkami siły mięśniowej) różnią się istotnie w badanych grupach wiekowych kobiet. Średnie wartości parametrów siłowych znacznie się obniżają wraz z wiekiem (wiek najsilniej koreluje) oraz ze wzrostem wskaźników BMI i Rohrera, zaś wzrastają wraz z wyższą masą i wysokością ciała. Odmienne zachowują się parametry prędkościowe, które wykazują coraz wyższe średnie wartości w kolejnych grupach wiekowych (również tutaj wiek najsilniej koreluje) oraz przy zwiększaniu się wskaźników względnej masy ciała. Najmniejszą zmiennością i zależnością od wieku i innych cech somatycznych charakteryzują się stosunki siły mięśniowej zginaczy do prostowników.

Parametry siłowe zmieniają się wraz z wiekiem w większym stopniu niż prędkościowe. W odróżnieniu od mięśni tułowia, silniej korelują z wiekiem prostowniki działające na staw kolanowy niż zginacze. Prognozowanie parametrów funkcjonalnych mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku, określone wielomianem 3 stopnia, najlepiej zostało wyjaśnione w zakresie maksymalnych momentów sił oraz średniej mocy przy prędkości 180°/s.

5.2. Omówienie zależności między badanymi parametrami

5.2.1. Zmienność parametrów prędkościowo-siłowych mięśni

Zdolność mięśnia do wytwarzania siły koncentrycznej jest największa przy małych prędkościach izokinetycznych i zmniejsza się liniowo wraz ze wzrostem prędkości testowania (Aniansson i wsp. 1980; Kędzior i wsp. 1992; Perrin 1992; Pocholle, Codine 1998). Wartości parametrów siłowych potwierdzają te zależności (tab. XIII i XIV). Najbardziej jest to widoczne przy testowaniu mięśni działających na stawy kolanowe (tab. XIV), gdy w zakresie wszystkich parametrów siłowych i we wszystkich grupach wiekowych występowało statystycznie istotne zróżnicowanie średnich wartości. Na podstawie przeprowadzonego testu t-Studenta dla prób zależnych stwierdzono zmniejszanie się momentów sił mięśniowych przy wzroście prędkości z 60 do 180°/s. Typowe zależności siła–prędkość były natomiast mniej statystycznie istotne przy testowaniu mięśni tułowia (tab. XIII).

Prędkość przy testowaniu koncentrycznym może być również czynnikiem zmieniającym stosunki badanych grup mięśniowych. W przypadku mięśni działających na staw kolanowy, wraz ze wzrostem prędkości testowania, maksymalny moment siły mięśnia czworogłowego zmniejsza się bardziej niż mięśni zginaczy (Bober, Hay 1990; Perrin 1992; Taylor i wsp. 1991). Wartości stosunków mięśniowych (w postaci wskaźnika $\times 100$) w pełni potwierdzają opisaną tendencję, wykazując wzrost wraz ze zwiększaniem się prędkości. Widoczne było to najbardziej przy testowaniu mięśni kończyn dolnych, gdy średnie wartości tego parametru wzrosły statystycznie istotnie we wszystkich grupach wiekowych i w obu kończynach (tab. XIV).

Stwierdzono występowanie zróżnicowania średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni kończyny dolnej prawej i lewej, co potwierdził test t-Studenta (tab. XV). Spośród 168 analizowanych parametrów 25 (15%) wykazywało zmienność statystycznie istotną, wskazującą na dominację kończyny prawej, przez wyższe wartości parametrów siłowych i krótsze czasy reakcji mięśniowej. Wyrażna dominacja występowała głównie w grupach starszych kobiet, powyżej 60 lat (22 parametry), a w grupach kobiet poniżej 60 lat dotyczyła jedynie pięciu parametrów.

Podsumowanie

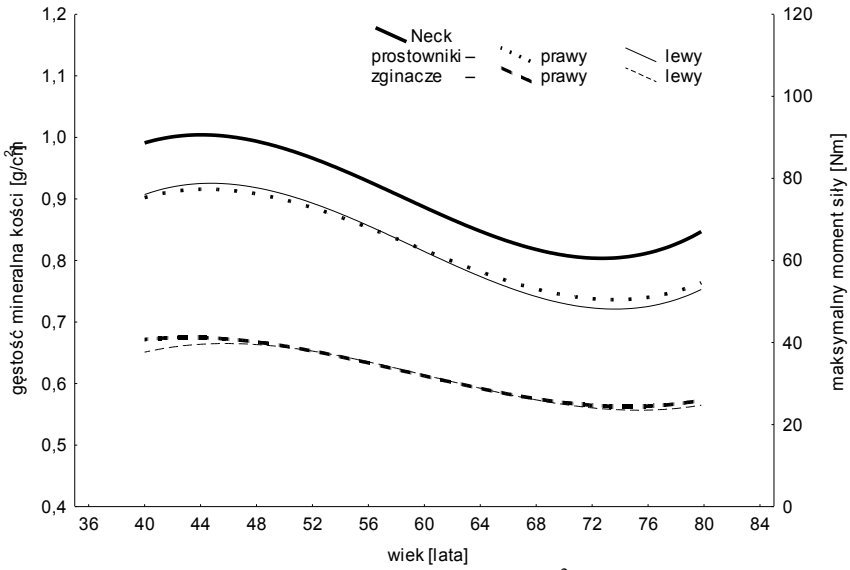
Zmienność parametrów funkcjonalnych mięśni zależnych od prędkości badania izokinetycznego okazała się typowa. Wykazano zmniejszanie się momentów sił mięśniowych przy wzroście prędkości, najbardziej widoczne podczas testowania mięśni działających na stawy kolanowe, gdzie występowało statystycznie istotne zróżnicowanie wszystkich średnich wartości. We wszystkich grupach wiekowych stwierdzono również, że stosunek mięśni zginaczy do prostowników zwiększał się wraz z prędkością. Analiza parametrów prędkościowo-siłowych mięśni obsługujących stawy kolanowe ujawniła zróżnicowanie ich średnich wartości w kończynie prawej i lewej. Dominacja kończyny prawej okazała się statystycznie istotna głównie w grupach kobiet w wieku powyżej 60 lat.

5.2.2. Zależności między gęstością mineralną kości a parametrami prędkościowo-siłowymi mięśni

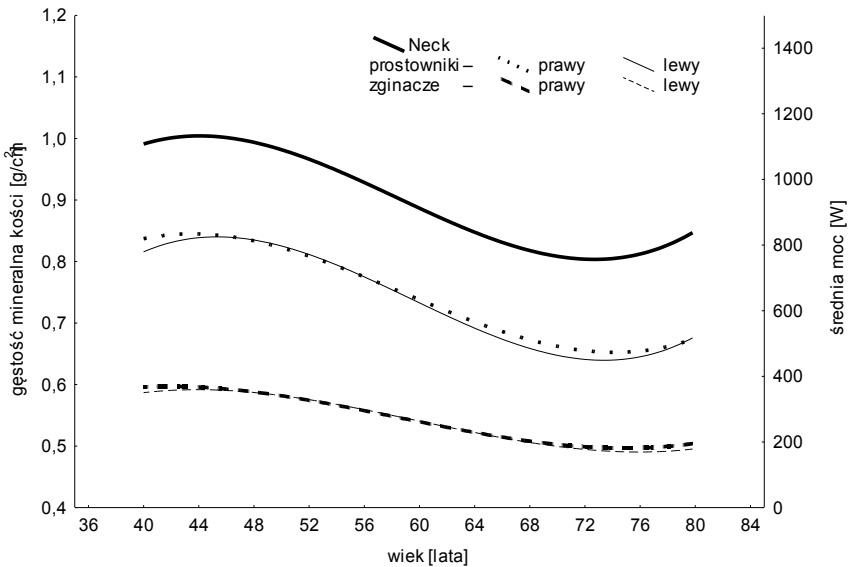
Zmiany gęstości mineralnej kości oraz parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia i kończyn dolnych w funkcji wieku zostały przedstawione za pomocą wielomianu 3 stopnia w poprzednich rozdziałach (ryc. 13, 14, 37, 38). Omawiane procesy inwolucyjne w zakresie badanych parametrów narządu ruchu wykazały podobne tempo i kierunek zmian. Potwierdziła to graficzna prezentacja krzywych zmienności gęstości szyjki kości udowej i najsilniej korelujących z wiekiem parametrów prędkościowo-siłowych mięśni (ryc. 39–42). Krzywe te mają podobny kształt w zbliżonych granicach czasowych. Ich przebieg, choć różni się nieco od przewidywanych procesów inwolucyjnych, kształtuje się podobnie. Wynikać to może z przeglądowego charakteru materiału badawczego: znalazły się w nim kobiety, u których uzyskano wartości parametrów odbiegające od ich norm wiekowych.

Związki procesów inwolucyjnych w zakresie tkanki kostnej i parametrów określających funkcję mięśni (szczególnie siłowych) potwierdza przebieg czasowy tych zmian. W podobnym czasie uzyskano wartości maksymalne, minimalne i podobnie przebiegały fazy przyspieszonego starzenia się. Maksymalne wartości gęstości szyjki kości udowej w badanym materiale osiągnęły w 45. roku życia, natomiast w zakresie parametrów siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych – średnio w 47. i 43. roku życia. Minimalne wartości gęstości szyjki kości udowej osiągała w 73. roku życia, a parametry siłowe mięśni tułowia i kończyn dolnych – średnio u badanych w 76. i 75. roku życia.

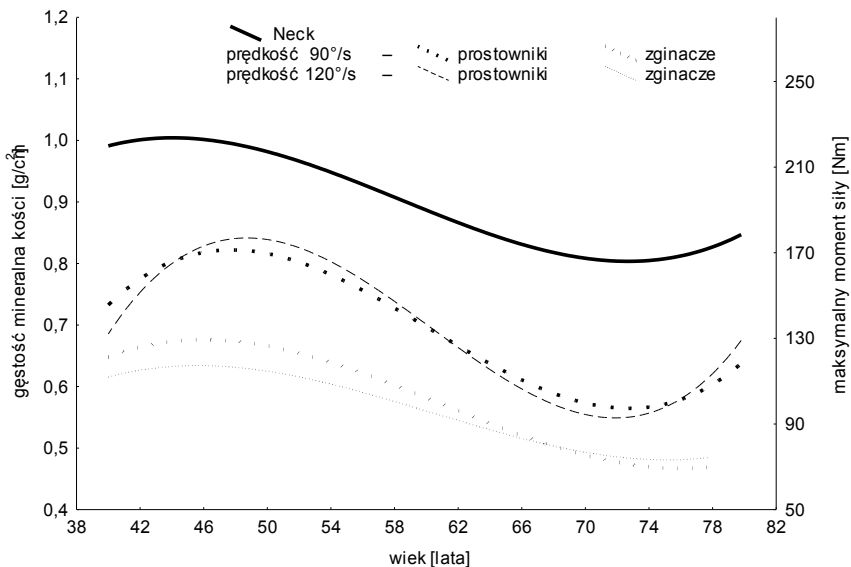
Punkt przegięcia, czyli miejsce, w którym następuje zmiana tempa zmniejszania badanej cechy, również jest zbliżony w większości badanych cech (ryc. 43 i 44). Dla gęstości szyjki kości udowej przypada on na 59. rok życia,



Rycina 39. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm^2] oraz maksymalnego momentu siły mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości $180^\circ/\text{s}$
 Figure 39. Regression analysis – bone density [g/cm^2] and peak torque in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of $180^\circ/\text{s}$)

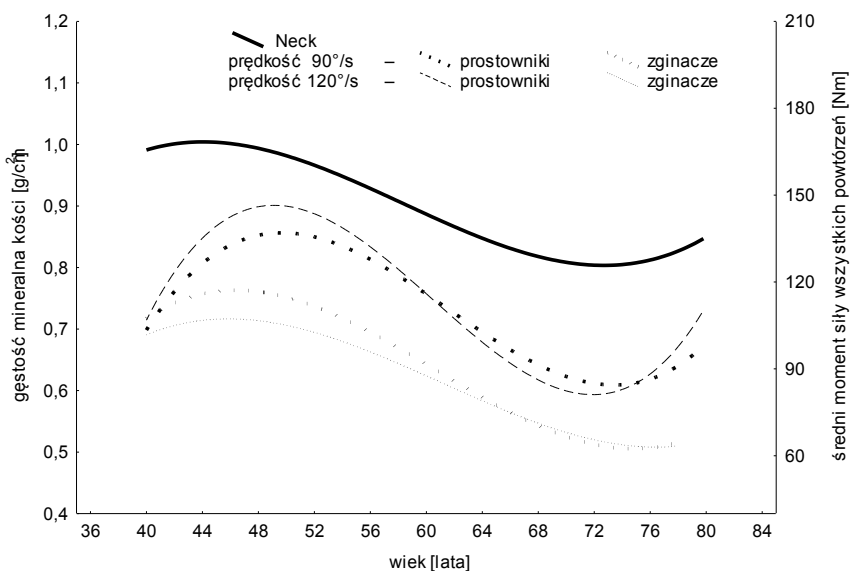


Rycina 40. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm^2] oraz średniej mocy mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości $180^\circ/\text{s}$
 Figure 40. Regression analysis – bone density [g/cm^2] and average power in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of $180^\circ/\text{s}$)



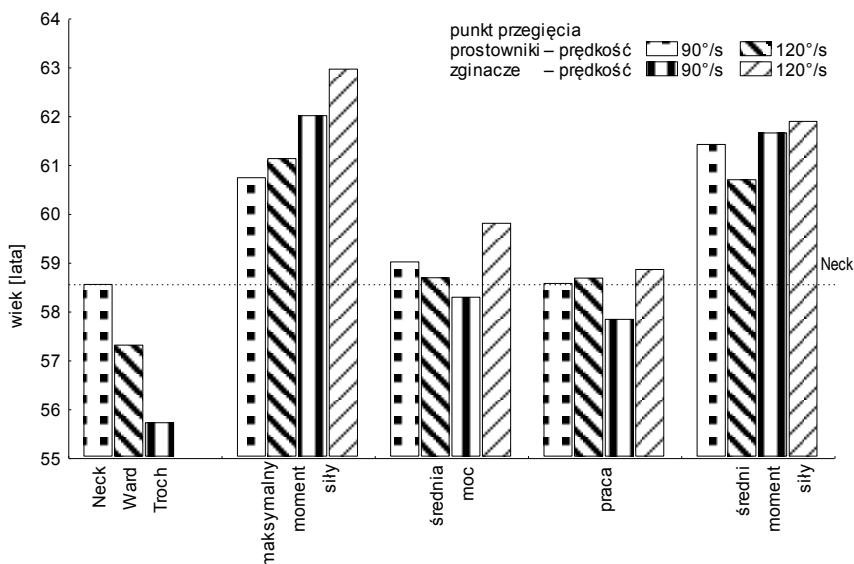
Rycina 41. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm²] oraz maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku

Figure 41. Regression analysis – bone density [g/cm²] and peak torque in muscles of the trunk vs age

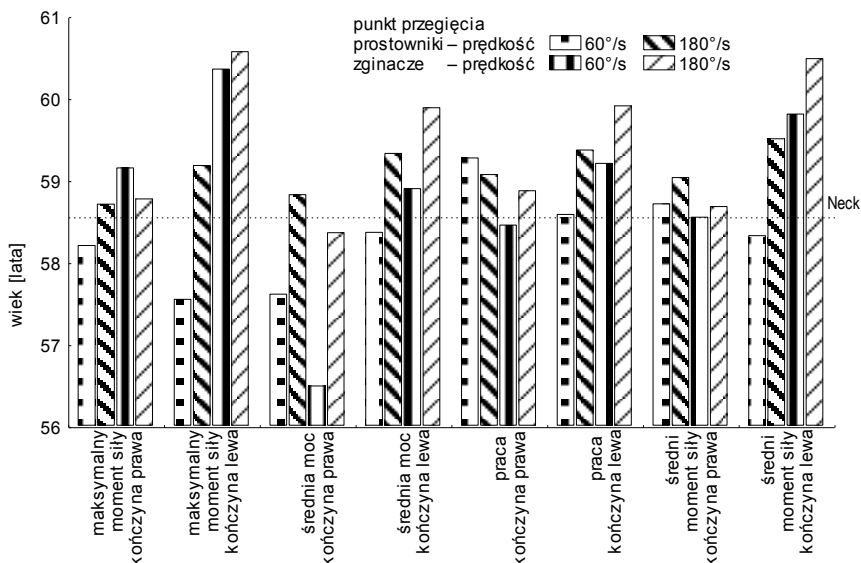


Rycina 42. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm²] oraz średniego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku

Figure 42. Regression analysis – bone density [g/cm²] and average torque in muscles of the trunk vs age



Rycina 43. Punkt przegięcia dla krzywych zmienności gęstości mineralnej kości i parametrów siłowych mięśni tułowia
 Figure 43. Inflection point for bone mineral density variations curves and strength parameters in trunk muscles



Rycina 44. Punkt przegięcia dla krzywych zmienności gęstości mineralnej kości i parametrów siłowych mięśni kończyn dolnych
 Figure 44. Inflection point for bone mineral density variations curves and strength parameters in muscles of the lower limbs

natomiast dla parametrów siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych – średnio na 60. i 59. rok życia.

Próba aproksymacji procesów inwolucyjnych, przeprowadzona za pomocą wielomianu 3 stopnia, w zakresie analizowanych parametrów wykazuje wzajemne związki między biernym i czynnym układem ruchu badanych kobiet.

W dalszej części podrozdziału podjęto próbę potwierdzenia związków poszczególnych parametrów prędkościowo-siłowych testowanych mięśni tułowia i kończyn dolnych z gęstością mineralną kości. Zależności badanych parametrów, na podstawie korelacji liniowej Pearsona, okazały się w większości przypadków statystycznie istotne.

W tabeli XVI przedstawiono korelacje między parametrami określającymi funkcję mięśni tułowia a gęstością mineralną kości. Wyniki dowodzą, że wszystkie parametry – poza wskaźnikiem określającym stosunki mięśniowe – mają statystycznie istotny związek z gęstością kości w obrębie szyjki kości udowej i trójkąta Warda. Stwierdzono dodatni kierunek oddziaływania wszystkich parametrów siłowych (korelacje od 0,18 do 0,42) i ujemny parametrów prędkościowych (korelacje od -0,15 do -0,48). Gęstość kości w obrębie krętarza wykazała natomiast najsłabsze związki z funkcją mięśniową, często statystycznie nieistotne. W tej okolicy zależności statystycznie istotne występowały głównie w zakresie parametrów prędkościowych.

Stwierdzono również zależności między gęstością kości a funkcją mięśni obsługujących stawy kolanowe, które w większości okazały się statystycznie istotne (tab. XVII). Podobnie jak w poprzedniej analizie, w obrębie szyjki kości udowej i trójkąta Warda siła związku była najwyższa i najczęściej statystycznie istotna, natomiast w obrębie krętarza związki były najsłabsze i rzadziej statystycznie istotne. Wszystkie parametry siłowe korelowały istotnie z gęstością szyjki kości udowej i trójkąta Warda, o czym świadczą dodatnie współczynniki korelacji o wartościach odpowiednio od 0,27 do 0,54 i od 0,23 do 0,51. Czas reakcji mięśniowej korelował natomiast ujemnie z tkanką kostną, jednocześnie słabiej i czasem nieistotnie statystycznie. Tak jak w przypadku zależności z mięśniami tułowia, również mięśnie działające na stawy kolanowe najsłabiej korelowały z gęstością kości w obrębie krętarza. W odróżnieniu jednak od poprzedniej analizy, najsłabsze związki wykazano z parametrami czasowymi tych mięśni.

Stwierdzone wcześniej korelacje proste opisywały wyłącznie związki między dwiema zmiennymi w procesie starzenia się analizowanymi indywidualnie. Starzenie się jest jednak procesem bardzo złożonym i wielowymiarowym. Dlatego też w pracy podjęto próbę wyjaśnienia tych zjawisk przez wyznaczenie zmiennych, które jednocześnie i najsilniej wyjaśniają analizowany proces. Do wyselekcjonowania cech wywierających największy wpływ na kształto-

wanie się gęstości bliższej nasady kości udowej wykorzystano metodę regresji krokowej z wyborem; przy czym zestaw wszystkich analizowanych zmiennych ograniczono do pięciu. Za wskaźnik determinacji wejścia zmiennej do zbioru przyjęto współczynnik korelacji wielokrotnej. Do zbioru wchodziła ta zmienna, która z istniejącym zbiorem dała największy przyrost współczynnika korelacji wielokrotnej. Regresja z wyborem zmiennych pozwoliła na wyznaczenie równania przewidującego gęstość tkanki kostnej.

Wyboru dokonano w pierwszej kolejności z zestawu 127 cech, takich jak wiek oraz wszystkie parametry prędkościowo-siłowe mięśni tułowia i kończyn dolnych. Przeprowadzona analiza liniowej regresji krokowej umożliwiła szczegółową charakterystykę występujących zależności wielowymiarowych (tab. 7). Ocena ta ujawniła, że na poziom gęstości kości we wszystkich trzech analizowanych miejscach bliższej nasady kości udowej wpływ wywierały trzy takie same cechy (wiek, czas M_{\max} zginaczy tułowia przy $120^\circ/s$, $M_{\text{średni}}$ prostowników kolana przy $180^\circ/s$), natomiast dwie pozostałe różniły się tylko w obrębie trójkąta Warda. Ponieważ większość wybranych cech dotyczyła parametrów prędkościowo-siłowych mięśni testowanych przy wyższych prędkościach, przeprowadzono kolejną analizę regresji, rozdzielając zestaw cech ze względu na sposób testowania. Dodatkowo, zestaw analizowanych cech poszerzono o parametry somatyczne, których istotny związek z gęstością tkanki kostnej wykazano już w podrozdziale 5.1.2.

Kolejna analiza regresji dotyczyła w związku z tym wyboru z zestawu 68 następujących cech: wiek, cechy somatyczne, parametry prędkościowo-siłowe mięśni tułowia i kończyn dolnych testowanych przy wyższych prędkościach – odpowiednio 120 i $180^\circ/s$ (tab. 8). Z pięciu wybranych cech najbardziej wpływających na gęstość kości cztery powtórzyły się z poprzedniej regresji, natomiast spośród cech somatycznych dołączyła masa ciała.

Następnego wyboru dokonano również z zestawu 68 następujących cech: wiek, cechy somatyczne, parametry prędkościowo-siłowe mięśni tułowia i kończyn dolnych testowanych przy niższych prędkościach, odpowiednio 90 i $60^\circ/s$ (tab. 9). W tym przypadku powtórzyły się tylko wiek i masa ciała, jako cechy kształtujące gęstość kości w trzech badanych regionach, pozostałe natomiast były bardziej rozproszone.

Wszystkie trzy analizy regresji wskazują, że cechami najsilniej opisującymi zmiany gęstości kości są wiek i masa ciała. Po uwzględnieniu masy ciała i parametrów od niej uzależnionych następnymi cechami wyselekcjonowanymi w analizach regresji były głównie parametry czasowe mięśni tułowia i kończyn dolnych (najczęściej przy wyższych prędkościach).

Tabela 7. Zależność gęstości mineralnej kości od wieku, parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych przy dwóch prędkościach – analiza regresji z wyborem zmiennych (współczynniki statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ zaznaczono grubszym drukiem)

Table 7. The relationships between bone mineral density and age, speed and strength parameters of the trunk and lower limbs muscles at two velocities – regression analysis with the selection of variables (the coefficients that reached the level of statistical significance $p < 0.05$ have been typed in bold)

Cecha	Prędkość [°/s]	Mięśnie	Staw	Neck	Ward	Troch
Wiek				-0,005086	-0,006823	-0,002184
M_{\max}	90	prostowniki				
		zginacze				
$M_{0,18\text{ s max powtórzenia}}$	90	prostowniki				
		zginacze				
L_{\max} powtórzenia	90	prostowniki				
		zginacze				
$t_{\text{przyspieszenia}}$	90	prostowniki				
		zginacze				
$M_{\text{względny}}$	120	prostowniki				
		zginacze				
Czas M_{\max}	120	prostowniki				
		zginacze		-0,000209	-0,000178	-0,000231
$t_{\text{przyspieszenia}}$	120	prostowniki				
		zginacze				
$t_{\text{wyhamowania}}$	120	prostowniki				
		zginacze				
M_{\max}	60	prostowniki	P			
			L			
$M_{\text{względny}}$	60	prostowniki	P			
			L		-0,001642	
	60	zginacze	P			
			L			
$t_{\text{przyspieszenia}}$	60	zginacze	P			
			L			
$t_{\text{wyhamowania}}$	60	zginacze	P			
			L			
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$	60	prostowniki	P			
			L			

Tabela 7. cd.
Table 7. cont.

Cecha	Prędkość [°/s]	Mięśnie	Staw	Neck	Ward	Troch
M_{\max}	180	prostowniki	P			
			L		0,003318	
$M_{\text{względy}}$	180	prostowniki	P	-0,002034		-0,002897
			L			
Czas M_{\max}	180	zginacze	P			
			L			
$M_{0,18 \text{ s max powtórzeń}}$	180	prostowniki	P			
			L			
$N_{\text{średnia}}$	180	prostowniki	P			
			L			
$t_{\text{przyspieszenia}}$	180	zginacze	P	0,000559		0,000424
			L			
$t_{\text{wyhamowania}}$	180	prostowniki	P			
			L			
		zginacze	P			
			L			
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$	180	prostowniki	P	0,005826	0,001856	0,006459
			L			
b_0				1,096130	1,182749	0,881767
R				0,689	0,667	0,581
F				39,104	34,552	22,066
p				0,000	0,000	0,000
Błąd standardowy estymacji				0,104	0,125	0,108

Tabela 8. Zależność gęstości mineralnej kości od wieku, parametrów morfologicznych oraz prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych przy wyższych prędkościach – analiza regresji z wyborem zmiennych (współczynniki statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ zaznaczono grubszym drukiem)

Table 8. The relationships between bone mineral density and age, morphological as well as speed and strength parameters of the trunk and lower limbs muscles at higher velocities – regression analysis with the selection of variables (the coefficients that reached the level of statistical significance $p < 0.05$ have been typed in bold)

Cecha	Prędkość [°/s]	Mięśnie	Staw	Neck	Ward	Troch
Wiek				-0,004760	-0,005821	-0,002682
Masa ciała				0,005861	0,006274	0,005805
M_{max}	120	prostowniki				
		zginacze				
czas M_{max}	120	prostowniki				
		zginacze		-0,000161	-0,000170	-0,000184
$t_{przyspieszenia}$	120	prostowniki				
		zginacze				
$t_{wyhamowania}$	120	prostowniki				
		zginacze				
M_{max}	180	prostowniki	P			
			L			
$M_{względnny}$	180	prostowniki	P	0,001445	0,001510	
			L			
czas M_{max}	180	zginacze	P			
			L			
$M_{0,18 s \max \text{ powtórzenia}}$	180	prostowniki	P			
			L			
$N_{\text{średnia}}$	180	prostowniki	P			
			L			
$t_{przyspieszenia}$	180	zginacze	P	0,000534	0,000598	
			L			
$t_{wyhamowania}$	180	prostowniki	P			
			L			0,000411
	180	zginacze	P			
			L			-0,000545
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$	180	prostowniki	P			
			L			
b_0				0,646975	0,532972	0,605271
R				0,719	0,692	0,636
F				46,222	39,665	29,345
p				0,000	0,000	0,000
Błąd standardowy estymacji				0,100	0,121	0,102

Tabela 9. Zależność gęstości mineralnej kości od wieku, parametrów morfologicznych oraz prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych przy niższych prędkościach – analiza regresji z wyborem zmiennych (współczynniki statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ zaznaczono grubszym drukiem)

Table 9. The relationships between bone mineral density and age, morphological parameters as well as speed and strength parameters of the trunk and lower limbs muscles at low velocities – regression analysis with the selection of variables (the coefficients that reached the level of statistical significance $p < 0.05$ have been typed in bold)

Cecha	Prędkość [°/s]	Mięśnie	Staw	Neck	Ward	Troch
Wiek				-0,006065	-0,007982	-0,003962
Masa ciała				0,005994	0,005643	0,006173
M_{max}	90	prostowniki				-0,000437
		zginacze				
$M_{0,18\text{ s max powtórzeń}}$	90	prostowniki				
		zginacze		-0,000371		
$L_{max\text{ powtórzeń}}$	90	prostowniki				
		zginacze				
$t_{przyspieszenia}$	90	prostowniki				-0,000743
		zginacze				
M_{max}	60	prostowniki	P			
			L			
$M_{względny}$	60	prostowniki	P			
			L			
		zginacze	P			
			L	0,001019		
$t_{przyspieszenia}$	60	zginacze	P			
			L			0,000290
$t_{wyhamowania}$	60	zginacze	P			
			L	-0,000323	-0,000343	
$M_{średni\ wszystkich\ powtórzeń}$	60	prostowniki	P			
			L			
Stosunek mięśni	60	zginacze/ prostowniki	P		-0,001753	
			L		0,002085	
b_0				0,831806	0,873052	0,682170
R				0,697	0,672	0,619
F				40,742	35,484	26,772
p				0,000	0,000	0,000
Błąd standardowy estymacji				0,103	0,124	0,104

Być może, inwolucyjne zmiany w układzie nerwowym związane ze zmniejszoną szybkością reakcji na bodziec oraz szybkością przewodzenia pobudzenia w nerwach obwodowych są bardzo istotne. Parametry czasowe funkcji mięśniowej, przez pogorszenie sprawności układu ruchu, jednocześnie z wiekiem i masą ciała najsilniej wpływają na zmiany gęstości kości.

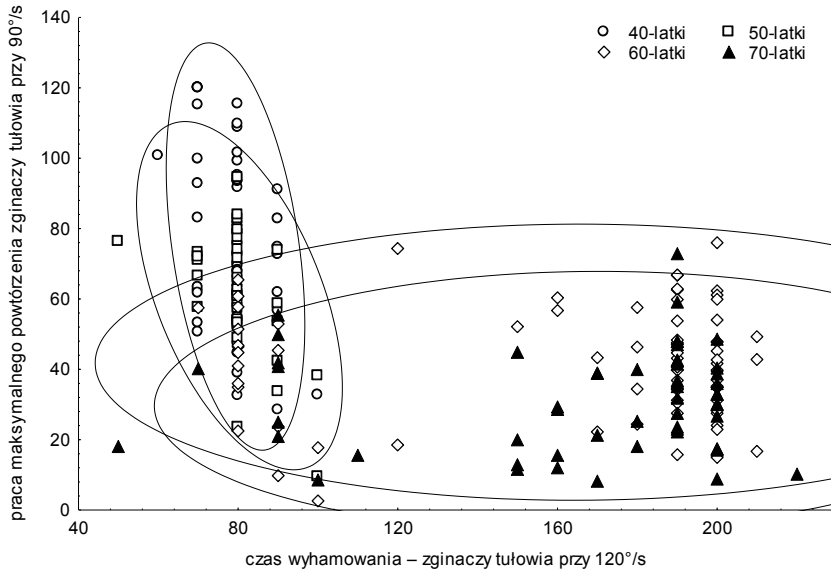
Uzyskane we wszystkich trzech analizach regresji współczynniki determinacji wskazują, że również inne cechy, niż rozpatrywane, mogą mieć na nią wpływ.

Następnym elementem poszukiwań dotyczących złożonego procesu starzenia się były parametry dyskryminujące kobiety w grupach wiekowych, również w układzie wielowymiarowym. W tym celu przeprowadzono ocenę funkcji dyskryminacyjnej. Wykorzystano postępującą analizę krokową, w której spośród cech somatycznych, gęstości bliższej nasady kości udowej oraz wszystkich parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych (145 zmiennych) wybrano sześć zmiennych najsilniej różnicujących grupy wiekowe (tab. 10). Było to pięć parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia i gęstość mineralna kości w obrębie trójkąta Warda. Być może, wynika to z ograniczenia możliwości funkcjonalnych mięśni tułowia, które nasilają się wraz z wiekiem w złożonych procesach starzenia się. Przyczynami tych ograniczeń mogą być również dolegliwości bólowe kręgosłupa o różnej etiologii, przeciążenia, szczególnie odcinka lędźwiowego, oraz deformacje osi, osteopenia czy osteoporoza.

Tabela 10. Zmienne najsilniej różnicujące badane grupy kobiet – analiza dyskryminacji z wyborem zmiennych metodą krokową

Table 10. Variables most significantly differentiating particular groups of women under investigation – discrimination analysis with selection of variables by means of step method

Cecha wprowadzona	F wprowadzane	df 1	df 2	p	<i>Lambda</i>	F	p
$t_{\text{wyhamowania}}$ zginaczy tułowia przy 120°/s	106,13	3	218	0,000	0,406	106,13	0,000
L_{max} powtórzenia zginaczy tułowia przy 90°/s	29,82	3	217	0,000	0,288	62,51	0,000
Czas M_{max} prostowników tułowia przy 120°/s	15,44	3	216	0,000	0,237	47,15	0,000
$N_{\text{średnia}}$ prostowników tułowia przy 120°/s	12,28	3	215	0,000	0,202	39,34	0,000
M_{max} zginaczy tułowia przy 90°/s	7,45	3	214	0,000	0,183	33,48	0,000
Gęstość mineralna kości – Ward	7,44	3	213	0,000	0,166	29,73	0,000



Rycina 45. Rozrzut punktów indywidualnych dla czterech grup wiekowych w układzie dwóch najsilniej dyskryminujących zmiennych z zaznaczonymi elipsami ufności
 Figure 45. Scatter of individual points in four age groups taking into account two most discriminatory variables with marked confidentiality ellipses

Do wyznaczenia mocy dyskryminacyjnej określono wartość *lambda* Wilksa, która wynosiła 0,166. Ponieważ jej wartość wynosząca 0,0 oznacza doskonałą moc dyskryminacyjną, czyli 100%, natomiast 1 – brak tej mocy, otrzymany w przeprowadzonej analizie wynik oznacza, że sześć wybranych zmiennych wysoko różnicuje grupy. Dodatkowo wyznaczono cząstkowe *lambda* Wilksa (od 0,406 do 0,166), które określiły swoisty wkład danej zmiennej do dyskryminacji grupy. Na rycinie 45 przedstawiono rozrzut punktów indywidualnych dla czterech grup w układzie dwóch najsilniej dyskryminujących zmiennych z zaznaczonymi elipsami ufności. Wyraźnie widoczne jest zróżnicowanie grup młodszych kobiet, 40- i 50-letnich i starszych 60- i 70-letnich, co potwierdzały również wcześniej przeprowadzone analizy wariancji.

Macierz klasyfikacji analizy dyskryminacji (tab. 11) określiła odsetek przypadków, które zostały poprawnie zaklasyfikowane w każdej grupie, oraz liczbę kobiet błędnie zaklasyfikowanych do innych grup. Najlepiej została scharakteryzowana grupa 40-letnich kobiet, najgorzej zaś 70-letnich. Prawdopodobnie, najmłodsza badana grupa była najbardziej jednorodna, natomiast w najstarszej znalazły się kobiety o średnich wartościach zmiennych zdecydowanie lepszych niż ich równolatki. To, że w grupie kobiet 70-letnich uzyskano najwięcej wartości odbiegających od określonych we właściwej dla ich

wieku normy, wyjaśnia wcześniej omówione zmiany gęstości kości w funkcji wieku. Nietypowy kształt krzywej zmienności wyznaczonej metodą aproksymacji wielomianowej 3 stopnia wynika prawdopodobnie z tego, że w badanym materiale znalazły się starsze kobiety o zdecydowanie wyższych wartościach gęstości kości w stosunku do średnich wiekowych (ryc. 10).

Tabela 11. Macierz klasyfikacji wyników analizy dyskryminacji
Table 11. Classification of the results of discrimination analysis matrix

Grupa	Procent poprawnej klasyfikacji	40-latki	50-latki	60-latki	70-latki
		p = 0,27477	p = 0,13514	p = 0,34685	p = 0,24324
40-latki	85,25	52	8	1	0
50-latki	76,67	7	23	0	0
60-latki	62,34	8	3	48	18
70-latki	38,89	0	2	31	21
Razem	64,86	67	36	80	39

Podsumowanie

Dokonana charakterystyka wybranych parametrów w poszczególnych grupach wiekowych potwierdza występowanie istotnych zmian inwolucyjnych w obrębie narządu ruchu u kobiet. Analiza wariancji ze szczegółowymi porównaniami (tab. VI, VIII, XI) wykazuje, że procesy te nasilają się po 60. roku życia. Najbardziej widoczne jest zróżnicowanie grup młodszych kobiet 40- i 50-letnich oraz starszych 60- i 70-letnich.

Próba aproksymacji procesów inwolucyjnych, przeprowadzona za pomocą wielomianu 3 stopnia, w zakresie analizowanych parametrów potwierdza wzajemne zależności między biernym i czynnym układem ruchu (głównie parametrami siłowymi). Omawiane procesy inwolucyjne w zakresie narządu ruchu wykazywały podobne tempo i kierunek zmian. Krzywe te mają podobny kształt w zbliżonych granicach czasowych. W podobnym wieku osiągnęte są wartości maksymalne, minimalne i podobnie przebiegają fazy przyspieszonego starzenia się. Punkt przegięcia, czyli miejsce, w którym następuje zmiana tempa zmniejszania się badanej cechy, także jest zbliżony w większości badanych cech.

Analiza korelacji prostej ujawniła, że związki poszczególnych parametrów prędkościowo-siłowych testowanych mięśni tułowia i kończyn dolnych z gęstością mineralną kości (głównie w obrębie szyjki kości udowej i trójkąta Warda) okazały się statystycznie istotne. W układzie wielowymiarowym wyznaczono zmienne, które jednocześnie i najsilniej wyjaśniają analizowane pro-

cesy starzenia się. Przeprowadzone analizy regresji wskazują, że największy wpływ na kształtowanie się gęstości bliższej nasady kości udowej mają: wiek, masa ciała i niektóre parametry prędkościowo-siłowe mięśni testowanych głównie przy wyższych prędkościach. Analiza dyskryminacji ujawniła, że zmiennymi najbardziej dyskryminującymi kobiety w poszczególnych grupach wiekowych było pięć parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia i gęstość mineralna kości w obrębie trójkąta Warda. Analizy regresji i dyskryminacji wykazały, że nie tylko parametry siłowe, ale również prędkościowe, są ściśle związane z tkanką kostną w procesach inwolucyjnych.

5.3. Wpływ treningu zdrowotnego na analizowane parametry narządu ruchu

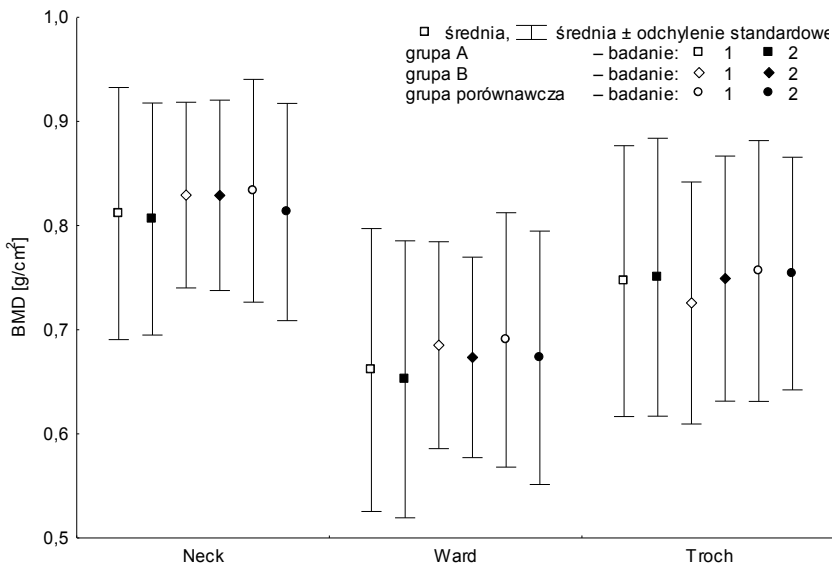
5.3.1. Zmiany gęstości mineralnej kości

Podstawową charakterystykę cech somatycznych i zróżnicowanie ich wartości u kobiet podzielonych na grupy treningowe i porównawczą przedstawiono w tabelach XVIII i XIX.

Wyniki przeprowadzonych badań gęstości mineralnej kości u kobiet w wieku od 60 do 80 lat, podzielonych na trzy grupy, stanowią element dalszych rozważań nad skutecznością stosowanych form treningu zdrowotnego w profilaktyce osteoporozy. Wyniki wyjściowe wykazały brak zróżnicowania statystycznego ($p > 0,05$) między grupami A, B i C (tab. XX, XXI). Wyniki te porównano z kontrolnymi, wykonanymi po 15 miesiącach. Miało to na celu ocenę zmian gęstości mineralnej bliższej nasady kości udowej w kolejnych grupach kobiet, u których zastosowano trening zdrowotny metodą I (z wykorzystaniem temperatur kriogenicznych), metodą II (bez żadnych bodźców fizykalnych) i w grupie porównawczej (ryc. 46–50, tab. XXII).

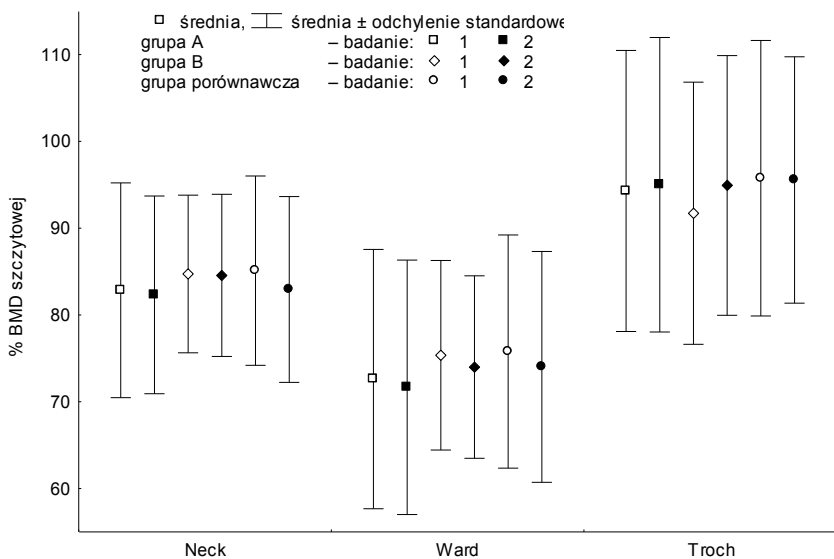
Ocena zmian gęstości tkanki kostnej testem t-Studenta wykazała, że we wszystkich analizowanych grupach (A, B i porównawczej) następował spadek średnich wartości gęstości szyjki kości udowej i trójkąta Warda. Był on wolniejszy w grupach A i B, w których stosowano pierwszą lub drugą metodę treningu zdrowotnego, o czym świadczy brak statystycznej istotności (tab. XXII). W grupie porównawczej, w której nie stosowano żadnych form aktywności fizycznej ani bodźców fizykalnych, odnotowano natomiast statystycznie istotne obniżenie średniej gęstości kości, $p < 0,05$.

Wyniki badania krętarza większego ujawniły poprawę gęstości kości w tej okolicy u kobiet w obu grupach treningowych, w grupie porównawczej natomiast – tendencję spadkową. Żadne z tych zmian nie wykazały statystycznej istotności, $p < 0,05$.



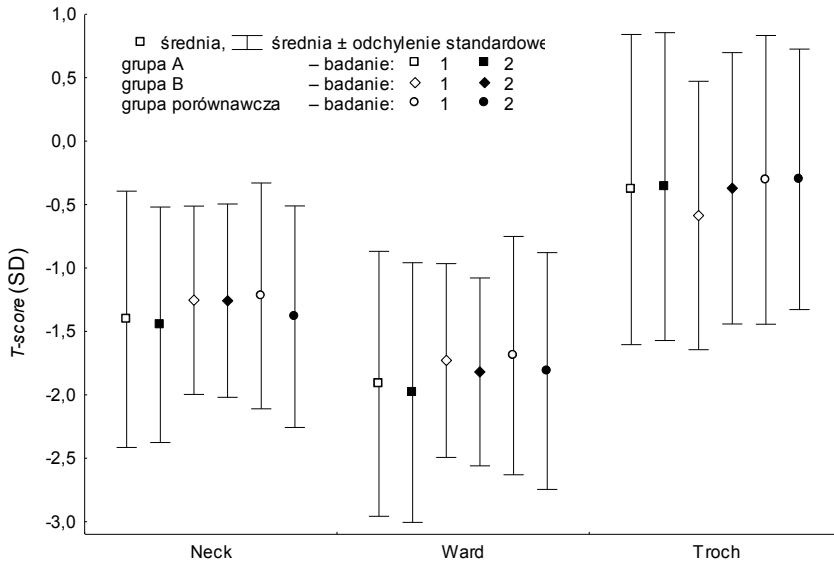
Rycina 46. Zmiany wartości bezwzględnej gęstości mineralnej kości (BMD) szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w grupach treningowych i porównawczej

Figure 46. Changes in the absolute values of bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter in the exercising groups and controls



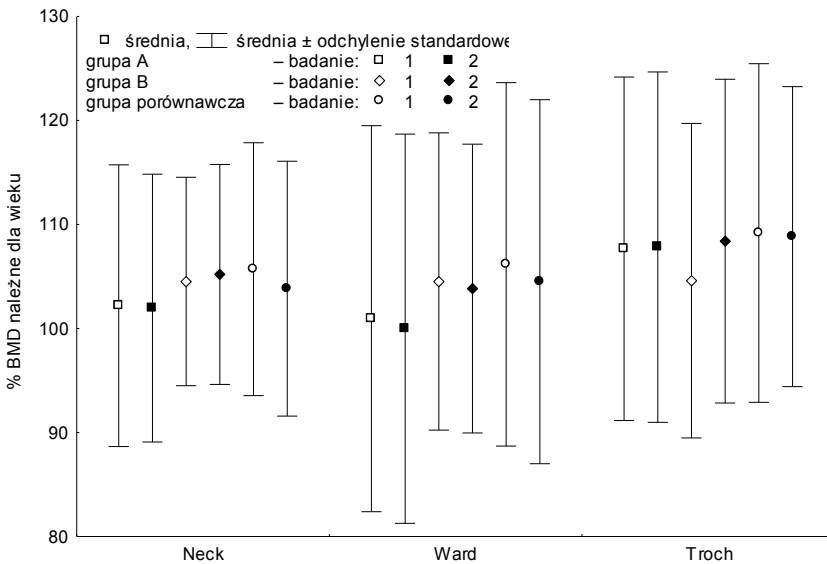
Rycina 47. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci odsetka wartości szczytowych (% BMD szczytowej) w grupach treningowych i porównawczej

Figure 47. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as percentage of peak BMD in the exercising groups and controls



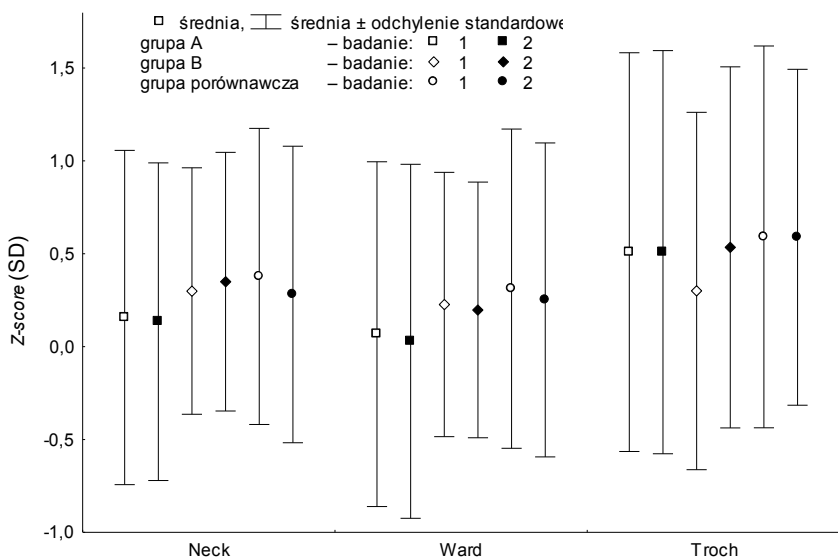
Rycina 48. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci *T-score* w grupach treningowych i porównawczej

Figure 48. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as *T-score* in the exercising groups and controls



Rycina 49. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci odsetka wartości należnej dla wieku (% BMD należne dla wieku) w grupach treningowych i porównawczej

Figure 49. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as percentage of age-due BMD in the exercising groups and controls



Rycina 50. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci *Z-score* w grupach treningowych i porównawczej

Figure 50. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as *Z-score* in the exercising groups and controls

Korzystniejsze wyniki w grupach treningowych w stosunku do grupy porównawczej wynikają nie tylko z zastosowanych metod treningu zdrowotnego, ale również z samodzielnej aktywności ruchowej, stosowanej po zakończeniu eksperymentu badawczego. Wyniki ankiety potwierdziły obserwacje własne dotyczące zwiększenia samodzielnej aktywności ruchowej kobiet po zakończeniu obu form treningu zdrowotnego. Prawie 97% ankietowanych stosowało różne samodzielne formy ruchu. Najczęściej wskazywano na spacer i gimnastykę (70%), następnie pracę w ogrodzie, jazdę na rowerze i pływanie. Odpowiadając na pytania dotyczące intensywności stosowanych ćwiczeń, respondenci podawały następującą częstotliwość: 3 razy tygodniowo (70%), 2 razy (17%), raz (11%) i rzadziej (1%).

Podsumowanie

Podsumowując, można stwierdzić, że we wszystkich analizowanych grupach (A, B i porównawczej) następował spadek średnich wartości gęstości szyjki kości udowej i trójkąta Warda. Był on wolniejszy, statystycznie nieistotny ($p > 0,05$) w grupach A i B, natomiast w grupie porównawczej, w której nie stosowano żadnych form aktywności fizycznej, pogorszenie było statys-

tycznie istotne, na poziomie $p < 0,05$. Wyniki badania krętarza większego ujawniły poprawę gęstości kości u kobiet w obu grupach treningowych (A i B), natomiast w grupie porównawczej – tendencję spadkową, choć żadna z tych zmian nie wykazała statystycznej istotności ($p > 0,05$). Przypuszcza się, że zastosowane w niniejszej pracy dwie metody treningu zdrowotnego u starszych kobiet, a następnie kontynuowana samodzielnie aktywność ruchowa zwolniły tempo niekorzystnego obniżania się gęstości mineralnej kości.

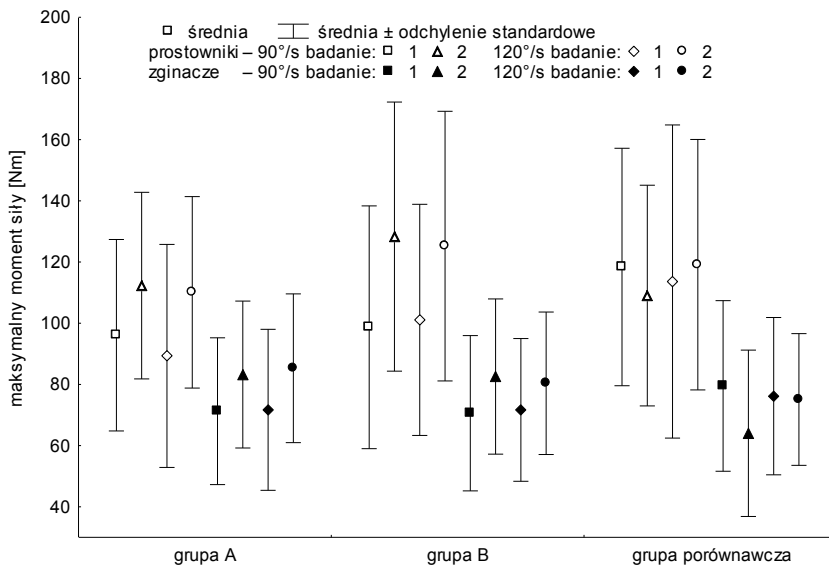
5.3.2. Zmiany parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia

W dalszej części pracy analizowano zachowanie się parametrów siłowych i prędkościowych mięśni tułowia, oceniając ich zmiany pod wpływem zastosowanych metod treningu zdrowotnego w dwóch grupach treningowych, w zestawieniu z trzecią – grupą porównawczą (tab. XXIII i XXIV).

Wyniki badania siły mięśni prostowników i zginaczy tułowia przeprowadzone w niniejszej pracy wykazały jednoznacznie, że obie formy zastosowanego treningu zdrowotnego wpłynęły korzystnie na parametry siłowe. Wszystkie analizowane wartości momentów sił mięśni prostowników i zginaczy, przy obu prędkościach (M_{\max} , $M_{0,18 \text{ s max powtórzenia}}$, $M_{\text{średni}}$), wartości pracy ($L_{\max \text{ powtórzenia}}$, $L_{\text{całkowita}}$) oraz średnia moc ($N_{\text{średnia}}$) uległy zwiększeniu w obu grupach treningowych (ryc. 51–56). W grupie A, u kobiet poddanych treningowi zdrowotnemu metodą I, czyli z wykorzystaniem temperatur kriogenicznych, wszystkie wartości poprawiły się w sposób statystycznie istotny. W grupie B, po treningu metodą II, poza jednym tylko parametrem, również wszystkie zmiany były istotne statystycznie (tab. XXV). W grupie porównawczej natomiast wartości parametrów uległy pogorszeniu, w 53% przypadków wykazując statystyczną istotność zmian (tab. XXV).

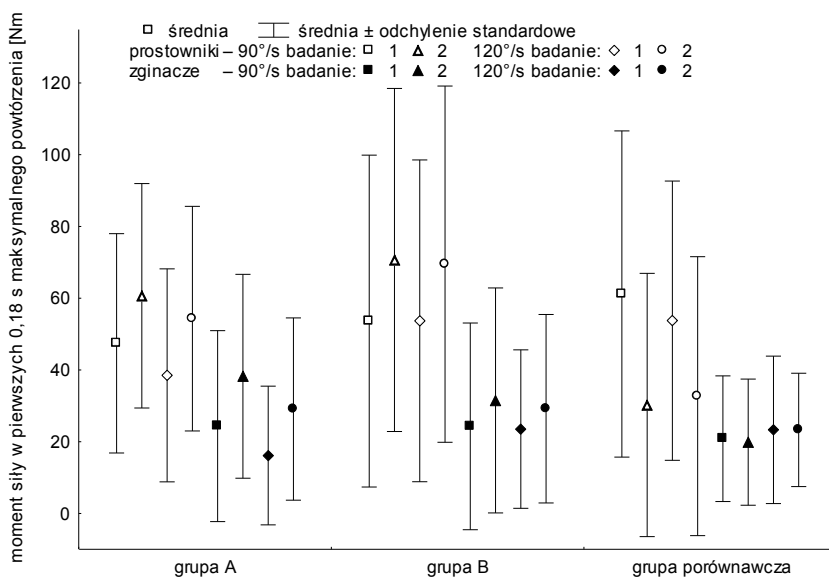
Parametry prędkościowe mięśni tułowia (czas M_{\max} , $t_{\text{przyspieszenia}}$, $t_{\text{wyhamowania}}$), podobnie jak w przypadku charakterystyki siłowej, w 83% przypadków poprawiły się w obu grupach treningowych (ryc. 57–59). W grupie porównawczej, poza czasem wyhamowania, analizowane wartości czasowe uległy wydłużeniu. W odróżnieniu od zmian siłowych, wartości parametrów prędkościowych nie wykazywały tak często statystycznej istotności (tab. XXV).

Wartości wskaźnika określającego proporcje maksymalnych momentów sił mięśni zginaczy tułowia do prostowników uległy zmniejszeniu we wszystkich trzech grupach, przy obu prędkościach testowania (ryc. 60, tab. XXIII). Zmiany te były statystycznie nieistotne (tab. XXV). Wszystkie wskaźniki zbliżały się do norm podanych przez firmę Biodex. Stwierdzone zmiany wynikały jednak z innych przyczyn. W grupach treningowych A i B proporcje te poprawiły się przez istotniejsze zwiększenie maksymalnych momentów siły



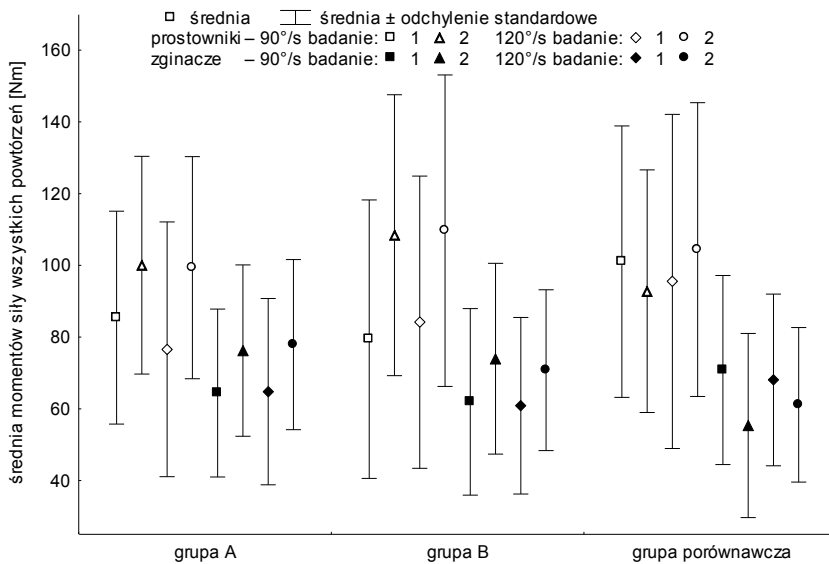
Rycina 51. Zmiany maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 51. Changes in the peak torque of the trunk muscles in the exercising group and controls

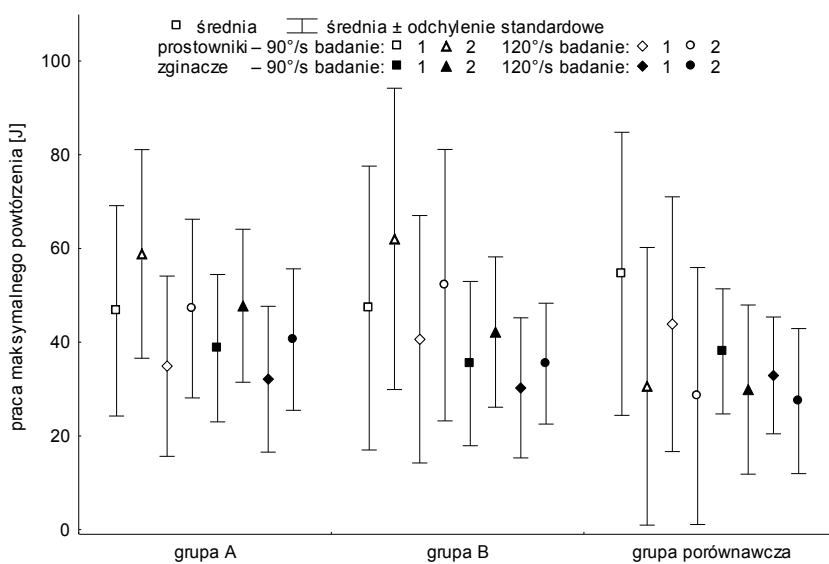


Rycina 52. Zmiany momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

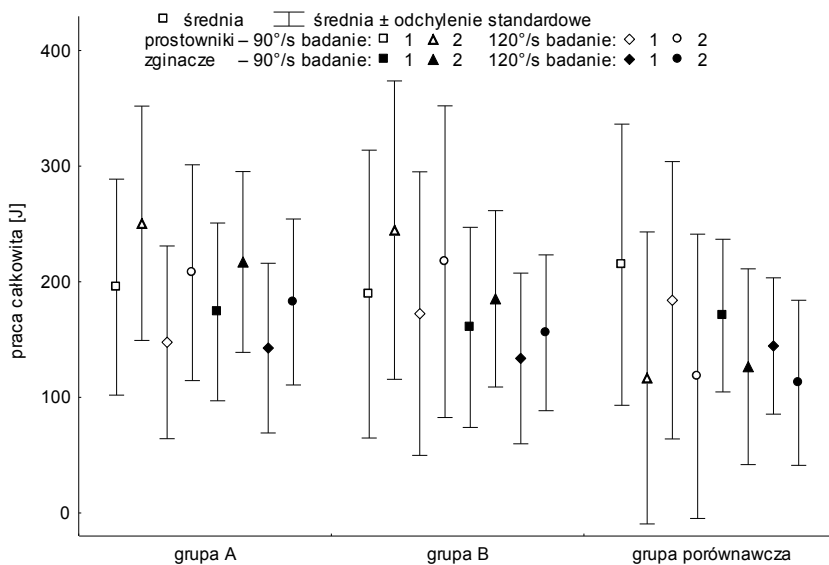
Figure 52. Changes in the torque @ 0.18 s of the trunk muscles in the exercising groups and controls



Rycina 53. Zmiany średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni tułowia w grupach treningowych oraz porównawczej
 Figure 53. Changes in the maximum average peak torque in the trunk muscles in the exercising groups and controls

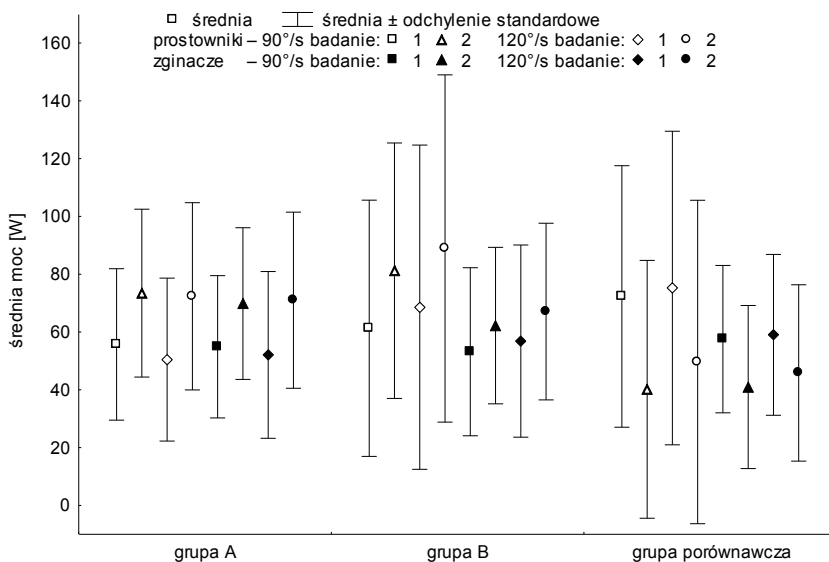


Rycina 54. Zmiany pracy maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej
 Figure 54. Changes in maximum repetitive total work of the trunk muscles in the exercising groups and controls



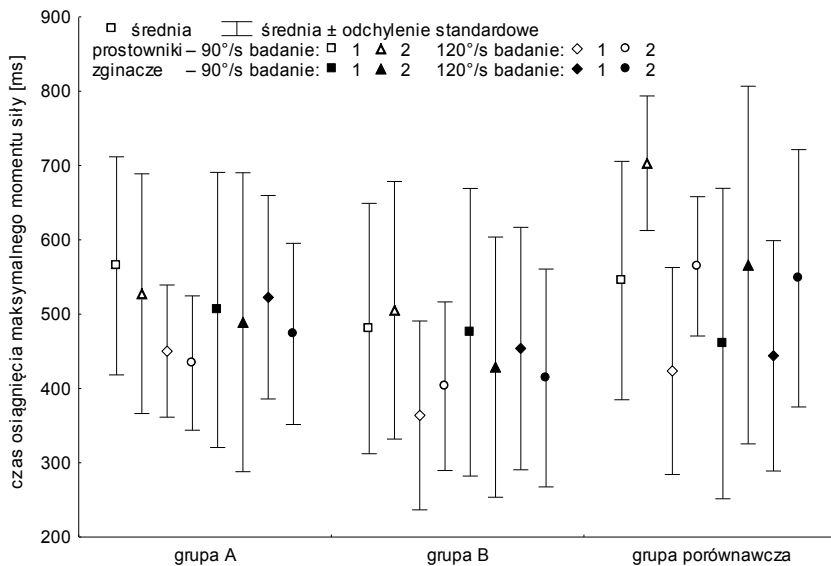
Rycina 55. Zmiany całkowitej pracy mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 55. Changes in the total work of the trunk muscles in the exercising groups and controls



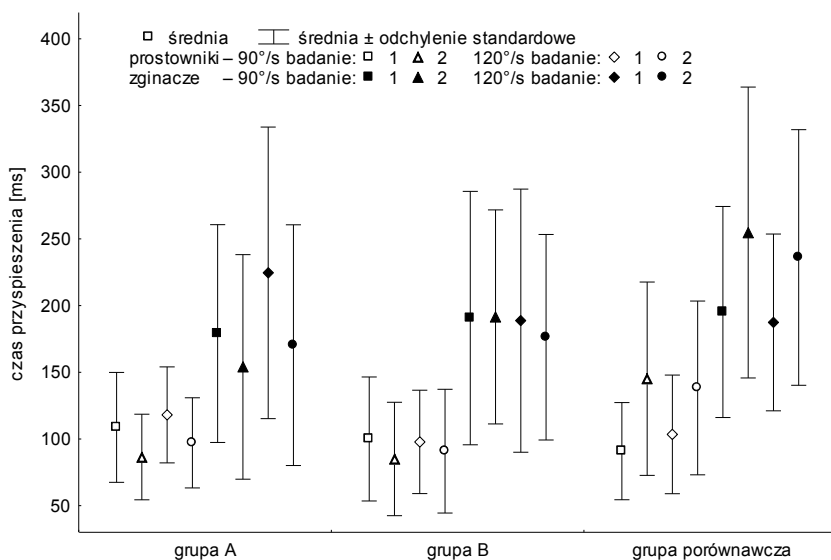
Rycina 56. Zmiany średniej mocy mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 56. Changes in the average power of the trunk muscles in the exercising groups and controls



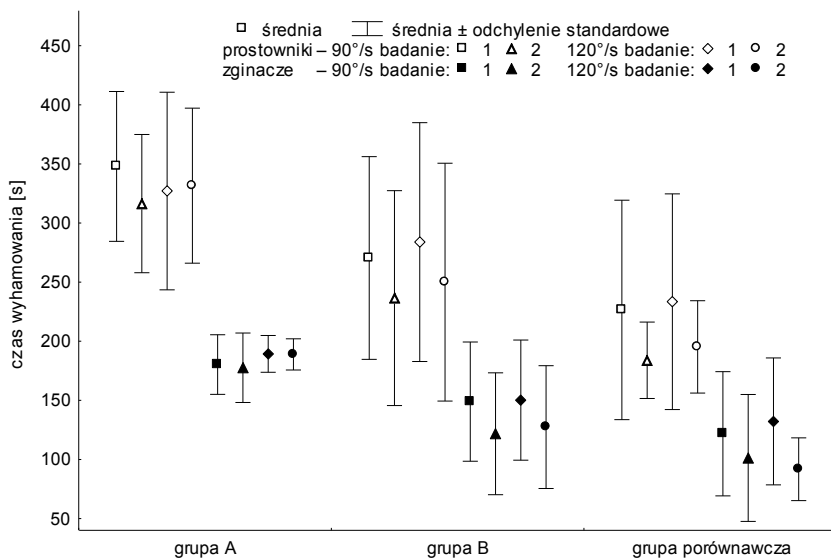
Rycina 57. Zmiany czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 57. Changes in the time to reach peak torque in the trunk muscles in the exercising groups and controls



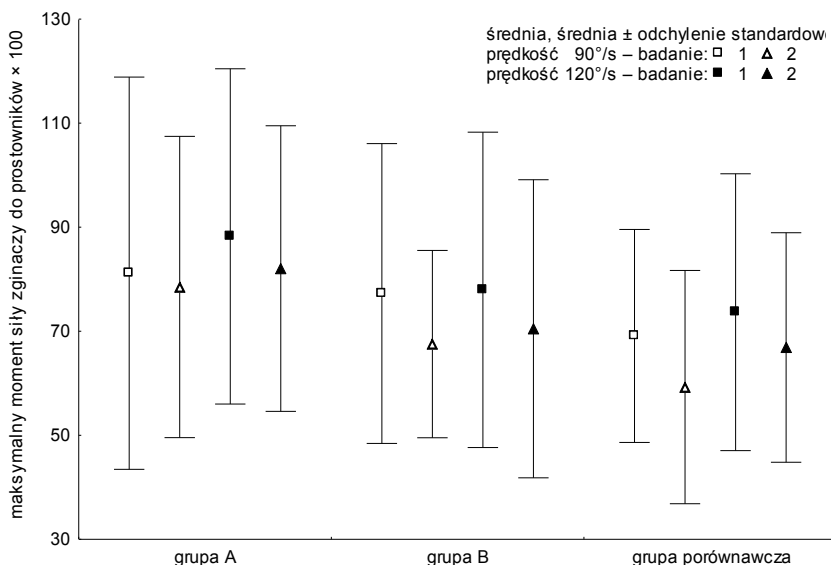
Rycina 58. Zmiany czasu przyspieszenia mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 58. Changes in the acceleration time in the trunk muscles in the exercising groups and controls



Rycina 59. Zmiany czasu wyhamowania mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 59. Changes in the deceleration time in the trunk muscles in the exercising groups and controls



Rycina 60. Zmiany stosunku agonistów do antagonistów mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 60. Changes in the agonist/antagonist ratio in the trunk muscles in the exercising groups and controls

mięśni prostowników tułowia, w porównaniu ze zginaczami. W grupie porównawczej zmiana ta wystąpiła natomiast z powodu istotniejszego pogorszenia się siły mięśni zginaczy.

W celu przeprowadzenia dalszej analizy porównawczej zaistniałe zmiany przedstawiono w postaci odsetka wartości wyjściowych, a następnie uśredniono wartości wszystkich parametrów siłowych oraz odrębnie prędkościowych (tab. 12).

W wyniku takiej globalnej analizy można stwierdzić, że parametry siłowe pod wpływem stosowanych metod treningowych wzrosły od 16 do prawie 40%, wykazując najwyższą wartość w grupie A, w obrębie prostowników tułowia, przy wyższej prędkości testowania. W grupie tej zmiany w zakresie obu grup mięśniowych były podobne, natomiast w grupie B prostowniki tułowia uległy istotniejszej poprawie. W grupie porównawczej natomiast wszystkie wartości pogorszyły się, najbardziej, bo aż o 29 i 17%, w zakresie siły prostowników tułowia przy obu prędkościach (tab. 12).

Nieco mniejsze zmiany procentowe wykazały średnie wartości parametrów prędkościowych. Skrócenie czasów reakcji mięśniowej w grupach A i B na obu prędkościach było porównywalne i wynosiło od 6 do 9%. W grupie porównawczej czasy wydłużyły się od 12 do 18%, pogarszając się bardziej w zakresie prostowników tułowia (tab. 12).

Tabela 12. Procentowa zmiana parametrów siłowych i prędkościowych mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Table 12. Percentage changes of the strength and speed parameters in the trunk muscles in the exercising groups

Parametry	Prędkość [$^{\circ}$ /s]	Mięśnie	Badanie 2–1 (zmiana w %)		
			grupa A	grupa B	grupa porównawcza
Siłowe	90	średnio	+25,06	+25,23	-24,66
		prostowniki	+23,56	+31,39	-29,44
		zginacze	+25,56	+19,07	-19,88
	120	średnio	+33,30	+21,86	-13,48
		prostowniki	+33,95	+27,47	-16,85
		zginacze	+32,73	+16,25	-10,11
Prędkościowe	90	średnio	-9,15	-8,35	+17,75
		prostowniki	-12,03	-7,47	+23,30
		zginacze	-6,27	-9,23	+12,20
	120	średnio	-9,16	-6,45	+11,56
		prostowniki	-6,65	-2,74	+16,82
		zginacze	-11,66	-10,16	+6,30

Podsumowanie

Wyniki badania siły mięśni prostowników i zginaczy tułowia przeprowadzonego w niniejszej pracy wykazały, że obie formy treningu zdrowotnego korzystnie wpłynęły na parametry siłowe i prędkościowe. Wszystkie parametry siłowe w grupie A i B uległy poprawie (96% mierzonych parametrów wykazało statystyczną istotność zmian), natomiast w grupie porównawczej pogorszyły się (53% statystycznie istotnie).

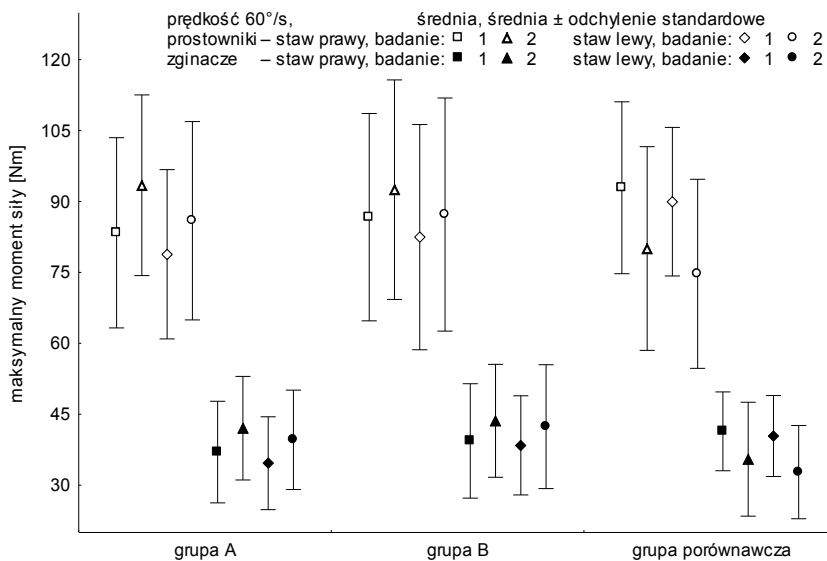
W obu grupach treningowych 83% mierzonych parametrów prędkościowych mięśni tułowia poprawiło się, natomiast w grupie porównawczej, poza czasem wyhamowania, wszystkie analizowane wartości uległy wydłużeniu. W odróżnieniu od zmian parametrów siłowych, w zakresie parametrów prędkościowych zmiany nie wykazywały tak często statystycznej istotności.

5.3.3. Zmiany parametrów prędkościowo-siłowych mięśni kończyn dolnych

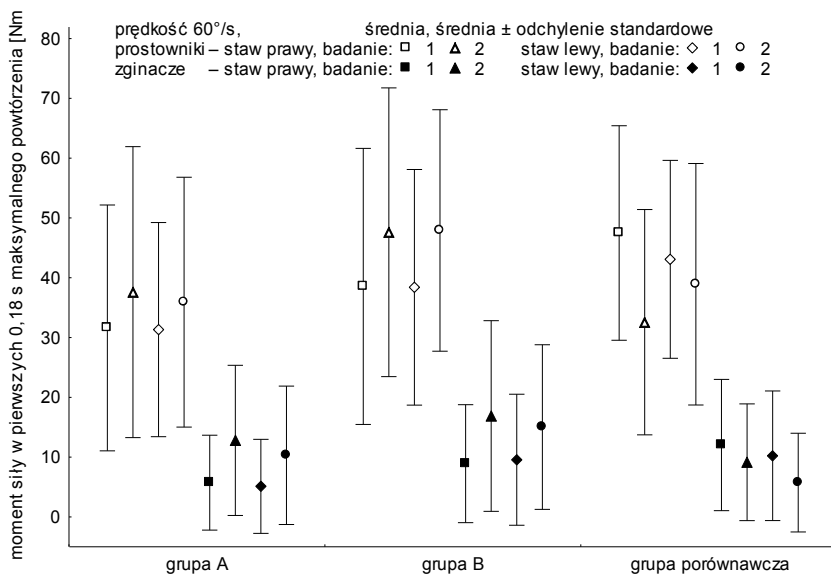
Następnymi analizowanymi mięśniami były prostowniki i zginacze działające na staw kolanowy. Badanie to również przeprowadzono w dwóch grupach treningowych i grupie porównawczej (tab. XXVI i XXVII). Obserwowano zmiany średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych, jakie zaszły pod wpływem zastosowanych metod treningu zdrowotnego w stosunku do grupy porównawczej. Zmiany parametrów przy prędkości testowania $60^\circ/\text{s}$ przedstawiono na rycinach 61–66 oraz w tabeli XXVIII. Ze względu na podobną tendencję poprawy lub pogorszenia zmiany wartości parametrów przy prędkości $180^\circ/\text{s}$ zawarto jedynie w tabeli XXVIII.

Wszystkie badane parametry siłowe mięśni działających na stawy kolanowe, przy obu prędkościach testowania, prawej i lewej kończyny wykazały poprawę u kobiet w grupie A i B, natomiast pogorszenie w grupie porównawczej (ryc. 61–66, tab. XXVIII). Na podstawie testu t-Studenta dla prób zależnych (tab. XXVIII) okazało się, że przy niższej prędkości testowania dla 77% mierzonych parametrów zmiany były statystycznie istotne, zaś przy wyższej prędkości – jedynie dla 50% mierzonych parametrów.

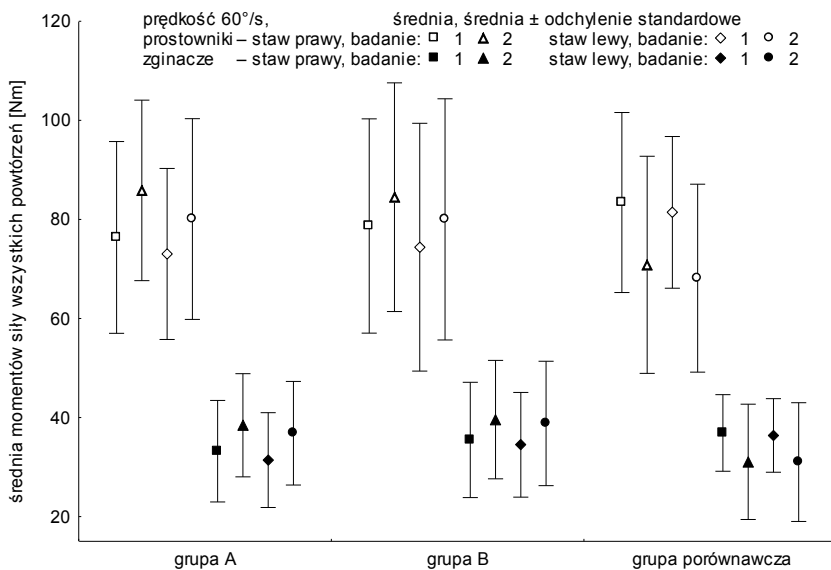
W zakresie parametrów prędkościowych najkorzystniejsze efekty uzyskano w grupie kobiet poddanych treningowi zdrowotnemu z wykorzystaniem temperatur kriogenicznych (A), w której poza jedną wszystkie wartości uległy skróceniu, czyli poprawie czasowej. W grupie porównawczej, poza czasem wyhamowania, wszystkie wartości uległy zwiększeniu, czyli pogorszeniu. U kobiet z grupy B stwierdzono natomiast zarówno poprawę, jak i pogorszenie wyników w zakresie parametrów prędkościowych (ryc. 67–69, tab. XXVIII). Zmiany czasowe funkcji mięśni kończyn dolnych rzadko wykazywały statystyczną istotność, częściej przy prędkości $60^\circ/\text{s}$ (tab. XXVIII).



Rycina 61. Zmiany maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej
 Figure 61. Changes in the peak torque of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls

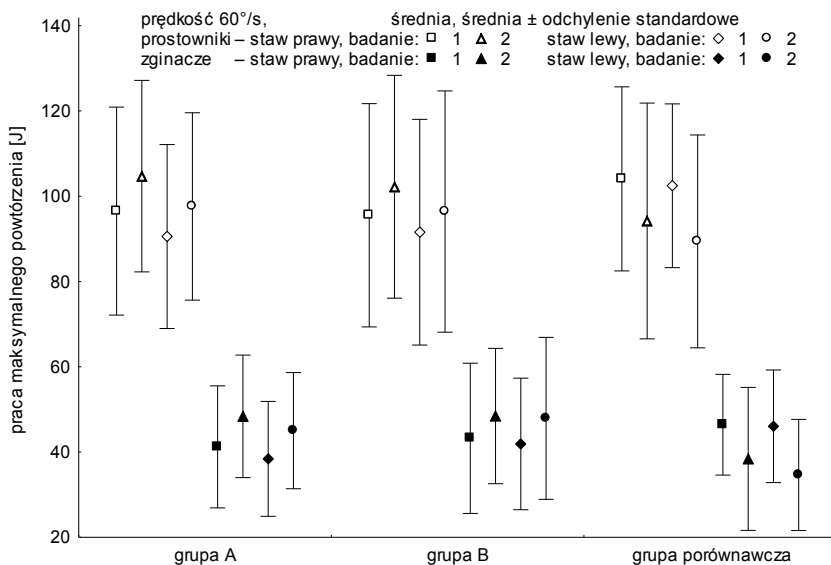


Rycina 62. Zmiany momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej
 Figure 62. Changes in torque @ 0.18 s of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



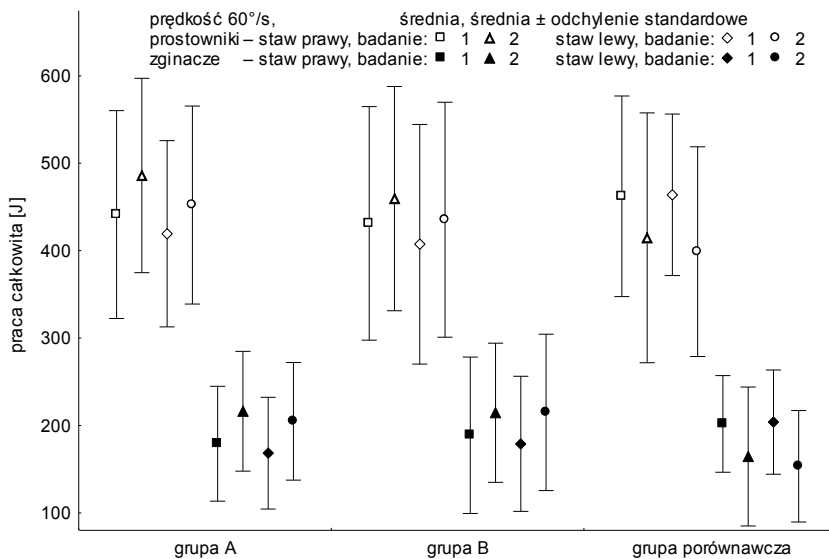
Rycina 63. Zmiany średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych oraz porównawczej

Figure 63. Changes in the maximum average peak torque in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



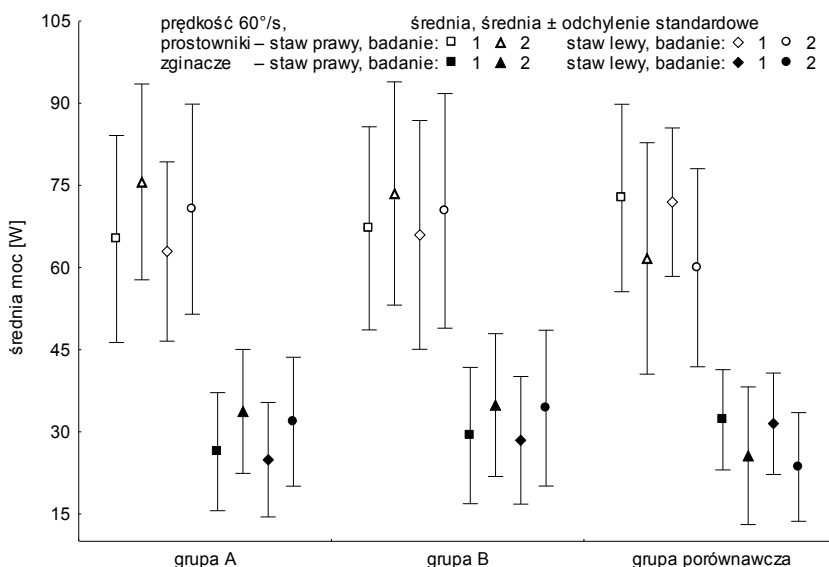
Rycina 64. Zmiany pracy maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej

Figure 64. Changes in maximum repetitive total work of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



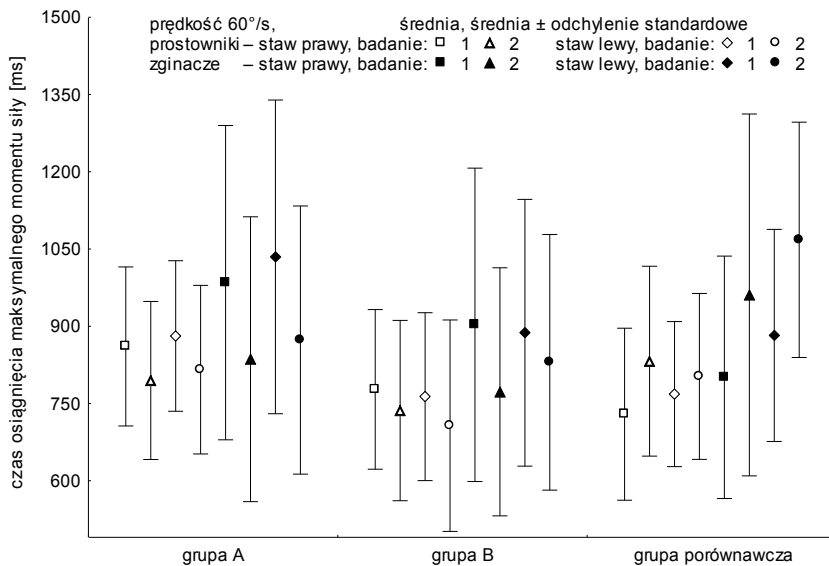
Rycina 65. Zmiany całkowitej pracy mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej

Figure 65. Changes in the total work of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



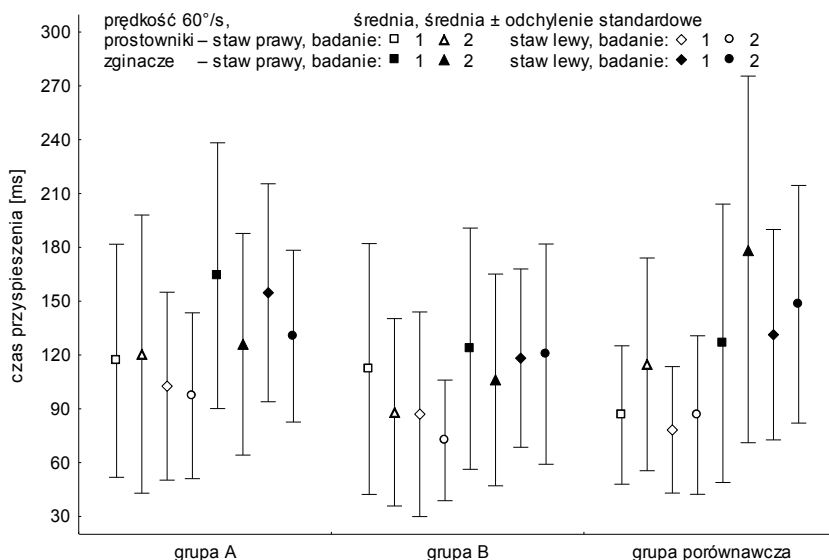
Rycina 66. Zmiany średniej mocy mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej

Figure 66. Changes in average power of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



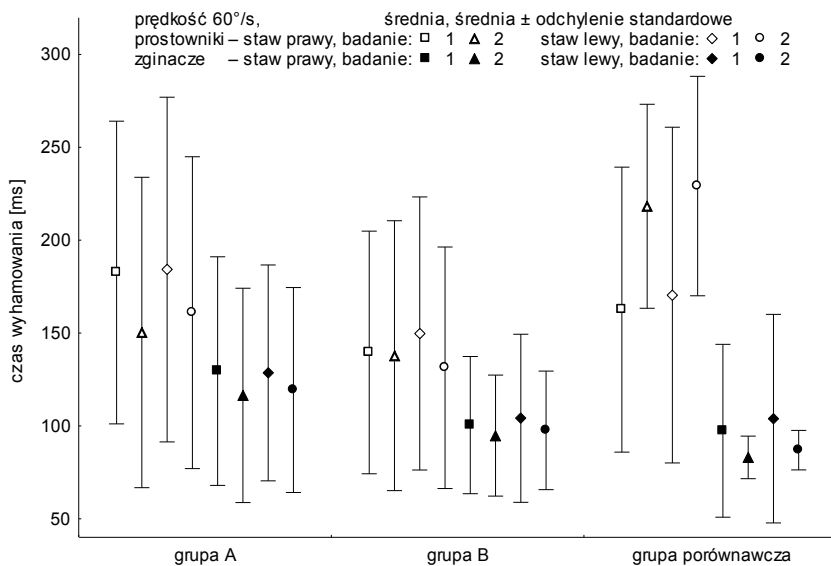
Rycina 67. Zmiany czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolany w grupach treningowych i porównawczej

Figure 67. Changes in the time to reach peak torque in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



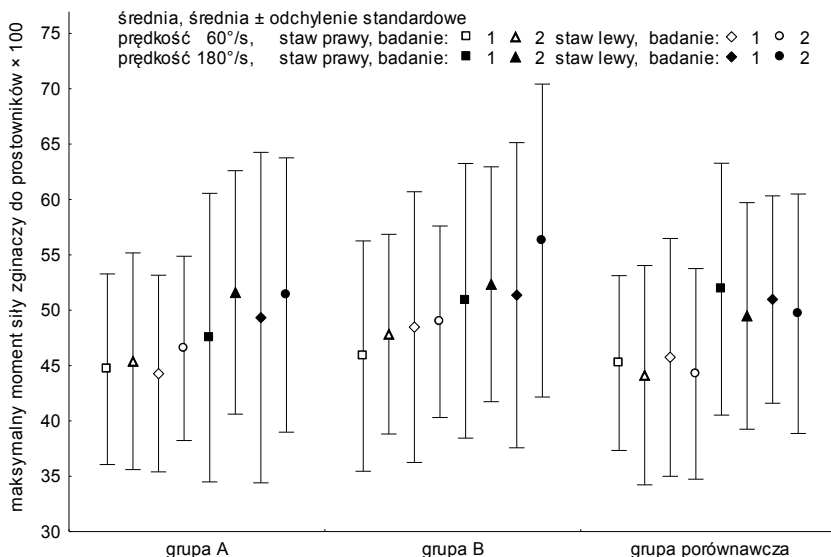
Rycina 68. Zmiany czasu przyspieszenia mięśni działających na staw kolany w grupach treningowych i porównawczej

Figure 68. Changes in the acceleration time in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



Rycina 69. Zmiany czasu wyhamowania mięśni działających na staw kolonowy w grupach treningowych i porównawczej

Figure 69. Changes in the deceleration time in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls



Rycina 70. Zmiany stosunku agonistów do antagonistów mięśni działających na staw kolonowy w grupach treningowych i porównawczej

Figure 70. Changes in agonist/antagonist ratio in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls

Proporcje maksymalnych momentów sił mięśni zginaczy do prostowników uległy zwiększeniu w grupach A i B, przy obu prędkościach testowania (ryc. 70, tab. XXVI), przez istotniejszy wzrost maksymalnych momentów siły mięśni prostowników działających na stawy kolanowe. W grupie porównawczej natomiast zmniejszyły się z powodu istotniejszego spadku momentów siły mięśni prostowników. Zmiany te były statystycznie nieistotne (tab. XXVIII).

Wszystkie zaistniałe zmiany przedstawiono w postaci odsetka wartości wyjściowych, które uśredniono, podając odrębnie parametry siłowe oraz prędkościowe (tab. 13). Wyniki w zakresie kończyny prawej i lewej, ze względu na niewielkie zróżnicowanie, przyjęto za wartość średnią.

Na podstawie sumarycznej analizy można stwierdzić, że najkorzystniejsze zmiany wystąpiły w grupie A, po treningu zdrowotnym z wykorzystaniem krioterapii ogólnoustrojowej, natomiast w grupie porównawczej nastąpiło pogorszenie wyników. W obu grupach treningowych parametry siłowe najbardziej poprawiły się w zakresie mięśni zginaczy działających na stawy kolanowe przy niższej prędkości testowania.

Tabela 13. Procentowa zmiana parametrów siłowych i prędkościowych mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej

Table 13. Percentage changes of the strength and speed parameters in the muscles acting on the knee joint in the exercising groups

Parametry	Prędkość [°/s]	Mięśnie	Badanie 2–1 (zmiana w %)		
			grupa A	grupa B	grupa porównawcza
Siłowe	90	średnio	+21,68	+15,73	-17,59
		prostowniki	+11,45	+9,24	-14,87
		zginacze	+31,90	+22,22	-20,32
	120	średnio	+18,52	+9,00	-9,87
		prostowniki	+12,05	+6,08	-5,37
		zginacze	+24,98	+11,93	-14,38
Prędkościowe	90	średnio	-11,19	-9,13	+15,52
		prostowniki	-7,90	-10,75	+21,75
		zginacze	-14,48	-7,52	+9,29
	120	średnio	-9,91	-3,84	+7,26
		prostowniki	-10,25	-5,81	+12,06
		zginacze	-9,57	-1,87	+2,46

Nieco mniejsze zmiany procentowe wykazały parametry prędkościowe – w grupach A i B, przy obu prędkościach testowania, nastąpiło skrócenie czasów reakcji mięśniowej. W grupie porównawczej natomiast czasy wydłużyły się średnio o 16 i 7%.

Podsumowanie

Wszystkie parametry siłowe mięśni działających na stawy kolanowe prawej i lewej kończyny, przy obu prędkościach testowania, wykazały poprawę u kobiet w grupach A i B, zaś pogorszenie w grupie porównawczej. Najkorzystniejsze zmiany wystąpiły w grupie A, w zakresie mięśni zginaczy działających na staw kolanowy przy niższej prędkości testowania.

Mniej istotne statystycznie zmiany wykazały średnie wartości parametrów prędkościowych. Nastąpiło skrócenie czasów reakcji mięśniowej w grupach A i B, przy obu prędkościach, natomiast ich wydłużenie w grupie porównawczej.

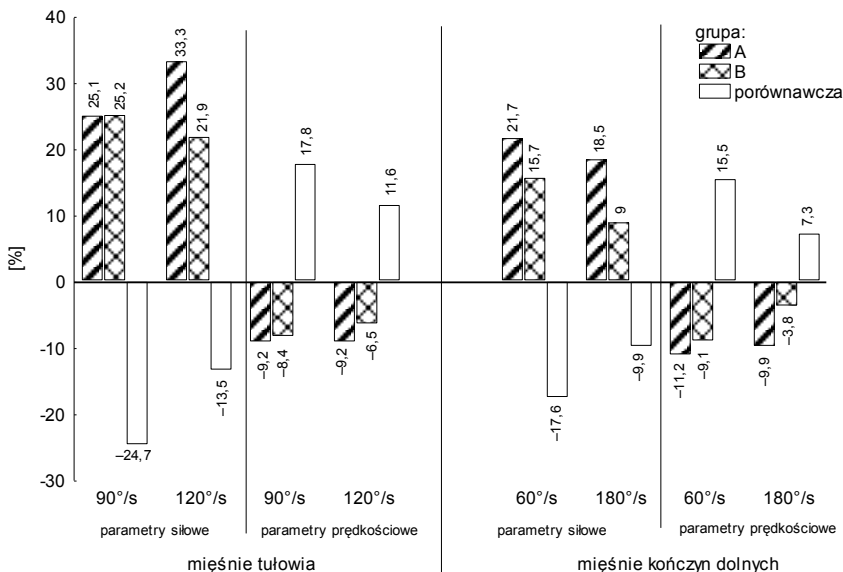
5.3.4. Zależności między zmianami badanych parametrów pod wpływem treningu zdrowotnego

Przeprowadzając sumaryczną analizę wszystkich zmian w zakresie parametrów prędkościowo-siłowych, zarówno mięśni tułowia, jak i kończyn dolnych, wykazano, że istnieje pewne ich zróżnicowanie. Największe różnice procentowe między pomiarami wyjściowymi a kontrolnymi stwierdzono w zakresie mięśni tułowia. Dotyczyły one zarówno grup poddanych treningowi zdrowotnemu, jak i grupy porównawczej (ryc. 71).

Największą poprawę w zakresie parametrów siłowych i prędkościowych w obrębie mięśni tułowia i kończyn dolnych wykazano w grupie poddanej treningowi zdrowotnemu z wykorzystaniem temperatur kriogenicznych.

Stwierdzone wcześniej w podrozdziale 5.2.2 korelacje proste opisywały związki między analizowanymi indywidualnie zmiennymi w procesie starzenia się. W tym podrozdziale podjęto próbę oceny związków między zmianami, jakie dokonały się w zakresie parametrów prędkościowo-siłowych testowanych mięśni tułowia i kończyn dolnych, a gęstością mineralną kości pod wpływem zastosowanych metod treningu zdrowotnego.

Zależności zmian między średnimi wartościami gęstości mineralnej kości a zmianami parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych, na podstawie korelacji liniowej Persony, okazały się w większości przypadków statystycznie nieistotne. Być może, wynika to ze zbyt małego zróżnicowania między kolejnymi badaniami w zakresie gęstości mineralnej kości.

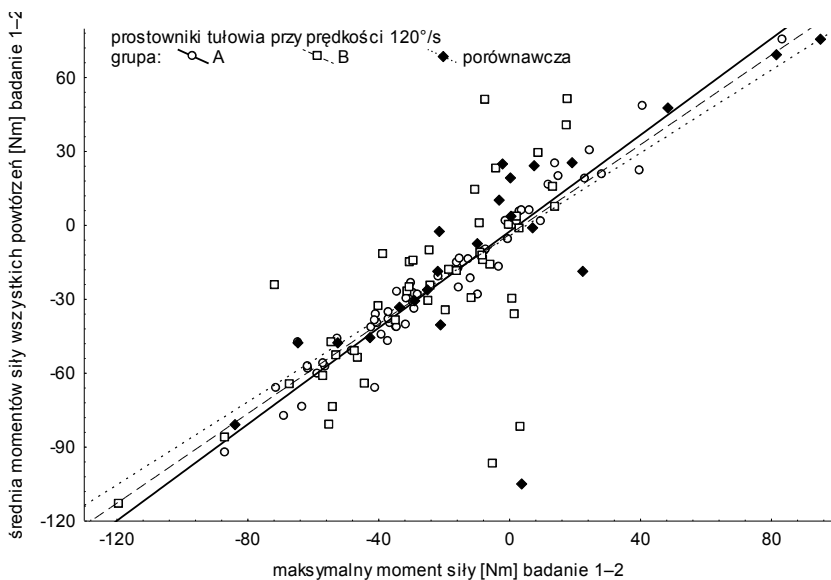


Rycina 71. Procentowe zmiany parametrów siłowych i prędkościowych w grupach treningowych i porównawczej

Figure 71. Percentage changes of strength and speed parameters in the exercising groups and controls

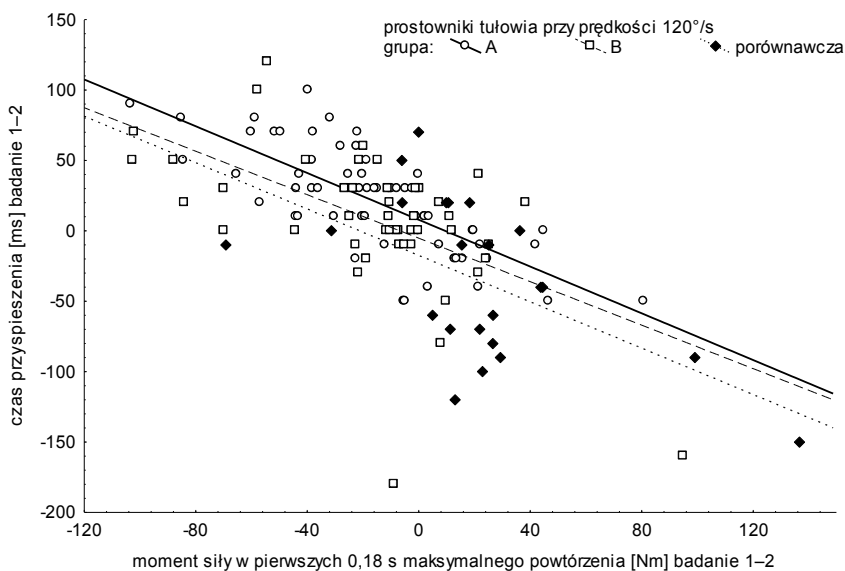
W tabeli XXIX przedstawiono korelacje między zmianami parametrów określających funkcję mięśni tułowia w poszczególnych grupach treningowych i porównawczej, natomiast w tabeli XXX korelacje dotyczące mięśni działających na stawy kolankowe. Wyniki dowodzą, że większość zmian ma ze sobą statystycznie istotne związki. Dodatni kierunek związku wykazywały prawie wszystkie parametry siłowe, natomiast ujemny – parametry prędkościowe. Wraz z poprawą funkcji siłowych mięśni tułowia czy kończyn dolnych, określoną przez wzrost momentów sił mięśniowych, pracy czy mocy, następowało skrócenie parametrów czasowych.

Najsilniejsze związki parametrów siłowych stwierdzono między zmianami maksymalnych i średnich momentów sił zarówno mięśni tułowia, jak i kończyn dolnych (ryc. 72 – współczynniki korelacji 0,71, 0,80 i 0,97). Najsilniejsze związki parametrów siłowych i prędkościowych wystąpiły między zmianami $t_{\text{przyspieszenia}}$ i $M_{0,18 \text{ max powtórzenia}}$ mięśni tułowia, jak również kończyn dolnych (ryc. 73 – współczynniki $-0,55$, $-0,57$, $-0,74$). Najłabsze związki (statystycznie nieistotne) ze zmianami parametrów siłowych miała zmiana czasu wyhamowania ruchu.



Rycina 72. Korelacje przyrostów parametrów siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 72. Correlations of increments of trunk muscle strength parameters in the exercising groups and controls



Rycina 73. Korelacje przyrostów parametrów siłowych i prędkościowych mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej

Figure 73. Correlations of increments of trunk muscle strength and speed parameters in the exercising groups and controls

Podsumowanie

Oceniając sumarycznie wszystkie zmiany parametrów funkcjonalnych mięśni, można stwierdzić, że największe różnice procentowe między pomiarami wyjściowymi a kontrolnymi wykazano w zakresie mięśni tułowia, zarówno w grupach poddanych treningowi zdrowotnemu, jak i w grupie porównawczej.

Największą poprawę w zakresie parametrów siłowych i prędkościowych w obrębie mięśni tułowia i kończyn dolnych ujawniono w grupie kobiet poddanych treningowi zdrowotnemu z wykorzystaniem temperatur kriogenicznych. Potwierdza to, że zastosowanie niskich temperatur może być skuteczną metodą, która – wykorzystując korzystne reakcje fizjologiczne organizmu – wpływa na poprawę efektywności procesów treningowych.

Zależności zmian parametrów gęstości mineralnej kości a parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych okazały się w większości przypadków statystycznie nieistotne. Wraz z poprawą funkcji siłowych mięśni tułowia czy kończyn dolnych, określoną przez wzrost momentów sił mięśniowych, pracy czy mocy, następuje skrócenie parametrów czasowych (poza czasem wyhamowania).

6. Omówienie

Znaczny w ostatnich latach wzrost zainteresowania procesami starzenia się staje się zrozumiały, jeśli wziąć pod uwagę dane demograficzne, które wskazują na zwiększającą się na świecie liczbę ludzi starych i ich odsetek w stosunku do całej populacji. Ocenia się, że w ciągu 25 lat ogólna liczba ludzi starszych (w wieku powyżej 60 lat) wzrośnie z 605 milionów w 2000 r. do 1,2 miliarda w 2025 r. (Osiński 2002). Starzenie się społeczeństw, wynikające z wydłużania się średniej trwania życia i zmniejszenia się liczby urodzeń, stanowi najbardziej charakterystyczną cechę demograficzną populacji wielu krajów. Zmiany te są istotnym czynnikiem rzutującym na życie całych społeczeństw, w szczególności na systemy opieki zdrowotnej i socjalnej. Gwałtownie zmienia się odsetek ludzi w starszym wieku w ogóle populacji (Osiński 2002; Synak 2002; Ściepurko 2002).

Polskie społeczeństwo również zaczyna się starzeć. Według Departamentu Badań Demograficznych GUS w 1996 r. średnia długość życia mężczyzn w Polsce wynosiła 68 lat, kobiet przekroczyła 76,5 roku, a w 2000 r. osiągnęła odpowiednio 70 i 78 lat (Rocznik Demograficzny 1996, 2001; Synak 2002). Liczba ludzi starych i ich odsetek w populacji będą roły w najbliższych dekadach, a faza starości będzie coraz dłuższa. W 2000 r. było około 14% ludności w wieku poprodukcyjnym (kobiety powyżej 60 lat, mężczyźni powyżej 65 lat). Według prognoz demograficznych w 2030 r. liczba ta wzrośnie do 24% (Rocznik Demograficzny 2001). Przewiduje się, iż w latach 2000–2020 najbardziej dynamicznie będzie rosła liczebność populacji najstarszej, tzn. osób w wieku 80 lat i więcej (Szatur-Jaworska 2002).

Procesy starzenia się i mechanizmy leżące u jego podstaw stały się w ostatnich latach przedmiotem szczególnej uwagi w wielu ośrodkach naukowych. Znaczny wzrost zainteresowania tymi zagadnieniami staje się zrozumiały, jeśli wziąć pod uwagę opisane powyżej trendy demograficzne. Wobec starzenia się społeczeństwa oraz stałego wzrostu zapadalności na choroby cywilizacyjne ciężar działań zapobiegawczo-leczniczych powinien stale przesuwac się w stronę szeroko rozumianej profilaktyki. Takie są wymogi społeczne, humanitarne, czy wreszcie ekonomiczne. Działalność zapobiegawcza z powodów rokowniczych i diagnostycznych musi być związana z fizjoterapią ze względu na odpowiedzialność i potrzebę kontroli efektów działania (Iki i wsp. 2002; Kanis i wsp. 2001b).

Kształtowanie się podstawowych cech somatycznych jest cennym źródłem informacji o kondycji biologicznej badanej populacji. Analizując uzyskane w niniejszej pracy wyniki podstawowych miar somatycznych, można stwierdzić, że wysokość ciała obniża się wraz z wiekiem, natomiast wzrasta otłuszczenie ciała.

Wielu autorów wskazuje, że postępujący z wiekiem spadek wysokości ciała może być wynikiem zarówno przemian międzypokoleniowych (trendu sekularnego), jak też zmian inwolucyjnych (DeGroot i wsp. 1996; Kriesel 1989). Tempo zmian sekularnych jest szacowane w populacji polskiej na około 0,1 cm rocznie dla roczników starszych (1903–1923) oraz na 0,2 cm rocznie dla roczników młodszych i trwa nadal (Ignasiak, Sławińska 1993). Być może, obniżanie się wysokości ciała wraz z wiekiem jest pozorne i ma związku tak z trendem sekularnym, jak i zmianami inwolucyjnymi w biernym układzie ruchu. Z wiekiem następuje pogłębienie się krzywizn kręgosłupa, spłaszczenie krążków międzykręgowych, spłaszczenie stopy i inne (Kriesel 1989; Visser i wsp. 1994; WHO 1995). Zmiany wysokości ciała rozpoczynają się około 40. roku życia a tempo ich przebiegu ulega przyspieszeniu w starszym wieku (DeGroot i wsp. 1992, 1996). W wielu pracach wykazano większe i wcześniejsze obniżenie się wysokości ciała u kobiet niż u mężczyzn, co być może związane jest ze zmianami osteoporotycznymi kośćca kobiet (Chabros i wsp. 1998; Delarue i wsp. 1994; Kriesel 1989).

Drugą, obok wysokości ciała, ważną cechą somatyczną człowieka jest masa ciała. Z dotychczasowych badań wynika, że wraz z wiekiem zachodzą fizjologiczne zmiany w składzie ciała. Całkowita ilość wody w ustroju zmniejsza się o około 20%, zmniejsza się także beztłuszczowa masa ciała, zaś zwiększa zawartość tłuszczu. Wykazano także, że masa ciała u kobiet wzrasta do około 70.–75. roku życia, a następnie, po względnej stabilizacji, ulega obniżeniu (Rolland-Cachera i wsp. 1991; Steen 1990; Tatoń 1995; WHO 1995; Ziemiański i wsp. 1998).

Mechanizmy starzenia się organizmów żywych na poziomie narządowym dotyczą bardzo istotnych zmian w obrębie tkanki kostnej. Wytrzymałość kości jest jednocześnie odzwierciedleniem jej gęstości mineralnej, budowy i architektury. Obecnie nie ma dokładnych miar ogólnej wytrzymałości kości. Gęstość mineralna, często używana jako miara zastępcza, odpowiada za około 70% wytrzymałości kości (Mazurkiewicz 1997; Rokita 1997). Badanie densytometryczne umożliwia ilościową ocenę uwapnienia tkanki kostnej i co za tym idzie – pośrednio jej masy. Stwierdzono, że pomiary BMD wykazują dużą korelację z wytrzymałością mechaniczną szyjki kości udowej i kręgosłupa oraz z ryzykiem złamania (Espallargues i wsp. 2001; Kanis i wsp. 2001a, b; Melton III i wsp. 2001). Dążenie do utrzymania prawidłowego stanu

układu kostnego jest procesem, który powinien trwać przez całe życie, inaczej może dojść do osteoporozy, charakteryzującej się zmniejszeniem wytrzymałości kości i powodującej zwiększone ryzyko złamań (Clifford 1998; Konferencja Narodowych Instytutów 2001).

W przedstawionym materiale badawczym w kolejnych grupach wiekowych wykazano statystycznie istotny, na poziomie $p < 0,05$, spadek średnich wartości BMD. Klasyfikacja diagnostyczna WHO zagrożenia osteoporozą potwierdziła tę tendencję. Najkorzystniejsze wyniki obserwowano w grupie 40-letnich kobiet, w której u 93% badanych uzyskano wartości BMD zaliczane do normy, natomiast w grupie 70-latek były one znacznie gorsze (u 25% wyniki mieściły się w granicach normy, u 61% wskazywały już na osteopenię, a u 14% – na osteoporozę).

Wyniki badań własnych są porównywalne z danymi omawianymi w innych publikacjach. W amerykańskich badaniach analizie poddano 9704 białych kobiet, w wieku powyżej 65 lat. Stwierdzono, że wśród nich było 30% kobiet z osteoporozą, 54% z osteopenią, natomiast 16% zaliczono do normy (Black i wsp. 2001). Badania 858 kobiet z Libanu wykazały niższe wartości BMD w porównaniu z kobietami amerykańskimi i europejskimi. W zakresie szyjki kości udowej u kobiet powyżej 65 lat różniły się one o 2–3% (Maalouf i wsp. 2000). Badania przeprowadzone w populacji 717 fińskich kobiet w wieku 65–70 lat wykazały natomiast wyższe wartości gęstości bliższej nasady kości udowej w porównaniu z wynikami amerykańskimi (Kroger i wsp. 1992). Nieco zróżnicowane wyniki badań densytometrycznych wynikają, być może, zarówno z licznych, nakładających się czynników ryzyka powstania osteoporozy, m.in. genetycznych, demograficznych czy środowiskowych, jak i różniących się między populacjami czynników ochronnych.

W badaniach własnych wykazano w całej grupie kobiet, szczególnie starszych, statystycznie istotne związki gęstości mineralnej kości z analizowanymi cechami somatycznymi (masa, wysokość ciała, wskaźniki BMI i Rohrera).

Związek wskaźnika BMI z gęstością kości potwierdzono w wielu pracach. Stwierdzono, że cięższe kobiety charakteryzują się wyższą BMD mierzoną w zakresie kręgosłupa lędźwiowego (L2–L4), bliższej nasady kości udowej oraz kości promieniowej w porównaniu z kobietami z należną masą ciała. W badaniach przeprowadzonych w grupie 800 kobiet wykazano, że BMD zarówno w L2–L4, jak i bliższej nasadzie kości udowej korelują dodatnio z BMI (Beiseigel 2000; Dawson-Hughes i wsp. 1987; Ertungealp i wsp. 1999). Czynnikiem mechanicznym (ciężar i objętość) tkanki tłuszczowej odgrywa dużą rolę w prewencji złamań. Większa ilość tkanki mięśniowej i tłuszczowej jest równoznaczna z większym obciążeniem grawitacyjnym kośćca. Większe obciążenie kości w młodości powoduje zwiększenie szczytowej masy kostnej,

co w okresie pomenopauzalnym prowadzi do wolniejszego uzyskania progowej dla złamań gęstości kości. Kobiety grubokościste muszą stracić więcej masy kostnej (szybsza resorpcja, dłuższy czas trwania) niż drobnokościste, aby osiągnąć ten sam krytyczny próg złamań (Jędrzejuk 1997).

Złamania kości i ich powikłania są klinicznymi objawami osteoporozy. Złamaniem osteoporotycznym określa się złamanie występujące bez urazu lub po urazie drobnym, nieadekwatnym do skutków. Niska masa kostna i upośledzona architektura kości w osteoporozie (ścieńczenie i zanik beleczek kostnych, zmniejszenie grubości warstwy zbitej) powodują zmniejszenie się jej wytrzymałości (Dutka, Morawiecki 1997). Obniżeniu masy kostnej o wartość jednego odchylenia standardowego od szczytowej masy kostnej towarzyszy 2–2,4-krotny wzrost ryzyka złamań kręgow oraz 1,7-krotny wzrost ryzyka złamań obwodowych części szkieletu. Stwierdzono, że w 85% złamań u osób starszych potwierdzonym ryzykiem sprawczym są upadki (Ciszek i wsp. 2000; Espallargues i wsp. 2001; Kanis i wsp. 2001b).

W badaniach epidemiologicznych oszacowano, że 54% kobiet po 50. roku życia dozna złamania osteoporotycznego w ciągu swojego dalszego życia, w tym 15% będzie miało złamanie okolicy stawu biodrowego (Ciszek i wsp. 2000; McLellan 2003; Turner i wsp. 1998). Najczęściej występujące złamania osteoporotyczne to: złamania kompresyjne trzonów kręgowych, dalszej nasady kości promieniowej, bliższej nasady kości udowej i kości ramiennej (Myers, Wilson 1997; Skrzek, Sokołowski 1999; Tederko i wsp. 2002).

Ryzyko złamania rośnie nie tylko wraz ze zmniejszaniem się masy kostnej, lecz także w następstwie fizjologicznych zmian pozaszkieletowych dotyczących układu nerwowo-mięśniowego. Osoby starsze nie są w stanie skutecznie chronić się przed urazem, którego siła w większym stopniu przenosi się na układ kostny, ulegając mniejszemu rozproszeniu w tkankach miękkich. Do urazu dochodzi w wyniku zwiększonej podatności na upadki. Powodem jest zmniejszona koordynacja nerwowo-mięśniowa, zmniejszona siła mięśniowa, osłabiona percepcja otoczenia i ocena zagrożeń, długotrwałe przyjmowanie leków uspokajających, zawroty głowy oraz roztargnienie (Dutka, Morawiecki 1997; Dworak i wsp. 1999).

Uzyskane w toku badań własnych wyniki dotyczące parametrów prędkościowo-siłowych mięśni ujawniły systematyczne obniżanie się wraz z wiekiem możliwości siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych badanych osób. Wykazywały one statystycznie istotne zróżnicowanie między kolejnymi grupami badanych kobiet.

Porównywalne wyniki opisywano już w innych publikacjach. Badania izokinetyczne mięśni tułowia wykonywane w warunkach pracy koncentrycznej potwierdzały statystycznie istotne zmniejszanie się wraz z wiekiem siły mięśni-

wej, pracy i mocy (Bassej 1997; Davies, Dalsky 1997; Dvir 1997; Dvir, Keating 2001a, b; Grabiner, Kasprisin 1994; Kumar i wsp. 1995; Luoto i wsp. 1996; Vandervoort 1998).

Nieliczne badania prowadzone wśród kobiet w starszym wieku potwierdzają również redukcję momentów sił mięśni działających na staw kolanowy. Poziom siły pozostaje relatywnie wysoki, aż do osiągnięcia 50. roku życia. Następnie spada, początkowo o około 10% w stosunku rocznym, prowadząc w rezultacie do utraty sprawności (Bemben, McCalip 1999; Borges 1989; Kannus, Beynon 1993; Kroll, Clarkson 1978; Lindle i wsp. 1997). Poza obniżeniem siły obserwuje się również spadek wartości pracy i mocy mięśni działających na staw kolanowy, co potwierdzają niektórzy autorzy (Bemben, McCalip 1999; Neder i wsp. 1999).

Szczególnie istotne są zmiany mięśnia czworogłowego uda, który jest mięśniem „młodym” w rozwoju filogenetycznym i szybko ulega poważnemu osłabieniu w przypadku unieruchomienia, dysfunkcji kończyny dolnej, czy też procesów inwolucyjnych. Może to prowadzić do zaburzenia mechanizmu blokującego staw kolanowy, którego „kluczem” jest część przysiódkowa mięśnia czworogłowego uda. Jest ona szczególnie narażona na osłabienie i zanik ze względu na stosunkowo niewielką liczbę jednostek motorycznych (Woźniewski i wsp. 2001).

W badaniach własnych widoczne są również pewne zmiany, które można odnieść po części do procesów inwolucyjnych w zakresie układu nerwowego. Analizowane parametry prędkościowe mięśni tułowia wskazywały na spowolnienie reakcji mięśniowej wraz z wiekiem. Podobne zmiany obserwowano w badaniach izokinetycznych mięśni tułowia opisanych w nielicznych pracach. Dotyczyły one negatywnego wpływu wieku na szybkość reakcji mięśniowej (Etnie i wsp. 2003; Skrzek, Zagrobelny 2003) oraz spowolnienia ruchu (DeVita i wsp. 1998; Vandervoort 1998). Odnotowano spadek pobudzenia jednostki motorycznej rozpoczynający się w 7 dekadzie życia (Doherty i wsp. 1998; McComas 1996; Vandervoort 1998). W innych pracach niewydolność pobudzenia związana była z obniżoną siłą mięśniową u starszych kobiet w wieku od 70 do 80 lat (Häkkinen i wsp. 1996; Woynarowska, Kozłowski 1999; Zacho, Lange 1998).

Analiza parametrów prędkościowych w zakresie mięśni działających na stawy kolanowe przeprowadzona w badaniach własnych również ujawnia pogorszenie średnich wartości w kolejnych grupach wiekowych. Zróznicowanie zmian między grupami wykazuje statystyczną istotność na poziomie $p < 0,05$, poza czasem M_{\max} i czasem wyhamowania mięśni prostowników działających na staw kolanowy, przy teście $60^\circ/s$. Być może, inwolucyjna dominacja wolno kurczących się włókien typu S w składzie mięśni powoduje, że przy niskich

prędkościach parametry prędkościowe mięśni kończyn dolnych wykazują najmniejszą zmienność związaną z wiekiem (Celichowski 1999; Gwóźdź 2000). Ponieważ włókna typu S mają niski próg aktywacji, ćwiczenia izokinetyczne przy niskiej prędkości w pierwszym rzędzie będą uruchamiać właśnie je (Perrin 1992). Negatywny wpływ wieku na szybkość reakcji mięśni działających na staw kolanowy opisywano już w innych pracach (Baron 1995; Perrin 1992; Vandervoort 1998).

Grupy mięśni po obu stronach stawu wzajemnie na siebie oddziałują, wypracowując płynny i skoordynowany ruch. Jedna grupa mięśni zwykle jest silniejsza niż druga. Ocena izokinetyczna siły mięśniowej pozwala na analizę proporcji momentów sił grup agonistycznych do antagonistycznych. Przeprowadzone w pracy pomiary momentów sił mięśniowych wykazały statystycznie istotne zróżnicowanie proporcji w kolejnych grupach wiekowych. Dla mięśni tułowia proporcje te były wyższe od proponowanych norm, natomiast dla mięśni stawów kolanowych – niższe.

Liczne badania wykonane w celu określenia stosunków mięśniowych wykazały w kończynie dolnej dużą przewagę prostowników nad zginaczami. Jest to zrozumiałe ze względu na funkcje tych pierwszych w utrzymaniu spionizowanej pozycji ciała. W przypadku stawu kolanowego proporcja momentów sił zginaczy do prostowników wynosiła poniżej 1 (średnio 0,60), wykazując dużą zmienność osobniczą (Alexander 1990; Calmes, Minaire 1995; Hagood i wsp. 1990; Perrin 1992; Pocholle, Codine 1998). Nie zależała ona ani od wieku, ani od płci, lecz jedynie od prędkości testowania. Ewentualne pojawienie się istotnego wzrostu zależności można byłoby tłumaczyć osłabieniem mięśni czworogłowych w stosunku do zginaczy.

Poszukując zależności między poszczególnymi parametrami w całokształcie procesów starzenia się narządu ruchu, stwierdzono w badaniach własnych istotne związki pogarszających się wraz z wiekiem warunków biomechanicznych mięśni tułowia i kończyn dolnych. Wszystkie związki parametrów siłowych z wiekiem były statystycznie istotne, a ujemne współczynniki korelacji osiągały wartości $-0,70$. Związki między parametrami prędkościowymi a wiekiem wykazywały natomiast mniejszą siłę.

W zakresie innych zależności stwierdzono związki między parametrami prędkościowo-siłowymi mięśni tułowia i kończyn dolnych a cechami somatycznymi (najsilniejsze i najczęściej statystycznie istotne z wysokością ciała oraz ze wskaźnikami BMI i Rohrera). Nie wykazano natomiast istotnych związków funkcji mięśni tułowia z masą ciała. Może to być związane ze zwiększonym udziałem procentowym tkanki tłuszczowej w całkowitej masie ciała u osób starszych oraz szybszym tempem regresu cech funkcjonalnych organizmu niż cech morfologicznych (Adach, Jaskólski 2002; Kozłowski,

Nazar 1999; Woynarowska, Kozłowski 1999). Zależności między funkcją mięśni a masą ciała są charakterystyczne dla młodszych populacji. Opisano je w pracach dotyczących głównie młodzieży i licznych grup sportowców; wykazano wówczas statystycznie istotną dodatnią korelację między momentem siły mięśni a masą ciała (Dąbrowska i wsp. 1992; Osiński 2002; Targoński i wsp. 1992). Siła rozwijana w czasie koncentrycznego skurczu działania mięśnia zależy m.in. od jego długości i przekroju fizjologicznego, co jest podstawą wysokiej korelacji liniowej tej cechy z masą tkanki mięśniowej i masą ciała badanej osoby (Bober, Zawadzki 2003; Dąbrowska i wsp. 1992; Trzaskoma, Trzaskoma 2001; Zaciorski 1970).

Własności siłowo-prędkościowe zespołów mięśniowych od wielu lat są tematem badań i analiz. Zależność siła–prędkość ($F-v$) po raz pierwszy została opisana przez Hilla w 1938 r. i znana jest pod nazwą równania charakterystycznego Hilla, według którego prędkość skracania izolowanego mięśnia zmniejsza się wraz ze wzrostem obciążenia i przybiera kształt hiperboli (Hill 1938). Późniejsze badania łańcuchów biokinematycznych pokazały, że krzywa $F-v$ może mieć postać linii prostej o ujemnym współczynniku kierunkowym (Davies i wsp. 1984; Fidelus 1977; Komi 1979; Kornecki 1993, 1994; Zalewski i wsp. 1994). Izokinetyczne dynamometry umożliwiają ocenę funkcji mięśni w szerokim zakresie prędkości.

Uzyskane w badaniach własnych wartości parametrów siłowych potwierdzają, że niezależnie od wieku zdolność mięśnia do wytwarzania siły koncentrycznej jest największa przy małych prędkościach izokinetycznych i zmniejsza się liniowo wraz ze wzrostem prędkości testowania (Aniansson i wsp. 1980; Kędzior i wsp. 1992; Perrin 1992; Pocholle, Codine 1998). Najbardziej jest to widoczne przy testowaniu mięśni kończyn dolnych. Mniej istotna zależność w zakresie mięśni tułowia wynika, być może, ze zbyt małej zmiany prędkości testowania (z 90 na 120°/s) lub też z bardziej skomplikowanej biomechaniki ruchu zginania i prostowania, angażującej kilka grup mięśni tułowia i stawów biodrowych.

Prędkość testowania mięśni może być również czynnikiem zmieniającym proporcje siły badanych grup mięśniowych. W przypadku mięśni stawu kolanowego wraz ze wzrostem prędkości testowania maksymalny moment siły mięśnia czworogłowego zmniejsza się bardziej niż mięśni zginaczy (Bober, Hay 1990; Perrin 1992; Taylor i wsp. 1991). Przy prędkościach od 30 do 60°/s proporcja mięśni zginaczy do czworogłowego wynosiła od 0,5 do 0,6, przy prędkościach od 120 do 180°/s stosunek wahał się między 0,6 a 0,7 i wreszcie duże prędkości powyżej 180°/s – kształtowały ten wskaźnik na poziomie od 0,7 do 0,8 (Pocholle, Codine 1998). Wzrost wskaźnika proporcji sił mięśniowych działających na staw kolanowy wraz z prędkością uwarunko-

wany jest typem włókien mięśniowych, z których składają się poszczególne mięśnie. Wyższy procentowy stosunek włókien szybkokurczliwych (FT) w mięśniach zginaczach działających na staw kolanowy przejawia się większą ich sprawnością przy wyższej prędkości, w porównaniu z mięśniami czworogłowymi (Pocholle, Codine 1998).

Wyniki badań własnych w pełni potwierdzają opisaną tendencję, wykazując wzrost wskaźnika proporcji mięśniowych wraz ze zwiększaniem się prędkości testowania.

Dotychczas prowadzone badania dotyczące porównania dwustawowych grup mięśniowych ujawniały dominację jednej ze stron głównie w obrębie kończyn górnych. Dotyczyło to przede wszystkim osób młodych, a zwłaszcza niektórych sportowców wykorzystujących asymetryczną, intensywną aktywność kończyny dominującej (np. trenujących tenis, piłkę ręczną, rzuty). Osoby takie mogą mieć siłę mięśni strony dominującej aż o 15% większą niż strony przeciwnej. Nie stwierdzono jednak istotnych różnic w obrębie kończyn dolnych u osób prowadzących siedzący tryb życia i u większości sportowców (Aquino i wsp. 2002; Calmels i wsp. 1997; Ellenbecker 1992; Holm i wsp. 1994; Neder i wsp. 1999).

Wyniki własnej analizy parametrów funkcjonalnych mięśni działających na staw kolanowy, dotyczące starszych kobiet, nie są zgodne z rezultatami badań u osób młodych. Wskazują one, że u kobiet w starszym wieku może pojawiać się dominacja jednej z kończyn dolnych. Wynika to prawdopodobnie z procesów starzenia się narządu ruchu (ograniczenia ruchomości w stawach, osłabienia siły mięśniowej, zwolnienia czasu reakcji mięśniowej), pojawiania się dolegliwości bólowych, zmian przeciążeniowych czy zwyrodnieniowych. Zmiany te mogą występować asymetrycznie, czego skutkiem będzie zróżnicowanie wartości parametrów biomechanicznych mięśni i możliwość błędnej interpretacji raportu izokinetycznego. Wielu klinicystów zakłada, że można porównywać wyniki badań izokinetycznych między kończyną zdrową i chorą. Interpretację taką wypacza jednak wpływ dominacji jednej z kończyn lub, w przypadku sportowców, wpływ asymetrycznej aktywności sportowej.

Przeprowadzone badania własne potwierdzają wzajemne zależności między biernym i czynnym układem ruchu. Omawiane procesy inwolucyjne wykazały podobne tempo i kierunek zmian. Relacje te widoczne są zarówno w korelacjach prostych, jak i w układzie wielowymiarowym; ujawniono je dzięki przeprowadzonej analizie regresji i dyskryminacji.

Wyniki badań własnych, analizujące związki między biernym i czynnym narządem ruchu można uznać za nowatorskie. W niewielu pracach (Frost 1997b; Sinaki, Oxford 1988; Suominen 1998) poruszano problematykę

związku BMD z masą i siłą mięśniową, jednak badania te dały kontrowersyjne wyniki. W całokształcie działań profilaktyki osteoporozy, być może, korzystne byłoby uwzględnienie wyników tej pracy.

Wykazane związki między BMD a parametrami funkcjonalnymi mięśni sugerują konieczność ustalenia norm dla parametrów siłowo-prędkościowych. Określenie wartości „szczytowych”, prawidłowych, odpowiednich dla wieku, czy progowych pozwoli oszacować zagrożenie wystąpieniem złamań osteoporotycznych. Spadek BMD poniżej progu złamania i jednocześnie pogorszenie się parametrów funkcjonalnych mięśni utrzymujących równowagę ciała poniżej ustalonych wartości mogą zwiększyć ryzyko złamania. Natomiast osiągnięcie w młodym wieku jak najwyższego poziomu BMD oraz dobrej siły mięśniowej i dużej sprawności układu nerwowego może to niebezpieczeństwo złamania zmniejszyć.

Jednym z najważniejszych czynników opóźniających procesy inwolucyjne i umożliwiających tzw. pomyślne starzenie się jest regularna aktywność fizyczna. Głównym jej zadaniem jest wydłużenie okresu fizycznej sprawności i niezależności – poprawa jakości życia (Kostka 2001, 2003; Whaley 2003). Jedną z form aktywności fizycznej jest trening zdrowotny, podejmowany w celu utrzymania dobrego stanu zdrowia bądź jego poprawy. Często stosuje się go w celu zapobiegania przewlekłym chorobom, np. chorobie wieńcowej, nadciśnieniu tętniczemu, cukrzycy, zaburzeniom metabolicznym, osteoporozie czy chorobie zwyrodnieniowej narządu ruchu (Janiszewski 2003; Jegier 2003; Osiński 2002). Ogólne zasady dawkowania ćwiczeń w treningu zdrowotnym, niezależnie od tego, czy dotyczy on kreacji zdrowia, prewencji pierwotnej czy wtórnej, są podobne. Obejmują one głównie ćwiczenia wytrzymałościowe, uzupełnione ćwiczeniami siłowymi i rozciągającymi. Specjalnej uwagi wymaga dobór intensywności. W ostatnich latach coraz powszechniejszy jest pogląd, że ćwiczenia o niskiej i umiarkowanej intensywności (łatwiej akceptowane, lepiej tolerowane i znacznie bardziej bezpieczne dla układu ruchu i sercowo-naczyniowego) są równie skuteczne co uprzednio zalecana aktywność bliska granicy wysiłku submaksymalnego (Boonyarratavej i wsp. 2001; Drygas 2003; Jegier 2003; Kuński 2003a, b; Taunton i wsp. 1997).

Aby ocenić wpływ zaproponowanych form treningu zdrowotnego, w niniejszej pracy analizie poddano gęstość tkanki kostnej w obrębie bliższej nasady kości udowej. Na procesy przebudowy tkanki kostnej, na wszystkich etapach rozwoju osobniczego, wpływają czynniki genetyczne, hormonalne oraz środowiskowe. Spośród czynników środowiskowych, modelujących przebudowę i metabolizm szkieletu, jednym z najważniejszych jest właśnie aktywność fizyczna.

Obciążenia mechaniczne działające na szkielet człowieka, według prawa Wolffa, zmieniają kształt i wewnętrzną strukturę kości. Frost rozwinął tę zasadę, sugerując, że zarówno w przypadku modelowania, jak i przebudowy kości, zastosowane obciążenie powinno przewyższać minimalne naprężenie skuteczne, tak aby spadek naprężenia kości między tymi progami nie wpływał na zmianę siatki masy kostnej (Fitzsimmons i wsp. 1998; Frost 1997a, b). Innym wytłumaczeniem reakcji kości na ćwiczenia może być również hipoteza „rozprzestrzeniania się informacji o nadmiernym odkształceniu” (Katz 1998; Lanyon 1996).

Pod wpływem obciążeń mechanicznych kość ulega przebudowie, tworząc nową tkankę kostną po stronie wklęsłej i ulegając resorpcji po stronie wypukłej. Stwierdzono, że silnym stymulatorem osteogenezy jest wysiłek w pozycji pionowej, a więc nacisk osiowy. Przy zastosowaniu osiowego obciążenia ściskającego, np. podczas noszenia ciężarów, następuje przebudowa tkanki kostnej, prowadząca do zwiększenia zewnętrznej średnicy kości i jednocześnie zmniejszenia stopnia rozszerzenia jamy szpikowej. Ostatecznie, dochodzi do wzrostu przekroju obszarów korowych, co zwiększa siłę i sztywność trzonu kości długiej. W kości gąbczastej najmocniejsze i najgrubsze beleczki kostne również układają się wzdłuż osi działania największych sił. W trzonach kręgowych są to beleczki o przebiegu pionowym (Mazurkiewicz 1997).

Na zwiększenie masy kostnej i zmianę jej architektury, a tym samym wzrost wytrzymałości, wpływają również dynamiczne, naprzemiennie zmieniające się siły nacisku i rozciągania, spowodowane dynamiczną pracą mięśni. Kolagen oraz substancje mineralne macierzy kostnej tworzą kryształy lub półkryształy, które mają właściwości piezoelektryczne. Zachodzące podczas aktywności fizycznej odkształcenia nawet niewielkich fragmentów kostnych powodują powstanie prądów elektrycznych o bardzo niskich natężeniach – rzędu 10^{-15} A. Wielkość natężenia jest proporcjonalna do siły odkształcenia. Na powierzchni kości, która jest uciskana, powstaje ujemny potencjał elektryczny, zaś na powierzchni, która ulega naprężeniu – dodatni. Potencjał ujemny najprawdopodobniej pobudza aktywność osteoklastów, a potencjał dodatni – aktywność osteoblastów, wpływając w ten sposób na procesy resorpcji i tworzenia. Potencjał elektryczny, jak się przypuszcza, wpływa na przemiany biochemiczne wewnątrz komórek i zmienia przepuszczalność błony komórkowej dla jonów. Efekt ucisku mechanicznego na komórki kostne może być następnie przenoszony, przez zmieniające się stężenia wytwarzanych przez nie prostaglandyn (Kamiński 1995; Mackiewicz, Zimmermann-Górska 1995).

Hipotezy te potwierdzają wyniki badań gęstości kości u osób w różnym wieku, u których stosowano różnorodne formy aktywności ruchowej. W wielu pracach udokumentowano kościotwórcze działanie ćwiczeń fizycznych.

U sportowców uprawiających sport wyczynowo wykazano zdecydowane zwiększenie masy kostnej, nawet o 20–30% (Kirchner i wsp. 1996; Proctor i wsp. 2000; Taaffe i wsp. 1997). Wyższe poziomy BMD notowano u gimnastyczek (Kirchner i wsp. 1996), dziewcząt uprawiających kulturystykę (Heinrich i wsp. 1990), koszykówkę i siatkówkę (Rissen i wsp. 1990; Söderman i wsp. 2000) oraz piłkę nożną (Alfredson i wsp. 1996). Badania przekrojowe wykazały również pozytywną relację między aktywnością fizyczną a składem mineralnym kości u kobiet w okresie przed- i pomenopauzalnym (Orwell i wsp. 1996; Wallace, Cumming 2000).

Własne wyniki przeprowadzonych badań densytometrycznych w grupie kobiet powyżej 60. roku życia, wskazują, że obie zastosowane formy treningu zdrowotnego, metodą I – z wykorzystaniem krioterapii, i metodą II – bez stosowania żadnych bodźców fizykalnych, oraz późniejsza samodzielna aktywność ruchowa zwolniły tempo niekorzystnego obniżania się gęstości mineralnej kości. Nie stwierdzono jednak statystycznie istotnego zwiększenia gęstości mineralnej kości uzyskanego w innych pracach (pod wpływem bardzo intensywnych metod treningowych).

Wyniki badań własnych zależą, być może, od silnego wpływu na przemianę kostną wieku, cech somatycznych (co wykazano w podrozdziale 5.1.2) oraz prawdopodobnie predyspozycji genetycznych. Zastosowane w eksperymencie naukowym umiarkowane obciążenia treningowe oraz wybór ćwiczeń wytrzymałościowych prawdopodobnie nie były w stanie przeważać wpływu tak silnie skorelowanych z przemianą kostną czynników. Obciążenia takie były jednak bezpieczne dla wszystkich kobiet, dostosowane indywidualnie do możliwości ich układu krążenia i oddechowego oraz osłabionej wytrzymałości tkanki kostnej.

Najkorzystniejsze efekty w postaci zwiększenia gęstości kości uzyskano jedynie w obrębie krętarza większego, choć były to zmiany statystycznie nieistotne. Można to wyjaśnić zależnościami analizowanymi w podrozdziale 5.1.2. Na podstawie przedstawionych w nim wyników można sądzić, że gęstość mineralna krętarza większego w mniejszym stopniu podlega wpływom wieku i cech somatycznych, wykazując najmniejszą zmienność w starszych grupach wiekowych. Być może, różnego rodzaju obciążenia treningowe mają istotniejszy wpływ na przemianę kostną w tej okolicy.

Studując wyniki wielu doświadczeń i badań klinicznych, można przypuszczać, że odpowiednio dozowane i dobrane do indywidualnych predyspozycji ćwiczenia fizyczne zapobiegają spadkowi masy kostnej u ludzi starszych. Regularna aktywność fizyczna osób starszych powinna obejmować ćwiczenia wytrzymałościowe, siłowe oraz rozciągające. Należy je stosować regularnie oraz prowadzić w ograniczonych formach, z niewielkim obciążeniem szkie-

letu, minimalizując ryzyko upadków i wstrząsów. Na pozytywny wpływ aktywności fizycznej u kobiet w wieku pomenopauzalnym wskazywano już w kilku pracach (Bravo i wsp. 1996; Brooke-Wavell i wsp. 1997; Kohrt i wsp. 1997; Nelson i wsp. 1994; Welsh, Rutherford 1996b). Inne opracowania dotyczyły zaś kobiet starszych (Brooke-Wavell i wsp. 1997; Inoue i wsp. 1993; Kral, Dawson-Hughes 1994; Taaffe i wsp. 1996).

Na podstawie piśmiennictwa można stwierdzić, że aktywność fizyczna o dużym natężeniu, jak np. trening oporowy czy skoki, najlepiej stymuluje zwiększenie BMD u kobiet w okresie przed- i pomenopauzalnym. Przykładem może być też aerobik połączony z dużym obciążeniem i skokami (Heinonen i wsp. 1996; Welsh, Rutherford 1996a, b). Tak duże obciążenia generują siłę reakcji podłoża 2,1–6,5 raza większą od masy ciała, co powoduje zwiększenie BMD w obciążanych miejscach szkieletu. Obciążenia takie mogą być jednak niebezpieczne u kobiet z obniżoną gęstością tkanki kostnej, świadczącą o osteopenii lub osteoporozie.

Drugą formą treningu, promowaną jako optymalna forma aktywności ruchowej wpływająca na poprawę masy kostnej, jest trening oporowy z zastosowaniem dużych obciążeń szkieletu (Lewis, Modlesky 2000). Z badań prowadzonych u kobiet w wieku pomenopauzalnym wynikało, że optymalne zmiany wywołane w kości zależą raczej od poziomu obciążeń, a nie od liczby cykli (Kerr i wsp. 1996; Nelson i wsp. 1994; Taaffe i wsp. 1996a, b). Korzystniejsze efekty uzyskiwano przy zastosowaniu treningu oporowego o dużej intensywności (7–8 powtórzeń w kilku seriach i obciążeniu 60–80% obciążenia maksymalnego) niż o małej (14–20 powtórzeń w kilku seriach i obciążeniu 20–40% obciążenia maksymalnego) (Kerr i wsp. 1996; Taaffe i wsp. 1996a). Przyjmuje się, że ćwiczenia siłowe (z obciążeniem) u starszych kobiet powinny być wykonywane minimum 2 razy w tygodniu, po 20 minut, i zawierać ćwiczenia angażujące najważniejsze grupy mięśniowe (Heinonen i wsp. 1996; Welsh, Rutherford 1996a, b).

Jeszcze inną formą aktywności fizycznej w profilaktyce osteoporozy są ćwiczenia wytrzymałościowe, czyli bieg, pływanie, jazda na rowerze, tańce, trening na bieżni ruchomej oraz intensywny marsz. Mają one również istotne znaczenie dla poprawy wydolności i sprawności organizmu oraz równowagi i koordynacji nerwowo-mięśniowej, ponieważ wzmacniają siłę mięśniową (Majowska i wsp. 1998; Rosario i wsp. 2003). Wskazują na to wyniki badań sugerujące wpływ treningu wytrzymałościowego o umiarkowanej intensywności w połączeniu z treningiem rozciągającym na poprawę sprawności funkcjonalnej ludzi starszych (Cavani i wsp. 2002; Koltyn 2002). Ćwiczenia te należy wykonywać 2 razy w tygodniu, co najmniej po 20 minut (w jednostce treningowej powinny być powtarzane początkowo 10 razy i stopniowo zwiększane).

szane do 30 powtórzeń). Intensywność ćwiczeń powinna być taka, aby odbywały się one na poziomie 40–60% rezerwy maksymalnej częstości skurczów serca (Kaplan 1995; Presinger 1994). Wskazują na to wyniki badań długoterminowych (Brooke-Wavell i wsp. 1997; Hatori i wsp. 1993), sugerujące pozytywny wpływ chodzenia na stan szkieletu u kobiet w okresie pomenopauzalnym. To, czy chodzenie może w znacznym stopniu wpłynąć na zawartość mineralną kości, zależy od jego intensywności (Hatori i wsp. 1993, Lewis, Modlesky 2000). Większa odpowiedź kości na szybkie chodzenie wynika prawdopodobnie z większych sił reakcji podłoża. Wzrost prędkości chodzenia z 1 do 3 m/s powoduje zwiększenie sił reakcji podłoża o 50%, czyli 1–1,5 raza większego niż masa ciała.

Uzupełnieniem powyższych propozycji treningowych mogą być ćwiczenia rozciągające (gimnastyka, *stretching*), wykonywane najlepiej codziennie przez 5–10 minut (Kostka 2003; Kuński 2003a).

Aby ocenić wpływ zaproponowanych form treningu zdrowotnego, analizie poddano również zmiany parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych w obu grupach treningowych oraz porównawczej.

Już około 20 lat temu stwierdzono, że siła mięśniowa starszych ludzi może ulec zwiększeniu na skutek systematycznego treningu siłowego. Przykładem może być wzrost siły mięśni prostowników tułowia u kobiet pod wpływem treningu oporowego, wynoszący od 19 do 22% (Piitulainen i wsp. 1998; Rissanen i wsp. 1995; Rosario i wsp. 2003), czy poprawa siły mięśni zginaczy działających na staw kolanowy w grupie starszych – 70-letnich – mężczyzn porównywalna z efektami treningu siłowego u ludzi młodych (Häkkinen i wsp. 1998a; Taaffe, Marcus 2001). Badania te wskazują na bardzo duże początkowe przyrosty siły w czasie pierwszych 2–4 miesięcy treningu siłowego u osób starszych i w średnim wieku obojga płci. Po tym czasie siła może rozwijać się z mniejszą intensywnością w dłuższych okresach treningowych i również zależy od intensywności, częstotliwości i typu treningu.

Wielu autorów wykazało, że po specjalistycznym treningu siłowym u starszych osób o niskim wyjściowym poziomie sprawności fizycznej dochodzi do znacznej poprawy siły (Adams i wsp. 2000; Obmiński 2000; Vanderhoek i wsp. 2000; Welsh, Rutherford 1996a). Efekt ten u nietreningujących starszych osób można uzyskać dzięki wykonywaniu ćwiczeń tylko raz w tygodniu, co potwierdza większe znaczenie neuromuskularnej, potreningowej adaptacji, niż hipertrofii mięśni (Taaffe i wsp. 1999). Badania wpływu częstotliwości stosowania treningu siłowego o dużej intensywności na wzrost siły mięśniowej wykazały, że bez względu na to, czy ćwiczono 2-, czy 3-krotne w tygodniu, nie spowodowało to statystycznie istotnego różnicowania. We wszystkich badaniach ogólna siła mięśniowa wzrosła o około 40% (Szpila, Suominen 1994; Taaffe, Marcus 2001).

Trening siłowy prowadzi do specyficznych zmian adaptacyjnych na wszystkich poziomach układu nerwowego oraz w tkance mięśniowej. Powszechnie przyjęty jest pogląd, że siła u starszych osób rośnie głównie z powodu pozytywnych zmian w układzie nerwowym, a to wynika ze stopniowego włączania się jednostek ruchowych w mięśniu (a nie hipertrofii włókien mięśniowych) (Åstrand 2000; Häkkinen 1998; Moritani, DeVries 1980). Może to być także efekt poprawienia się aktywności jednostek ruchowych w mięśniach oraz zwiększenia się częstotliwości wyładowań w motoneuronach. W rzeczywistości mechanizmy adaptacji w systemie nerwowym są trudne do określenia. Wydaje się jednak, że trening siłowy prowadzi do następujących zmian: aktywacja jednostek motorycznych ulega zwiększeniu, poprawie ulega koaktywacja mięśni synergistycznych i zmniejsza się koaktywacja mięśni antagonistycznych (Enoka 1988; Häkkinen 1998; Komi 1986). Duży udział w zmianach siły mięśniowej spowodowanych treningiem mają zwiększone przewodnictwo nerwowe, rekrutacja i synchronizacja jednostek ruchowych oraz sprawność i uczenie się (Taaffe, Marcus 2001).

Mimo że wzrost siły u ludzi starszych, w wieku powyżej 60 lat, spowodowany jest głównie poprawą rekrutacji jednostek motorycznych, to jednak częściowo jest on także wynikiem hipertrofii mięśniowej. Przerost włókien mięśniowych staje się dominujący wraz ze zwiększaniem się czasu trwania treningu (Taaffe, Marcus 2001). Zjawisko to dokumentują niektóre nowe wyniki badań, wskazujące na wzrost wielkości wolnokurczliwych włókien mięśniowych typu I i szybkokurczliwych typu II, bez zwiększania się ich liczby. Średni przyrost całkowitego przekroju poprzecznego mięśnia czworogłowego może wynosić 10–12% w ciągu 3–4 miesięcy treningu siłowego z dużym oporem (Häkkinen 1998; Taaffe, Marcus 2001).

W zakresie testów izokinetycznych wyniki przeprowadzonych badań własnych wykazały, że obie formy zaproponowanego treningu zdrowotnego korzystnie wpłynęły na analizowane parametry siłowo-prędkościowe. W przypadku mięśni tułowia wszystkie parametry siłowe w grupie A i B uległy poprawie, w 96% wykazując statystyczną istotność zmian, natomiast w grupie porównawczej pogorszyły się. Parametry prędkościowe w 83% przypadków, w obu grupach treningowych, poprawiły się, czyli skróciły, natomiast w grupie porównawczej (poza czasem wyhamowania) wszystkie analizowane wartości uległy wydłużeniu. W zakresie mięśni działających na stawy kolanowe parametry siłowe również poprawiły się u kobiet w grupach A i B, natomiast pogorszyły w grupie porównawczej. Nastąpiło też skrócenie czasów reakcji mięśniowej w grupach A i B, zaś w grupie porównawczej ich wydłużenie.

Tak korzystne zmiany pod wpływem zaproponowanej aktywności fizycznej potwierdzają opinie, że nie tylko trening siłowy jest w stanie poprawić siłę

mięśniową u kobiet w starszym wieku, lecz także i inne formy ruchu, np. ćwiczenia wytrzymałościowe. Obie metody treningu zdrowotnego, w którym stosowano aktywność o charakterze przemian tlenowych i mieszanych, okazały się bardzo efektywne. Szczególnie metoda I, z użyciem skrajnie niskich temperatur, wywołała korzystniejsze zmiany zarówno w zakresie parametrów siłowych, jak i prędkościowych.

W obu zastosowanych metodach zachowano wymogi bezpieczeństwa ćwiczących kobiet w zakresie układu krążeniowo-oddechowego. Indywidualnie dostosowana, stopniowo zwiększana intensywność treningowa na poziomie umiarkowanym (od 55 do 65% HR_{max}), była zgodna z zasadami treningu zdrowotnego dla starszych osób. Zastosowanie głównie dynamicznych wysiłków zmniejszało możliwość powikłań krążeniowych. W czasie treningu siłowego (przebiegającego według schematu: wysokie obciążenia, niska prędkość, pięć powtórzeń) znaczny udział mają natomiast wysiłki statyczne, które bardziej niż dynamiczne powodują wzrost skurczowego i rozkurczowego ciśnienia krwi (González-Camarena i wsp. 2000; Obmiński 2000). Zachodzi wówczas obawa, czy nie doprowadzi on do komplikacji kardiologicznych u osób starszych.

Wykazywano już, że połączenie treningu oporowego z niektórymi rodzajami ćwiczeń dynamicznych, szczególnie z wysokimi prędkościami ruchów, prowadziło do znacznego zwiększenia siły dynamicznej prostowników kolana (Häkkinen i wsp. 1998a, b). Obserwowano również wzrost siły innych grup mięśniowych kończyn dolnych po treningu wytrzymałościowym według Howleya i Franksa, trwającym 6 miesięcy (za: Osiński 2002). Wyniki wskazują, że poprawa następowała na skutek gwałtownej aktywacji neuronowej jednostek motorycznych, związanej prawdopodobnie z pewną selektywną hipertrofią szybko kurczliwych włókien mięśniowych (Häkkinen i wsp. 1998b). Podaje się, że trening wytrzymałościowy nie wywołuje zmian w procentowym udziale włókien wolno- i szybko kurczliwych, natomiast około 8% włókien FTb nabiera cech typu FTa. Dodatkowo u kobiet następuje zwiększenie o mniej więcej 6% powierzchni włókien ST oraz FTa (Adach i wsp. 2001; Adach, Jaskólski 2002).

Korzystne efekty, podobne do wyników uzyskanych w badaniach własnych, stwierdzono w innym eksperymencie, w którym Dustman i wsp. (za: Osiński 2002) po 4-miesięcznym treningu wytrzymałościowym obserwowali poprawę czasu reakcji i wielu podstawowych procesów neuropoznawczych. W innych pracach również wykazywano m.in. skrócenie czasu reakcji (Lupinacci i wsp. 1993; Obmiński 2000; Patton i wsp. 1990). Mechanizm tego zjawiska nie jest znany. Zauważony u osób młodych równoległy wzrost stężenia amin katecholowych we krwi i spadek czasu reakcji w czasie wykony-

wania wysiłku (Chmura i wsp. 1994) może sugerować korzystny udział hormonów w stymulacji układu nerwowego również u trenujących osób starszych. W badaniach brytyjskich trening wytrzymałościowy (proste czynności domowe) u kobiet powyżej 70 lat spowodował zwiększenie siły, wydolności i sprawności funkcjonalnej, przy czym dłuższe programy były bardziej efektywne (za: Osiński 2002). W wyniku systematycznego treningu tlenowego można uzyskać przyrost aktywności enzymów utleniających w mitochondriach, znaczną (około 20%) kapilaryzację włókien mięśniowych oraz poprawę VO_{2max} nawet o 20–30% (Adach i wsp. 2001; Adach, Jaskólski 2002).

Dodatkowym uzupełnieniem zastosowanych metod treningowych były ćwiczenia równoważne i koordynacyjne.

Oslabienie siły mięśniowej u ludzi starszych jest uważane za istotny czynnik ryzyka osłabienia kontroli równowagi. Utrzymanie równowagi wymaga bowiem złożonego systemu kontroli ruchu, którego zasadniczą częścią jest system nerwowo-mięśniowy (Sihvonen i wsp. 1998; Wójcik i wsp. 2001). Pod wpływem różnych form aktywności fizycznej następuje wzrost siły mięśniowej, poprawa koordynacji i równowagi oraz ogólnej sprawności fizycznej u osób starszych, a tym samym do minimum spada ryzyko ich upadków (Balde i wsp. 2003; Cavani i wsp. 2002; Etnie i wsp. 2003; Nguyen i wsp. 2004; Rosario i wsp. 2003). W niektórych pracach wykazano, że trening równowagi, stosowany przez 6 tygodni jako przedsięwzięcie profilaktyczne w starszym wieku, spowodował wzrost siły prostowników i zginaczy działających na staw kolanowy o 12%. Dodatkowo, zmniejszyła się różnica między kończyną prawą i lewą (Heitkamp i wsp. 2001; Ryushi i wsp. 1998). Podaje się, że prawdopodobieństwo upadków dzięki stosowaniu programów interwencyjnych może być o 10% niższe, a nawet o 31%, jak dowodzą niektóre badania (Guralnik i wsp. 2003; Osiński 2002; Reece, Simpson 1996; Rose 2002; Żak 2000).

Opisywane w badaniach własnych korzystne zmiany wartości analizowanych parametrów siłowych i prędkościowych w obu grupach treningowych, na tle pogarszających się wartości w grupie porównawczej, wymagały dalszych badań i analiz.

Większe procentowe zróżnicowanie wyników badań wyjściowych i kontrolnych obserwowano w zakresie mięśni tułowia. Dotyczyło ono zarówno parametrów siłowych, jak również prędkościowych, osiągając odpowiednio zmiany o 33 i 19%. Być może, wynika to z większych zaburzeń funkcjonalnych w obrębie mięśni tułowia. Mogą one powstawać na skutek deformacji kręgosłupa, która polega na pogłębianiu się kyfozy piersiowej, charakterystycznej dla starszych kobiet. Dysfunkcje w obrębie mięśni tułowia mogą się zwiększać z powodu ewentualnych dolegliwości bólowych wynikających z choroby zwyrodnieniowej kręgosłupa, związanych ze zmianami osteoporotycznymi, zaburzeniem biomechaniki ruchu i przeciążeniem kręgosłupa.

Większą poprawę parametrów funkcjonalnych w obrębie wszystkich analizowanych grup mięśniowych wykazano w grupie kobiet poddanych treningowi zdrowotnemu z wykorzystaniem skrajnie niskich temperatur. Parametry siłowe mięśni tułowia i kończyn dolnych zwiększyły się odpowiednio o 33 i 22%, natomiast prędkościowe – o 9 i 11%. Jest to prawdopodobnie wynikiem normalizacji nadmiernego napięcia mięśni oraz całkowitego ustąpienia lub wyraźnego zmniejszenia się ewentualnych dolegliwości bólowych, co poprawiło warunki pracy mięśniowej. Skrajnie niskie temperatury zastosowano w metodzie I, umożliwiając prowadzenie intensywnych ćwiczeń ruchowych u starszych kobiet. W literaturze polskiej i zagranicznej szeroko opisywane są możliwości wykorzystania niskich temperatur w ramach odnowy biologicznej czy działań profilaktycznych. Podkreśla się zarówno przeciwbólowe, rozluźniające działanie tego bodźca, jak i wywołanie dzięki niemu pozytywnych emocji, motywujących do podjęcia aktywności fizycznej (Gawroński 2003; Głuszko i wsp. 2003; Skrzek i wsp. 2002; Spodaryk 2003; Suszko 2003; Woźniewski i wsp. 2001; Zagrobelny, Zimmer 1999).

Wśród wielu miejscowych i ogólnych fizjologicznych reakcji organizmu na działanie temperatur kriogenicznych wymienia się m.in. zmniejszenie się natężenia dolegliwości bólowych. Stymulacja zimnem powoduje wydzielanie w podwzgórzcu czynnika uwalniającego prekursora beta-endorfiny, tj. prepro-melanokortynę, i samą beta-endorfinę, a także ACTH. Efekt przeciwbólowy i euforyzujący, wynikający z działania endogennych beta-endorfin, trwa około trzech godzin. Efekt przeciwbólowy, z całą pewnością, powoduje także czynnościowe wyłączenie przez zimno różnych receptorów czuciowych i ich połączeń z proprioreceptorami. Kolejnym zjawiskiem czynnościowym, zapewniającym analgezję, jest funkcjonowanie w ośrodkowym układzie nerwowym „kontrolnych bramek” przewodzenia bólu, zgodnie z teorią Melzacka i Walla z 1965 r. (za: Suszko 2003; Zagrobelny, Zimmer 1999).

Bezpośrednio po zabiegach dochodzi do zwiększenia ukrwienia i podwyższenia stężenia tlenu w środowisku komórki. Reakcje chemiczne mogą przejść z beztlenowych w tlenowe, a pH komórki ulega przesunięciu w kierunku obojętnym. Warunki takie sprzyjają obniżeniu stężenia mleczanów i histaminy, co z kolei łagodzi ból (Gawroński 2003; Głuszko i wsp. 2003).

Pod wpływem zastosowania skrajnie niskich temperatur dochodzi do obniżenia przewodnictwa nerwowego, które umożliwia rozluźnienie napięcia mięśniowego, czyli odpoczynek. Wzmoczony przepływ krwi przez zakwaszone mięśnie przyspiesza odprowadzanie kwasu mlekowego i produktów przemiany materii, skracając i wspomagając czas odpoczynku. Opisane zjawisko umożliwia, prawdopodobnie, zaangażowanie większej liczby jednostek motorycznych podczas skurczu i poprawę parametrów prędkościowo-siłowych (Woźniewski i wsp. 2001; Zagrobelny, Zimmer 1999).

Zwiększenie się możliwości funkcjonalnych mięśni można również wyjaśnić w inny sposób. Temperatury kriogeniczne obniżają przewodnictwo w neuronach nocycyptywnych, a zwłaszcza w beźmielinowych włóknach C. Zmniejszony napływ bodźców bólowych do rdzenia kręgowego mógłby tłumaczyć sementarne hamowanie stymulacji motoneuronów gamma i tym samym zmniejszenie napięcia mięśniowego. Spowolnienie przewodnictwa nerwowego prowadzi prawdopodobnie do pewnej blokady płytki motorycznej, czyli obniżenia reaktywności obwodowych zakończeń czuciowo-ruchowych, do których należą znajdujące się w ścięgnach aparaty Golgiego oraz wrzeciona nerwowo-mięśniowe (Cooper 2001; Curl i wsp. 1997; Swenson i wsp. 1996).

Zależności zmian parametrów gęstości mineralnej kości i parametrów prędkościowo-siłowych pod wpływem stosowanych form treningowych, analizowane w dalszej części pracy, okazały się w większości statystycznie nieistotne, być może z powodu niewielkich zmian BMD w okresie obserwacji. W kilku innych pracach (Frost 1997b; Sinaki, Oxford 1988; Suominen 1998) stwierdzono związek BMD z masą i siłą mięśniową. Wskazywano, że chociaż czynniki niemechaniczne, takie jak wpływy hormonalne i dietetyczne, przyczyniają się do związanego z wiekiem zaniku kości, to jednak zwolnienie tego procesu w czasie zależy od czynników mechanicznych. Niektórym zanikom kości można przeciwdziałać, nie dopuszczając do zaniku masy i siły mięśniowej wraz z wiekiem (Frost 1997a, b). Badania dotyczące wzajemnego oddziaływania ćwiczeń i estrogenów na mięśnie i kości dały jednak kontrowersyjne wyniki (Heikkinen i wsp. 1991; Kohrt i wsp. 1995; Taaffe i wsp. 1995).

Oceniając natomiast zależności zmian parametrów siłowych i prędkościowymi pod wpływem zastosowanych form treningowych, w badaniach własnych wykazano, że prawie wszystkie mają ze sobą statystycznie istotny związek. Wynika to prawdopodobnie ze spójności charakterystyk siłowych i prędkościowych mięśni w procesie starzenia się organizmu człowieka, który stanowi funkcjonalną całość. Najsilniejsze związki zmian parametrów siłowych stwierdzono między maksymalnymi a średnimi momentami sił mięśniowych (współczynnik korelacji: 0,97), co potwierdza, że oba parametry mogą być równoważne w charakterystyce siłowej mięśni. Najsilniejsze związki zmian parametrów siłowych z prędkościowymi wystąpiły między zmianami $t_{\text{przyspieszenia}}$ i $M_{0,18 \text{ max powtórzenia}}$ (współczynnik korelacji: -0,74). Prawdopodobnie $M_{0,18 \text{ max powtórzenia}}$ jest parametrem, który może dawać dodatkowe możliwości analizy szybkości reakcji mięśniowej.

Reasumując wyniki przeprowadzonych badań, można stwierdzić, że starzenie się jest wielopłaszczyznowym, złożonym procesem. Analizy dotyczące problemów wiążących się z inwolucją narządu ruchu pomagają wyjaśnić i zrozumieć zjawiska, które najbardziej determinują ten proces. Stwarzają one

podstawy do zastosowania szeroko pojętej aktywności fizycznej w programach treningów zdrowotnych, wykorzystywanych świadomie i celowo w zakresie profilaktyki chorób związanych ze starzeniem się. Jednym z takich schorzeń jest osteoporoza. Proponowana w ramach profilaktyki osteoporozy aktywność fizyczna (z możliwością wykorzystania krioterapii), dobrana indywidualnie, uzależniona od stanu zdrowia oraz stopnia sprawności fizycznej, powinna zmierzać nie tylko w kierunku hamowania ubytku masy kostnej, ale również utrzymania właściwej siły mięśniowej, zachowania prawidłowego zakresu ruchomości w obrębie stawów, wzmocnienia gorsetu mięśniowego oraz poprawienia równowagi i koordynacji nerwowo-mięśniowej.

7. Wnioski

1. Przeprowadzone badania wykazały pogarszanie się wraz z wiekiem zarówno parametrów densytometrycznych, jak i prędkościowo-siłowych mięśni. Zmiany te były najwyraźniejsze i statystycznie istotne po 60. roku życia.
2. Analizowane w zakresie narządu ruchu parametry densytometryczne układu kostnego oraz prędkościowo-siłowe badanych mięśni wykazywały podobne tempo i kierunek zmian wraz z wiekiem.
3. Cechami wywierającymi największy wpływ na kształtowanie się gęstości mineralnej kości okazały się, poza wiekiem i masą ciała, także parametry prędkościowo-siłowe badanych grup mięśniowych.
4. Stwierdzono statystycznie istotne związki między parametrami prędkościowo-siłowymi mięśni tułowia i kończyn dolnych a gęstością mineralną bliższej nasady kości udowej, co może mieć znaczenie w programowaniu profilaktyki złamań (treningu zdrowotnego).
5. Gęstość mineralna kości w zakresie krętarza większego w mniejszym stopniu podlegała wpływom wieku i cech somatycznych, wykazując jednocześnie najmniejszą zmienność w starszych grupach wiekowych kobiet.
6. Zastosowane formy aktywności ruchowej u kobiet w wieku 60–80 lat zmniejszały redukcję gęstości mineralnej kości związaną z wiekiem (szczególnie w obrębie krętarza), natomiast w grupie kontrolnej (nieaktywnej fizycznie) spadek gęstości mineralnej kości był znacznie większy i statystycznie istotny, na poziomie $p < 0,05$.
7. Obie formy przeprowadzonego treningu zdrowotnego korzystnie wpłynęły na wszystkie parametry siłowe mięśni tułowia i kończyn dolnych oraz większość parametrów prędkościowych. W grupie porównawczej obserwowano natomiast pogorszenie się wyników dotyczących parametrów prędkościowo-siłowych w zakresie wszystkich badanych mięśni.
8. Stwierdzono statystycznie istotny związek poprawy parametrów siłowych badanych grup mięśniowych z polepszeniem ich parametrów prędkościowych pod wpływem zaleconych form treningu zdrowotnego.
9. Aktywność ruchowa z zastosowaniem temperatur kriogenicznych spowodowała w badanej grupie kobiet większą i statystycznie istotną poprawę parametrów prędkościowo-siłowych badanych mięśni niż u kobiet poddanych treningowi zdrowotnemu bez wykorzystania krioterapii.

Aneks

Fotografie

Fotografia I. Przykładowa karta badania izokinetycznego mięśni tułowia przy prędkości 90°/s	116
Fotografia II. Przykładowa karta badania izokinetycznego mięśni tułowia przy prędkościach 90 i 120°/s	117
Fotografia III. Przykładowa karta badania izokinetycznego mięśni prostowników i zginaczy działających na staw kolanowy przy prędkości 120°/s	118
Fotografia IV. Przykład ćwiczeń z pierwszej części (rozgrzewki) treningu zdrowotnego	119
Fotografia V. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego	119
Fotografia VI. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego	120
Fotografia VII. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego	120
Fotografia VIII. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego	121

Tabele

Tabela I. Charakterystyka statystyczna cech somatycznych w grupach wiekowych	122
Tabela II. Zróżnicowanie średnich wartości cech somatycznych w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$)	122
Tabela III. Związki gęstości mineralnej kości z cechami somatycznymi, $N = 288$ (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	122
Tabela IV. Związki gęstości mineralnej kości z cechami somatycznymi w grupie kobiet powyżej 60. roku życia, $N = 197$ (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	123
Tabela V. Charakterystyka statystyczna gęstości mineralnej kości w grupach wiekowych	123
Tabela VI. Zróżnicowanie średnich wartości gęstości mineralnej kości w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$)	124
Tabela VII. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach wiekowych	125
Tabela VIII. Zróżnicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$)	127
Tabela IX. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia z cechami somatycznymi, $N = 222$ (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	129
Tabela X. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach wiekowych	131
Tabela XI. Zróżnicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$)	134
Tabela XII. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe z cechami somatycznymi, $N = 222$ (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	137

Tabela XIII. Zależność parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia od prędkości testowania w grupach wiekowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)	140
Tabela XIV. Zależność parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe od prędkości testowania w grupach wiekowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)	142
Tabela XV. Lateralizacja parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach wiekowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie) (P-L oznacza parametry kończyny prawej – lewej)	145
Tabela XVI. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia z cechami gęstości mineralnej kości, N = 222 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	148
Tabela XVII. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe z cechami gęstości mineralnej kości, N = 222 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	150
Tabela XVIII. Charakterystyka statystyczna cech morfologicznych w grupach treningowych	153
Tabela XIX. Zróżnicowanie średnich wartości cech somatycznych w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)	153
Tabela XX. Charakterystyka statystyczna gęstości mineralnej kości w grupach treningowych	154
Tabela XXI. Zróżnicowanie średnich wartości gęstości mineralnej kości w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)	155
Tabela XXII. Ocena zmian gęstości tkanki kostnej w grupach treningowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)	156
Tabela XXIII. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych	158
Tabela XXIV. Zróżnicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)	161
Tabela XXV. Ocena zmian parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)	164
Tabela XXVI. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych	166
Tabela XXVII. Zróżnicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)	172
Tabela XXVIII. Ocena zmian parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)	178
Tabela XXIX. Wyniki korelacji między zmianami międzybadanowymi parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	182
Tabela XXX. Wyniki korelacji między zmianami międzybadanowymi parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)	185

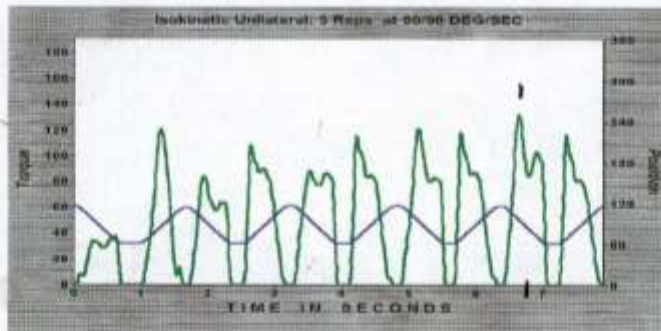
Comprehensive Evaluation

Name: **Viola**
 ID: **1**
 BDate: **14-May-82**
 Ht: **169**
 Wt: **63**
 Gender: **Female**

Session: **07-Apr-2003 5:09:33 PM**
 Involved: **Left**
 Clinician:
 Referral:
 Joint: **Lumbar**
 Diagnosis:

Windowing: **Isokinetic**
 Protocol: **Isokinetic Unilateral**
 Pattern: **ExtiFlex Semi-Standing**
 Mode: **Isokinetic**
 Contraction: **Con/Con**
 No Gravity Correction

		EXTENSION 90 DEG/SEC	FLEXION 90 DEG/SEC
Side: Left			
# OF REPS: 5			
PEAK TORQUE	N.M	135.5	134.8
PEAK TQ/BW	%	215.1	214.0
TIME TO PK TQ	MSEC	250.0	150.0
ANGLE OF PK TQ	DEG	96.0	67.0
TORQ @ 25 DEG	N.M	0.0	0.0
TORQ @ 0.18 SEC	N.M	103.3	100.2
COEFF. OF VAR.	%	30.3	4.1
MAX REP TOT WORK	JOULES	82.7	63.5
MAX WORK REP #	#	5	3
WRK/BODYWEIGHT	%	131.3	100.8
TOTAL WORK	JOULES	300.6	301.8
WORK FIRST THIRD	JOULES	67.7	99.6
WORK LAST THIRD	JOULES	124.0	93.9
WORK FATIGUE	%	-83.2	5.7
AVG. POWER	WATTS	105.3	104.1
ACCELERATION TIME	MSEC	70.0	100.0
DECELERATION TIME	MSEC	150.0	80.0
ROM	DEG	55.9	
MAX AVE PEAK TQ		100.0	129.4
AGONANTAG RATIO	%	99.5	Goal 59.0



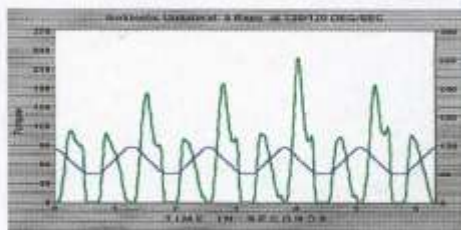
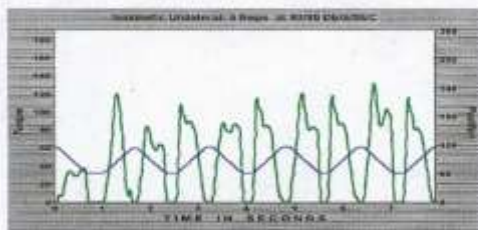
Fotografia I. Przykładowa karta badania izokinetycznego mięśni tułowia przy prędkości 90°/s

General Evaluation

Name: Viola
 ID: 1
 BDate: 14-May-82
 HT: 168
 WT: 83
 Gender: Female

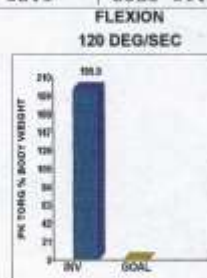
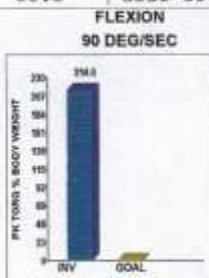
Session: 07-Apr-2003 5:09:33 PM
 Involved: Left
 Clinician:
 Referral:
 Joint: Lumbar
 Diagnosis:

Windowing: Isokinetic
 Protocol: Isokinetic Unilateral
 Pattern: Ext/Flex Semi-Standing
 Mode: Isokinetic
 Contraction: Con/Con
 No Gravity Correction



		EXTENSION 90 DEG/SEC	FLEXION 90 DEG/SEC
Site: Left			
# OF REPS: 5			
PEAK TORQUE	N-M	135.5	134.8
PEAK TQ/BW	%	215.1	214.0
MAX REP TOT WORK	JOULES	82.7	63.5
COEFF. OF VAR.	%	30.3	4.1
AVG. POWER	WATTS	105.3	104.1
ACCELERATION TIME	MSEC	70.0	100.0
DECELERATION TIME	MSEC	150.0	80.0
ROM	DEG	55.9	
MAX AVE PEAK TQ	N-M	100.0	129.4
ADONANTAG RATIO	%	99.5	Goal 59.0

		EXTENSION 120 DEG/SEC	FLEXION 120 DEG/SEC
Site: Left			
# OF REPS: 5			
PEAK TORQUE	N-M	237.0	123.4
PEAK TQ/BW	%	376.2	195.9
MAX REP TOT WORK	JOULES	118.2	60.9
COEFF. OF VAR.	%	21.0	6.8
AVG. POWER	WATTS	221.6	120.3
ACCELERATION TIME	MSEC	50.0	160.0
DECELERATION TIME	MSEC	150.0	80.0
ROM	DEG	55.6	
MAX AVE PEAK TQ	N-M	187.1	116.1
ADONANTAG RATIO	%	52.1	Goal 51.0



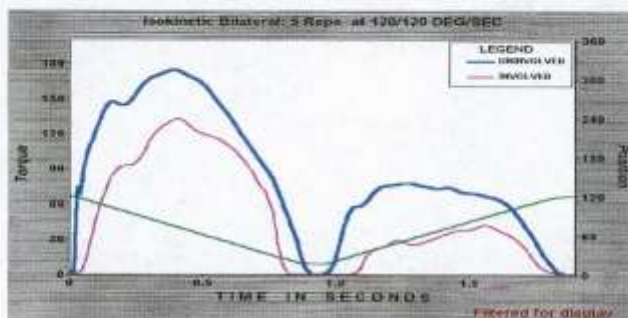
PEAK TORQUE: Highest muscular force output at any moment during a repetitive, indicative of a muscle's strength capabilities.
PEAK TQ/BW: Represented as a percentage normalized to bodyweight and compared to an established goal.
MAX REP TOT WORK: Total muscular force output for the repetitive with greatest amount of work. Work is indicative of a muscle's capability to produce force throughout the range of motion.
COEFF. OF VAR.: Statistical representation of test validity based on reproducibility of performance. Lower values demonstrate higher reproducibility.
AVG. POWER: Total work divided by time. Power represents how quickly a muscle can produce force.
ACCELERATION TIME: Total time to reach isokinetic speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capabilities to move the limb at the beginning of the range of motion.
DECELERATION TIME: Total time to go from isokinetic speed to zero speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capability to eccentrically control the limb at the end of the range of motion.
ADONANTAG RATIO: The Reciprocal muscle group ratio. Excessive imbalances may predispose a joint to injury.

Fotografia II. Przykładowa karta badania izokinetycznego mięśni tułowia przy prędkościach 90 i 120°/s

Comprehensive Evaluation

Name: Michał Burzynski	Session: 22-Sep-2003 2:04:30 PM	Windowing: Isokinetic
ID: 1	Involved: Right	Protocol: Isokinetic Bilateral
BDate: 19-Aug-88	Clinician:	Pattern: Extension/Flexion
HT: 178	Referral:	Mode: Isokinetic
WT: 72	Joint: Knee	Contraction: Con/Con
Gender: Male	Diagnosis:	GET: 27 GET Angle: 30

		EXTENSION 120 DEG/SEC			FLEXION 120 DEG/SEC		
# OF REPS: 5		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
		LEFT	RIGHT		LEFT	RIGHT	
PEAK TORQUE	N-M	176.7	134.4	23.9	78.9	43.3	40.1
PEAK TORQUE	%	245.4	186.7		109.8	60.1	
TIME TO PK TQ	MSEC	410.0	440.0		340.0	600.0	
ANGLE OF PK TQ	DEG	73.0	63.0		53.0	67.0	
TORQ @ 20 DEG	N-M	60.6	72.7		53.2	0.0	
TORQ @ 0.15 SEC	N-M	147.0	92.3		62.6	0.4	
COEFF. OF VAR.	%	7.6	34.9		6.0	79.5	
MAX REP TOT WORK	JOULES	231.7	152.4	34.2	103.9	43.3	56.3
MAX WORK REP #	#	3	1		2	1	
WRK/BODYWEIGHT	%	321.9	211.7		144.3	60.1	
TOTAL WORK	JOULES	1101.2	570.8	46.2	473.9	73.2	84.5
WORK FIRST THIRD	JOULES	366.2	262.0		166.4	54.4	
WORK LAST THIRD	JOULES	344.3	131.5		136.7	11.7	
WORK FATIGUE	%	11.3	53.4		27.4	78.6	
AVG. POWER	WATTS	306.0	156.0	49.0	133.0	19.5	65.1
ACCELERATION TIME	MSEC	40.0	80.0		50.0	140.0	
DECELERATION TIME	MSEC	80.0	150.0		80.0	90.0	
ROM	DEG	104.7	104.0		104.7	104.0	
MAX AVE PEAK TQ	N-M	167.9	96.0		75.2	18.5	
ANGUANTAS RATIO	%	44.7	32.2	0.760			



Fotografia III. Przykładowa karta badania izokinetycznego mięśni prostowników i zginaczy działających na staw kolanowy przy prędkości 120%/s



Fotografia IV. Przykład ćwiczeń z pierwszej części (rozgrzewki) treningu zdrowotnego



Fotografia V. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego



Fotografia VI. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego



Fotografia VII. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego



Fotografia VIII. Przykład ćwiczeń z głównej części treningu zdrowotnego

Tabela I. Charakterystyka statystyczna cech somatycznych w grupach wiekowych

Cecha	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 105)		70-latki (N = 92)	
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Wiek [lata]	45,13	2,61	53,80	2,37	65,63	2,77	73,85	3,03
Masa ciała [kg]	66,13	12,51	70,50	10,93	67,68	8,75	66,60	10,18
Wysokość ciała [cm]	164,72	5,31	164,00	5,68	159,25	4,71	156,97	5,97
Wskaźnik BMI	24,31	4,06	26,18	3,63	26,70	3,44	27,00	3,69
Wskaźnik Rohrera	1,48	0,24	1,60	0,23	1,68	0,23	1,72	0,25

Tabela II. Zróznicowanie średnich wartości cech somatycznych w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Cecha	F-Snedecora		Test Duncana					
	F	P	40–50- -latki	40–60- -latki	40–70- -latki	50–60- -latki	50–70- -latki	60–70- -latki
Wiek	1440,46	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Masa ciała	1,41	0,240	0,037	0,455	0,809	0,144	0,055	0,577
Wysokość ciała	31,68	0,000	0,473	0,000	0,000	0,000	0,000	0,023
Wskaźnik BMI	7,46	0,000	0,007	0,001	0,000	0,451	0,265	0,662
Wskaźnik Rohrera	14,37	0,000	0,007	0,000	0,000	0,071	0,008	0,331

Tabela III. Związki gęstości mineralnej kości z cechami somatycznymi, N = 288 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie p < 0,05 oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera
Masa ciała	0,01				
Wysokość ciała	-0,48	0,35			
BMI	0,26	0,86	-0,16		
Wskaźnik Rohrera	0,36	0,71	-0,40	0,97	
BMD – Neck	-0,55	0,39	0,45	0,16	0,03
% BMD szczytowej – Neck	-0,55	0,38	0,45	0,16	0,03
T-score (SD) – Neck	-0,10	0,26	0,19	0,17	0,10
BMD – Ward	-0,54	0,35	0,40	0,15	0,04
% BMD szczytowej – Ward	-0,55	0,35	0,40	0,15	0,04
T-score (SD) – Ward	-0,06	0,25	0,11	0,19	0,14
BMD – Troch	-0,29	0,50	0,28	0,37	0,27
% BMD szczytowej – Troch	-0,29	0,50	0,28	0,38	0,27
T-score (SD) – Troch	0,01	0,34	0,06	0,32	0,28

Tabela IV. Związki gęstości mineralnej kości z cechami somatycznymi w grupie kobiet powyżej 60. roku życia, N = 197 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera
Masa ciała	-0,04				
Wysokość ciała	-0,14	0,38			
BMI	0,03	0,87	-0,12		
Wskaźnik Rohrera	0,07	0,72	-0,36	0,97	
BMD – Neck	-0,15	0,52	0,35	0,38	0,26
% BMD szczytowej – Neck	-0,15	0,52	0,34	0,37	0,26
<i>T-score</i> (SD) – Neck	0,01	0,36	0,27	0,23	0,15
BMD – Ward	-0,17	0,48	0,27	0,36	0,27
% BMD szczytowej – Ward	-0,17	0,47	0,27	0,36	0,27
<i>T-score</i> (SD) – Ward	-0,03	0,32	0,19	0,24	0,17
BMD – Troch	-0,02	0,55	0,19	0,49	0,41
% BMD szczytowej – Troch	-0,01	0,56	0,19	0,49	0,41
<i>T-score</i> (SD) – Troch	0,07	0,40	0,11	0,36	0,31

Tabela V. Charakterystyka statystyczna gęstości mineralnej kości w grupach wiekowych

Region	Cecha	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 105)		70-latki (N = 92)	
		\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Neck	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	1,01	0,11	0,94	0,12	0,85	0,11	0,80	0,12
	% BMD szczytowej	103,10	10,91	95,67	12,15	86,50	11,63	82,02	11,91
	<i>T-score</i> (SD)	0,25	0,89	-0,35	1,00	-1,11	0,95	-1,47	0,97
	% BMD należnej dla wieku	106,80	10,71	104,60	11,48	104,70	11,99	103,23	13,71
	<i>Z-score</i> (SD)	0,54	0,85	0,35	0,87	0,33	0,82	0,22	0,89
Ward	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	0,89	0,14	0,80	0,13	0,71	0,13	0,65	0,14
	% BMD szczytowej	97,69	15,44	87,43	14,16	77,52	14,66	71,35	14,86
	<i>T-score</i> (SD)	-0,17	1,08	-0,88	1,00	-1,57	1,02	-2,00	1,04
	% BMD należnej dla wieku	104,92	15,66	102,13	14,96	104,94	17,25	101,64	20,21
	<i>Z-score</i> (SD)	0,34	1,00	0,13	0,90	0,27	0,90	0,08	0,99
Troch	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	0,85	0,12	0,79	0,12	0,76	0,13	0,73	0,12
	% BMD szczytowej	107,02	14,56	100,10	15,63	95,48	17,04	92,93	15,29
	<i>T-score</i> (SD)	0,50	1,05	0,01	1,13	-0,32	1,21	-0,50	1,14
	% BMD należnej dla wieku	107,34	12,89	103,73	14,47	107,21	16,94	107,00	15,98
	<i>Z-score</i> (SD)	0,54	0,94	0,27	1,00	0,48	1,09	0,45	1,03

Tabela VI. Zróznicowanie średnich wartości gęstości mineralnej kości w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Region	Cecha	F-Snedecora		Test Duncana					
		F	P	40–50- -latki	40–60- -latki	40–70- -latki	50–60- -latki	50–70- -latki	60–70- -latki
Neck	gęstość mineralna kości	45,75	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,041
	% BMD szczytowej	45,64	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,039
	<i>T-score</i> (SD)	45,76	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,041
	% BMD należnej dla wieku	1,04	0,376	0,370	0,361	0,158	0,964	0,550	0,549
	<i>Z-score</i> (SD)	1,76	0,154	0,247	0,219	0,064	0,880	0,419	0,475
Ward	gęstość mineralna kości	42,11	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,028
	% BMD szczytowej	42,46	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,026
	<i>T-score</i> (SD)	42,22	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,027
	% BMD należnej dla wieku	0,76	0,520	0,402	0,994	0,356	0,429	0,882	0,372
	<i>Z-score</i> (SD)	1,14	0,334	0,277	0,703	0,192	0,435	0,779	0,321
Troch	gęstość mineralna kości	10,66	0,000	0,022	0,000	0,000	0,119	0,019	0,374
	% BMD szczytowej	10,72	0,000	0,020	0,000	0,000	0,119	0,021	0,392
	<i>T-score</i> (SD)	10,33	0,000	0,022	0,000	0,000	0,123	0,024	0,407
	% BMD należnej dla wieku	0,44	0,724	0,266	0,963	0,913	0,265	0,264	0,943
	<i>Z-score</i> (SD)	0,47	0,704	0,211	0,759	0,666	0,312	0,356	0,876

Tabela VII. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach wiekowych

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 77)		70-latki (N = 54)	
			\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
M_{max} [Nm]	prostowniki	90	164,82	52,79	166,04	42,92	106,93	35,09	92,32	36,86
		120	163,27	59,92	175,96	51,93	103,43	36,88	89,57	44,32
	zginacze	90	126,54	31,91	120,35	27,00	79,60	25,94	62,26	20,32
		120	114,03	31,26	114,39	33,53	78,65	24,19	63,66	23,81
$M_{względny}$ [%]	prostowniki	90	255,27	91,00	238,95	70,59	160,74	57,18	140,36	59,14
		120	253,60	104,34	251,85	78,75	152,37	60,42	134,81	72,70
	zginacze	90	193,84	50,26	173,67	48,71	118,71	38,93	92,97	30,39
		120	175,46	53,27	165,03	55,01	117,26	36,84	95,72	36,42
Czas M_{max} [ms]	prostowniki	90	298,52	178,10	537,00	198,93	524,42	161,36	542,59	160,24
		120	255,41	130,69	449,00	138,10	407,66	112,51	425,93	127,61
	zginacze	90	316,56	79,14	534,67	274,46	467,79	181,24	514,82	204,32
		120	310,66	70,19	470,33	190,94	459,01	138,40	521,30	166,11
$M_{0,18 s \max}$ powtórzenia [Nm]	prostowniki	90	149,20	61,58	99,80	55,21	58,61	41,90	42,62	33,81
		120	142,85	63,30	100,10	63,98	48,38	34,79	43,84	41,77
	zginacze	90	55,05	41,12	37,87	30,26	29,90	28,43	14,87	18,89
		120	53,70	39,44	45,11	28,97	24,33	21,08	13,84	18,69
I_{\max} powtórzenia [J]	prostowniki	90	106,89	43,25	89,20	36,92	53,48	26,79	40,89	25,19
		120	96,60	45,21	82,21	37,05	40,86	21,57	35,06	25,85
	zginacze	90	74,90	22,67	60,93	18,50	42,02	15,51	30,93	14,37
		120	63,64	21,67	53,90	18,82	35,86	14,26	25,53	13,41
$I_{\text{całkowita}}$ [J]	prostowniki	90	412,80	189,57	334,62	148,96	218,29	109,70	165,88	103,11
		120	428,89	219,98	343,82	172,62	172,71	99,83	148,51	112,50
	zginacze	90	347,13	120,96	278,20	88,41	191,34	76,93	136,36	69,07
		120	292,06	109,81	245,84	94,47	158,99	69,72	112,39	63,67

Tabela VII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 77)		70-latki (N = 54)	
			\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
$N_{\text{średnia}}$ [W]	prostowniki	90	155,76	77,66	118,96	53,37	68,06	38,48	49,96	32,82
		120	195,78	100,96	155,84	82,55	64,97	44,28	55,77	47,05
	zginacze	90	121,84	41,17	94,39	32,45	62,59	25,61	43,61	23,10
		120	130,50	48,70	103,89	41,99	63,35	29,63	43,04	27,08
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	prostowniki	90	50,49	14,43	65,67	32,02	96,62	42,26	110,93	41,99
		120	52,95	14,30	67,33	32,16	103,64	34,06	115,19	45,38
	zginacze	90	157,54	45,23	206,00	73,14	166,36	73,25	213,89	94,82
		120	148,20	44,06	181,67	59,95	190,65	92,29	226,48	108,00
$t_{\text{wyhamowania}}$ [ms]	prostowniki	90	154,10	11,01	160,33	17,12	298,44	93,61	300,74	87,54
		120	156,72	14,46	163,00	27,81	302,08	104,55	286,11	85,39
	zginacze	90	75,74	6,44	78,00	6,64	158,70	47,55	159,44	44,91
		120	79,34	6,80	80,33	9,64	164,81	47,67	166,67	41,93
$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń [Nm]	prostowniki	90	130,77	52,81	141,28	38,76	91,95	33,55	77,65	35,86
		120	141,99	59,05	154,55	49,88	86,90	37,34	76,41	42,57
	zginacze	90	116,08	32,48	107,37	25,47	71,43	25,55	55,02	20,44
		120	104,64	31,19	102,69	31,76	69,51	25,55	56,11	22,38
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	90	81,15	21,58	74,75	15,52	77,91	24,03	77,34	41,63
		120	76,06	26,59	68,45	20,54	81,70	27,01	82,59	36,24

Tabela VIII. Zróznicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	F-Snedecora		Test Duncana						
			F	p	40–50- -latki	40–60- -latki	40–70- -latki	50–60- -latki	50–70- -latki	60–70- -latki	
M_{max}	prostowniki	90	43,07	0,000	0,885	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,085
		120	39,22	0,000	0,189	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,152
	zginacze	90	72,90	0,000	0,250	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001
		120	44,03	0,000	0,948	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,007
$M_{względy}$	prostowniki	90	35,79	0,000	0,249	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,150
		120	33,18	0,000	0,913	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,275
	zginacze	90	69,00	0,000	0,017	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002
		120	39,48	0,000	0,245	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,016
Czas M_{max}	prostowniki	90	27,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,715	0,871	0,623	
		120	26,88	0,000	0,000	0,000	0,000	0,121	0,359	0,468	
	zginacze	90	15,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,086	0,590	0,201	
		120	24,28	0,000	0,000	0,000	0,000	0,688	0,071	0,036	
$M_{0,18 s \max}$ powtórzenia	prostowniki	90	58,24	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,101	
		120	53,56	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,652	
	zginacze	90	16,93	0,000	0,006	0,000	0,000	0,201	0,000	0,016	
		120	24,00	0,000	0,127	0,000	0,000	0,000	0,000	0,062	
L_{max} powtórzenia	prostowniki	90	48,71	0,000	0,008	0,000	0,000	0,000	0,000	0,060	
		120	49,33	0,000	0,029	0,000	0,000	0,000	0,000	0,379	
	zginacze	90	68,27	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	
		120	57,18	0,000	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	
$L_{całkowita}$	prostowniki	90	36,62	0,000	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,063	
		120	44,87	0,000	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,437	
	zginacze	90	60,06	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	
		120	51,97	0,000	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	0,006	
$N_{średnia}$ [W]	prostowniki	90	48,26	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,091	
		120	55,84	0,000	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,516	
	zginacze	90	71,62	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	
		120	64,78	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,007	

Tabela VIII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	F-Snedecora		Test Duncana						
			F	p	40-50- -latki	40-60- -latki	40-70- -latki	50-60- -latki	50-70- -latki	60-70- -latki	
t _{przypieszenia}	prostowniki	90	34,77	0,000	0,033	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,044
		120	44,42	0,000	0,031	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,084
	zginacze	90	7,96	0,000	0,001	0,549	0,000	0,007	0,592	0,002	
		120	8,70	0,000	0,044	0,015	0,000	0,589	0,010	0,031	
t _{wyhanowania}	prostowniki	90	73,65	0,000	0,661	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,872
		120	58,75	0,000	0,681	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,296
	zginacze	90	94,09	0,000	0,755	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,918
		120	106,13	0,000	0,889	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,794
M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostowniki	90	26,57	0,000	0,202	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,083
		120	33,61	0,000	0,186	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,269
	zginacze	90	64,51	0,000	0,104	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002
		120	40,71	0,000	0,723	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,015
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	90	0,40	0,755	0,307	0,565	0,529	0,602	0,645	0,921	
		120	2,06	0,107	0,189	0,330	0,290	0,029	0,024	0,878	

Tabela IX. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia z cechami somatycznymi, N = 222 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera
M_{\max}	prostowniki	90	-0,57	-0,05	0,38	-0,25	-0,32
		120	-0,55	-0,06	0,34	-0,25	-0,31
	zginacze	90	-0,69	0,08	0,51	-0,18	-0,28
		120	-0,59	0,04	0,40	-0,16	-0,23
$M_{\text{względy}}$	prostowniki	90	-0,55	-0,37	0,24	-0,51	-0,52
		120	-0,53	-0,35	0,22	-0,48	-0,49
	zginacze	90	-0,69	-0,27	0,38	-0,47	-0,52
		120	-0,58	-0,31	0,27	-0,45	-0,47
Czas M_{\max}	prostowniki	90	0,47	0,05	-0,24	0,17	0,21
		120	0,43	-0,03	-0,27	0,11	0,16
	zginacze	90	0,35	-0,16	-0,26	-0,03	0,03
		120	0,45	-0,14	-0,33	0,03	0,10
$M_{0,18 \text{ s max}}$ powtórzenia	prostowniki	90	-0,65	-0,06	0,40	-0,28	-0,34
		120	-0,63	-0,05	0,41	-0,27	-0,35
	zginacze	90	-0,43	0,20	0,35	0,03	-0,05
		120	-0,49	0,16	0,40	-0,05	-0,14
L_{\max} powtórzenia	prostowniki	90	-0,62	-0,14	0,39	-0,35	-0,41
		120	-0,61	-0,12	0,38	-0,33	-0,39
	zginacze	90	-0,69	-0,02	0,49	-0,27	-0,36
		120	-0,65	-0,02	0,47	-0,27	-0,35
$L_{\text{całkowita}}$	prostowniki	90	-0,57	-0,17	0,34	-0,36	-0,41
		120	-0,59	-0,14	0,36	-0,34	-0,39
	zginacze	90	-0,66	-0,02	0,47	-0,27	-0,35
		120	-0,63	-0,02	0,45	-0,26	-0,34
$N_{\text{średnia}}$	prostowniki	90	-0,62	-0,14	0,39	-0,35	-0,41
		120	-0,63	-0,11	0,40	-0,33	-0,40
	zginacze	90	-0,70	0,03	0,51	-0,23	-0,33
		120	-0,68	0,01	0,48	-0,24	-0,34
$t_{\text{przyspieszenia}}$	prostowniki	90	0,58	0,05	-0,25	0,18	0,23
		120	0,62	-0,04	-0,40	0,18	0,26
	zginacze	90	0,21	-0,09	-0,06	-0,07	-0,05
		120	0,32	-0,06	-0,19	0,04	0,08

Tabela IX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera
$t_{\text{wyhamowania}}$	prostowniki	90	0,68	-0,05	-0,47	0,20	0,31
		120	0,61	-0,06	-0,44	0,18	0,27
	zginacze	90	0,72	-0,00	-0,50	0,27	0,37
		120	0,73	-0,00	-0,50	0,27	0,38
$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń	prostowniki	90	-0,47	-0,11	0,26	-0,25	-0,29
		120	-0,50	-0,12	0,28	-0,27	-0,31
	zginacze	90	-0,66	0,07	0,48	-0,18	-0,28
		120	-0,57	0,00	0,37	-0,18	-0,25
Stosunek mięśni	prostowniki /zginacze	90	-0,06	0,24	0,14	0,19	0,14
		120	0,12	0,20	-0,02	0,23	0,22

Tabela X. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach wiekowych

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 77)		70-latki (N = 54)	
				\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
M_{max} [Nm]	prostowniki	60	P	130,07	25,48	120,69	19,46	88,39	22,14	83,09	17,88
			L	127,70	28,92	121,65	19,39	82,03	21,70	82,10	17,81
		180	P	76,28	14,11	74,68	12,79	54,45	11,52	52,15	9,53
			L	76,96	14,61	75,86	14,96	52,38	12,23	50,65	9,51
	zginacze	60	P	57,44	12,29	53,94	12,99	39,94	12,05	36,72	8,85
			L	54,75	11,99	52,37	11,08	38,53	10,58	34,79	8,89
		180	P	39,98	9,41	38,97	9,94	26,84	9,32	25,90	6,27
			L	38,45	9,28	39,81	9,17	27,42	8,80	23,97	7,26
$M_{wzgi\acute{e}dny}$ [%]	prostowniki	60	P	199,10	40,86	171,99	26,22	130,81	30,79	123,96	27,57
			L	195,34	43,64	172,85	22,41	121,92	32,06	122,97	28,67
		180	P	117,00	23,94	106,41	17,19	80,69	16,07	78,09	15,81
			L	117,64	22,19	107,83	19,20	77,85	18,15	75,93	15,80
	zginacze	60	P	88,06	19,92	76,72	17,97	59,20	17,70	54,68	13,11
			L	84,12	19,12	74,49	14,95	57,25	15,60	52,11	13,98
		180	P	61,55	16,60	55,34	12,08	39,80	13,67	38,75	9,84
			L	59,07	15,27	56,71	12,26	40,75	13,10	36,07	11,80
Czas M_{max} [ms]	prostowniki	60	P	820,33	157,05	780,67	131,75	799,09	162,99	821,67	166,83
			L	812,46	147,50	800,00	108,18	818,31	168,93	822,22	150,89
		180	P	316,23	69,67	350,67	139,97	349,87	101,18	380,60	105,28
			L	331,48	94,09	375,33	103,38	364,27	103,77	413,00	136,77
	zginacze	60	P	801,80	257,32	746,67	236,41	921,56	284,97	926,67	321,98
			L	819,34	255,46	752,33	213,02	923,64	284,57	1002,59	274,14
		180	P	291,15	157,27	312,67	185,56	431,60	145,91	451,40	161,04
			L	323,28	165,74	392,33	217,01	438,27	163,98	496,20	153,82
$M_{0,18 s \max}$ powtórzeń [Nm]	prostowniki	60	P	63,84	23,20	61,19	27,78	36,44	22,32	37,41	21,00
			L	61,94	26,65	60,90	23,07	37,52	18,05	33,53	19,69
		180	P	63,11	13,78	57,24	13,38	38,79	14,45	35,61	17,13
			L	59,39	20,27	58,56	11,96	37,91	14,10	34,17	14,83
	zginacze	60	P	24,15	14,93	21,73	17,58	7,42	8,77	8,70	10,38
			L	25,11	14,89	18,37	14,46	8,04	10,15	6,92	9,33
		180	P	27,52	11,29	26,00	13,70	13,61	11,13	11,43	9,94
			L	26,98	12,74	25,39	12,38	13,83	11,05	9,82	9,32

Tabela X. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 77)		70-latki (N = 54)		
				\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	
L_{\max} powtórzeń [J]	prostowniki	60	P	153,73	29,75	140,66	24,57	99,79	26,82	94,23	20,82	
			L	151,05	30,63	142,28	24,49	93,56	24,96	92,20	20,91	
		180	P	97,42	18,73	93,35	17,44	63,17	16,92	59,30	12,76	
			L	96,09	19,37	94,01	18,81	60,72	16,32	56,86	14,75	
	zginacze	60	P	69,68	16,18	62,53	16,62	44,14	16,52	40,98	12,97	
			L	68,33	15,42	62,58	15,13	42,72	14,64	38,49	13,60	
		180	P	43,45	10,92	39,87	11,50	27,68	12,50	25,44	8,48	
			L	42,25	11,23	40,55	11,06	28,66	11,56	22,93	10,06	
	$L_{\text{całkowita}}$ [J]	prostowniki	60	P	708,86	143,50	642,51	126,47	454,95	135,25	422,17	101,46
				L	694,25	155,05	665,59	118,29	429,27	124,67	413,96	105,34
			180	P	811,60	169,04	787,46	150,31	529,29	147,10	494,12	108,38
				L	800,96	169,54	793,74	160,97	502,08	136,88	479,87	123,66
zginacze		60	P	320,11	78,38	281,14	81,21	193,94	80,17	175,93	61,57	
			L	311,59	79,74	287,15	72,98	187,43	69,75	165,35	66,18	
		180	P	355,73	100,30	329,59	113,94	208,85	107,51	198,88	76,49	
			L	347,02	103,05	336,42	96,48	216,74	100,89	175,86	86,86	
$N_{\text{średnia}}$ [W]		prostowniki	60	P	106,12	23,16	102,42	20,25	69,41	19,93	64,07	16,00
				L	106,78	24,73	103,65	18,73	66,42	19,23	64,38	15,76
			180	P	155,94	34,67	153,42	31,31	92,83	28,95	85,83	22,74
				L	154,23	33,75	153,58	30,21	89,27	27,64	83,63	25,44
	zginacze	60	P	49,80	13,29	45,34	13,98	29,58	11,87	26,81	10,26	
			L	48,86	13,16	45,56	11,93	28,71	11,03	25,30	10,52	
		180	P	71,11	21,86	67,17	24,68	38,04	20,65	35,53	14,67	
			L	69,55	21,33	68,42	19,64	39,21	19,64	31,21	16,69	
	$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	prostowniki	60	P	82,30	60,04	78,67	48,90	113,25	72,01	105,00	49,48
				L	75,90	46,67	65,33	35,30	86,36	45,16	102,04	59,98
			180	P	73,44	20,89	82,33	33,80	91,95	36,35	108,33	56,33
				L	82,95	40,10	80,67	18,93	88,05	32,04	103,33	39,19
zginacze		60	P	86,56	42,66	112,67	65,33	143,77	73,05	142,59	77,29	
			L	87,70	39,68	113,00	54,84	136,23	60,91	140,00	55,93	
		180	P	111,97	36,28	124,67	46,66	143,64	48,12	146,67	47,70	
			L	115,57	37,17	122,33	41,33	138,70	52,37	148,70	48,22	

Tabela X. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	40-latki (N = 61)		50-latki (N = 30)		60-latki (N = 77)		70-latki (N = 54)		
				\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	
$t_{wyhamowania}$	prostowniki	60	P	158,20	79,24	160,67	69,87	158,96	77,77	171,11	76,62	
			L	148,36	68,39	183,67	58,69	169,09	91,57	170,56	80,34	
		180	P	153,77	46,05	166,67	46,19	200,26	113,97	228,52	108,27	
			L	156,07	38,61	170,00	48,35	208,70	113,47	231,11	106,61	
	zginacze	60	P	81,64	17,72	80,33	15,86	114,03	54,32	113,15	52,37	
			L	85,08	16,29	87,00	10,55	114,29	55,00	117,59	54,39	
		180	P	77,21	4,52	79,67	1,83	121,17	55,49	126,30	55,57	
			L	77,21	5,21	79,00	3,05	120,52	56,64	131,85	59,97	
	$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}} [Nm]$	prostowniki	60	P	117,55	23,38	110,24	22,61	80,66	22,21	75,21	16,00
				L	116,39	26,34	113,33	18,61	75,65	21,78	74,03	17,68
			180	P	63,92	12,52	63,12	11,09	46,54	9,98	44,51	7,80
				L	64,02	12,34	64,70	13,13	44,47	10,16	43,64	8,41
zginacze		60	P	51,96	12,60	49,19	13,23	35,82	11,74	32,98	7,96	
			L	51,49	12,01	49,05	10,97	34,84	10,38	31,28	8,40	
		180	P	33,58	8,45	32,96	8,79	21,66	8,39	21,50	5,17	
			L	32,07	8,22	33,75	7,71	22,33	8,08	19,98	6,39	
Stosunek mięśni		prostowniki/ zginacze	60	P	44,38	6,21	44,42	6,32	45,36	8,94	44,93	9,43
				L	43,40	6,74	43,03	6,21	48,22	11,37	42,85	8,47
			180	P	52,54	8,51	52,39	10,64	49,03	14,14	50,07	10,06
				L	50,17	9,11	52,88	9,14	52,44	14,09	47,32	12,50

Tabela XI. Zróżnicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach wiekowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	F-Snedecora		Test Duncana						
				F	p	40–50- -latki	40–60- -latki	40–70- -latki	50–60- -latki	50–70- -latki	60–70- -latki	
M _{max}	prostow- niki	60	P	64,14	0,000	0,033	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,229
			L	65,85	0,000	0,189	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,988
		180	P	61,68	0,000	0,511	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,343
			L	68,58	0,000	0,669	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,500
	zginacze	60	P	43,27	0,000	0,133	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,168
			L	46,83	0,000	0,268	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,083
		180	P	40,48	0,000	0,567	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,597
			L	41,71	0,000	0,435	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,048
M _{wzglętny}	prostow- niki	60	P	69,99	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,298
			L	69,93	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,878
		180	P	61,47	0,000	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,489
			L	71,22	0,000	0,010	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,616
	zginacze	60	P	46,55	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,197
			L	48,85	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,116
		180	P	40,95	0,000	0,023	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,700
			L	39,66	0,000	0,379	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,082
Czas M _{max}	prostow- niki	60	P	0,64	0,593	0,244	0,506	0,967	0,564	0,247	0,510	
			L	0,16	0,926	0,684	0,848	0,766	0,577	0,516	0,898	
		180	P	3,77	0,012	0,114	0,102	0,003	0,969	0,146	0,160	
			L	5,13	0,002	0,063	0,143	0,001	0,621	0,092	0,038	
	zginacze	60	P	4,69	0,003	0,331	0,035	0,036	0,003	0,003	0,928	
			L	7,78	0,000	0,210	0,051	0,001	0,002	0,000	0,140	
		180	P	14,22	0,000	0,505	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,540
			L	10,29	0,000	0,047	0,001	0,000	0,186	0,004	0,095	
M _{0,18 s max} powtórzenia	prostow- niki	60	P	23,09	0,000	0,569	0,000	0,000	0,000	0,000	0,835	
			L	25,35	0,000	0,813	0,000	0,000	0,000	0,000	0,363	
		180	P	47,18	0,000	0,050	0,000	0,000	0,000	0,000	0,289	
			L	36,94	0,000	0,798	0,000	0,000	0,000	0,000	0,245	
	zginacze	60	P	27,66	0,000	0,336	0,000	0,000	0,000	0,000	0,611	
			L	30,94	0,000	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,646	
		180	P	29,31	0,000	0,504	0,000	0,000	0,000	0,000	0,338	
			L	29,81	0,000	0,487	0,000	0,000	0,000	0,000	0,079	

Tabela XI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	F-Snedecora		Test Duncana							
				F	p	40-50- -latki	40-60- -latki	40-70- -latki	50-60- -latki	50-70- -latki	60-70- -latki		
L _{max} powtórzenia	prostow- niki	60	P	73,13	0,000	0,013	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,289	
			L	83,17	0,000	0,091	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,793	
		180	P	78,08	0,000	0,224	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,249
			L	80,17	0,000	0,549	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,266
	zginacze	60	P	45,68	0,000	0,023	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,316
			L	55,70	0,000	0,052	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,153
		180	P	36,34	0,000	0,108	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,314
			L	37,70	0,000	0,446	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,010
L _{całkowita}	prostow- niki	60	P	67,17	0,000	0,011	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,208
			L	74,44	0,000	0,270	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,555
		180	P	71,01	0,000	0,412	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,231
			L	77,65	0,000	0,808	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,454
	zginacze	60	P	47,91	0,000	0,011	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,238
			L	55,52	0,000	0,093	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,129
		180	P	37,04	0,000	0,193	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,620
			L	40,63	0,000	0,590	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,038
N _{średnia}	prostow- niki	60	P	64,08	0,000	0,361	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,187
			L	71,70	0,000	0,440	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,615
		180	P	87,11	0,000	0,673	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,241
			L	94,19	0,000	0,913	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,340
	zginacze	60	P	48,86	0,000	0,070	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,260
			L	56,59	0,000	0,160	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,147
		180	P	47,01	0,000	0,336	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,540
			L	54,12	0,000	0,774	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,041
t _{przyspieszenia}	prostow- niki	60	P	4,20	0,006	0,768	0,016	0,064	0,008	0,041	0,000	0,502	
			L	4,59	0,004	0,279	0,284	0,010	0,041	0,000	0,000	0,109	
		180	P	8,17	0,000	0,255	0,024	0,000	0,219	0,001	0,036	0,000	0,036
			L	4,22	0,006	0,746	0,469	0,005	0,326	0,002	0,030	0,000	0,030
	zginacze	60	P	10,50	0,000	0,050	0,000	0,000	0,000	0,026	0,025	0,000	0,930
			L	12,34	0,000	0,020	0,000	0,000	0,000	0,032	0,017	0,000	0,728
		180	P	7,93	0,000	0,160	0,001	0,000	0,000	0,036	0,020	0,000	0,737
			L	5,91	0,001	0,467	0,017	0,001	0,078	0,006	0,000	0,000	0,282

Tabela XI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	F-Snedecora		Test Duncana						
				F	p	40–50- -latki	40–60- -latki	40–70- -latki	50–60- -latki	50–70- -latki	60–70- -latki	
t _{wyhamowania}	prostow- niki	60	P	0,35	0,792	0,882	0,961	0,456	0,912	0,500	0,464	
			L	1,61	0,187	0,041	0,193	0,190	0,392	0,410	0,927	
		180	P	7,46	0,000	0,481	0,015	0,000	0,066	0,001	0,123	
			L	8,20	0,000	0,439	0,005	0,000	0,032	0,001	0,213	
	zginacze	60	P	10,40	0,000	0,879	0,000	0,000	0,000	0,000	0,919	
			L	8,69	0,000	0,825	0,001	0,000	0,002	0,001	0,704	
		180	P	20,21	0,000	0,776	0,000	0,000	0,000	0,000	0,552	
			L	20,77	0,000	0,843	0,000	0,000	0,000	0,000	0,209	
	M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostow- niki	60	P	54,81	0,000	0,088	0,000	0,000	0,000	0,000	0,204
				L	61,24	0,000	0,488	0,000	0,000	0,000	0,000	0,712
			180	P	53,36	0,000	0,701	0,000	0,000	0,000	0,000	0,334
				L	61,44	0,000	0,755	0,000	0,000	0,000	0,000	0,702
zginacze		60	P	37,93	0,000	0,228	0,000	0,000	0,000	0,000	0,218	
			L	50,19	0,000	0,249	0,000	0,000	0,000	0,000	0,093	
		180	P	40,76	0,000	0,694	0,000	0,000	0,000	0,000	0,919	
			L	39,68	0,000	0,277	0,000	0,000	0,000	0,000	0,129	
Stosunek mięśni		prostowniki/ zginacze	60	P	0,20	0,896	0,982	0,592	0,753	0,591	0,753	0,794
				L	5,49	0,001	0,840	0,007	0,778	0,006	0,919	0,005
			180	P	1,36	0,255	0,947	0,165	0,313	0,168	0,311	0,650
				L	2,38	0,070	0,288	0,343	0,234	0,853	0,032	0,042

Tabela XII. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe z cechami somatycznymi, N = 222 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera	
M_{max}	prostow- niki	60	P	-0,69	0,25	0,54	-0,03	-0,16	
			L	-0,68	0,19	0,50	-0,07	-0,19	
		180	P	-0,66	0,23	0,48	-0,02	-0,13	
			L	-0,68	0,23	0,51	-0,04	-0,16	
		zginacze	60	P	-0,63	0,21	0,55	-0,07	-0,20
				L	-0,63	0,14	0,54	-0,13	-0,25
	180		P	-0,60	0,14	0,51	-0,12	-0,23	
			L	-0,58	0,13	0,48	-0,13	-0,23	
	$M_{względy}$	prostow- niki	60	P	-0,71	-0,26	0,37	-0,46	-0,51
				L	-0,70	-0,28	0,36	-0,47	-0,51
			180	P	-0,68	-0,32	0,30	-0,48	-0,51
				L	-0,70	-0,29	0,35	-0,48	-0,52
zginacze			60	P	-0,65	-0,25	0,39	-0,46	-0,51
				L	-0,65	-0,30	0,38	-0,51	-0,56
		180	P	-0,61	-0,26	0,36	-0,46	-0,50	
			L	-0,59	-0,28	0,34	-0,47	-0,51	
Czas M_{max}		prostow- niki	60	P	0,04	-0,00	0,06	-0,04	-0,05
				L	0,05	-0,08	0,02	-0,08	-0,07
			180	P	0,21	-0,03	-0,17	0,05	0,09
				L	0,25	-0,04	-0,15	0,04	0,07
	zginacze		60	P	0,22	-0,02	-0,21	0,09	0,14
				L	0,29	0,04	-0,18	0,15	0,18
		180	P	0,39	0,02	-0,34	0,21	0,27	
			L	0,37	0,10	-0,23	0,23	0,27	
	$M_{0,18}$ s max powtórzenia	prostow- niki	60	P	-0,48	0,06	0,37	-0,14	-0,22
				L	-0,49	0,15	0,39	-0,06	-0,16
			180	P	-0,62	0,12	0,49	-0,13	-0,24
				L	-0,57	0,11	0,46	-0,13	-0,24
zginacze			60	P	-0,50	-0,01	0,37	-0,22	-0,29
				L	-0,55	0,00	0,38	-0,20	-0,28
		180	P	-0,55	0,07	0,47	-0,18	-0,28	
			L	-0,56	-0,01	0,41	-0,23	-0,31	

Tabela XII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera
L _{max} powtórzenia	prostow- niki	60	P	-0,70	0,18	0,55	-0,10	-0,23
			L	-0,71	0,19	0,54	-0,10	-0,22
		180	P	-0,71	0,16	0,51	-0,11	-0,22
			L	-0,71	0,14	0,52	-0,13	-0,25
	zginacze	60	P	-0,64	0,12	0,51	-0,14	-0,25
			L	-0,67	0,12	0,53	-0,16	-0,28
		180	P	-0,60	0,04	0,43	-0,18	-0,27
			L	-0,59	0,03	0,44	-0,21	-0,30
			P	-0,69	0,18	0,53	-0,10	-0,22
			L	-0,69	0,12	0,51	-0,14	-0,25
zginacze	60	P	-0,65	0,12	0,50	-0,14	-0,25	
		L	-0,66	0,07	0,50	-0,20	-0,30	
	180	P	-0,59	0,02	0,42	-0,20	-0,28	
		L	-0,60	0,02	0,43	-0,21	-0,29	
		P	-0,68	0,20	0,53	-0,08	-0,20	
		L	-0,68	0,15	0,53	-0,12	-0,23	
zginacze	60	P	-0,65	0,14	0,51	-0,14	-0,25	
		L	-0,66	0,09	0,51	-0,18	-0,28	
	180	P	-0,63	0,04	0,46	-0,21	-0,30	
		L	-0,65	0,04	0,47	-0,21	-0,31	
		P	0,20	0,04	-0,09	0,09	0,10	
		L	0,19	-0,03	-0,20	0,08	0,13	
zginacze	60	P	0,31	-0,07	-0,30	0,09	0,16	
		L	0,20	0,06	-0,19	0,17	0,20	
	180	P	0,37	0,06	-0,29	0,22	0,27	
		L	0,40	0,05	-0,29	0,21	0,26	
		P	0,34	0,02	-0,25	0,15	0,20	
		L	0,30	0,06	-0,25	0,20	0,24	

Tabela XII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Wiek	Masa ciała	Wysokość ciała	BMI	Wskaźnik Rohrera		
t _{wyhamowania}	prostow- niki	60	P	0,09	0,07	-0,04	0,09	0,09		
			L	0,12	0,01	-0,14	0,08	0,10		
		180	P	0,32	-0,00	-0,26	0,15	0,20		
			L	0,34	-0,03	-0,25	0,10	0,16		
	zginacze	60	P	0,35	-0,01	-0,26	0,14	0,20		
			L	0,31	-0,03	-0,25	0,09	0,15		
		180	P	0,45	-0,03	-0,35	0,16	0,23		
			L	0,46	-0,03	-0,36	0,16	0,24		
		M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostow- niki	60	P	-0,66	0,22	0,51	-0,04	-0,16
					L	-0,66	0,17	0,49	-0,09	-0,20
180	P			-0,63	0,24	0,48	-0,00	-0,12		
	L			-0,65	0,23	0,47	-0,01	-0,12		
zginacze	60		P	-0,61	0,15	0,49	-0,10	-0,21		
			L	-0,64	0,13	0,53	-0,14	-0,26		
	180		P	-0,58	0,10	0,48	-0,14	-0,24		
			L	-0,57	0,10	0,45	-0,14	-0,24		
	Stosunek mięśni		prostowniki/ zginacze	60	P	0,03	-0,01	0,10	-0,07	-0,09
					L	0,08	-0,06	0,08	-0,10	-0,12
180		P		-0,14	-0,03	0,21	-0,14	-0,18		
		L		-0,03	-0,08	0,10	-0,13	-0,15		

Tabela XIII. Zależność parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia od prędkości testowania w grupach wiekowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$ dla różnic istotnych statystycznie)

Cecha	Grupa [lata]	Porównanie wyników przy dwóch prędkościach: 90 i 120%/s							
		prostowniki tułowia				zginacze tułowia			
		\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
M_{\max} [Nm]	40	1,55	30,66	0,39	0,694	12,51	14,19	6,88	0,000
	50	-9,92	32,75	-1,66	0,108	5,96	21,54	1,51	0,141
	60	3,50	20,31	1,51	0,135	0,96	14,36	0,59	0,560
	70	2,75	21,91	0,92	0,361	-1,40	16,01	-0,64	0,524
$M_{\text{względny}}$ [%]	40	1,67	44,07	0,30	0,769	18,38	21,74	6,60	0,000
	50	-12,90	46,60	-1,52	0,140	8,64	30,97	1,53	0,137
	60	8,37	30,74	2,39	0,019	1,45	21,12	0,60	0,550
	70	5,55	33,56	1,22	0,229	-2,75	23,76	-0,85	0,400
Czas M_{\max} [ms]	40	43,12	151,26	2,23	0,030	5,90	85,56	0,54	0,592
	50	88,00	181,80	2,65	0,013	64,33	178,42	1,98	0,058
	60	116,75	145,24	7,05	0,000	8,78	165,15	0,47	0,642
	70	116,67	122,38	7,01	0,000	-6,48	174,21	-0,27	0,786
$M_{0,18 \text{ s max powtórzenia}}$ [Nm]	40	6,35	32,57	1,52	0,133	1,35	37,79	0,28	0,781
	50	-0,30	37,91	-0,04	0,966	-7,24	24,65	-1,61	0,119
	60	10,23	23,99	3,74	0,000	5,57	23,48	2,08	0,041
	70	-1,22	25,62	-0,35	0,727	1,03	15,38	0,49	0,624
$L_{\max \text{ powtórzenia}}$ [J]	40	10,28	19,62	4,09	0,000	11,26	9,85	8,93	0,000
	50	6,99	22,59	1,70	0,101	7,03	7,75	4,97	0,000
	60	12,62	14,22	7,78	0,000	6,16	7,89	6,85	0,000
	70	5,83	10,28	4,17	0,000	5,41	5,27	7,54	0,000
$L_{\text{całkowita}}$ [J]	40	-16,09	111,76	-1,12	0,265	55,07	60,30	7,13	0,000
	50	-9,20	95,58	-0,53	0,602	32,36	42,34	4,19	0,000
	60	45,58	58,93	6,79	0,000	32,34	42,56	6,67	0,000
	70	17,37	50,34	2,54	0,014	23,97	25,08	7,02	0,000
$N_{\text{średnia}}$ [W]	40	-40,02	51,10	-6,12	0,000	-8,66	27,38	-2,47	0,016
	50	-36,88	46,51	-4,34	0,000	-9,50	19,73	-2,64	0,013
	60	3,09	21,56	1,26	0,212	-0,76	16,79	-0,40	0,693
	70	-5,81	24,43	-1,75	0,086	0,57	11,26	0,37	0,713

Tabela XIII. cd.

Cecha	Grupa [lata]	Porównanie wyników przy dwóch prędkościach: 90 i 120°/s							
		prostowniki tułowia				zginacze tułowia			
		\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	40	-2,46	12,60	-1,52	0,133	9,34	44,27	1,65	0,104
	50	-1,67	15,78	-0,58	0,567	24,33	53,02	2,51	0,018
	60	-7,01	34,80	-1,77	0,081	-24,29	87,80	-2,43	0,018
	70	-4,26	44,62	-0,70	0,486	-12,59	96,59	-0,96	0,342
$t_{\text{wyhamowania}}$ [ms]	40	-2,62	16,01	-1,28	0,206	-3,61	7,75	-3,63	0,001
	50	-2,67	17,60	-0,83	0,413	-2,33	7,74	-1,65	0,109
	60	-3,64	91,32	-0,35	0,728	-6,10	19,88	-2,69	0,009
	70	14,63	83,77	1,28	0,205	-7,22	27,09	-1,96	0,055
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$ [Nm]	40	-11,22	33,95	-2,58	0,012	11,43	15,48	5,77	0,000
	50	-13,27	29,84	-2,44	0,021	4,68	18,45	1,39	0,175
	60	5,05	21,14	2,10	0,039	1,92	14,69	1,15	0,255
	70	1,25	20,16	0,45	0,652	-1,08	13,62	-0,58	0,561
Stosunek mięśni	40	5,09	16,05	2,47	0,016				
	50	6,29	16,73	2,06	0,048				
	60	-3,80	17,00	-1,96	0,054				
	70	-5,25	29,01	-1,33	0,189				

Tabela XIV. Zależność parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe od prędkości testowania w grupach wiekowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$ dla różnic istotnych statystycznie)

Cecha	Staw	Grupa [lata]	Porównanie wyników przy dwóch prędkościach: 90 i 120°/s							
			prostowniki				zginacze			
			\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
M_{\max} [Nm]	P	40	53,80	16,68	25,19	0,000	17,46	9,18	14,85	0,000
		50	46,01	9,90	25,46	0,000	14,97	7,31	11,22	0,000
		60	33,94	13,11	22,73	0,000	13,10	7,64	15,04	0,000
		70	30,94	11,25	20,22	0,000	10,82	6,29	12,65	0,000
	L	40	50,74	18,14	21,84	0,000	16,30	8,62	14,78	0,000
		50	45,80	10,43	24,05	0,000	12,56	6,51	10,57	0,000
		60	29,65	12,64	20,58	0,000	11,11	6,16	15,83	0,000
		70	31,45	10,40	22,21	0,000	10,82	7,21	11,04	0,000
$M_{\text{względny}}$ [%]	P	40	82,10	24,67	26,00	0,000	26,51	13,01	15,91	0,000
		50	65,58	13,57	26,48	0,000	21,39	11,31	10,36	0,000
		60	50,12	18,76	23,45	0,000	19,40	11,39	14,95	0,000
		70	45,87	16,09	20,95	0,000	15,93	8,70	13,46	0,000
	L	40	77,70	27,46	22,10	0,000	25,05	12,57	15,57	0,000
		50	65,02	12,59	28,30	0,000	17,78	9,41	10,35	0,000
		60	44,08	18,56	20,83	0,000	16,50	9,04	16,02	0,000
		70	47,04	15,88	21,77	0,000	16,04	10,32	11,42	0,000
Czas M_{\max} [ms]	P	40	504,10	150,68	26,13	0,000	510,66	255,45	15,61	0,000
		50	430,00	155,85	15,11	0,000	434,00	237,55	10,01	0,000
		60	448,57	141,78	27,76	0,000	489,09	265,51	16,16	0,000
		70	446,67	136,99	23,96	0,000	485,74	281,53	12,68	0,000
	L	40	480,98	137,04	27,41	0,000	496,07	206,90	18,73	0,000
		50	424,67	104,15	22,33	0,000	360,00	255,50	7,72	0,000
		60	452,47	133,24	29,80	0,000	485,06	255,25	16,68	0,000
		70	411,48	155,58	19,44	0,000	511,48	245,38	15,32	0,000
$M_{0,18 \text{ s max powtórzenia}}$ [Nm]	P	40	0,73	20,05	0,28	0,777	-3,38	11,65	-2,26	0,027
		50	3,95	29,00	0,75	0,461	-4,27	15,80	-1,48	0,149
		60	-2,35	19,80	-1,04	0,301	-6,19	11,18	-4,86	0,000
		70	1,79	21,97	0,60	0,551	-2,73	7,18	-2,79	0,007
	L	40	2,55	28,20	0,71	0,483	-1,87	11,32	-1,29	0,201
		50	2,34	20,83	0,61	0,544	-7,02	15,57	-2,47	0,020
		60	-0,39	16,11	-0,21	0,833	-5,80	10,15	-5,01	0,000
		70	-0,64	18,00	-0,26	0,795	-2,90	9,73	-2,19	0,033

Tabela XIV. cd.

Cecha	Staw	Grupa [lata]	Porównanie wyników przy dwóch prędkościach: 90 i 120°/s							
			prostowniki				zginacze			
			\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
L_{\max} powtórzenia [J]	P	40	56,31	18,87	23,31	0,000	26,23	10,87	18,85	0,000
		50	47,31	11,25	23,03	0,000	22,66	9,47	13,11	0,000
		60	36,63	13,95	23,03	0,000	16,46	10,01	14,43	0,000
		70	34,92	12,34	20,79	0,000	15,54	9,21	12,40	0,000
	L	40	54,96	16,55	25,94	0,000	26,08	8,77	23,23	0,000
		50	48,27	11,92	22,18	0,000	22,03	9,23	13,08	0,000
		60	32,84	13,15	21,91	0,000	14,06	8,11	15,21	0,000
		70	35,34	10,74	24,18	0,000	15,57	8,52	13,42	0,000
$L_{\text{całkowita}}$ [J]	P	40	-102,74	100,18	-8,01	0,000	-35,62	66,42	-4,19	0,000
		50	-144,95	80,57	-9,85	0,000	-48,45	72,82	-3,64	0,001
		60	-74,35	77,00	-8,47	0,000	-14,90	76,19	-1,72	0,090
		70	-71,96	66,78	-7,92	0,000	-22,96	57,78	-2,92	0,005
	L	40	-106,71	88,28	-9,44	0,000	-35,43	61,51	-4,50	0,000
		50	-128,15	92,31	-7,60	0,000	-49,27	52,64	-5,13	0,000
		60	-72,81	78,77	-8,11	0,000	-29,31	64,69	-3,98	0,000
		70	-65,91	75,21	-6,44	0,000	-10,51	52,46	-1,47	0,147
$N_{\text{średnia}}$ [W]	P	40	-49,83	20,49	-19,00	0,000	-21,32	14,07	-11,83	0,000
		50	-51,00	17,99	-15,53	0,000	-21,83	16,84	-7,10	0,000
		60	-23,42	17,33	-11,86	0,000	-8,46	15,02	-4,94	0,000
		70	-21,76	15,67	-10,21	0,000	-8,72	10,19	-6,29	0,000
	L	40	-47,45	19,00	-19,50	0,000	-20,69	13,38	-12,07	0,000
		50	-49,93	19,98	-13,69	0,000	-22,86	12,06	-10,39	0,000
		60	-22,85	18,16	-11,04	0,000	-10,49	12,79	-7,20	0,000
		70	-19,26	16,97	-8,34	0,000	-5,91	10,25	-4,23	0,000
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	P	40	8,85	62,64	1,10	0,274	-25,41	38,75	-5,12	0,000
		50	-3,67	61,05	-0,33	0,745	-12,00	62,77	-1,05	0,304
		60	21,30	73,46	2,54	0,013	0,13	70,35	0,02	0,987
		70	-3,33	76,31	-0,32	0,749	-4,07	71,57	-0,42	0,677
	L	40	-7,05	58,15	-0,95	0,348	-27,87	41,03	-5,30	0,000
		50	-15,33	38,57	-2,18	0,038	-9,33	46,97	-1,09	0,285
		60	-1,69	50,82	-0,29	0,771	-2,47	56,57	-0,38	0,703
		70	-1,30	61,92	-0,15	0,878	-8,70	60,28	-1,06	0,294

Tabela XIV. cd.

Cecha	Staw	Grupa [lata]	Porównanie wyników przy dwóch prędkościach: 90 i 120°/s							
			prostowniki				zginacze			
			\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
$t_{\text{wyhamowania}}$ [ms]	P	40	4,43	78,79	0,44	0,662	4,43	17,56	1,97	0,054
		50	-6,00	74,40	-0,44	0,662	0,67	15,74	0,23	0,818
		60	-41,30	78,80	-4,60	0,000	-7,14	41,03	-1,53	0,131
		70	-57,41	92,92	-4,54	0,000	-13,15	47,62	-2,03	0,047
	L	40	-7,70	60,95	-0,99	0,327	7,87	16,64	3,69	0,000
		50	13,67	54,23	1,38	0,178	8,00	11,26	3,89	0,001
		60	-39,61	82,80	-4,20	0,000	-6,23	41,46	-1,32	0,191
		70	-60,56	98,28	-4,53	0,000	-14,26	46,77	-2,24	0,029
$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń [Nm]	P	40	53,62	14,83	28,25	0,000	18,38	8,64	16,61	0,000
		50	47,12	13,66	18,90	0,000	16,23	8,14	10,92	0,000
		60	34,11	15,54	19,27	0,000	14,16	8,61	14,43	0,000
		70	30,70	11,71	19,27	0,000	11,48	6,09	13,85	0,000
	L	40	52,37	17,72	23,08	0,000	19,42	7,37	20,59	0,000
		50	48,63	10,83	24,59	0,000	15,29	6,44	13,01	0,000
		60	31,18	15,03	18,20	0,000	12,50	6,86	16,00	0,000
		70	30,39	11,93	18,72	0,000	11,30	6,78	12,26	0,000
Stosunek mięśni	P	40	-8,16	7,73	-8,25	0,000				
		50	-7,97	8,89	-4,91	0,000				
		60	-3,67	11,32	-2,85	0,006				
		70	-5,14	8,13	-4,65	0,000				
	L	40	-6,77	9,17	-5,77	0,000				
		50	-9,85	7,60	-7,10	0,000				
		60	-4,21	11,79	-3,14	0,002				
		70	-4,47	11,13	-2,95	0,005				

Tabela XV. Lateralizacja parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach wiekowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie) (P–L oznacza parametry kończyny prawej – lewej)

Cecha	Prędkość [°/s]	Grupa [lata]	N	Prostowniki				Zginacze			
				\bar{x} (P–L)	s (P–L)	t	p	\bar{x} (P–L)	s (P–L)	t	p
M_{\max} [Nm]	60	40	61	2,377	20,026	0,93	0,358	2,690	10,112	2,08	0,042
		50	30	-0,963	12,230	-0,43	0,669	1,573	5,826	1,48	0,150
		60	77	6,362	18,285	3,05	0,003	1,405	7,712	1,60	0,114
		70	54	0,993	13,742	0,53	0,598	1,930	5,885	2,41	0,019
	180	40	61	-0,682	8,618	-0,62	0,539	1,530	6,743	1,77	0,082
		50	30	-1,177	10,210	-0,63	0,533	-0,843	8,018	-0,58	0,569
		60	77	2,066	8,457	2,14	0,035	-0,582	6,300	-0,81	0,420
		70	54	1,498	7,412	1,49	0,143	1,930	5,817	2,44	0,018
$M_{\text{względny}}$ [%]	60	40	61	3,764	30,326	0,97	0,336	3,936	14,026	2,19	0,032
		50	30	-0,859	16,898	-0,28	0,783	2,231	8,521	1,43	0,162
		60	77	8,885	26,807	2,91	0,005	1,954	11,545	1,49	0,142
		70	54	0,990	20,087	0,36	0,719	2,565	8,860	2,13	0,038
	180	40	61	-0,637	13,850	-0,36	0,721	2,481	10,190	1,90	0,062
		50	30	-1,418	14,210	-0,55	0,589	-1,371	10,543	-0,71	0,482
		60	77	2,844	12,543	1,99	0,050	-0,955	9,641	-0,87	0,387
		70	54	2,158	10,172	1,56	0,125	2,671	8,849	2,22	0,031
Czas M_{\max} [ms]	60	40	61	7,869	165,450	0,37	0,712	-17,541	251,970	-0,54	0,589
		50	30	-19,333	133,182	-0,80	0,433	-5,667	220,668	-0,14	0,889
		60	77	-19,221	169,619	-0,99	0,323	-2,078	273,165	-0,07	0,947
		70	54	-0,556	147,462	-0,03	0,978	-75,926	282,165	-1,98	0,053
	180	40	61	-15,246	114,668	-1,04	0,303	-32,131	151,494	-1,66	0,103
		50	30	-24,667	168,046	-0,80	0,428	-79,667	236,286	-1,85	0,075
		60	77	-15,325	110,222	-1,22	0,226	-6,104	177,580	-0,30	0,764
		70	54	-35,741	119,110	-2,21	0,032	-50,185	180,361	-2,04	0,046
$M_{0,18 \text{ s max powtórzenia}}$ [Nm]	60	40	61	1,900	26,499	0,56	0,578	-0,962	11,033	-0,68	0,498
		50	30	0,293	28,216	0,06	0,955	3,363	18,378	1,00	0,324
		60	77	-1,082	23,848	-0,40	0,692	-0,613	8,633	-0,62	0,535
		70	54	3,874	16,866	1,69	0,097	1,782	9,475	1,38	0,173
	180	40	61	3,721	17,296	1,68	0,098	0,541	10,469	0,40	0,688
		50	30	-1,323	11,748	-0,62	0,542	0,613	10,889	0,31	0,760
		60	77	0,879	13,606	0,57	0,572	-0,223	11,426	-0,17	0,864
		70	54	1,443	14,342	0,74	0,463	1,617	8,152	1,46	0,151

Tabela XV. cd.

Cecha	Prędkość [°/s]	Grupa [lata]	N	Prostowniki				Zginacze			
				\bar{x} (P-L)	s (P-L)	t	p	\bar{x} (P-L)	s (P-L)	t	p
I_{\max} powtórzona [J]	60	40	61	2,684	24,183	0,87	0,390	1,356	11,938	0,89	0,379
		50	30	-1,623	13,301	-0,67	0,509	-0,043	7,637	-0,03	0,975
		60	77	6,239	19,316	2,83	0,006	1,421	9,704	1,28	0,203
		70	54	2,028	15,022	0,99	0,326	2,482	9,460	1,93	0,059
	180	40	61	1,336	11,746	0,89	0,378	1,205	7,772	1,21	0,231
		50	30	-0,663	12,596	-0,29	0,775	-0,680	7,446	-0,50	0,621
		60	77	2,447	12,284	1,75	0,085	-0,982	8,355	-1,03	0,306
		70	54	2,443	11,433	1,57	0,122	2,507	7,439	2,48	0,016
$I_{\text{całkowita}}$ [J]	60	40	61	14,608	112,782	1,01	0,316	8,521	55,522	1,20	0,235
		50	30	-23,080	63,983	-1,98	0,058	-6,010	33,973	-0,97	0,341
		60	77	25,677	101,268	2,22	0,029	6,514	50,149	1,14	0,258
		70	54	8,206	75,232	0,80	0,426	10,580	50,658	1,53	0,131
	180	40	61	10,643	96,720	0,86	0,394	8,716	71,554	0,95	0,345
		50	30	-6,283	109,963	-0,31	0,757	-6,830	64,326	-0,58	0,565
		60	77	27,219	107,277	2,23	0,029	-7,894	81,790	-0,85	0,400
		70	54	14,254	89,287	1,17	0,246	23,022	66,748	2,53	0,014
$N_{\text{średnia}}$ [W]	60	40	61	-0,662	16,775	-0,31	0,759	0,939	8,789	0,83	0,407
		50	30	-1,227	12,923	-0,52	0,607	-0,220	5,588	-0,22	0,831
		60	77	2,994	16,319	1,61	0,112	0,866	7,532	1,01	0,316
		70	54	-0,306	11,625	-0,19	0,848	1,502	7,642	1,44	0,155
	180	40	61	1,713	17,292	0,77	0,442	1,566	13,836	0,88	0,380
		50	30	-0,160	21,083	-0,04	0,967	-1,250	13,252	-0,52	0,609
		60	77	3,565	21,002	1,49	0,140	-1,169	15,509	-0,66	0,510
		70	54	2,196	16,601	0,97	0,335	4,319	11,777	2,69	0,009
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	60	40	61	6,393	68,848	0,73	0,471	-1,148	39,543	-0,23	0,821
		50	30	13,333	44,438	1,64	0,111	-0,333	70,832	-0,03	0,980
		60	77	26,883	88,143	2,68	0,009	7,533	61,241	1,08	0,284
		70	54	2,963	62,272	0,35	0,728	2,593	74,813	0,25	0,800
	180	40	61	-9,508	42,482	-1,75	0,086	-3,607	33,617	-0,84	0,405
		50	30	1,667	36,111	0,25	0,802	2,333	35,785	0,36	0,724
		60	77	3,896	38,701	0,88	0,380	4,935	47,062	0,92	0,360
		70	54	5,000	51,643	0,71	0,480	-2,037	44,822	-0,33	0,740

Tabela XV. cd.

Cecha	Prędkość [°/s]	Grupa [lata]	N	Prostowniki				Zginacze			
				\bar{x} (P-L)	s (P-L)	t	p	\bar{x} (P-L)	s (P-L)	t	p
$t_{wyhamowania}$ [ms]	60	40	61	9,836	72,675	1,06	0,295	-3,443	22,575	-1,19	0,238
		50	30	-23,000	66,340	-1,90	0,068	-6,667	15,610	-2,34	0,026
		60	77	-10,130	71,681	-1,24	0,219	-0,260	34,754	-0,07	0,948
		70	54	0,556	83,427	0,05	0,961	-4,444	49,628	-0,66	0,513
	180	40	61	-2,295	46,058	-0,39	0,699	0,000	7,071	0,00	1,000
		50	30	-3,333	46,263	-0,39	0,696	0,667	3,651	1,00	0,326
		60	77	-8,442	55,844	-1,33	0,189	0,649	13,797	0,41	0,681
		70	54	-2,593	60,351	-0,32	0,753	-5,556	11,922	-3,42	0,001
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$ [Nm]	60	40	61	1,159	17,073	0,53	0,598	0,469	6,981	0,52	0,602
		50	30	-3,087	15,137	-1,12	0,273	0,140	5,378	0,14	0,888
		60	77	5,008	19,748	2,23	0,029	0,984	8,088	1,07	0,289
		70	54	1,187	12,536	0,70	0,490	1,706	6,631	1,89	0,064
	180	40	61	-0,092	6,308	-0,11	0,910	1,507	5,625	2,09	0,041
		50	30	-1,583	8,862	-0,98	0,336	-0,797	6,863	-0,64	0,530
		60	77	2,071	7,536	2,41	0,018	-0,673	6,414	-0,92	0,360
		70	54	0,878	5,943	1,09	0,283	1,522	5,204	2,15	0,036
Stosunek mięśni	60	40	61	0,986	8,165	0,94	0,349				
		50	30	1,387	5,574	1,36	0,184				
		60	77	-2,864	12,069	-2,08	0,041				
		70	54	2,083	9,713	1,58	0,121				
	180	40	61	2,375	8,793	2,11	0,039				
		50	30	-0,491	10,088	-0,27	0,792				
		60	77	-3,407	13,002	-2,30	0,024				
		70	54	2,754	13,127	1,54	0,129				

Tabela XVI. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia z cechami gęstości mineralnej kości, N = 222 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [$^{\circ}$ /s]	Neck			Ward			Troch		
			BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)
M_{max}	prostowniki	90	0,31	0,31	0,04	0,28	0,28	-0,02	0,13	0,12	-0,07
		120	0,33	0,33	0,09	0,31	0,31	0,03	0,12	0,11	-0,07
	zginacze	90	0,42	0,42	0,08	0,39	0,39	0,03	0,27	0,27	0,03
		120	0,34	0,34	0,06	0,34	0,34	0,04	0,22	0,21	0,01
$M_{względny}$	prostowniki	90	0,19	0,19	-0,02	0,18	0,18	-0,08	-0,02	-0,03	-0,16
		120	0,21	0,21	0,02	0,20	0,20	-0,03	-0,02	-0,03	-0,16
	zginacze	90	0,30	0,30	0,02	0,29	0,28	-0,04	0,11	0,10	-0,07
		120	0,22	0,22	0,00	0,23	0,23	-0,03	0,05	0,05	-0,09
Czas M_{max}	prostowniki	90	-0,24	-0,24	-0,01	-0,23	-0,23	0,02	-0,17	-0,17	-0,02
		120	-0,27	-0,27	-0,05	-0,29	-0,29	-0,06	-0,19	-0,19	-0,04
	zginacze	90	-0,35	-0,35	-0,19	-0,31	-0,31	-0,12	-0,29	-0,29	-0,16
		120	-0,43	-0,43	-0,23	-0,41	-0,41	-0,18	-0,37	-0,37	-0,21
$M_{0,18 s \max}$ powtórzenia	prostowniki	90	0,35	0,35	0,04	0,32	0,32	-0,03	0,18	0,17	-0,04
		120	0,38	0,38	0,08	0,35	0,35	0,01	0,17	0,17	-0,05
	zginacze	90	0,27	0,27	0,02	0,28	0,28	0,04	0,22	0,21	0,04
		120	0,37	0,37	0,11	0,37	0,37	0,10	0,25	0,24	0,04
L_{max} powtórzenia	prostowniki	90	0,31	0,31	0,03	0,28	0,28	-0,04	0,11	0,11	-0,09
		120	0,35	0,35	0,08	0,32	0,32	0,01	0,12	0,12	-0,08
	zginacze	90	0,39	0,39	0,08	0,37	0,37	0,02	0,23	0,22	0,00
		120	0,39	0,39	0,10	0,38	0,38	0,05	0,21	0,20	-0,01
$L_{całkowita}$	prostowniki	90	0,26	0,26	0,01	0,24	0,24	-0,05	0,08	0,07	-0,09
		120	0,34	0,34	0,08	0,30	0,30	-0,01	0,11	0,10	-0,09
	zginacze	90	0,38	0,38	0,07	0,35	0,35	0,01	0,22	0,22	0,01
		120	0,39	0,39	0,11	0,37	0,37	0,05	0,20	0,20	-0,01
$N_{średnia}$	prostowniki	90	0,32	0,32	0,04	0,29	0,29	-0,03	0,12	0,11	-0,08
		120	0,37	0,37	0,08	0,33	0,33	-0,00	0,13	0,12	-0,08
	zginacze	90	0,41	0,41	0,08	0,39	0,39	0,02	0,26	0,26	0,03
		120	0,42	0,42	0,11	0,40	0,40	0,05	0,23	0,23	-0,00
$t_{przyspieszenia}$	prostowniki	90	-0,37	-0,37	-0,12	-0,33	-0,33	-0,05	-0,26	-0,26	-0,09
		120	-0,40	-0,40	-0,11	-0,36	-0,36	-0,03	-0,19	-0,19	0,02
	zginacze	90	-0,15	-0,15	-0,05	-0,15	-0,15	-0,06	-0,18	-0,18	-0,12
		120	-0,22	-0,22	-0,06	-0,22	-0,22	-0,04	-0,20	-0,19	-0,07

Tabela XVI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Neck			Ward			Troch		
			BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)
t _{wyhamowania}	prostowniki	90	-0,47	-0,47	-0,17	-0,44	-0,44	-0,10	-0,27	-0,26	-0,03
		120	-0,46	-0,46	-0,18	-0,42	-0,42	-0,11	-0,26	-0,26	-0,05
	zginacze	90	-0,47	-0,47	-0,15	-0,42	-0,42	-0,05	-0,24	-0,23	0,02
		120	-0,48	-0,48	-0,15	-0,44	-0,44	-0,07	-0,26	-0,25	-0,00
M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostowniki	90	0,23	0,23	0,02	0,21	0,21	-0,02	0,08	0,08	-0,06
		120	0,27	0,27	0,06	0,26	0,26	0,01	0,09	0,09	-0,07
	zginacze	90	0,40	0,40	0,09	0,39	0,39	0,04	0,28	0,27	0,05
		120	0,31	0,31	0,05	0,31	0,31	0,01	0,19	0,19	-0,00
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	90	0,11	0,11	0,06	0,12	0,12	0,08	0,18	0,19	0,15
		120	-0,04	-0,04	-0,02	-0,02	-0,01	0,03	0,12	0,13	0,15

Tabela XVII. Związki parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe z cechami gęstości mineralnej kości, N = 222 (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Neck			Ward			Troch			
				BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	
M _{max}	prostow- niki	60	P	0,53	0,53	0,18	0,49	0,49	0,11	0,36	0,36	0,09	
			L	0,48	0,48	0,13	0,43	0,43	0,03	0,30	0,30	0,03	
		180	P	0,54	0,54	0,21	0,51	0,51	0,16	0,38	0,37	0,12	
			L	0,54	0,54	0,20	0,49	0,49	0,12	0,35	0,35	0,09	
	zginacze	60	P	0,47	0,47	0,15	0,43	0,43	0,08	0,29	0,29	0,04	
			L	0,48	0,48	0,17	0,43	0,43	0,09	0,29	0,29	0,05	
		180	P	0,44	0,44	0,15	0,40	0,40	0,07	0,27	0,26	0,04	
			L	0,41	0,41	0,12	0,36	0,36	0,04	0,25	0,25	0,03	
	M _{względy}	prostow- niki	60	P	0,37	0,37	0,08	0,35	0,35	0,01	0,14	0,13	-0,05
				L	0,33	0,33	0,03	0,29	0,29	-0,06	0,10	0,09	-0,10
			180	P	0,35	0,35	0,10	0,35	0,35	0,05	0,13	0,13	-0,04
				L	0,37	0,37	0,09	0,34	0,34	0,02	0,13	0,12	-0,06
zginacze		60	P	0,32	0,32	0,06	0,29	0,29	-0,01	0,08	0,08	-0,09	
			L	0,33	0,33	0,08	0,30	0,30	-0,01	0,09	0,09	-0,08	
		180	P	0,31	0,31	0,06	0,28	0,28	-0,01	0,08	0,08	-0,08	
			L	0,27	0,27	0,03	0,23	0,23	-0,05	0,06	0,06	-0,09	
Czas M _{max}		prostow- niki	60	P	-0,06	-0,06	-0,05	-0,08	-0,08	-0,08	-0,10	-0,10	-0,10
				L	-0,07	-0,07	-0,04	-0,07	-0,07	-0,03	-0,05	-0,05	-0,02
			180	P	-0,12	-0,12	-0,00	-0,11	-0,11	0,01	-0,06	-0,06	0,02
				L	-0,16	-0,16	-0,04	-0,15	-0,15	-0,02	-0,12	-0,13	-0,04
	zginacze	60	P	-0,13	-0,13	-0,03	-0,14	-0,14	-0,03	-0,04	-0,04	0,04	
			L	-0,16	-0,16	-0,03	-0,16	-0,16	-0,02	0,00	0,00	0,11	
		180	P	-0,20	-0,20	-0,00	-0,17	-0,17	0,05	-0,08	-0,08	0,06	
			L	-0,28	-0,28	-0,15	-0,26	-0,26	-0,10	-0,15	-0,15	-0,06	
	M _{0,18 s max} powtórzenia	prostow- niki	60	P	0,34	0,34	0,10	0,31	0,31	0,05	0,20	0,20	0,02
				L	0,36	0,36	0,10	0,30	0,30	0,01	0,21	0,21	0,01
			180	P	0,47	0,47	0,18	0,46	0,46	0,14	0,32	0,32	0,10
				L	0,45	0,45	0,19	0,40	0,40	0,10	0,28	0,28	0,07
zginacze		60	P	0,31	0,31	0,08	0,26	0,26	-0,01	0,11	0,11	-0,07	
			L	0,39	0,39	0,14	0,35	0,35	0,06	0,19	0,19	0,01	
		180	P	0,35	0,35	0,07	0,31	0,31	-0,00	0,20	0,20	-0,01	
			L	0,38	0,38	0,13	0,33	0,33	0,03	0,19	0,19	-0,00	

Tabela XVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Neck			Ward			Troch			
				BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	
L _{max} powróżenia	prostow- niki	60	P	0,52	0,52	0,17	0,48	0,48	0,10	0,34	0,34	0,07	
			L	0,52	0,52	0,15	0,46	0,46	0,05	0,32	0,32	0,05	
		180	P	0,53	0,53	0,19	0,50	0,50	0,13	0,35	0,35	0,09	
			L	0,52	0,52	0,17	0,47	0,47	0,08	0,30	0,30	0,04	
	zginacze	60	P	0,46	0,46	0,15	0,41	0,41	0,06	0,26	0,26	0,03	
			L	0,49	0,49	0,17	0,44	0,44	0,08	0,28	0,28	0,03	
		180	P	0,40	0,40	0,12	0,36	0,36	0,05	0,22	0,22	0,02	
			L	0,39	0,39	0,12	0,34	0,34	0,03	0,20	0,20	-0,01	
	L _{całkowita}	prostow- niki	60	P	0,53	0,53	0,19	0,49	0,49	0,12	0,35	0,34	0,09
				L	0,48	0,48	0,13	0,41	0,41	0,02	0,27	0,27	0,01
			180	P	0,52	0,52	0,19	0,49	0,49	0,13	0,34	0,34	0,09
				L	0,51	0,51	0,17	0,45	0,45	0,08	0,29	0,29	0,02
zginacze		60	P	0,46	0,46	0,15	0,42	0,42	0,07	0,27	0,27	0,03	
			L	0,47	0,47	0,15	0,41	0,41	0,06	0,26	0,26	0,02	
		180	P	0,39	0,39	0,12	0,35	0,35	0,04	0,20	0,20	0,00	
			L	0,40	0,40	0,12	0,35	0,35	0,03	0,19	0,19	-0,01	
N _{średnia}		prostow- niki	60	P	0,53	0,53	0,20	0,49	0,49	0,13	0,34	0,34	0,08
				L	0,48	0,48	0,13	0,41	0,41	0,02	0,27	0,27	0,01
			180	P	0,54	0,54	0,19	0,51	0,51	0,13	0,33	0,33	0,06
				L	0,53	0,53	0,18	0,48	0,48	0,09	0,29	0,29	0,01
	zginacze	60	P	0,47	0,47	0,16	0,43	0,43	0,08	0,26	0,26	0,02	
			L	0,48	0,48	0,15	0,42	0,42	0,06	0,27	0,26	0,02	
		180	P	0,42	0,42	0,13	0,38	0,38	0,05	0,22	0,21	-0,01	
			L	0,44	0,44	0,13	0,39	0,39	0,04	0,22	0,22	-0,01	
	I _{przyspieszenia}	prostow- niki	60	P	-0,14	-0,14	-0,05	-0,15	-0,15	-0,05	-0,13	-0,13	-0,07
				L	-0,18	-0,18	-0,09	-0,13	-0,13	-0,03	-0,11	-0,11	-0,04
			180	P	-0,20	-0,20	-0,06	-0,19	-0,19	-0,04	-0,14	-0,14	-0,04
				L	-0,14	-0,14	-0,08	-0,11	-0,11	-0,03	-0,04	-0,05	0,00
zginacze		60	P	-0,18	-0,18	-0,00	-0,14	-0,14	0,07	-0,02	-0,02	0,11	
			L	-0,22	-0,22	-0,03	-0,18	-0,18	0,04	-0,02	-0,02	0,12	
		180	P	-0,12	-0,12	0,06	-0,12	-0,12	0,08	-0,06	-0,06	0,06	
			L	-0,19	-0,19	-0,06	-0,15	-0,15	0,02	-0,07	-0,07	0,03	

Tabela XVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Neck			Ward			Troch		
				BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)	BMD	% BMD szczytowej	T-score (SD)
t _{wyhamowania}	prostow- niki	60	P	-0,06	-0,06	-0,04	-0,02	-0,02	0,01	0,06	0,06	0,10
			L	-0,13	-0,13	-0,08	-0,09	-0,09	-0,03	-0,00	-0,01	0,05
		180	P	-0,23	-0,23	-0,10	-0,21	-0,21	-0,05	-0,05	-0,05	0,07
			L	-0,21	-0,21	-0,06	-0,20	-0,20	-0,02	-0,04	-0,03	0,11
	zginacze	60	P	-0,26	-0,26	-0,11	-0,23	-0,23	-0,06	-0,06	-0,06	0,06
			L	-0,29	-0,29	-0,17	-0,26	-0,26	-0,12	-0,09	-0,09	0,02
		180	P	-0,36	-0,36	-0,17	-0,35	-0,35	-0,12	-0,15	-0,15	0,02
			L	-0,36	-0,37	-0,17	-0,35	-0,35	-0,12	-0,16	-0,16	0,01
M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostow- niki	60	P	0,53	0,53	0,20	0,50	0,50	0,14	0,36	0,36	0,11
			L	0,46	0,46	0,12	0,40	0,40	0,02	0,28	0,28	0,02
		180	P	0,53	0,53	0,21	0,50	0,50	0,16	0,38	0,38	0,13
			L	0,52	0,52	0,19	0,47	0,47	0,11	0,34	0,34	0,08
	zginacze	60	P	0,45	0,45	0,15	0,41	0,41	0,08	0,27	0,27	0,03
			L	0,47	0,47	0,16	0,42	0,42	0,06	0,28	0,28	0,03
		180	P	0,42	0,42	0,14	0,38	0,38	0,06	0,25	0,25	0,03
			L	0,40	0,40	0,12	0,35	0,35	0,04	0,23	0,23	0,02
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	60	P	-0,04	-0,04	-0,03	-0,06	-0,06	-0,06	-0,08	-0,08	-0,08
			L	0,01	0,01	0,08	0,02	0,02	0,10	0,00	0,00	0,04
		180	P	0,06	0,06	-0,01	0,01	0,01	-0,07	-0,02	-0,02	-0,07
			L	-0,04	-0,04	-0,06	-0,06	-0,06	-0,08	-0,06	-0,07	-0,06

Tabela XVIII. Charakterystyka statystyczna cech morfologicznych w grupach treningowych

Cecha	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 89)	
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Wiek [lata]	69,15	4,45	67,33	4,49	70,80	5,28
Masa ciała [kg]	67,73	9,89	67,83	8,94	66,45	9,41
Wysokość ciała [cm]	155,87	5,15	160,96	5,05	158,36	5,17
Wskaźnik BMI	27,88	3,94	26,17	3,18	26,47	3,33
Wskaźnik Rohrera	1,79	0,27	1,63	0,21	1,67	0,22

Tabela XIX. Zróżnicowanie średnich wartości cech somatycznych w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Cecha	F-Snedecora		Test Duncana		
	F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
Wiek	7,96	0,000	0,038	0,060	0,000
Masa ciała	0,48	0,622	0,953	0,456	0,453
Wysokość ciała	13,05	0,000	0,000	0,007	0,005
Wskaźnik BMI	4,08	0,018	0,009	0,026	0,636
Wskaźnik Rohrera	7,56	0,001	0,000	0,005	0,283

Tabela XX. Charakterystyka statystyczna gęstości mineralnej kości w grupach treningowych

Region	Cecha	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 89)	
			\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Neck	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	1	0,81	0,12	0,85	0,12	0,83	0,12
		2	0,81	0,11	0,83	0,09	0,81	0,10
	% BMD szczytowej [%]	1	82,97	12,26	86,33	11,76	84,43	11,80
		2	82,32	11,39	84,56	9,34	82,93	10,70
	<i>T-score</i> (SD)	1	-1,39	1,00	-1,12	0,96	-1,28	0,97
		2	-1,45	0,93	-1,26	0,76	-1,38	0,87
	% BMD należnej dla wieku [%]	1	102,29	13,40	104,80	12,19	104,81	12,72
		2	101,97	12,88	105,20	10,57	103,83	12,25
<i>Z-score</i> (SD)	1	0,16	0,89	0,33	0,82	0,33	0,84	
	2	0,13	0,86	0,35	0,70	0,28	0,80	
Ward	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	1	0,66	0,13	0,70	0,14	0,68	0,14
		2	0,65	0,13	0,67	0,10	0,67	0,12
	% BMD szczytowej [%]	1	72,84	14,71	76,61	15,79	74,88	14,89
		2	71,67	14,66	74,00	10,51	74,02	13,30
	<i>T-score</i> (SD)	1	-1,90	1,03	-1,64	1,10	-1,76	1,04
		2	-1,98	1,02	-1,82	0,74	-1,81	0,93
	% BMD należnej dla wieku [%]	1	101,11	18,11	103,91	19,37	104,73	18,85
		2	99,98	18,71	103,84	13,88	104,50	17,49
<i>Z-score</i> (SD)	1	0,08	0,91	0,22	1,00	0,24	0,95	
	2	0,03	0,95	0,20	0,69	0,25	0,85	
Troch	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	1	0,75	0,13	0,74	0,13	0,75	0,13
		2	0,75	0,13	0,75	0,12	0,75	0,11
	% BMD szczytowej [%]	1	94,31	15,74	93,22	16,50	94,83	16,63
		2	95,00	16,96	94,92	14,96	95,55	14,19
	<i>T-score</i> (SD)	1	-0,38	1,19	-0,48	1,17	-0,37	1,19
		2	-0,36	1,21	-0,37	1,07	-0,30	1,03
	% BMD należnej dla wieku [%]	1	107,60	15,99	104,67	16,50	108,03	16,82
		2	107,83	16,84	108,40	15,56	108,83	14,42
<i>Z-score</i> (SD)	1	0,50	1,04	0,31	1,06	0,51	1,08	
	2	0,51	1,09	0,53	0,97	0,59	0,90	

Tabela XXI. Zróżnicowanie średnich wartości gęstości mineralnej kości w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Region	Cecha	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana		
			F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
Neck	gęstość mineralna kości	1	1,03	0,361	0,147	0,507	0,380
		2	0,41	0,666	0,363	0,772	0,494
	% BMD szczytowej	1	1,04	0,354	0,143	0,499	0,379
		2	0,38	0,686	0,381	0,796	0,497
	<i>T-score</i> (SD)	1	1,04	0,356	0,144	0,506	0,376
		2	0,41	0,664	0,361	0,743	0,517
	% BMD należnej dla wieku	1	0,82	0,443	0,279	0,309	0,998
		2	0,70	0,500	0,265	0,493	0,616
	<i>Z-score</i> (SD)	1	0,81	0,447	0,301	0,287	0,969
		2	0,80	0,453	0,260	0,413	0,701
Ward	gęstość mineralna kości	1	0,83	0,439	0,201	0,446	0,550
		2	0,49	0,613	0,471	0,448	0,989
	% BMD szczytowej	1	0,85	0,430	0,193	0,454	0,525
		2	0,52	0,596	0,435	0,463	0,996
	<i>T-score</i> (SD)	1	0,82	0,441	0,200	0,462	0,530
		2	0,54	0,583	0,438	0,449	0,973
	% BMD należnej dla wieku	1	0,70	0,496	0,409	0,318	0,810
		2	1,06	0,349	0,320	0,275	0,865
	<i>Z-score</i> (SD)	1	0,60	0,545	0,416	0,358	0,866
		2	1,01	0,368	0,381	0,279	0,780
Troch	gęstość mineralna kości	1	0,13	0,882	0,681	0,936	0,647
		2	0,02	0,981	0,961	0,896	0,867
	% BMD szczytowej	1	0,15	0,862	0,712	0,859	0,611
		2	0,02	0,976	0,981	0,873	0,865
	<i>T-score</i> (SD)	1	0,14	0,871	0,645	0,963	0,637
		2	0,05	0,948	0,958	0,817	0,791
	% BMD należnej dla wieku	1	0,67	0,514	0,327	0,884	0,291
		2	0,06	0,941	0,869	0,787	0,901
	<i>Z-score</i> (SD)	1	0,60	0,551	0,324	0,960	0,332
		2	0,10	0,907	0,907	0,735	0,806

Tabela XXII. Ocena zmian gęstości tkanki kostnej w grupach treningowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)

Region	Cecha	Grupa	Badanie 1		Badanie 2		Badanie 1-2		t-Studenta	
			\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	t	p
Neck	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	A	0,81	0,12	0,81	0,11	0,005	0,037	1,06	0,293
		B	0,83	0,09	0,83	0,09	0,000	0,039	0,04	0,972
		C	0,83	0,11	0,81	0,10	0,020	0,039	4,01	0,000
	% BMD szczytowej	A	82,84	12,37	82,32	11,39	0,526	3,974	1,00	0,322
		B	84,72	9,08	84,56	9,34	0,160	4,089	0,20	0,847
		C	85,10	10,91	82,93	10,70	2,167	3,967	4,23	0,000
	<i>T-score</i> (SD)	A	-1,40	1,01	-1,45	0,93	0,044	0,314	1,05	0,300
		B	-1,25	0,74	-1,26	0,76	0,003	0,324	0,04	0,966
		C	-1,22	0,89	-1,38	0,87	0,164	0,321	3,96	0,000
	% BMD należnej dla wieku	A	102,19	13,54	101,96	12,88	0,228	4,641	0,37	0,712
		B	104,52	10,02	105,20	10,57	-0,680	6,356	-0,54	0,598
		C	105,70	12,15	103,83	12,25	1,867	5,007	2,89	0,005
	<i>Z-score</i> (SD)	A	0,16	0,90	0,13	0,86	0,023	0,306	0,55	0,582
		B	0,30	0,66	0,35	0,70	-0,050	0,412	-0,61	0,547
		C	0,38	0,80	0,28	0,80	0,097	0,339	2,21	0,031
Ward	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	A	0,66	0,14	0,65	0,13	0,009	0,055	1,22	0,226
		B	0,69	0,10	0,67	0,10	0,012	0,051	1,15	0,260
		C	0,69	0,12	0,67	0,12	0,017	0,043	3,12	0,003
	% BMD szczytowej	A	72,61	14,93	71,67	14,66	0,947	6,019	1,19	0,240
		B	75,36	10,92	74,00	10,51	1,360	5,589	1,22	0,236
		C	75,78	13,43	74,02	13,30	1,767	4,626	2,96	0,004
	<i>T-score</i> (SD)	A	-1,91	1,04	-1,98	1,02	0,069	0,423	1,23	0,224
		B	-1,73	0,76	-1,82	0,74	0,090	0,390	1,15	0,260
		C	-1,69	0,94	-1,81	0,93	0,121	0,326	2,88	0,006
	% BMD należnej dla wieku	A	100,95	18,56	99,98	18,71	0,965	8,460	0,86	0,393
		B	104,52	14,29	103,84	13,88	0,680	9,949	0,34	0,736
		C	106,17	17,47	104,50	17,49	1,667	6,922	1,86	0,067
	<i>Z-score</i> (SD)	A	0,07	0,93	0,03	0,95	0,038	0,450	0,64	0,524
		B	0,23	0,71	0,20	0,69	0,029	0,489	0,30	0,768
		C	0,31	0,86	0,25	0,85	0,061	0,396	1,19	0,241

Tabela XXII. cd.

Region	Cecha	Grupa	Badanie 1		Badanie 2		Badanie 1–2		t-Studenta	
			\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	t	p
Troch	gęstość mineralna kości [g/cm ²]	A	0,75	0,13	0,75	0,13	-0,004	0,069	-0,41	0,686
		B	0,73	0,12	0,75	0,12	-0,023	0,086	-1,36	0,188
		C	0,76	0,13	0,75	0,11	0,002	0,046	0,41	0,680
	% BMD szczytowej	A	94,28	16,19	95,00	16,96	-0,719	9,023	-0,60	0,550
		B	91,72	15,10	94,92	14,96	-3,200	11,049	-1,45	0,161
		C	95,75	15,87	95,55	14,19	0,200	5,725	0,27	0,788
	<i>T-score</i> (SD)	A	-0,38	1,22	-0,36	1,21	-0,023	0,625	-0,28	0,782
		B	-0,59	1,06	-0,37	1,07	-0,214	0,785	-1,37	0,185
		C	-0,31	1,14	-0,30	1,03	-0,004	0,402	-0,08	0,938
	% BMD należnej dla wieku	A	107,67	16,51	107,82	16,84	-0,158	9,085	-0,13	0,896
		B	104,60	15,12	108,40	15,56	-3,800	12,708	-1,50	0,148
		C	109,18	16,28	108,83	14,42	0,350	7,276	0,37	0,711
	<i>Z-score</i> (SD)	A	0,51	1,07	0,51	1,09	0,000	0,571	0,00	0,998
		B	0,30	0,96	0,53	0,97	-0,235	0,803	-1,46	0,157
		C	0,59	1,03	0,59	0,90	0,002	0,424	0,04	0,971

Tabela XXIII. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
				\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
M_{max} [Nm]	prostow-niki	90	1	96,09	31,29	98,68	39,67	118,37	38,81
			2	112,29	30,49	128,31	43,98	109,05	36,06
		120	1	89,31	36,45	101,09	37,77	113,63	51,18
			2	110,09	31,30	125,20	44,08	119,13	40,93
	zginacze	90	1	71,23	23,99	70,58	25,38	79,50	27,87
			2	83,23	24,01	82,58	25,38	64,02	27,18
		120	1	71,70	26,32	71,66	23,32	76,16	25,71
			2	85,29	24,31	80,38	23,28	75,08	21,52
$M_{wzgleđny}$ [%]	prostow-niki	90	1	145,48	50,29	149,85	66,04	175,84	60,53
			2	170,12	52,85	192,58	70,95	166,35	58,84
		120	1	134,27	59,96	150,79	67,05	163,10	76,73
			2	167,06	55,49	188,53	74,10	182,33	66,39
	zginacze	90	1	106,45	35,32	106,03	39,81	116,68	40,26
			2	125,81	38,68	122,86	38,70	96,63	39,65
		120	1	107,50	39,31	107,69	37,47	112,15	37,14
			2	127,90	36,89	117,57	34,77	114,28	33,03
Czas M_{max} [ms]	prostow-niki	90	1	565,00	146,77	480,65	168,48	545,22	160,39
			2	527,58	161,31	505,22	173,25	703,04	90,58
		120	1	450,32	88,91	363,70	127,08	423,48	139,27
			2	434,19	90,38	403,04	113,45	564,35	93,70
	zginacze	90	1	505,65	185,12	475,65	193,49	460,43	208,93
			2	489,19	201,11	428,70	175,06	566,09	240,66
		120	1	522,81	136,88	453,70	163,13	443,91	154,97
			2	473,39	121,91	414,13	146,58	548,26	173,17
$M_{0,18}$ s max powtorzenia [Nm]	prostow-niki	90	1	47,43	30,57	53,62	46,25	61,17	45,47
			2	60,68	31,27	70,66	47,82	30,24	36,69
		120	1	38,49	29,67	53,70	44,85	53,73	38,92
			2	54,31	31,31	69,48	49,65	32,70	38,88
	zginacze	90	1	24,35	26,61	24,27	28,80	20,84	17,51
			2	38,25	28,41	31,50	31,35	19,88	17,59
		120	1	16,17	19,34	23,52	22,08	23,31	20,55
			2	29,11	25,40	29,20	26,27	23,29	15,80

Tabela XXIII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
				\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
L_{\max} powtórzeń [J]	prostow- niki	90	1	46,69	22,44	47,28	30,29	54,59	30,21
			2	58,83	22,26	62,04	32,15	30,60	29,62
		120	1	34,87	19,23	40,63	26,40	43,84	27,18
			2	47,18	19,07	52,17	28,96	28,51	27,42
	zginacze	90	1	38,72	15,73	35,43	17,53	38,04	13,35
			2	47,79	16,32	42,17	16,04	29,89	18,05
		120	1	32,11	15,56	30,26	14,95	32,92	12,46
			2	40,56	15,10	35,42	12,89	27,44	15,48
$L_{\text{całkowita}}$ [J]	prostow- niki	90	1	195,39	93,43	189,37	124,48	214,80	121,61
			2	250,63	101,35	244,68	129,09	116,85	126,29
		120	1	147,61	83,37	172,48	122,66	184,00	119,99
			2	207,84	93,34	217,39	134,82	118,25	122,96
	zginacze	90	1	173,92	76,90	160,57	86,54	170,74	66,04
			2	217,12	78,21	185,28	76,29	126,53	84,66
		120	1	142,60	73,41	133,66	73,83	144,44	58,95
			2	182,51	71,80	155,85	67,37	112,63	71,40
$N_{\text{średnia}}$ [W]	prostow- niki	90	1	55,73	26,21	61,31	44,33	72,32	45,26
			2	73,47	29,04	81,22	44,19	40,17	44,61
		120	1	50,47	28,20	68,59	56,09	75,23	54,25
			2	72,37	32,41	88,91	60,08	49,63	55,96
	zginacze	90	1	54,91	24,61	53,19	29,07	57,55	25,49
			2	69,86	26,24	62,24	27,07	40,98	28,21
		120	1	52,08	28,85	56,87	33,25	59,02	27,84
			2	71,02	30,47	67,09	30,57	45,86	30,51
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	prostow- niki	90	1	108,71	41,19	100,00	46,48	90,87	36,42
			2	86,45	32,09	85,00	42,52	145,22	72,48
		120	1	118,07	35,98	97,83	38,75	103,48	44,48
			2	97,10	33,80	90,87	46,37	138,26	65,13
	zginacze	90	1	179,03	81,62	190,65	94,97	195,22	79,14
			2	154,03	84,18	191,50	80,23	254,78	109,04
		120	1	224,52	109,30	188,70	98,65	187,39	66,28
			2	170,32	90,23	176,30	77,04	236,09	95,81

Tabela XXIII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
				\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
$t_{wyhamowania}$ [ms]	prostow- niki	90	1	347,90	63,40	270,43	85,76	226,52	92,82
			2	316,45	58,51	236,52	90,88	183,91	32,30
		120	1	327,10	83,61	283,91	101,01	233,48	91,23
			2	331,61	65,59	250,00	100,62	195,22	39,07
	zginacze	90	1	180,32	25,22	148,91	50,43	121,74	52,54
			2	177,58	29,40	121,74	51,57	101,30	53,71
		120	1	189,36	15,56	150,22	50,84	132,17	53,68
			2	188,87	13,20	127,39	51,96	91,74	26,57
$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń [Nm]	prostow- niki	90	1	85,42	29,67	79,42	38,81	101,03	37,83
			2	100,05	30,35	108,41	39,16	92,80	33,82
		120	1	76,60	35,51	84,16	40,74	95,52	46,58
			2	99,35	30,96	109,68	43,43	104,40	40,95
	zginacze	90	1	64,41	23,40	61,94	25,99	70,82	26,35
			2	76,24	23,88	73,97	26,60	55,36	25,67
		120	1	64,79	25,96	60,87	24,62	68,06	23,94
			2	77,90	23,71	70,78	22,42	61,12	21,54
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	90	1	81,16	37,70	77,26	28,82	69,10	20,48
			2	78,51	28,96	67,53	18,01	59,27	22,42
		120	1	88,23	32,23	77,96	30,32	73,66	26,61
			2	82,06	27,45	70,48	28,65	66,88	22,05

Tabela XXIV. Zróznicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana		
				F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
M _{max}	prostow-niki	90	1	3,39	0,037	0,756	0,010	0,018
			2	3,23	0,043	0,061	0,705	0,032
		120	1	3,38	0,037	0,204	0,012	0,176
			2	2,14	0,122	0,106	0,306	0,492
	zginacze	90	1	1,10	0,336	0,911	0,159	0,152
			2	5,42	0,006	0,912	0,001	0,001
		120	1	0,30	0,742	0,995	0,447	0,474
			2	1,71	0,186	0,370	0,077	0,333
M _{względny}	prostow-niki	90	1	2,36	0,098	0,746	0,032	0,054
			2	2,26	0,109	0,113	0,790	0,079
		120	1	1,88	0,156	0,280	0,074	0,420
			2	1,55	0,216	0,179	0,309	0,680
	zginacze	90	1	0,72	0,489	0,962	0,246	0,257
			2	4,97	0,008	0,744	0,002	0,004
		120	1	0,14	0,874	0,983	0,627	0,617
			2	1,75	0,177	0,212	0,120	0,690
Czas M _{max}	prostow-niki	90	1	3,91	0,023	0,028	0,589	0,078
			2	13,59	0,000	0,538	0,000	0,000
		120	1	7,83	0,001	0,001	0,308	0,023
			2	20,94	0,000	0,179	0,000	0,000
	zginacze	90	1	0,59	0,555	0,503	0,345	0,734
			2	3,71	0,027	0,194	0,099	0,004
		120	1	3,85	0,024	0,047	0,031	0,779
			2	7,14	0,001	0,070	0,022	0,000
M _{0,18 s max powtórzenia}	prostow-niki	90	1	1,08	0,343	0,500	0,159	0,411
			2	8,47	0,000	0,269	0,001	0,000
		120	1	2,73	0,069	0,080	0,097	0,997
			2	6,60	0,002	0,103	0,020	0,000
	zginacze	90	1	0,17	0,846	0,990	0,591	0,573
			2	3,67	0,028	0,301	0,007	0,075
		120	1	2,06	0,132	0,147	0,135	0,965
			2	0,55	0,579	0,987	0,305	0,330

Tabela XXIV. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana				
				F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza		
L _{max} powtórzenia	prostow- niki	90	1	0,78	0,462	0,925	0,235	0,242		
			2	11,25	0,000	0,615	0,000	0,000		
		120	1	1,53	0,220	0,291	0,121	0,556		
			2	7,41	0,001	0,381	0,001	0,000		
	zginacze	90	1	0,58	0,564	0,410	0,854	0,485		
			2	9,86	0,000	0,145	0,000	0,001		
		120	1	0,32	0,730	0,593	0,814	0,472		
			2	7,11	0,001	0,127	0,000	0,018		
		L _{całkowita}	prostow- niki	90	1	0,42	0,660	0,814	0,449	0,354
					2	12,14	0,000	0,826	0,000	0,000
120	1			1,31	0,274	0,310	0,162	0,638		
	2			6,42	0,002	0,721	0,001	0,000		
zginacze	90		1	0,39	0,679	0,497	0,863	0,579		
			2	11,24	0,000	0,082	0,000	0,001		
	120		1	0,27	0,766	0,590	0,912	0,544		
			2	8,49	0,000	0,103	0,000	0,008		
	N _{średnia}		prostow- niki	90	1	1,70	0,187	0,517	0,068	0,202
					2	9,43	0,000	0,379	0,000	0,000
120		1		3,56	0,031	0,081	0,023	0,522		
		2		5,21	0,007	0,139	0,042	0,001		
zginacze		90	1	0,21	0,811	0,780	0,667	0,508		
			2	9,68	0,000	0,223	0,000	0,001		
		120	1	0,58	0,563	0,497	0,358	0,761		
			2	5,84	0,004	0,581	0,001	0,003		
		t _{przyspieszenia}	prostow- niki	90	1	1,61	0,204	0,377	0,087	0,355
					2	16,49	0,000	0,890	0,000	0,000
120	1			3,87	0,023	0,032	0,104	0,529		
	2			9,22	0,000	0,553	0,000	0,000		
zginacze	90		1	0,40	0,670	0,562	0,451	0,820		
			2	11,28	0,000	0,066	0,000	0,002		
	120		1	2,18	0,118	0,122	0,130	0,955		
			2	5,09	0,007	0,767	0,002	0,003		

Tabela XXIV. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana				
				F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza		
t _{wyhamowania}	prostow- niki	90	1	25,63	0,000	0,000	0,000	0,015		
			2	37,40	0,000	0,000	0,000	0,001		
		120	1	9,38	0,000	0,042	0,000	0,018		
			2	31,66	0,000	0,000	0,000	0,002		
	zginacze	90	1	19,38	0,000	0,001	0,000	0,004		
			2	36,52	0,000	0,000	0,000	0,041		
		120	1	23,55	0,000	0,000	0,000	0,047		
			2	84,64	0,000	0,000	0,000	0,000		
		M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostow- niki	90	1	3,02	0,052	0,456	0,053	0,010
					2	1,73	0,182	0,295	0,364	0,064
120	1			1,99	0,142	0,411	0,051	0,216		
	2			1,00	0,370	0,268	0,563	0,546		
zginacze	90		1	0,98	0,376	0,670	0,268	0,149		
			2	6,04	0,003	0,699	0,001	0,002		
	120		1	0,69	0,505	0,503	0,577	0,249		
			2	4,69	0,011	0,182	0,002	0,070		
	Stosunek mięśni		prostowniki/ zginacze	90	1	1,18	0,311	0,603	0,130	0,278
					2	6,00	0,003	0,054	0,001	0,148
120		1	2,53	0,084	0,150	0,053	0,547			
		2	3,78	0,025	0,066	0,021	0,568			

Tabela XXV. Ocena zmian parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05 dla różnic istotnych statystycznie)

Cecha	Mięśnie	Grupa	Badanie 1-2							
			prędkość 90°/s		t-Studenta		prędkość 120°/s		t-Studenta	
			\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
M_{\max} [Nm]	prostow- niki	A	-16,20	25,26	-5,05	0,000	-20,78	31,66	-5,17	0,000
		B	-29,63	21,26	-9,45	0,000	-24,11	29,15	-5,61	0,000
		C	9,32	30,56	1,46	0,158	-5,50	41,67	-0,63	0,533
	zginacze	A	-12,00	18,49	-5,11	0,000	-13,59	21,11	-5,07	0,000
		B	-12,00	21,49	-3,79	0,000	-8,72	25,67	-2,30	0,026
		C	15,48	15,77	4,71	0,000	1,07	16,76	0,31	0,762
$M_{\text{względny}}$ [%]	prostow- niki	A	-24,65	39,70	-4,89	0,000	-32,79	51,69	-5,00	0,000
		B	-42,74	30,74	-9,43	0,000	-37,74	44,91	-5,70	0,000
		C	9,49	44,79	1,02	0,320	-19,23	68,13	-1,35	0,190
	zginacze	A	-19,36	29,48	-5,17	0,000	-20,39	31,39	-5,12	0,000
		B	-16,83	33,69	-3,39	0,001	-9,88	36,73	-1,83	0,075
		C	20,05	27,80	3,46	0,002	-2,13	27,33	-0,37	0,713
Czas M_{\max} [ms]	prostow- niki	A	37,42	173,91	1,69	0,095	16,13	115,95	1,10	0,278
		B	-24,57	184,88	-0,90	0,372	-39,35	153,96	-1,73	0,090
		C	-157,83	164,62	-4,60	0,000	-140,87	149,33	-4,52	0,000
	zginacze	A	16,45	208,11	0,62	0,536	49,42	146,76	2,65	0,010
		B	46,96	243,41	1,31	0,197	39,57	202,47	1,33	0,192
		C	-105,65	305,23	-1,66	0,111	-104,35	192,66	-2,60	0,016
$M_{0,18 \text{ s max}}$ powtórzania [Nm]	prostow- niki	A	-13,25	28,94	-3,61	0,001	-15,81	33,25	-3,74	0,000
		B	-17,04	28,73	-4,02	0,000	-15,79	37,13	-2,88	0,006
		C	30,93	34,95	4,24	0,000	21,04	39,53	2,55	0,018
	zginacze	A	-13,90	25,65	-4,27	0,000	-12,94	27,00	-3,78	0,000
		B	-7,23	39,64	-1,24	0,222	-5,67	24,44	-1,57	0,122
		C	0,96	22,09	0,21	0,837	0,02	23,19	0,00	0,996
L_{\max} powtórzania [J]	prostow- niki	A	-12,14	20,60	-4,64	0,000	-12,31	20,10	-4,82	0,000
		B	-14,75	17,58	-5,69	0,000	-11,54	19,42	-4,03	0,000
		C	24,00	28,41	4,05	0,001	15,33	32,43	2,27	0,034
	zginacze	A	-9,06	13,33	-5,35	0,000	-8,45	12,16	-5,47	0,000
		B	-6,74	14,04	-3,25	0,002	-5,17	11,14	-3,15	0,003
		C	8,15	11,93	3,27	0,003	5,48	10,94	2,40	0,025
$L_{\text{całkowita}}$ [J]	prostow- niki	A	-55,24	87,77	-4,96	0,000	-60,23	87,75	-5,40	0,000
		B	-55,31	74,97	-5,00	0,000	-44,91	90,07	-3,38	0,001
		C	97,96	111,92	4,20	0,000	65,76	138,72	2,27	0,033
	zginacze	A	-43,21	62,37	-5,46	0,000	-39,91	59,42	-5,29	0,000
		B	-24,71	60,66	-2,76	0,008	-22,19	58,53	-2,57	0,014
		C	44,21	54,31	3,90	0,001	31,81	50,71	3,01	0,006

Tabela XXV. cd.

Cecha	Mięśnie	Grupa	Badanie 1–2							
			prędkość 90 °/s		t-Studenta		prędkość 120 °/s		t-Studenta	
			\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
$N_{\text{średnia}}$ [W]	prostow- niki	A	-17,75	24,75	-5,65	0,000	-21,89	30,16	-5,72	0,000
		B	-19,91	29,06	-4,65	0,000	-20,32	45,71	-3,02	0,004
		C	32,14	35,97	4,29	0,000	25,61	59,30	2,07	0,050
	zginacze	A	-14,96	20,88	-5,64	0,000	-18,94	23,50	-6,35	0,000
		B	-9,05	20,47	-3,00	0,004	-10,22	25,76	-2,69	0,010
		C	16,57	16,46	4,83	0,000	13,16	20,04	3,15	0,005
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	prostow- niki	A	22,26	36,46	4,81	0,000	20,97	37,32	4,42	0,000
		B	15,00	41,19	2,47	0,017	6,96	52,11	0,91	0,370
		C	-54,35	62,80	-4,15	0,000	-34,78	56,88	-2,93	0,008
	zginacze	A	25,00	101,59	1,94	0,057	54,19	115,28	3,70	0,000
		B	-0,85	101,22	-0,06	0,955	12,39	97,26	0,86	0,392
		C	-59,57	78,83	-3,62	0,002	-48,70	69,89	-3,34	0,003
$t_{\text{wyhamowania}}$ [ms]	prostow- niki	A	31,45	72,61	3,41	0,001	-4,52	102,87	-0,35	0,731
		B	33,91	133,44	1,72	0,092	33,91	139,88	1,64	0,107
		C	42,61	97,94	2,09	0,049	38,26	96,89	1,89	0,071
	zginacze	A	2,74	37,03	0,58	0,562	0,48	20,76	0,18	0,855
		B	27,17	77,97	2,36	0,022	22,83	77,79	1,99	0,053
		C	20,44	66,91	1,46	0,157	40,44	52,53	3,69	0,001
$M_{\text{średni wszystkich powtórzeń}}$ [Nm]	prostow- niki	A	-14,62	24,11	-4,78	0,000	-22,75	31,77	-5,64	0,000
		B	-28,99	25,91	-7,59	0,000	-25,52	37,24	-4,65	0,000
		C	8,24	28,30	1,40	0,177	-8,88	44,00	-0,97	0,343
	zginacze	A	-11,83	19,48	-4,78	0,000	-13,11	20,14	-5,13	0,000
		B	-12,03	21,49	-3,80	0,000	-9,92	26,59	-2,53	0,015
		C	15,47	16,70	4,44	0,000	6,94	16,03	2,08	0,050
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	A	2,65	28,35	0,74	0,464	6,18	29,35	1,66	0,102
		B	9,73	22,25	2,97	0,005	7,48	25,38	2,00	0,052
		C	9,83	23,43	2,01	0,057	6,78	30,82	1,05	0,303

Tabela XXVI. Charakterystyka statystyczna parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)		
					\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	
M _{max} [Nm]	prostowniki	60	P	1	83,37	20,12	86,68	21,91	92,90	18,17	
				2	93,43	19,10	92,50	23,20	80,05	21,54	
			L	1	78,83	17,91	82,46	23,82	89,95	15,70	
				2	85,93	20,97	87,23	24,64	74,70	19,99	
		180	P	1	52,59	10,51	53,14	11,69	56,68	9,26	
				2	57,51	9,73	57,93	13,30	54,19	12,06	
	L	1	50,07	10,62	52,37	12,82	54,57	8,57			
		2	54,56	11,54	55,21	12,18	51,07	9,49			
	zginacze	60	P	1	37,02	10,74	39,37	12,10	41,40	8,33	
				2	42,06	10,95	43,63	11,94	35,50	12,05	
			L	1	34,66	9,82	38,43	10,49	40,40	8,57	
				2	39,60	10,51	42,38	13,09	32,77	9,85	
		180	P	1	25,02	8,12	26,96	8,28	29,29	7,64	
				2	29,59	7,61	30,14	8,50	27,19	9,05	
	L	1	24,83	8,81	26,80	8,90	27,52	5,23			
		2	28,25	9,07	30,68	8,55	25,42	7,25			
	M _{względny} [%]	prostowniki	60	P	1	124,43	30,85	128,26	28,77	137,03	26,83
					2	139,55	29,86	137,08	33,51	120,57	29,72
L				1	117,87	28,09	123,26	36,21	132,63	22,24	
				2	128,36	31,69	129,27	34,53	113,39	29,90	
180			P	1	78,61	16,68	78,91	15,81	83,77	14,09	
				2	86,02	16,35	85,93	20,09	81,83	16,11	
L		1	74,98	17,03	78,01	18,78	80,75	13,78			
		2	81,50	17,87	82,05	18,57	77,74	15,55			
zginacze		60	P	1	55,14	15,84	58,41	17,82	61,11	12,22	
				2	62,76	16,54	64,56	16,55	53,62	17,68	
			L	1	51,82	15,06	57,32	15,56	59,66	12,80	
				2	59,17	16,26	62,86	18,46	49,40	14,31	
		180	P	1	37,34	12,14	40,13	12,53	43,29	11,03	
				2	44,13	11,46	44,70	12,60	40,88	13,25	
L		1	37,12	13,22	40,12	13,66	40,83	8,81			
		2	42,15	13,82	45,69	12,89	38,37	10,49			

Tabela XXVI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
					\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Czas M_{max} [ms]	prostowniki	60	P	1	860,81	154,45	777,39	155,08	729,13	167,06
				2	794,68	153,47	736,30	175,16	832,17	184,39
			L	1	881,13	146,15	763,26	163,01	768,26	140,77
				2	815,65	163,66	706,96	205,26	802,61	161,14
		180	P	1	393,55	98,17	308,70	72,10	375,65	122,39
				2	359,03	100,52	341,30	145,24	451,74	160,87
	L	1	423,71	112,27	333,04	100,66	380,87	136,61		
		2	406,13	134,35	373,04	148,94	443,91	173,96		
	zginacze	60	P	1	984,68	305,28	902,83	304,27	800,87	235,35
				2	835,97	276,62	772,61	240,84	960,87	351,39
			L	1	1034,68	304,60	887,39	258,97	882,17	205,89
				2	873,23	260,43	830,00	248,27	1067,83	228,51
		180	P	1	505,48	146,13	367,83	107,37	384,78	156,87
				2	463,71	115,35	383,26	166,11	431,74	243,06
	L	1	513,87	152,23	386,09	161,14	463,91	141,64		
		2	471,94	134,74	407,83	178,86	482,61	226,80		
$M_{0,18}$ s max powtórzenia [Nm]	prostowniki	60	P	1	31,61	20,56	38,55	23,08	47,49	17,93
				2	37,60	24,33	47,61	24,14	32,57	18,84
			L	1	31,33	17,90	38,40	19,70	43,08	16,55
				2	35,92	20,89	47,91	20,19	38,91	20,19
		180	P	1	32,01	14,63	42,50	13,65	42,17	17,54
				2	42,55	14,66	44,58	16,79	35,57	17,44
	L	1	31,83	13,37	41,05	15,34	39,24	12,10		
		2	37,64	16,09	40,88	17,07	33,86	16,14		
	zginacze	60	P	1	5,73	7,94	8,91	9,87	12,03	10,97
				2	12,80	12,56	16,88	15,94	9,14	9,77
			L	1	5,12	7,86	9,57	10,96	10,23	10,84
				2	10,31	11,57	15,03	13,77	5,74	8,25
		180	P	1	9,43	9,69	15,17	10,71	16,64	10,89
				2	14,27	11,60	17,05	12,24	13,31	13,99
	L	1	9,51	9,64	15,43	10,92	12,86	10,47		
		2	15,47	9,99	16,78	12,82	11,03	13,12		

Tabela XXVI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
					\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
L_{\max} powtórzeń [J]	prostowniki	60	P	1	96,52	24,39	95,53	26,19	104,08	21,58
				2	104,71	22,45	102,22	26,13	94,20	27,65
			L	1	90,55	21,57	91,57	26,47	102,45	19,21
				2	97,60	21,97	96,41	28,30	89,40	24,96
		180	P	1	59,98	14,76	61,49	17,57	66,06	11,80
				2	65,94	14,58	66,75	17,13	64,54	19,65
			L	1	56,45	15,18	59,92	17,63	64,77	11,70
				2	61,11	15,52	63,60	15,60	61,32	15,66
	zginacze	60	P	1	41,22	14,30	43,23	17,62	46,41	11,82
				2	48,38	14,37	48,45	15,87	38,40	16,77
			L	1	38,40	13,48	41,92	15,42	46,05	13,20
				2	45,02	13,63	47,90	18,99	34,63	13,03
		180	P	1	25,20	10,83	27,72	12,10	29,02	9,05
				2	30,06	9,74	30,50	11,11	23,94	12,39
			L	1	24,58	11,47	27,20	12,20	29,13	8,06
				2	29,26	10,96	31,26	11,81	22,67	10,40
$L_{\text{całkowita}}$ [J]	prostowniki	60	P	1	441,31	118,90	431,22	133,60	462,20	114,76
				2	486,00	111,17	459,54	128,30	414,70	142,95
			L	1	419,37	106,55	407,30	137,08	463,94	92,39
				2	452,18	113,24	435,40	134,42	398,86	119,95
		180	P	1	503,85	133,86	513,22	145,25	547,45	102,62
				2	554,23	126,29	542,83	140,67	528,84	155,66
			L	1	480,66	134,32	490,05	139,07	531,73	103,31
				2	512,43	131,28	520,42	126,30	506,06	127,56
	zginacze	60	P	1	179,14	65,71	188,83	89,46	201,77	55,27
				2	216,30	68,56	214,57	79,60	164,51	79,47
			L	1	168,34	63,91	179,01	77,27	203,89	59,62
				2	204,78	67,27	215,01	89,43	153,35	63,81
		180	P	1	190,61	97,67	214,50	101,59	223,30	74,08
				2	231,81	82,91	231,43	93,93	178,25	97,60
			L	1	186,48	99,66	206,28	102,02	223,25	75,90
				2	229,19	94,99	235,38	111,65	165,95	86,64

Tabela XXVI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
					\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
$N_{\text{średnia}}$ [W]	prostowniki	60	P	1	65,21	18,91	67,16	18,54	72,70	17,11
				2	75,64	17,87	73,52	20,38	61,66	21,13
			L	1	62,93	16,38	65,96	20,89	71,93	13,56
				2	70,65	19,19	70,35	21,43	59,97	18,09
		180	P	1	82,67	27,38	95,18	26,28	99,08	20,68
				2	96,79	26,15	101,68	29,65	98,39	30,13
	L		1	79,03	26,33	92,88	27,40	96,40	21,01	
			2	89,97	27,55	99,13	26,46	94,96	24,96	
	zginacze	60	P	1	26,38	10,78	29,32	12,45	32,20	9,14
				2	33,73	11,32	34,88	13,04	25,63	12,57
			L	1	24,91	10,45	28,45	11,66	31,48	9,26
				2	31,85	11,77	34,33	14,23	23,58	9,92
		180	P	1	32,35	17,66	41,05	19,77	41,45	14,87
				2	41,66	16,78	44,47	19,56	35,18	19,98
	L		1	31,54	18,21	39,38	20,11	40,75	15,68	
			2	40,89	18,86	45,08	22,69	32,37	17,84	
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	prostowniki	60	P	1	116,77	64,98	112,17	69,92	86,52	38,57
				2	120,48	77,53	88,04	52,22	114,78	59,30
			L	1	102,58	52,38	86,96	57,03	78,26	35,25
				2	97,26	46,21	72,39	33,61	86,52	44,17
		180	P	1	106,77	48,65	86,74	36,94	100,87	52,48
				2	83,87	31,64	90,43	42,89	112,61	50,92
	L		1	100,97	35,52	85,22	35,20	94,78	35,40	
			2	92,42	34,82	93,26	44,52	113,48	47,64	
	zginacze	60	P	1	164,19	74,07	123,48	67,24	126,52	77,61
				2	125,97	61,79	106,09	59,05	178,26	107,18
			L	1	154,68	60,75	118,26	49,72	131,30	58,64
				2	130,48	47,89	120,43	61,39	148,26	66,24
		180	P	1	153,39	52,01	137,61	43,98	136,52	40,63
				2	132,10	38,88	137,17	45,15	168,26	52,45
	L		1	155,00	56,45	125,00	39,20	145,65	46,40	
			2	126,29	36,54	135,43	38,45	177,39	63,62	

Tabela XXVI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)			
					\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s		
$t_{wyhamowania}$ [ms]	prostowniki	60	P	1	182,58	81,50	139,57	65,32	162,61	76,71		
				2	150,32	83,55	137,83	72,66	218,26	54,91		
			L	1	184,19	92,80	149,78	73,50	170,43	90,38		
				2	160,97	83,95	131,30	65,03	229,13	59,08		
		180	P	1	252,26	128,63	168,70	70,67	189,57	95,70		
				2	225,97	112,45	173,04	69,66	203,04	57,00		
	L		1	252,58	123,88	183,91	81,66	192,61	99,55			
			2	231,77	95,58	176,52	74,66	186,96	49,95			
	zginacze	60	P	1	129,52	61,52	100,43	36,94	97,39	46,54		
				2	116,45	57,69	94,78	32,57	83,04	11,46		
			L	1	128,55	58,11	104,13	45,24	103,91	56,14		
				2	119,35	55,16	97,61	31,92	86,96	10,63		
		180	P	1	146,61	60,54	101,74	36,72	103,48	47,73		
				2	143,71	61,62	97,39	36,90	80,44	3,67		
			L	1	150,97	60,83	101,09	39,79	103,91	53,58		
				2	140,97	60,35	98,70	38,56	78,70	3,44		
prostowniki				60	P	1	76,37	19,35	78,67	21,63	83,42	18,17
						2	85,86	18,22	84,49	23,08	70,84	21,91
L	1	73,03	17,26		74,39	25,02	81,42	15,32				
	2	80,08	20,27		80,01	24,34	68,14	18,97				
180	P	1	45,39	9,55	45,01	9,22	47,94	7,94				
		2	49,19	8,61	47,90	10,52	45,59	9,42				
		L	1	43,72	9,57	43,56	10,24	46,36	7,32			
			2	46,76	10,13	45,95	9,90	43,57	7,42			
	zginacze	60	P	1	33,21	10,24	35,48	11,64	36,89	7,74		
				2	38,44	10,41	39,59	11,96	31,06	11,64		
L			1	31,41	9,57	34,50	10,57	36,39	7,43			
			2	36,84	10,46	38,81	12,56	31,01	11,98			
180		P	1	20,41	7,49	22,02	7,24	23,96	5,92			
			2	24,04	7,34	24,40	7,97	21,47	7,21			
		L	1	20,60	8,23	21,82	7,57	22,51	4,84			
			2	23,27	8,21	24,82	8,92	20,47	6,23			

Tabela XXVI. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	Grupa A (N = 62)		Grupa B (N = 46)		Grupa porównawcza (N = 23)	
					\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Stosunek mięśni	prostowniki/zginacze	60	P	1	44,67	8,61	45,86	10,40	45,23	7,90
				2	45,39	9,79	47,83	9,02	44,13	9,91
			L	1	44,28	8,88	48,47	12,23	45,74	10,74
				2	46,55	8,32	48,96	8,65	44,25	9,51
		180	P	1	47,52	13,03	50,85	12,41	51,90	11,37
				2	51,61	10,99	52,34	10,61	49,48	10,23
			L	1	49,33	14,93	51,35	13,78	50,96	9,36
				2	51,38	12,39	56,29	14,13	49,68	10,81

Tabela XXVII. Zróżnicowanie średnich wartości parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolane w grupach treningowych metodą analizy wariancji (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa < 0,05)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana		
					F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
					M_{max}				
	prostowniki	60	P	1	1,84	0,163	0,488	0,058	0,192
				2	3,63	0,029	0,849	0,009	0,011
		L	1	2,64	0,075	0,433	0,022	0,105	
			2	2,72	0,069	0,800	0,030	0,020	
		180	P	1	1,26	0,288	0,826	0,123	0,157
				2	0,90	0,411	0,873	0,216	0,189
	L	1	1,50	0,226	0,376	0,102	0,398		
		2	1,07	0,346	0,805	0,191	0,143		
	zginacze	60	P	1	1,53	0,220	0,353	0,102	0,424
				2	3,99	0,021	0,559	0,014	0,003
		L	1	3,60	0,030	0,101	0,017	0,389	
			2	5,50	0,005	0,293	0,010	0,000	
180		P	1	2,47	0,089	0,305	0,031	0,217	
			2	1,04	0,355	0,773	0,208	0,145	
L	1	1,20	0,303	0,310	0,193	0,712			
	2	2,97	0,055	0,224	0,158	0,012			
M_{względny}									
	prostowniki	60	P	1	1,54	0,219	0,577	0,082	0,201
				2	3,22	0,043	0,734	0,012	0,023
		L	1	2,01	0,138	0,446	0,047	0,185	
			2	2,14	0,122	0,905	0,047	0,046	
		180	P	1	0,95	0,391	0,934	0,192	0,192
				2	0,52	0,595	0,981	0,342	0,321
	L	1	1,06	0,351	0,449	0,175	0,492		
		2	0,49	0,613	0,896	0,363	0,330		
	zginacze	60	P	1	1,32	0,270	0,381	0,132	0,469
				2	3,47	0,034	0,646	0,019	0,007
		L	1	3,10	0,049	0,112	0,031	0,501	
			2	4,98	0,008	0,345	0,012	0,001	
180		P	1	2,17	0,118	0,322	0,045	0,263	
			2	0,81	0,448	0,840	0,252	0,206	
L	1	1,08	0,344	0,312	0,241	0,811			
	2	2,56	0,081	0,241	0,210	0,021			

Tabela XXVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana				
					F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza		
Czas M_{max}	prostowniki	60	P	1	7,29	0,001	0,022	0,000	0,187		
				2	2,94	0,057	0,133	0,335	0,018		
			L	1	9,62	0,000	0,001	0,001	0,887		
				2	5,20	0,007	0,012	0,754	0,022		
		180	P	1	10,92	0,000	0,000	0,418	0,002		
				2	5,96	0,003	0,556	0,002	0,000		
			L	1	8,51	0,000	0,001	0,104	0,069		
				2	1,85	0,161	0,334	0,270	0,049		
		zginacze	60	P	1	3,45	0,035	0,232	0,010	0,137	
					2	3,48	0,034	0,330	0,055	0,005	
				L	1	4,83	0,009	0,021	0,022	0,935	
					2	7,22	0,001	0,459	0,001	0,000	
	180		P	1	15,53	0,000	0,000	0,000	0,592		
				2	3,26	0,041	0,042	0,396	0,198		
			L	1	9,14	0,000	0,001	0,163	0,030		
				2	2,36	0,098	0,104	0,787	0,073		
	$M_{0,18}$ s max powtórzenia		prostowniki	60	P	1	5,00	0,008	0,157	0,002	0,069
						2	3,91	0,022	0,066	0,356	0,008
					L	1	4,12	0,018	0,098	0,008	0,273
						2	4,61	0,012	0,016	0,531	0,060
		180		P	1	7,99	0,001	0,003	0,003	0,924	
					2	2,51	0,085	0,585	0,060	0,020	
				L	1	6,41	0,002	0,006	0,022	0,574	
					2	1,44	0,240	0,398	0,323	0,083	
zginacze		60		P	1	4,30	0,016	0,139	0,005	0,146	
					2	2,74	0,069	0,193	0,242	0,018	
				L	1	3,91	0,022	0,046	0,029	0,768	
					2	4,96	0,008	0,089	0,100	0,001	
		180	P	1	6,16	0,003	0,016	0,004	0,541		
				2	0,97	0,382	0,330	0,737	0,219		
			L	1	4,48	0,013	0,018	0,160	0,281		
				2	1,92	0,150	0,628	0,101	0,043		

Tabela XXVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana				
					F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza		
L _{max} powtórzenia	prostowniki	60	P	1	1,02	0,364	0,864	0,187	0,160		
				2	1,52	0,223	0,666	0,084	0,164		
			L	1	2,37	0,097	0,849	0,035	0,043		
				2	0,94	0,395	0,837	0,183	0,227		
		180	P	1	1,31	0,272	0,673	0,109	0,202		
				2	0,14	0,871	0,832	0,716	0,591		
			L	1	2,48	0,087	0,338	0,029	0,182		
				2	0,37	0,694	0,522	0,954	0,530		
		zginacze	60	P	1	1,01	0,368	0,569	0,167	0,368	
					2	4,04	0,020	0,983	0,005	0,007	
				L	1	2,61	0,078	0,286	0,027	0,210	
					2	5,68	0,004	0,428	0,004	0,000	
	180		P	1	1,27	0,284	0,328	0,162	0,612		
				2	3,30	0,040	0,858	0,014	0,012		
			L	1	1,61	0,205	0,316	0,100	0,461		
				2	4,63	0,011	0,441	0,011	0,001		
	L _{całkowita}		prostowniki	60	P	1	0,48	0,619	0,726	0,468	0,314
						2	2,86	0,061	0,357	0,017	0,118
					L	1	1,88	0,157	0,655	0,099	0,047
						2	1,60	0,206	0,556	0,076	0,199
		180		P	1	0,90	0,408	0,763	0,187	0,270	
					2	0,31	0,738	0,720	0,457	0,661	
				L	1	1,29	0,280	0,759	0,115	0,173	
					2	0,11	0,900	0,790	0,832	0,656	
zginacze		60		P	1	0,83	0,438	0,571	0,214	0,449	
					2	4,46	0,013	0,920	0,004	0,004	
				L	1	2,28	0,106	0,502	0,033	0,117	
					2	5,45	0,005	0,559	0,003	0,001	
		180	P	1	1,35	0,262	0,283	0,167	0,693		
				2	3,37	0,037	0,986	0,014	0,011		
			L	1	1,36	0,260	0,380	0,124	0,452		
				2	4,18	0,017	0,790	0,007	0,004		

Tabela XXVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana		
					F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
N _{średnia}	prostowniki	60	P	1	1,38	0,255	0,650	0,100	0,198
				2	4,48	0,013	0,639	0,003	0,009
		L	1	2,19	0,116	0,461	0,037	0,147	
			2	2,69	0,072	0,947	0,027	0,025	
		180	P	1	4,80	0,010	0,038	0,009	0,518
				2	0,40	0,669	0,485	0,806	0,615
	L	1	5,64	0,005	0,022	0,006	0,560		
		2	1,57	0,213	0,166	0,423	0,503		
	zginacze	60	P	1	2,51	0,085	0,257	0,033	0,268
				2	4,84	0,009	0,686	0,004	0,002
		L	1	3,56	0,031	0,156	0,012	0,224	
			2	5,88	0,004	0,390	0,004	0,000	
		180	P	1	3,94	0,022	0,038	0,039	0,923
				2	1,96	0,145	0,512	0,130	0,039
	L	1	3,32	0,039	0,069	0,042	0,751		
		2	3,06	0,050	0,372	0,069	0,009		
t _{przyspieszenia}	prostowniki	60	P	1	1,97	0,143	0,754	0,051	0,081
				2	3,28	0,041	0,047	0,713	0,084
		L	1	2,32	0,102	0,194	0,055	0,469	
			2	4,67	0,011	0,015	0,270	0,147	
		180	P	1	2,58	0,080	0,074	0,578	0,183
				2	4,43	0,014	0,477	0,003	0,016
	L	1	2,62	0,077	0,070	0,453	0,246		
		2	2,45	0,091	0,929	0,035	0,033		
	zginacze	60	P	1	4,93	0,009	0,021	0,025	0,857
				2	8,01	0,001	0,228	0,002	0,000
		L	1	5,62	0,005	0,008	0,077	0,324	
			2	1,87	0,158	0,444	0,175	0,044	
		180	P	1	1,89	0,155	0,153	0,151	0,922
				2	5,92	0,003	0,618	0,001	0,002
	L	1	4,94	0,009	0,012	0,415	0,072		
		2	12,01	0,000	0,362	0,000	0,000		

Tabela XXVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana		
					F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
t _{wyhamowania}	prostowniki	60	P	1	4,31	0,015	0,019	0,255	0,189
				2	9,29	0,000	0,477	0,000	0,000
			L	1	2,11	0,125	0,105	0,492	0,303
				2	13,50	0,000	0,084	0,000	0,000
		180	P	1	8,84	0,000	0,001	0,011	0,397
				2	4,46	0,013	0,017	0,280	0,157
			L	1	6,27	0,003	0,008	0,016	0,726
				2	6,62	0,002	0,005	0,019	0,585
	zginacze	60	P	1	5,60	0,005	0,015	0,010	0,800
				2	5,93	0,003	0,037	0,002	0,257
			L	1	3,41	0,036	0,050	0,061	0,986
				2	6,19	0,003	0,029	0,002	0,285
		180	P	1	12,27	0,000	0,000	0,000	0,884
				2	20,21	0,000	0,000	0,000	0,128
			L	1	13,92	0,000	0,000	0,000	0,819
				2	18,66	0,000	0,000	0,000	0,071
M _{średni} wszystkich powtórzeń	prostowniki	60	P	1	1,05	0,353	0,620	0,154	0,308
				2	4,68	0,011	0,775	0,003	0,005
			L	1	1,50	0,227	0,771	0,089	0,132
				2	2,89	0,059	0,989	0,023	0,018
		180	P	1	0,85	0,429	0,859	0,232	0,197
				2	1,23	0,297	0,558	0,124	0,296
			L	1	0,78	0,461	0,940	0,232	0,233
				2	0,92	0,400	0,720	0,181	0,287
	zginacze	60	P	1	1,28	0,281	0,346	0,152	0,561
				2	4,83	0,010	0,661	0,005	0,002
			L	1	2,74	0,068	0,167	0,034	0,400
				2	3,58	0,031	0,460	0,030	0,005
		180	P	1	2,19	0,116	0,334	0,043	0,244
				2	1,26	0,286	0,840	0,143	0,116
			L	1	0,67	0,513	0,487	0,307	0,693
				2	2,18	0,118	0,416	0,141	0,029

Tabela XXVII. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Badanie	F-Snedecora		Test Duncana		
					F	p	grupa A-B	grupa A – porównawcza	grupa B – porównawcza
Stosunek mięśni	prostowniki/zginacze	60	P	1	0,22	0,801	0,604	0,794	0,768
				2	1,42	0,247	0,272	0,571	0,116
			L	1	2,12	0,124	0,105	0,550	0,263
				2	2,42	0,093	0,232	0,254	0,026
		180	P	1	1,46	0,237	0,255	0,158	0,719
				2	0,55	0,577	0,768	0,395	0,283
			L	1	0,32	0,729	0,555	0,610	0,903
				2	2,78	0,066	0,099	0,569	0,035

Tabela XXVIII. Ocena zmian parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych testem t-Studenta dla prób zależnych (grubszym drukiem zaznaczono prawdopodobieństwa $< 0,05$ dla różnic istotnych statystycznie)

Cecha	Mięśnie	Staw	Grupa	Badanie 1-2							
				prędkość 60°/s		t-Studenta		prędkość 180°/s		t-Studenta	
				\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
M_{\max} [Nm]	prostowniki	P	A	-10,05	11,91	-6,65	0,000	-4,92	5,73	-6,75	0,000
			B	-5,82	14,23	-2,77	0,008	-4,80	10,84	-3,00	0,004
			C	12,85	19,37	3,18	0,004	2,49	12,38	0,96	0,346
		L	A	-7,09	11,58	-4,82	0,000	-4,48	7,35	-4,81	0,000
			B	-4,78	19,92	-1,63	0,111	-2,84	11,14	-1,73	0,091
			C	15,25	17,96	4,07	0,001	3,50	9,27	1,81	0,084
	zginacze	P	A	-5,05	6,75	-5,89	0,000	-4,57	6,58	-5,47	0,000
			B	-4,26	9,74	-2,96	0,005	-3,18	8,03	-2,69	0,010
			C	5,89	13,38	2,11	0,046	2,10	10,07	1,00	0,328
		L	A	-4,94	6,81	-5,71	0,000	-3,41	7,61	-3,53	0,001
			B	-3,96	9,76	-2,75	0,009	-3,88	8,47	-3,10	0,003
			C	7,64	12,17	3,01	0,006	2,10	6,90	1,46	0,157
$M_{\text{względy}}$ [%]	prostowniki	P	A	-15,12	17,72	-6,72	0,000	-7,42	8,67	-6,74	0,000
			B	-8,82	21,54	-2,78	0,008	-7,01	16,27	-2,92	0,005
			C	16,47	28,75	2,75	0,012	1,94	18,00	0,52	0,611
		L	A	-10,49	16,34	-5,05	0,000	-6,52	10,54	-4,87	0,000
			B	-6,01	30,00	-1,36	0,181	-4,04	17,25	-1,59	0,119
			C	19,25	26,62	3,47	0,002	3,01	14,28	1,01	0,323
	zginacze	P	A	-7,62	10,18	-5,90	0,000	-6,79	9,72	-5,50	0,000
			B	-6,15	14,11	-2,96	0,005	-4,57	12,21	-2,54	0,015
			C	7,49	20,56	1,75	0,094	2,41	15,29	0,76	0,458
		L	A	-7,35	10,05	-5,76	0,000	-5,03	11,39	-3,48	0,001
			B	-5,54	14,37	-2,61	0,012	-5,57	12,30	-3,07	0,004
			C	10,25	18,41	2,67	0,014	2,46	10,52	1,12	0,274
Czas M_{\max} [ms]	prostowniki	P	A	66,13	157,44	3,31	0,002	34,52	132,92	2,04	0,045
			B	41,09	189,97	1,47	0,149	-32,61	142,45	-1,55	0,128
			C	-103,04	174,13	-2,84	0,010	-76,09	182,75	-2,00	0,058
		L	A	65,48	142,99	3,61	0,001	17,58	122,68	1,13	0,264
			B	56,30	230,57	1,66	0,105	-40,00	148,68	-1,82	0,075
			C	-34,35	166,27	-0,99	0,333	-63,04	175,28	-1,72	0,099
	zginacze	P	A	148,71	289,39	4,05	0,000	41,77	136,83	2,40	0,019
			B	130,22	340,66	2,59	0,013	-15,44	189,06	-0,55	0,583
			C	-160,00	441,70	-1,74	0,096	-46,96	315,93	-0,71	0,483
		L	A	161,45	268,32	4,74	0,000	41,94	167,93	1,97	0,054
			B	57,39	347,34	1,12	0,268	-21,74	217,76	-0,68	0,502
			C	-185,65	283,53	-3,14	0,005	-18,70	266,24	-0,34	0,739

Tabela XXVIII. cd.

Cecha	Mięśnie	Staw	Grupa	Badanie 1-2							
				prędkość 60°/s		t-Studenta		prędkość 180°/s		t-Studenta	
				\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
$M_{0,18}$ s max powtórzenia [Nm]	prostowniki	P	A	-5,99	23,95	-1,97	0,054	-10,54	15,71	-5,28	0,000
			B	-9,06	26,64	-2,31	0,026	-2,07	15,98	-0,88	0,384
			C	14,92	23,60	3,03	0,006	6,60	18,16	1,74	0,095
		L	A	-4,59	19,16	-1,89	0,064	-5,82	15,82	-2,90	0,005
			B	-9,51	19,89	-3,24	0,002	0,17	18,88	0,06	0,950
			C	4,17	18,94	1,05	0,303	5,37	12,57	2,05	0,052
	zginacze	P	A	-7,08	11,18	-4,98	0,000	-4,84	9,41	-4,05	0,000
			B	-7,97	15,69	-3,44	0,001	-1,88	11,16	-1,14	0,259
			C	2,88	17,47	0,79	0,437	3,33	17,22	0,93	0,364
		L	A	-5,19	10,20	-4,01	0,000	-5,96	10,79	-4,35	0,000
			B	-5,46	12,96	-2,86	0,006	-1,34	12,87	-0,71	0,483
			C	4,49	12,42	1,73	0,097	1,83	14,69	0,60	0,556
L_{max} powtórzenia [J]	prostowniki	P	A	-8,19	14,01	-4,60	0,000	-5,96	12,13	-3,87	0,000
			B	-6,69	20,21	-2,24	0,030	-5,27	15,34	-2,33	0,024
			C	9,88	25,91	1,83	0,081	1,51	19,08	0,38	0,707
		L	A	-7,05	13,79	-4,03	0,000	-4,66	12,13	-3,02	0,004
			B	-4,84	22,43	-1,46	0,150	-3,67	13,43	-1,86	0,070
			C	13,05	22,89	2,73	0,012	3,45	15,53	1,06	0,299
	zginacze	P	A	-7,16	8,93	-6,32	0,000	-4,85	7,03	-5,44	0,000
			B	-5,22	15,71	-2,25	0,029	-2,79	10,38	-1,82	0,075
			C	8,02	20,12	1,91	0,069	5,07	13,95	1,74	0,095
		L	A	-6,62	9,66	-5,40	0,000	-4,68	8,61	-4,28	0,000
			B	-5,99	14,91	-2,72	0,009	-4,06	10,43	-2,64	0,011
			C	11,42	16,79	3,26	0,004	6,46	10,37	2,99	0,007
$L_{calkowita}$ [J]	prostowniki	P	A	-44,70	69,80	-5,04	0,000	-50,38	106,54	-3,72	0,000
			B	-28,32	108,23	-1,77	0,083	-29,60	128,91	-1,56	0,126
			C	47,50	130,83	1,74	0,096	18,60	152,95	0,58	0,566
		L	A	-32,81	65,13	-3,97	0,000	-31,77	97,94	-2,55	0,013
			B	-28,10	110,15	-1,73	0,090	-30,37	110,78	-1,86	0,069
			C	65,08	117,89	2,65	0,015	25,67	143,31	0,86	0,400
	zginacze	P	A	-37,17	42,41	-6,90	0,000	-41,19	79,16	-4,10	0,000
			B	-25,73	86,30	-2,02	0,049	-16,93	91,14	-1,26	0,214
			C	37,26	95,22	1,88	0,074	45,04	111,93	1,93	0,067
		L	A	-36,44	53,25	-5,39	0,000	-42,71	77,39	-4,35	0,000
			B	-36,00	68,83	-3,55	0,001	-29,10	95,99	-2,06	0,046
			C	50,54	79,17	3,06	0,006	57,30	112,23	2,45	0,023

Tabela XXVIII. cd.

Cecha	Mięśnie	Staw	Grupa	Badanie 1-2							
				prędkość 60°/s		t-Studenta		prędkość 180°/s		t-Studenta	
				\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
$N_{\text{średnia}}$ [W]	prostowniki	P	A	-10,43	11,56	-7,11	0,000	-14,11	23,15	-4,80	0,000
			B	-6,36	15,64	-2,76	0,008	-6,50	25,58	-1,72	0,092
			C	11,04	17,43	3,04	0,006	0,69	31,44	0,11	0,917
		L	A	-7,73	11,08	-5,49	0,000	-10,94	21,86	-3,94	0,000
			B	-4,39	19,16	-1,55	0,128	-6,25	24,11	-1,76	0,086
			C	11,97	17,13	3,35	0,003	1,44	29,24	0,24	0,816
	zginacze	P	A	-7,36	6,97	-8,31	0,000	-9,31	15,07	-4,86	0,000
			B	-5,56	10,84	-3,48	0,001	-3,42	18,50	-1,25	0,216
			C	6,57	14,46	2,18	0,040	6,27	22,33	1,35	0,192
		L	A	-6,94	8,66	-6,31	0,000	-9,35	14,47	-5,09	0,000
			B	-5,89	11,28	-3,54	0,001	-5,70	20,26	-1,91	0,063
			C	7,90	11,89	3,18	0,004	8,38	24,04	1,67	0,109
$t_{\text{przyspieszenia}}$ [ms]	prostowniki	P	A	-3,71	79,04	-0,37	0,713	22,90	54,36	3,32	0,002
			B	24,13	90,32	1,81	0,077	-3,70	35,80	-0,70	0,487
			C	-28,26	67,33	-2,01	0,057	-11,74	54,24	-1,04	0,311
		L	A	5,32	53,18	0,79	0,434	8,55	44,79	1,50	0,138
			B	14,57	69,02	1,43	0,159	-8,04	55,92	-0,98	0,335
			C	-8,26	42,71	-0,93	0,364	-18,70	47,51	-1,89	0,072
	zginacze	P	A	38,23	75,98	3,96	0,000	21,29	53,12	3,16	0,002
			B	17,39	93,44	1,26	0,213	0,44	56,49	0,05	0,959
			C	-51,74	132,86	-1,87	0,075	-31,74	65,48	-2,32	0,030
		L	A	24,19	59,44	3,20	0,002	28,71	61,07	3,70	0,000
			B	-2,17	64,74	-0,23	0,821	-10,44	42,32	-1,67	0,101
			C	-16,96	70,67	-1,15	0,262	-31,74	73,96	-2,06	0,052
$t_{\text{wyhamowania}}$ [ms]	prostowniki	P	A	32,26	86,36	2,94	0,005	26,29	148,16	1,40	0,167
			B	1,74	95,55	0,12	0,902	-4,35	81,34	-0,36	0,719
			C	-55,65	88,98	-3,00	0,007	-13,48	99,71	-0,65	0,524
		L	A	23,23	102,95	1,78	0,081	20,81	144,36	1,13	0,261
			B	18,48	82,84	1,51	0,137	7,39	92,22	0,54	0,589
			C	-58,70	97,48	-2,89	0,009	5,65	95,53	0,28	0,779
	zginacze	P	A	13,07	83,46	1,23	0,222	2,90	80,70	0,28	0,778
			B	5,65	47,73	0,80	0,426	4,35	52,65	0,56	0,578
			C	14,35	45,31	1,52	0,143	23,04	49,12	2,25	0,035
		L	A	9,19	69,69	1,04	0,303	10,00	81,28	0,97	0,336
			B	6,52	55,02	0,80	0,426	2,39	55,31	0,29	0,771
			C	16,96	58,89	1,38	0,181	25,22	53,08	2,28	0,033

Tabela XXVIII. cd.

Cecha	Mięśnie	Staw	Grupa	Badanie 1-2							
				prędkość 60°/s		t-Studenta		prędkość 180°/s		t-Studenta	
				\bar{x}	s	t	p	\bar{x}	s	t	p
$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń [Nm]	prostowniki	P	A	-9,50	11,80	-6,34	0,000	-3,79	5,17	-5,78	0,000
			B	-5,81	15,77	-2,50	0,016	-2,88	8,67	-2,26	0,029
			C	12,58	17,59	3,43	0,002	2,35	8,97	1,26	0,222
		L	A	-7,05	10,74	-5,17	0,000	-3,04	6,30	-3,80	0,000
			B	-5,62	21,09	-1,81	0,077	-2,40	9,94	-1,64	0,109
			C	13,28	18,29	3,48	0,002	2,80	8,12	1,65	0,113
	zginacze	P	A	-5,24	6,76	-6,10	0,000	-3,64	6,78	-4,22	0,000
			B	-4,10	9,98	-2,79	0,008	-2,38	7,56	-2,14	0,038
			C	5,83	12,86	2,17	0,041	2,49	8,21	1,45	0,160
		L	A	-5,43	7,39	-5,78	0,000	-2,67	7,22	-2,91	0,005
			B	-4,31	9,74	-3,00	0,004	-3,00	8,59	-2,37	0,022
			C	5,38	12,97	1,99	0,059	2,04	7,18	1,36	0,187
Stosunek mięśni	prostowniki/ zginacze	P	A	-0,72	8,86	-0,64	0,524	-4,08	12,54	-2,56	0,013
			B	-1,97	12,98	-1,03	0,308	-1,49	16,71	-0,61	0,548
			C	1,10	14,02	0,38	0,711	2,42	16,15	0,72	0,480
		L	A	-2,27	9,31	-1,92	0,060	-2,04	13,76	-1,17	0,247
			B	-0,48	10,72	-0,31	0,761	-4,94	18,11	-1,85	0,071
			C	1,49	15,55	0,46	0,650	1,28	13,16	0,47	0,645

Tabela XXIX. Wyniki korelacji między zmianami badaniowymi parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Grupa	Czas M_{\max}	$M_{0,18 \text{ s max}}$ powtórzeń	L_{\max} powtórzeń	$N_{\text{średnia}}$	$t_{\text{przyspieszenia}}$	$t_{\text{wyhamowania}}$	$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń
M_{\max}	prostowniki	90	A	-0,18	0,68	0,70	0,72	-0,46	0,11	0,95
			B	0,07	0,16	0,41	0,29	0,03	0,17	0,67
			C	0,10	0,54	0,75	0,81	-0,66	-0,57	0,88
		120	A	-0,20	0,65	0,79	0,78	-0,38	0,21	0,97
			B	0,13	0,51	0,60	0,53	-0,07	0,01	0,71
			C	0,00	0,61	0,78	0,80	-0,49	-0,36	0,80
	zginacze	90	A	-0,15	0,55	0,69	0,77	-0,46	0,17	0,94
			B	0,08	0,22	0,66	0,61	0,08	-0,03	0,85
			C	-0,27	0,18	0,47	0,61	-0,28	-0,27	0,88
		120	A	-0,38	0,34	0,64	0,69	-0,28	-0,04	0,96
			B	0,09	0,20	0,37	0,34	-0,28	0,40	0,78
			C	0,02	0,08	0,36	0,43	0,41	0,01	0,88
Czas M_{\max}	prostowniki	90	A		-0,48	-0,19	-0,33	0,41	0,32	-0,22
			B		-0,44	-0,32	-0,38	0,45	0,08	-0,04
			C		-0,22	0,28	0,05	-0,18	0,28	0,12
		120	A		-0,55	-0,02	-0,24	0,51	0,17	-0,17
			B		-0,44	-0,20	-0,23	0,40	0,11	0,17
			C		-0,29	0,05	-0,07	0,12	0,35	0,17
	zginacze	90	A		-0,54	-0,14	-0,26	0,51	0,47	-0,09
			B		-0,36	0,16	0,02	0,41	0,07	0,16
			C		-0,42	-0,49	-0,64	0,62	0,41	-0,29
		120	A		-0,56	-0,41	-0,53	0,50	0,33	-0,38
			B		-0,46	-0,06	-0,21	0,61	0,00	-0,00
			C		-0,54	0,20	-0,07	0,19	0,10	0,01
$M_{0,18 \text{ s max}}$ powtórzeń	prostowniki	90	A			0,71	0,83	-0,69	-0,27	0,69
			B			0,50	0,60	-0,47	-0,14	0,07
			C			0,61	0,69	-0,45	-0,21	0,50
		120	A			0,66	0,79	-0,74	-0,17	0,62
			B			0,79	0,73	-0,55	-0,11	0,35
			C			0,79	0,86	-0,57	-0,18	0,46
	zginacze	90	A			0,48	0,66	-0,66	-0,22	0,57
			B			0,01	0,27	-0,63	0,48	0,08
			C			0,25	0,29	-0,42	0,11	0,04
		120	A			0,30	0,59	-0,70	-0,15	0,33
			B			0,27	0,46	-0,62	0,28	0,30
			C			-0,11	0,15	-0,29	0,03	0,02

Tabela XXIX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s \text{ max}}$ powtórzeń	L_{max} powtórzeń	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń	
L_{max} powtórzeń	prostowniki	90	A				0,93	-0,57	-0,08	0,76	
			B				0,91	-0,29	-0,32	0,44	
			C				0,96	-0,56	-0,14	0,74	
		120	A				0,94	-0,45	0,08	0,82	
			B				0,95	-0,43	-0,26	0,53	
			C				0,98	-0,61	-0,07	0,83	
	zginacze	90	A				0,92	-0,48	-0,03	0,75	
			B				0,86	0,11	-0,10	0,78	
			C				0,90	-0,51	-0,12	0,47	
		120	A				0,91	-0,31	-0,21	0,68	
			B				0,91	-0,20	0,02	0,60	
			C				0,86	-0,03	-0,12	0,50	
$N_{średnia}$	prostowniki	90	A					-0,67	-0,27	0,79	
			B					-0,37	-0,56	0,32	
			C					-0,58	-0,31	0,81	
		120	A						-0,59	-0,12	0,79
			B						-0,45	-0,49	0,45
			C						-0,63	-0,20	0,80
	zginacze	90	A						-0,59	-0,06	0,86
			B						-0,20	-0,03	0,72
			C						-0,61	-0,20	0,66
		120	A						-0,55	-0,24	0,73
			B						-0,36	-0,01	0,63
			C						-0,19	-0,37	0,55
$t_{przyspieszenia}$	prostowniki	90	A						0,57	-0,49	
			B						0,15	-0,27	
			C						0,25	-0,54	
		120	A							0,32	-0,35
			B							0,18	0,12
			C							0,28	-0,49
	zginacze	90	A							0,10	-0,47
			B							-0,36	0,18
			C							0,19	-0,28
		120	A							0,25	-0,33
			B							-0,17	-0,27
			C							0,12	0,31

Tabela XXIX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s \text{ max}}$ powtórzeń	L_{max} powtórzeń	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń	
$t_{wyhamowania}$	prostowniki	90	A							0,07	
			B							0,13	
			C							-0,59	
		120	A								0,25
			B								0,09
			C								-0,10
	zginacze	90	A								0,16
			B								-0,10
			C								-0,26
		120	A								-0,02
			B								0,35
			C								-0,09

Tabela XXX. Wyniki korelacji między zmianami międzybadanowymi parametrów prędkościowo-siłowych mięśni działających na stawy kolanowe w grupach treningowych (współczynniki korelacji statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ oznaczono grubszym drukiem)

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s \max}$ powtórzeń	L_{\max} powtórzeń	$N_{\text{średnia}}$	$t_{\text{przyspieszenia}}$	$t_{\text{wyhamowania}}$	$M_{\text{średni}}$ wszystkich powtórzeń
M_{\max}	prostowniki	60	P	A	-0,26	0,23	0,77	0,85	-0,11	-0,33	0,92
				B	0,07	0,23	0,52	0,80	-0,15	-0,23	0,81
				C	-0,30	0,31	0,74	0,86	0,02	-0,31	0,91
			L	A	-0,34	0,14	0,57	0,78	0,17	-0,05	0,95
				B	-0,36	0,44	0,76	0,92	-0,29	-0,28	0,92
				C	-0,46	0,62	0,87	0,86	-0,14	-0,18	0,95
		180	P	A	-0,06	0,19	0,67	0,58	0,03	-0,21	0,86
				B	0,41	0,34	0,73	0,74	-0,17	-0,08	0,92
				C	-0,07	0,34	0,89	0,89	-0,11	-0,17	0,93
			L	A	-0,10	0,49	0,55	0,55	-0,15	-0,08	0,92
				B	-0,10	0,54	0,83	0,80	-0,37	-0,04	0,94
				C	-0,07	0,30	0,78	0,77	0,26	0,04	0,95
	zginacze	60	P	A	-0,23	0,38	0,82	0,83	-0,24	0,01	0,94
				B	-0,26	0,33	0,86	0,89	-0,05	0,08	0,89
				C	-0,60	0,52	0,93	0,96	-0,56	0,09	0,97
			L	A	-0,47	0,57	0,83	0,91	-0,41	0,00	0,93
				B	-0,36	0,59	0,85	0,90	-0,41	-0,08	0,90
				C	-0,50	0,75	0,88	0,92	-0,35	0,21	0,88
		180	P	A	-0,03	0,42	0,57	0,57	-0,42	0,54	0,87
				B	-0,02	0,57	0,77	0,75	-0,46	0,02	0,89
				C	-0,49	0,68	0,84	0,85	-0,56	-0,19	0,90
			L	A	-0,16	0,41	0,74	0,77	-0,38	0,27	0,95
				B	-0,19	0,52	0,70	0,66	-0,45	0,10	0,86
				C	-0,36	0,75	0,76	0,77	-0,39	-0,01	0,90

Tabela XXX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s, max}$ powtórzenia	L_{max} powtórzenia	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń
Czas M_{max}	prostowniki	60	P	A		-0,61	-0,12	-0,29	0,58	-0,10	-0,28
				B		-0,55	0,23	0,07	0,43	0,25	0,04
				C		-0,53	0,04	-0,11	0,60	0,53	-0,08
			L	A		-0,65	0,05	-0,28	0,54	-0,01	-0,25
				B		-0,47	-0,14	-0,36	0,34	0,04	-0,33
				C		-0,59	-0,21	-0,27	0,35	0,51	-0,39
		180	P	A		-0,61	-0,12	-0,15	0,60	-0,04	-0,14
				B		-0,44	0,38	0,21	0,40	0,03	0,32
				C		-0,73	-0,05	-0,22	0,74	0,35	-0,07
			L	A		-0,57	-0,11	-0,19	0,52	0,04	-0,11
				B		-0,66	-0,09	-0,22	0,56	0,21	-0,07
				C		-0,68	-0,24	-0,30	0,34	0,19	-0,10
	zginacze	60	P	A		-0,58	-0,30	-0,43	0,38	0,36	-0,29
				B		-0,63	-0,10	-0,39	0,67	0,22	-0,20
				C		-0,52	-0,53	-0,61	0,47	0,15	-0,61
			L	A		-0,59	-0,37	-0,52	0,52	0,01	-0,42
				B		-0,56	-0,35	-0,41	0,50	0,05	-0,24
				C		-0,66	-0,44	-0,48	0,46	0,11	-0,38
		180	P	A		-0,39	-0,43	-0,42	0,38	0,10	-0,15
				B		-0,44	-0,06	-0,17	0,30	-0,01	-0,07
				C		-0,74	-0,55	-0,63	0,77	0,48	-0,39
			L	A		-0,55	-0,41	-0,40	0,54	-0,01	-0,23
				B		-0,64	-0,42	-0,49	0,47	0,31	-0,26
				C		-0,63	-0,65	-0,62	0,77	-0,07	-0,45

Tabela XXX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s, max}$ powtórzeń	L_{max} powtórzeń	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń
$M_{0,18 s, max}$ powtórzeń	prostowniki	60	P	A			0,21	0,33	-0,88	0,01	0,27
				B			0,21	0,31	-0,86	-0,21	0,33
				C			0,19	0,27	-0,72	-0,22	0,19
			L	A			0,17	0,35	-0,74	-0,08	0,09
				B			0,34	0,50	-0,81	-0,09	0,50
				C			0,61	0,64	-0,72	-0,20	0,58
		180	P	A			0,25	0,24	-0,85	0,06	0,23
				B			0,23	0,35	-0,68	-0,11	0,34
				C			0,20	0,41	-0,89	-0,30	0,27
			L	A			0,37	0,39	-0,83	0,02	0,45
				B			0,53	0,57	-0,87	-0,06	0,50
				C			0,46	0,51	-0,55	-0,20	0,31
	zginacze	60	P	A			0,39	0,55	-0,32	-0,05	0,39
				B			0,11	0,42	-0,58	-0,24	0,27
				C			0,47	0,62	-0,48	-0,23	0,46
			L	A			0,39	0,61	-0,52	-0,00	0,53
				B			0,62	0,67	-0,62	-0,23	0,53
				C			0,70	0,80	-0,55	0,09	0,59
		180	P	A			0,51	0,55	-0,68	0,36	0,53
				B			0,48	0,49	-0,76	0,05	0,55
				C			0,61	0,71	-0,78	-0,35	0,51
			L	A			0,61	0,65	-0,68	0,18	0,48
				B			0,59	0,61	-0,77	-0,13	0,49
				C			0,74	0,78	-0,61	0,08	0,78

Tabela XXX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s, max}$ powtórzeń	L_{max} powtórzeń	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń
L_{max} powtórzeń	prostowniki	60	P	A				0,84	-0,08	-0,37	0,83
				B				0,66	-0,25	-0,05	0,65
				C				0,92	0,05	-0,22	0,90
			L	A				0,74	0,05	-0,22	0,62
				B				0,85	-0,10	-0,01	0,84
				C				0,92	-0,15	0,01	0,92
		180	P	A				0,90	-0,04	-0,59	0,68
				B				0,91	-0,06	-0,01	0,78
				C				0,91	-0,04	-0,17	0,94
			L	A				0,90	-0,14	-0,51	0,54
				B				0,89	-0,42	-0,12	0,80
				C				0,90	-0,09	0,01	0,80
	zginacze	60	P	A				0,89	-0,29	0,08	0,88
				B				0,84	-0,01	0,17	0,87
				C				0,96	-0,57	0,19	0,97
			L	A				0,91	-0,38	0,18	0,92
				B				0,92	-0,44	0,01	0,85
				C				0,96	-0,24	0,27	0,78
		180	P	A				0,97	-0,43	0,12	0,78
				B				0,95	-0,33	0,03	0,84
				C				0,98	-0,65	-0,12	0,92
			L	A				0,97	-0,40	0,01	0,79
				B				0,96	-0,43	-0,16	0,83
				C				0,98	-0,66	0,08	0,88

Tabela XXX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s, max}$ powtórzeń	L_{max} powtórzeń	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń	
$N_{średnia}$	prostowniki	60	P	A					-0,21	-0,38	0,92	
				B					-0,29	-0,47	0,88	
				C					0,04	-0,27	0,95	
			L	A					-0,02	-0,26	0,82	
				B					-0,28	-0,22	0,96	
				C					-0,22	-0,18	0,91	
		180	P	A						-0,08	-0,79	0,54
				B					-0,09	-0,28	0,80	
				C					-0,21	-0,40	0,88	
			L	A					-0,14	-0,69	0,50	
				B					-0,40	-0,40	0,77	
				C					-0,03	-0,29	0,76	
	zginacze	60	P	A					-0,34	-0,01	0,92	
				B					-0,20	-0,04	0,93	
				C					-0,60	0,06	0,97	
			L	A					-0,47	0,05	0,96	
				B					-0,42	-0,18	0,92	
				C					-0,29	0,14	0,80	
		180	P	A						-0,44	0,11	0,79
				B					-0,39	-0,09	0,83	
				C					-0,70	-0,20	0,89	
			L	A					-0,41	0,03	0,81	
				B					-0,47	-0,23	0,82	
				C					-0,64	-0,02	0,90	

Tabela XXX. cd.

Cecha	Mięśnie	Prędkość [°/s]	Staw	Grupa	Czas M_{max}	$M_{0,18 s, max}$ powtórzeń	L_{max} powtórzeń	$N_{średnia}$	$t_{przyspieszenia}$	$t_{wyhamowania}$	$M_{średni}$ wszystkich powtórzeń		
$t_{przyspieszenia}$	prostowniki	60	P	A						-0,01	-0,12		
				B						0,16	-0,31		
				C						0,25	0,09		
			L	A							0,00	0,21	
				B							-0,01	-0,27	
				C							0,03	-0,13	
		180	P	A							-0,11	-0,03	
				B							0,09	-0,16	
				C							0,25	-0,10	
			L	A							-0,15	-0,16	
				B							-0,02	-0,41	
				C							0,13	0,16	
	zginacze	60	P	A							0,11	-0,27	
				B							0,21	-0,15	
				C							-0,20	-0,60	
			L	A								0,04	-0,43
				B								-0,02	-0,33
				C								-0,18	-0,24
		180	P	A								-0,49	-0,52
				B								-0,17	-0,50
				C								0,09	-0,52
			L	A								-0,33	-0,45
				B								0,02	-0,40
				C								-0,30	-0,49

Piśmiennictwo

- Adach Z., Jaskólska A., Brzenczek W., Kisiel K., Jaskólski A. (2001) Wpływ wieku na szybkość narastania siły i relaksacji zginaczy stawu łokciowego. „Wychowanie Fizyczne i Sport”, 1, 65–77.
- Adach Z., Jaskólski A. (2002) Wydolność fizyczna osób w wieku średnim i starszym. [W:] A. Jaskólski (red.) Podstawy fizjologii wysiłku fizycznego z zarysem fizjologii człowieka. AWF, Wrocław, 333–358.
- Adams K.J., Szwanek A.M., Bernard K.L., Brening J.M., Sevene-Adams P.G. (2000) Safety of maximal power, strength and endurance testing in older African American women. „Journal of Aging and Physical Activity”, 14, 254–260.
- Alexander M.J. (1990) Peak torque values for antagonist muscle groups and concentric and eccentric contraction types for elite sprinters. „Archives of Physical Medicine and Rehabilitation”, 71, 334–338.
- Alfredson H., Nordstrom P., Lorentzon R. (1996) Total and regional bone mass in female soccer players. „Calcified Tissue International”, 59, 438–442.
- Aloia J.F., Vaswani A.N., Yeh J.K., Cohn S.H. (1988) Premenopausal bone mass is related to physical activity. „Archives of Internal Medicine”, 148, 121–123.
- Aniansson A., Grimby G., Rundgren A. (1980) Isometric and isokinetic quadriceps muscle strength in 70-year-old men and women. „Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine”, 12, 161–168.
- Ansved T., Edström L. (1991) Effects of age on fibre structure, ultrastructure and expression of desmin and spectrin in fast- and slow-twitch rat muscles. „Journal of Anatomy”, 174, 61–79.
- Aquino M.A., Leme L.E., Amatuzzi M.M., Grece J.M., Terreri A.S., Andrusaitis F.R., Nardelli J.C. (2002) Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. „Revista do Hospital das Clinicas”, 57, 131–134.
- Åstrand Per-O. (2000) Dłaczego wysiłek. „Medicina Sportiva”, 2, 83–100.
- Ayalon M., Barak Y., Rubinstein M. (2002) Qualitative analysis of the isokinetic moment curve of the knee extensors. „Isokinetic and Exercise Science”, 10, 145–151.
- Badurski J.E. (1999) Standardy postępowania w osteoporozie. Zalecenia Polskiej Fundacji Osteoporoz. „Medycyna po Dyplomie”, wyd. spec. grudzień, 121–124.
- Balde A., Figueras J., Hawking D.A., Miller J.R. (2003) Physician advice to the elderly about physical activity. „Journal of Aging and Physical Activity”, 11, 90–97.
- Baltzopoulos V., Brodie D.A. (1989) Isokinetic dynamometry, applications and limitations. „Sports Medicine”, 8, 101–116.
- Bańka A. (2000) Poczucie jakości życia osób starszych. „Ergonomia”, 1–2, 11–24.
- Baron R. (1995) Normative data for muscle strength in relation to age, knee angle and velocity. „Wiener Medizinische Wochenschrift”, 22, 600–606.
- Bartkowiakowa A. (1978) Opis merytorycznych programów statystycznych. Uniwersytet Wrocławski, Wrocław.
- Bassey E.J. (1997) Measurement of muscle strength and power. „Muscle and Nerve”, suppl. 5, 44–46.

- Beiseigel J.M. (2000) Body composition and bone mineral density in moderately active young adult females with normal body mass index. „Journal of Bone Mineral Research”, 15, suppl. 1, 335–340.
- Bemben M.G., McCalip G.A. (1999) Strength and power relationships as a function of age. „Journal of Strength and Conditioning Research”, 4, 330–338.
- Binder D., Brown-Cross D., Shamus E., Davies G. (2001) Peak torque, total work, and power values when comparing individuals with Q-angle differences. „Isokinetic and Exercise Science”, 9, 27–30.
- Black D.M., Steinbuch M., Palermo L., Dargent-Molina P., Lindsay R., Hoseyni M.S., Johnell O. (2001) An assessment tool for predicting fracture risk in postmenopausal women. „Osteoporosis International”, 12, 519–528.
- Bober T., Hay J.G. (1990) Topografia siły mięśni kończyn człowieka. „Wychowanie Fizyczne i Sport”, 3, 3–23.
- Bober T., Zawadzki J. (2003) Biomechanika układu ruchu człowieka. AWF, Wrocław.
- Boonyarratevej N., Suriyawongpaisal P., Takkinsatien A., Wanvarie S., Rajatanavin R., Apiyasawat P. (2001) Physical activity and risk factors for hip fractures in Thai women. „Osteoporosis International”, 12, 244–248.
- Borges O. (1989) Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20–70. „Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine”, 21, 45–53.
- Bravo G., Gauthier P., Royet P.M., Payette H., Gaulin P., Harvey M., Peloquin L., Dubois M.F. (1996) Impact of a 12-month exercise program on the physical and psychological health of osteopenic women. „Journal of the American Geriatrics Society”, 44, 756–762.
- Brocklehurst J.C., Allen S.C. (1991) Zarys medycyny geriatrycznej. Podręcznik dla studentów. PZWL, Warszawa.
- Brooke-Wavell K., Jones P.R.M., Hardman A.E. (1997) Brisk walking reduces calcaneal bone loss in post-menopausal women. „Clinical Science”, 92, 75–80.
- Brooks S.V., Faulkner J.A. (1994) Skeletal muscle weakness in old age: underlying mechanisms. „Medicine and Science in Sports and Exercise”, 26, 432–439.
- Brörmann A. (1999) Bestimmung der isokinetischen Maximalkraft von Rumpffextensoren und Rumpfflexoren anhand ausgewählter Parameter. DSHS, Köln.
- Bukowska D., Zguczyński L., Ostrowska A. (1998, 1999) Zmiany w ośrodkowym układzie nerwowym związane z procesem starzenia. „Roczniki Naukowe AWF w Poznaniu”, 47–48, 165–178.
- Calmes P., Minaire P. (1995) The value of the agonist/antagonist muscle pairs ratio in rehabilitation. „Disability and Rehabilitation”, 17, 265–276.
- Calmels P., Nellen M., Van Den Borne I., Jourdin P., Minaire P. (1997) Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee and ankle in a sample population of healthy subjects. „Archives of Physical Medicine and Rehabilitation”, 78, 1224–1230.
- Capranica L., Battenti M., Demarie S., Figura F. (1998) Reliability of isokinetic knee extension and flexion strength testing in elderly women. „Journal of Sports Medicine and Physical Fitness”, 38, 169–176.
- Carry M.R., Horan S.E.H., Reed S.M., Farrell R.V. (1993) Structure, innervation, and age-associated changes of mouse forearm muscles. „Anatomical Record”, 237, 345–357.
- Cavani V., Mier C.M., Musto A.A., Tummers N. (2002) Effects of a 6-week resistance-training program on functional fitness of older adults. „Journal of Aging and Physical Activity”, 10, 443–452.
- Cech T.R. (1994) Chromosome and games. „Science”, 266 387–388.

- Celichowski J. (1999) Wpływ starzenia się organizmu na cechy i czynność jednostek ruchowych. „Roczniki Naukowe AWF w Poznaniu”, 48, 153–164.
- Cerami C., Vlassara H., Brownlee M. (1987) Glucose and aging. „Scientific American”, 5, 82–88.
- Chabros E., Charzewska J., Rogalska-Niedźwiedz M. (1998) Zmiany wskaźników antropometrycznych stanu odżywienia osób w wieku podeszłym z Warszawy w czasie 5 lat. „Żywnienie Człowieka i Metabolizm”, 1, 3–15.
- Chmielewski D., Szulc W., Górecki A. (1997) Rola aktywności ruchowej i ćwiczeń fizycznych w zapobieganiu i leczeniu osteoporozy. „Medycyna Sportowa”, 71, 7–10.
- Chmura J., Nazar K., Kaciuba-Uściłko H. (1994) Choice reaction time during graded exercise in relation to blood lactate and plasma catecholamine threshold. „International Journal of Sports Medicine”, 15, 172–176.
- Ciszek E., Dworak A., Sosin P. (2000) Postępowanie usprawniające po złamaniach na tle osteoporozy. „Medicina Sportiva”, 1, 77–90.
- Clifford J.R. (1998) Osteoporoza. Zasady rozpoznawania i leczenia. Springer, PWN, Warszawa.
- Cooper C. (2001) Cryotherapy in general practice. „Practitioner”, 245, 954–956.
- Curl W.W., Smith B.P., Marr A., Rosencrance E., Holden M., Smith T.L. (1997) The effect of contusion and cryotherapy on skeletal muscle microcirculation. „Journal of Sports Medicine and Physical Fitness”, 37, 279–286.
- Davies C.T.M., Wemyss-Holden J., Young K. (1984) Measurement of short term power output: comparison between cycling and jumping. „Ergonomics”, 27, 285–296.
- Davies M.J., Dalsky G.P. (1997) Normalizing strength for body size differences in older adults. „Medicine and Science in Sports and Exercise”, 29, 713–717.
- Dawson-Hughes B., Jacques P., Shipp C. (1987) Bone density of the radius, spine and hip in relation to percent ideal body weight in postmenopausal women. „Calcified Tissue International”, 40, 310–314.
- Dąbrowska A., Jaszczuk J., Wit A. (1992) Wartości maksymalnych momentów sił mięśniowych mierzonych w warunkach statycznych. [W:] A. Wit (red.) Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca. Prace i Materiały Instytutu Sportu. PWN, Warszawa.
- DeGroot C.P., Hautvast M.D., Van Staveren W.A. (1992) Nutritional and health of elderly people on Europe: The Euronut-Seneca Study. „Nutrition Reviews”, 50, 185–190.
- DeGroot C.P., Perdigao A.L., Deurenberg P. (1996) Longitudinal changes in anthropometrics of elderly Europeans. „European Journal of Clinical Nutrition”, 50, suppl. 2, 9–15.
- Delarue J., Constans T., Malvy D., Pradignac A., Couet C., Lamisse F. (1994) Anthropometric values in an elderly French population. „British Journal of Nutrition”, 71, 2, 295–300.
- DeVita P., Hortobagyi T., Money J., Barrier J. (1998) Redistribution of joint torques and powers with age. Proceedings of NACOB 98, Third North America Congress on Biomechanics, August 14–18, Waterloo, Canada.
- Dice J.F. (1993) Cellular and molecular mechanisms of aging. „Physiological Reviews”, 73, 149–159.
- Doherty T.J., Vandervoort A.A., Brown W.F. (1993) Effects of aging on the motor unit: a brief review. „Journal of Applied Physiology”, 18, 331–358.
- Ďoubal S., Klemra P. (1999) Metody verifikace teorii starnuti. „Československa Fysiologie”, 48, 171–176.
- Drabik J. (1996) Aktywność fizyczna w treningu zdrowotnym osób dorosłych. Cz. II. AWF, Gdańsk.
- Drozdowski Z. (1977) Biologiczny rozwój człowieka. Wybrane zagadnienia. Skrypty, AWF, Poznań, 102.

- Drygas W. (2003) Trening zdrowotny: bilans pięćdziesięciu lat. Czy znamy odpowiedzi na najważniejsze pytania? „Medicina Sportiva”, 7, 9–14.
- Dutka J., Morawiecki P. (1997) Złamania w osteoporozie jako problem społeczno-ekonomiczny i terapeutyczny. „Przegląd Lekarski”, 54, 194–200.
- Dvir Z. (1997) Differentiation of submaximal from maximal trunk extension effort: an isokinetic study using a new testing protocol. „Spine”, 22, 2672–2676.
- Dvir Z., Keating J. (2001a) Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. „Clinical Biomechanics”, 16, 627–630.
- Dvir Z., Keating J. (2001b) Identifying feigned isokinetic trunk extension effort in normal subjects: an efficiency study of the DEC. „Spine”, 26, 1046–1051.
- Dworak A., Ciszek E., Sosin P. (1999) Ćwiczenia ruchowe – znaczenie w profilaktyce i leczeniu osteoporozy. „Medicina Sportiva”, suppl. 2, 61–72.
- Ellenbecker T.S. (1992) Shoulder internal and external rotation strength and range of motion of highly skilled junior tennis players. „Isokinetic and Exercise Science”, 2, 65–72.
- Enoka R. (1988) Muscle strength and its development. New perspectives. „Sports Medicine”, 6, 146–168.
- Ertungealp E., Sevisoglu H., Erel C.T., Senturk L.M., Gezer A. (1999) Changes in bone mineral density with age, menopausal status and body mass index in Turkish women. „Climacteric”, 2, 45–51.
- Espallargues M., Sampietro-Colom L., Estrada M.D., Solá M., Del Río L., Setoain J., Granados A. (2001) Identifying bone-mass related risk factors for fracture to guide bone densitometry measurements: a systematic review of the literature. „Osteoporosis International”, 12, 811–822.
- Etnie J.L., Sibley B.A., Pomeroy J., Kao J.C. (2003) Components of response time as a function of age, physical activity, and aerobic fitness. „Journal of Aging and Physical Activity”, 11, 319–332.
- Ettinger M.P. (2003) Aging bone and osteoporosis: strategies for preventing fractures in the elderly. „Archives of Internal Medicine”, 163, 2237–2246.
- Felder H. (1999) Isokinetik in Sport und Therapie. Pflaum, München.
- Fidelus K. (1977) Zarys biomechaniki ćwiczeń fizycznych. AWF, Warszawa.
- Fielding R., Evans W. (1997) Aging and the acute phase response to exercise: implications for the role of systemic factors on skeletal muscle protein turnover. „International Journal of Sports Medicine”, 1, 22–27.
- Fischer B. (2000) Reliabilität von isokinetischen Knie- und Rückenmessungen bei Patienten mit lumbalen Rückenbeschwerden und Normalpersonen unter Verwendung des CYBEX Norm System. Dissertation, Otto von Guericke Universität, Magdeburg.
- Fitzsimmons A., Freundlich B., Bonner F. (1998) Osteoporoza i rehabilitacja. „Rehabilitacja Medyczna”, 2, 81–105.
- Floyd R.A. (1991) Oxidative damage to behavior during aging. „Science”, 254, 1597.
- Foronciewicz B., Mucha K., Zagożdżon R., Pączek L. (2001) Zmiany zachodzące w układzie immunologicznym wraz z wiekiem. „Gerontologia Polska”, 9, 3–6.
- Frost H.M. (1997a) Osteoporosis treatment: Quo Vadis? (A brief overview). „Medicina Sportiva (Buenos Aires)”, 57, suppl. 1, 119–126.
- Frost H.M. (1997b) On our age-related bone loss: insights from a new paradigm. „Journal of Bone and Mineral Research”, 12, 1539–1546.
- Furdal S. (1989) Modelowanie statystyczne w badaniach empirycznych. Prace i Materiały XXX. Instytut Sportu, Warszawa.

- Gawroński W. (2003) Miejscowe zastosowanie zimna w leczeniu i rehabilitacji stanów pourazowych oraz chorób narządu ruchu. „Rehabilitacja Medyczna”, 7, 56–62.
- Gibas M., Mądry E. (2002) Somatopauza – efekt obniżonego wydzielania hormonu wzrostu w przebiegu procesu starzenia. „Gerontologia Polska”, 10, 111–114.
- Głuszko P., Istrati J., Suszko R., Löwenhoff T., Iwaniec T. (2003) Zmiany w układzie krzepnięcia krwi i fibrynolizy u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów poddanych zabiegom w komorze kriogenicznej. „Rehabilitacja Medyczna”, 7, 72–75.
- Głuszko P., Korkosz M. (2000) Prewencja, diagnostyka i leczenie osteoporozy. „Rehabilitacja Medyczna”, 1, 92–103.
- Goldstein A. (1990) Gerontology research comes of age. „Science”, 250, 622–625.
- González-Camarena R., Carrasco-Sosa S., Ramón-Ramos R., Gaitán-González M.J., Medina-Banuelos V., Azpiroz-Leehan J. (2000) Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variability. „Medicine and Science in Sports and Exercise”, 32, 1719–1728.
- Grabiner M.D., Kasprisin J.E. (1994) Paraspinal precontraction does not enhance isokinetic trunk extension performance. „Spine”, 19, 1950–1955.
- Grottel K., Celichowski J. (2000) Organizacja mięśnia i sterowanie ruchem. Podręczniki 43. AWF, Poznań.
- Guralnik J.M., Leveille S., Volpato S., Marx M.S., Cohen-Mansfield J. (2003) Targeting high-risk older adults into exercise programs for disability prevention. „Journal of Aging and Physical Activity”, 11, 219–228.
- Gwóźdź B. (2000) Inwolucja możliwości fizycznych w funkcji wieku. „Ergonomia”, 1–2, 45–55.
- Hagood S., Solomonow M., Baratta R., Zhou B.H., D'Ambrosia R. (1990) The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. „American Journal of Sports Medicine”, 18, 182–187.
- Häkkinen K. (1998) Neuromuscular adaptation to strength training in middle-aged and elderly men and women. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.
- Häkkinen K., Alen M., Kallinen M. (1998a) Muscle CSA, force production, and activation of leg extensors during isometric and dynamic actions in middle-aged and elderly men and women. „Journal of Aging and Physical Activity”, 6, 232–247.
- Häkkinen K., Hannonen P., Sokka T., Häkkinen K. (1998b) Effects of prolonged resistance training of force production of different muscle groups in patients with rheumatoid arthritis. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.
- Häkkinen K., Kraemer W.J., Kallinen M., Linnamo V., Pastinen U.M., Newton R.U. (1996) Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. „Journal of Gerontology Series A – Biological Sciences and Medical Sciences”, 51, 21–29.
- Harman D. (1992) Free radical theory of aging: history. „Emser Hefte”, 62, 1–10.
- Harman D. (1998) Aging: phenomena and theories. „Annals of the New York Academy of Science”, 854, 1–7.
- Hatori M., Hasegawa A., Adachi H., Shinozaki A., Hayashi R., Okano H., Mizunuma H., Murata H. (1993) The effects of walking at the anaerobic threshold level on vertebral bone loss in postmenopausal women. „Calcified Tissue International”, 52, 411–414.
- Hayflick L. (1985) Theories of biological aging. „Experimental Gerontology”, 20, 145–159.
- Heikkinen J., Kurttila-Matero E., Kylönen E., Vuori J., Takala T., Väänänen H.K. (1991) Moderate exercise does not enhance the positive effect of estrogen on bone mineral density in postmenopausal women. „Calcified Tissue International”, 49, 83–84.

- Heinonen A., Kannus P., Sievanen H., Oja P., Pasanen M., Rinne M., Uusi-Rasi K., Vuori I. (1996) Randomized controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. „Lancet”, 348, 1343–1347.
- Heinrich C.H., Going S.B., Pamerter R.W. (1990) Bone mineral content of cyclically menstruating female resistance and endurance trained athletes. „Medicine and Science in Sports and Exercise”, 22, 558–563.
- Heitkamp H.C., Horstmann T., Mayer F., Weller J., Dickhut H. (2001) Balance training in men and women: Effect on knee extensors and flexors. „Isokinetic and Exercise Science”, 9, 41–44.
- Hill A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic contents of muscle. Proceedings of Royal Society London, 126, 135–195.
- Hofecker G., Niedermüller H., Skalicky M. (1991) Assessment of modification of the rate of aging. „Archives of Gerontology and Geriatrics”, 12, 273–276.
- Holland G.J., Tanaka K., Shigematsu R. (2002) Flexibility and physical functions of older adults: a review. „Journal of Aging and Physical Activity”, 2, 169–206.
- Holm I., Friis A., Brox J.I., Gunderson R., Steel H. (2000) Minimal influence of facet joint anesthesia on isokinetic muscle performance in patients with chronic degenerative low back disorders. „Spine”, 25, 2091–2094.
- Holm I., Ludvigsen P., Stegn H. (1994) Isokinetic hamstring/quadriceps ratios: normal values and reproducibility in sport students. „Isokinetic and Exercise Science”, 4, 141–145.
- Ignasiak Z., Sławińska T. (1993) Akceleracja rozwoju i zmiany sekularne cech morfologicznych młodzieży wrocławskiej. „Przegląd Antropologiczny”, 56, 109–113.
- Iki M., Saito Y., Dohi Y. (2002) Greater trunk muscle torque reduces postmenopausal bone loss on the spine independently of age, body size, and vitamin D receptor genotype in Japanese women. „Calcified Tissue International”, 71, 300–307.
- Inoue T., Kushida K., Kobayashi G., Mahida A., Yamazaki K. Sugiyama E., Watanabe H. (1993) Exercise therapy for osteoporosis. „Osteoporosis International”, 3, suppl. 1, 166–168.
- Jabłoński L., Wysokińska-Miszczuk J. (2000) Podstawy gerontologii i wybrane zagadnienia z geriatry. Czelej, Lublin.
- Janiszewski M. (2003) Trening zdrowotny osób dorosłych z dysfunkcją narządu ruchu. „Medicina Sportiva”, 7, 53–63.
- Jaruga E. (1994) Telomerowa hipoteza starzenia się komórek. „Postępy Biochemii”, 3, 161–165.
- Jegier A. (2003) Kwalifikacja lekarska do treningu zdrowotnego osób dorosłych. „Medicina Sportiva”, 7, 27–35.
- Jędrzejuk D. (1997) Zależność BMD kośćca obwodowego od BMI u kobiet. „Terapia”, 10, 59–63.
- Jopkiewicz A. (1996) Zagadnienia normy w badaniach nad procesem starzenia się. „Rocznik Świętokrzyski, Seria A, Nauki Humanistyczne”, 23, KTN, 51–53.
- Jurgowiak M., Oliński R. (1995) Wolne rodniki a starzenie się. „Kosmos”, 1, 71–88.
- Kabsch A. (2000) Niepełnosprawność jako wynik procesów starzenia. „Ergonomia”, 1–2, 57–77.
- Kabsch A. (2001) Niepełnosprawność towarzysząca procesom starzenia wyzwaniem dla fizjoterapii. „Fizjoterapia”, 3, 3–19.
- Kaczmarek M., Szwed A. (1997) A review of anthropological approaches to ageing. „Przegląd Antropologiczny”, 60, 35–46.
- Kaczmarek M., Szwed A. (1998) Koncepcja wieku biologicznego w różnych fazach ontogenezy człowieka. „Nowiny Lekarskie”, 67, 855–864.

- Kałamacka E. (2002) Z dziejów profilaktyki chorób wieku podeszłego. „Studia Humanistyczne”, 2, 153–162.
- Kamiński T. (1995) Osteoporoza a aktywność ruchowa. „Rocznik Naukowy AWF w Katowicach”, 23, 117–126.
- Kanis J.A., McCloskey E.V. (1996) Evaluation of the risk of hip fracture. „Bone”, 18, suppl. 3, 127–132.
- Kanis J.A., Johnell O., Oden A., Dawson A., DeLaet C., Jonsson B. (2001a) Ten year probabilities of osteoporotic fractures according to BMD and diagnostic thresholds. „Osteoporosis International”, 12, 989–995.
- Kanis J.A., Oden A., Johnell O., Jonsson B., De Laet C., Dawson A. (2001b) The burden of osteoporotic fractures: a method for setting intervention thresholds. „Osteoporosis International”, 12, 417–427.
- Kannus P., Beynonn B. (1993) Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. „International Journal of Sports Medicine”, 14, 422–426.
- Kaplan F. (1995) Prevention and management of osteoporosis. „Clinical Symposia”, 41, 47–51.
- Karlsson M.K., Obrant K.J., Nilsson B.E., Johnell O. (2000) Changes in bone mineral, lean body mass and fat content as measured by dual energy X-ray absorptiometry: a longitudinal study. „Calcified Tissue International”, 66, 97–99.
- Katz W. (1998) Osteoporoza. Rola ćwiczeń fizycznych w profilaktyce. „Medycyna po Dyplomie”, 7, 125–131.
- Kerr D., Mormon A., Dick I., Prince R. (1996) Exercise effects on bone mass in postmenopausal women are site-specific and load-dependent. „Journal of Bone Mineral Research”, 11, 218–225.
- Kędzior K., Niwiński W., Wit A. (1992) Pomiar momentów sił pojedynczych zespołów mięśniowych w warunkach dynamicznych. [W:] A. Wit (red.) Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca. Prace i Materiały Instytutu Sportu, PWN, Warszawa.
- Kirchner E.M., Lewis R.D., O'Connor P.J. (1996) Effect of past gymnastic participation on adult bone mass. „Journal of Applied Physiology”, 80, 226–232.
- Knapowski J. (2000) Patofizjologiczne podstawy procesu starzenia się ustroju. „Ergonomia”, 1–2, 31–44.
- Kohrt W.M., Ehsani A.A., Birge Jr S.J. (1997) Effects of exercise involving predominantly either joint-reaction or ground-reaction forces on bone mineral density in older women. „Journal of Bone Mineral Research”, 12, 1253–1261.
- Kohrt W.M., Snead D.B., Slatopolsky E., Birge S.J. (1995) Additive effects of weight-bearing exercise and estrogen on bone mineral density in older women. „Journal of Bone Mineral Research”, 10, 1303–1311.
- Koltyn K.F. (2002) Using physical activity to manager pain in older adults. „Journal of Aging and Physical Activity”, 10, 226–239.
- Komi P.V. (1979) Neuromuscular performance: factors influencing force and speed production. „Scandinavian Journal of Sports Science”, 1, 2–15.
- Komi P.V. (1986) Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic and mechanical factors. „International Journal of Sports Medicine”, 7, suppl., 10–15.
- Konferencja Narodowych Instytutów Zdrowia na Temat Profilaktyki, Rozpoznawania i Leczenia Osteoporozy (2001) Profilaktyka, rozpoznawanie i leczenie osteoporozy. „JAMA – PL”, 3, 355–366.

- Kopczyński K. (1997) Człowiek jako układ energetyczny. „Zdrowie Psychiczne”, 1–2, 7–19.
- Kornecki S. (1993) The influence of the handle instability on the dynamic characteristics of human upper extremity muscles. XIV ISB Congress Proc. Paris.
- Kornecki S. (1994) Własności siłowo-prędkościowe obiektu biomechanicznego o wielu stopniach swobody. „Studia i Monografie AWF we Wrocławiu”, 40.
- Kostka T. (2001) Rola aktywności ruchowej w promocji zdrowia u osób starszych. „Medicina Sportiva”, 5, 147–150.
- Kostka T. (2003) Programowanie aktywności ruchowej u osób starszych. „Medicina Sportiva”, 7, 37–44.
- Kozłowski S., Nazar K. (1999) Masa i skład ciała. [W:] S. Kozłowski, K. Nazar (red.) Wprowadzenie do fizjologii klinicznej. PZWL, Warszawa, 17–34.
- Krall E.A., Dawson-Hughes B. (1994) Walking is related to bone density and rates of bone loss. „American Journal of Medicine”, 96, 20–26.
- Kriesel G. (1989) Zmienność wybranych cech somatycznych kobiet i mężczyzn w końcowych fazach ontogenezy. „Przegląd Antropologiczny”, 53, 75–80.
- Kroger H., Heikkinen J., Laitinen K., Kotaniemi A. (1992) Dual-energy X-ray absorptiometry in normal women: a cross-sectional study of 717 Finnish volunteers. „Osteoporosis International”, 2, 135–140.
- Kroll W., Clarkson P.M. (1978) Age, isometric knee extension strength, and fractionated resisted response time. „Experimental Aging Research”, 4, 389–409.
- Kumar S., Dufresne R.M., V Schoor T. (1995) Human trunk strength profile in flexion and extension. „Spine”, 20, 160–168.
- Kuński H. (2003a) Trening zdrowotny osób dorosłych stosowany w praktyce. „Medicina Sportiva”, 7, 15–25.
- Kuński H. (2003b) Trening zdrowotny osób dorosłych. Medsportpress, Warszawa.
- Lambing C. (2001) Osteoporoza – zapobieganie, wykrywanie i leczenie. „Medycyna po Dyplomie”, 5, 59–72.
- Lanyon L.E. (1996) Using loading to influence bone mass and architecture: objectives, mechanisms, and relationship with estrogen of the mechanically adaptive process in bone. „Bone”, 18, suppl. 1, 37–43.
- Lewis R.D., Modlesky C.M. (2000) Odżywianie, aktywność fizyczna a zdrowe kości u kobiet. „Medicina Sportiva”, 4, suppl. 1, 11–48.
- Lexell J. (1995) Human aging, muscle mass, and fiber type composition. „Journal of Gerontology”, 50, 11–16.
- Lexell J., Taylor C.C., Sjostrom M. (1986) What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size, and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15–83-year-old men. „Journal of the Neurological Sciences”, 84, 275–294.
- Lindle R.S., Metter E.J., Lynch N.A., Fleg J.L., Fozard J.L., Tobie J., Roy T.A., Hurley B.F. (1997) Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20–93 yr. „Journal of Applied Physiology”, 83, 1581–1587.
- Lorenc R.S. (1997) Przydatność badań densytometrycznych, ilościowej tomografii komputerowej oraz technik ultradźwiękowych w diagnostyce i monitorowaniu leczenia osteoporozy. „Przegląd Lekarski”, 54, 243–248.
- Lorenc R.S. (2000) Strategia diagnostyki osteoporozy. [W:] R.S. Lorenc (red.) Diagnostyka osteoporozy 2000. Osteoforum, Warszawa.
- Lorenc R.S., Kłocińska K. (1997) Rola wapnia w etiopatogenezie i profilaktyce osteoporozy. „Kosmos”, 4, 549–554.
- Luoto S., Hupli M., Alaranta H., Hurra H. (1996) Isokinetic performance capacity of trunk muscles. „Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine”, 28, 207–210.

- Lupinacci N.S., Rikli R.E., Jones C.J., Ross D. (1993) Age and physical activity effects on reaction time and digit symbol substitution performance in cognitively active adults. „Research Quarterly for Exercise and Sport”, 64, 144–150.
- Maalouf G., Salem S., Sandid M., Attallah P., Eid J., Saliba N., Nehme I., Johnell O. (2000) Bone mineral density of the Lebanese reference population. „Osteoporosis International”, 11, 756–764.
- Mackiewicz S., Zimmermann-Górska I. (1995) Reumatologia. PZWL, Warszawa.
- Majowska A., Opara J., Majowski Ł. (1998) Kompleksowa rehabilitacja chorych z osteoporozą ze szczególnym uwzględnieniem różnorodnych form rekreacji. „Postępy Rehabilitacji”, 12, 13–17.
- Malicka I. (2002) Charakterystyki siłowo-prędkościowe mięśni tułowia kobiet leczonych z powodu raka sutka. Praca doktorska. AWF, Wrocław.
- Malinowski A., Wolański A. (1988) Metody badań w biologii człowieka. Wybór metod antropologicznych. PWN, Warszawa.
- Mazess R.B., Barden H. (1999) Bone density of the spine and femur in adult white females. „Calcified Tissue International”, 65, 91–99.
- Mazurkiewicz S. (1997) Badania właściwości mechanicznych kości. „Przegląd Lekarski”, 54, 237–242.
- McComas A.J. (1996) Skeletal Muscle. Human Kinetics, Champaign, Illinois.
- McLellan A.R. (2003) Rozpoznawanie i wtórna profilaktyka osteoporotycznych złamań kości. „Medycyna po Dyplomie”, 8, 117–127.
- Melton III L.J., Khosla S., Atkinson E.J., Oconnor M.K., Ofallon W.M., Riggs B.L. (2000) Cross-sectional versus longitudinal evaluation of bone loss in men and women. „Osteoporosis International”, 11, 592–599.
- Melton III L.J., Orwoll E.S., Wasnich R.D. (2001) Does bone density predict fractures comparably in men and women? „Osteoporosis International”, 12, 707–709.
- Mera S.L. (1998) The role of telomeres in aging and cancer. „British Journal Biomedical Science”, 55, 221–225.
- Moczko J.A., Bręborowicz G.H., Tadeusiewicz R. (1998) Statystyka w badaniach medycznych. Springer, PWN, Warszawa.
- Monschaw P. (2000) Einfluss isokinetischer Bewegungsgeschwindigkeiten auf Kraftrealisation der Rumpffextensoren und – flexoren im Altersgang. Diplomarbeit, DSHS-Köln.
- Moritani T., DeVries H. (1980) Potential for gross muscle hypertrophy in older men. „Journal of Geriatric”, 35, 672–682.
- Moszczyński P. (1998) Tajemnice ludzkiego życia. „Lider”, 6, 8–12.
- Myers E.R., Wilson S.E. (1997) Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture. „Spine”, 24, 25–31.
- Nakamura E., Miyao K., Ozeki T. (1988) Assessment of biological age by principal component analysis. „Mechanisms of Ageing and Development”, 46, 25–28.
- Neder J.A., Nery L.E., Shinzato G.T., Andrade M.S., Peres C., Silva A.C. (1999) Reference values for concentric knee isokinetic strength and power in nonathletic men and women from 20 to 80 years old. „Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy”, 29, 116–126.
- Negrini S. (2000) Isokinetic assessment in schoolchildren with low back pain. „Isokinetic and Exercise Science”, 8, 203–212.
- Nelson M.E., Fiatarone M.A., Morganti C.M. (1994) Effect of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. „Journal of the American Medical Association”, 272, 1909–1914.

- Nguyen T.V., Center J.R., Eisman J.A. (2004) Osteoporosis: underrated, under diagnosed and under treated. „Medical Journal of Australia”, 180, suppl. 5, 18–22.
- Obmiński Z. (2000) Starzenie a wysiłek: praca przeglądowa. „Medycyna Sportowa”, 111, 7–13.
- Orwell E.S., Baner D.C., Vogt T.M., Fox K.M. (1996) Axial bone mass in older women. „Annals of Internal Medicine”, 124, 187–196.
- Osiński W. (2002) Aktywność fizyczna podejmowana przez osoby w starszym wieku. „Antropomotoryka”, 24, 3–24.
- Patton L.B., Graves J.E., Pollock M.L., Hagberg J.M., Chen W. (1990) Effect of aerobic and anaerobic and resistance training on fractionated reaction time and speed of movement. „Journal of Gerontology Series A – Biological Sciences and Medical Sciences”, 45, 26–31.
- Perrin D.H. (1992) *Isokinetic Exercise and Assessment*. Human Kinetics, Champaign, Illinois.
- Pędich W., Żakowska-Wachelko B. (1988) *Podręcznik geriatry dla lekarzy*. PZWL, Warszawa.
- Phillipov G., Phillips P.J. (2001) Skeletal site bone mineral density heterogeneity in women and men. „Osteoporosis International”, 12, 362–365.
- Piitulainen K., Kallinen M., Alen M., Lasilla H., Kraemer W., Newton R., Izquierdo M., Häkkinen K. (1998) Neuromuscular adaptations during prolonged strength training in middle-aged and elderly people. [W:] K. Häkkinen (red.) *Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training*, Lahti, Finland.
- Pindel B., Pluskiewicz W. (1997) Rola wysiłku fizycznego w zapobieganiu i leczeniu osteoporozy. „Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska”, 4, 349–352.
- Pocholle M., Codine P. (1998) *Isocinetisme et medicine sportive*. Mason, Paris.
- Porter M.M., Vandervoort A.A., Lexell J. (1995) Aging of human muscle: structure, function and adaptability. „Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports”, 5, 129–142.
- Presinger E. (1994) Physical therapy in osteoporosis. „Wiener Medizinische Wochenschrift”, 24, 612–618.
- Proctor D.N., Melton L.J., Khosla S., Crowson C.S., O'Connor M.K., Riggs B.L. (2000) Relative influence of physical activity, muscle mass and strength on bone density. „Osteoporosis International”, 11, 944–952.
- Reece A.C., Simpson J.M. (1996) Preparing older people to cope after a fall. „Physiotherapy”, 82, 227–235.
- Rissanen A., Kalimo H., Alaranta H. (1995) Effect of intensive training of the isokinetic strength and structure of lumbar muscles in patients with chronic low back pain. „Spine”, 20, 333–340.
- Rissen W.L., Lee E.J., Le Blanc A. (1990) Bone density in eumenorrheic female college athletes. „Medicine and Science in Sports and Exercise”, 22, 570–574.
- Rocznik Demograficzny (1996) GUS, Warszawa.
- Rocznik Demograficzny (2001) GUS, Warszawa.
- Rokita E. (1997) Aspekty fizyczne wybranych metod densytometrycznych stosowanych w diagnostyce osteoporozy. „Przegląd Lekarski”, 54, 230–236.
- Rolland-Cachera M.F., Cole T.J., Sempe M. (1991) Body Mass Index variations: centiles from birth to 87 years. „European Journal of Clinical Nutrition”, 45, 13–18.
- Rosario E.J., Villani R.G., Harris J., Klein R. (2003) Comparison of strength-training adaptations in early and older postmenopausal women. „Journal of Aging and Physical Activity”, 11, 143–155.
- Rose D.J. (2002) Promoting functional independence among „At Risk” and physically frail older adults through community-based fall-risk-reduction programs. „Journal of Aging and Physical Activity”, 10, 207–225.

- Rustin P., Von Kleist-Retzow J.C., Vajo Z., Rotig A., Munnich A. (2000) For debate: defective mitochondria, free radicals, cell death, aging-reality or mitochondria? „Mechanisms of Ageing and Development”, 114, 201–206.
- Ryngier P., Saulicz E., Gnat R. (2001) Fizjoterapia i fizjoprofilaktyka w leczeniu osteoporozy. „Fizjoterapia”, 3, 61–71.
- Ryushi T., Abe T., Ono A. (1998) Effect of resistive knee extension training on the limits of stability in middle aged and elderly persons. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.
- Sargeant A.J. (1994) Human power output and muscle fatigue. „International Journal of Sports Medicine”, 15, 116–121.
- Sihvonen S., Hofmann C., Era P. (1998) Development of postural abilities across the life span parallels changes in muscle strength. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.
- Sikora E. (1989) Udział aktywnych form tlenu w różnicowaniu, promocji nowotworu i starzeniu. „Postępy Biochemii”, 35, 563–574.
- Sikora E. (1993) Nieśmiertelność, starzenie i śmierć komórek: rola protoonkogenów, onkogenów i antyonkogenów. „Postępy Biochemii”, 4, 212–220.
- Sikora E. (1994) Mechanizmy śmierci programowanej komórek (apoptozy). „Postępy Biochemii”, 40, 150–159.
- Sinaki M., Oxford K. (1988) Physical activity in post-menopausal women: effect on back muscle strength and bone mineral density of the spine. „Archives of Physical Medicine and Rehabilitation”, 69, 277–280.
- Skrzek A., Bolanowski J., Kasprzak M. (2001) Gęstość tkanki kostnej i jej przemiana u osób starszych. „Fizjoterapia”, 9, 23–28.
- Skrzek A., Sokołowski J. (1999) Analiza występowania złamań osteoporotycznych w materiale własnym. „Fizjoterapia”, 7, 7–10.
- Skrzek A., Woźniewski M., Wnuk W. (2002) Czy kultura fizyczna jest potrzebna osobom w podeszłym wieku. „Advances in Clinical and Experimental Medicine”, 11, 123–128.
- Skrzek A., Zagrobelny Z. (2003) Ocena procesów starzenia się narządu ruchu w badaniach izokinetycznych – elementy profilaktyki. „Medycyna Sportowa”, 19, 147–155.
- Söderman K., Bergström E., Lorenzon R., Alfredson H. (2000) Bone mass and muscle strength in young female soccer players. „Calcified Tissue International”, 67, 297–303.
- Spodaryk K. (2003) Biologiczne oddziaływanie miejscowo stosowanego zimna. „Rehabilitacja Medyczna”, 7, 47–54.
- Srivastava M., Deal C. (2002) Osteoporosis in elderly: prevention and treatment. „Clinics in Geriatric Medicine”, 18, 529–555.
- Stadtman E.R. (1992) Protein oxidation and aging. „Science”, 257, 1220–1224.
- Stanisz A. (1998) Przystępny kurs statystyki w oparciu o program STATISTICA PL na przykładach z medycyny. Stat Soft Polska, Kraków.
- Stanley S.N., Taylor N.A. (1993) Isokinematic muscle mechanics in four groups of women of increasing age. „European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology” 66, 178–184.
- Steen B. (1990) Body composition in the elderly. „Żywność Człowieka i Metabolizm”, 17, 261–265.
- Suominen H. (1998) Musculoskeletal system and strength training in the elderly. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.

- Suszko R. (2003) Krioterapia ogólnoustrojowa. „Rehabilitacja Medyczna”, 7, 63–71.
- Swenson C., Sward L., Karlsson J. (1996) Cryotherapy in sports medicine. „Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports”, 6, 193–200.
- Synak B. (2002) Polska starość. Uniwersytet Gdański, Gdańsk.
- Szatur-Jaworska B. (2002) Starzenie się ludności Polski – wyzwanie dla polityki społecznej. „Gerontologia Polska”, 10, 199–206.
- Szpila S., Suominen H. (1994) Knee extension strength and walking speed in relation to quadriceps muscle composition and training in elderly women. „Clinical Physiology”, 14, 433–442.
- Ściepurko J. (2002) Kinezyprofilaktyka gerontologiczna. Część I. Wydawnictwo Sport, Gdańsk.
- Taaffe D.R., Duret C., Weeler S., Marcus R. (1999) Once weekly resistance exercise improves muscle strength and neuromuscular performance in older adults. „Journal of the American Geriatrics Society”, 47, 1208–1214.
- Taaffe D.R., Marcus R. (2001) Stan układu mięśniowo-szkieletowego u osób starszych. „Rehabilitacja Medyczna”, 3, 19–28.
- Taaffe D.R., Pruitt L., Pyka G., Marcus R. (1996) Comparative effects of high- and low- intensity resistance training on thigh muscle strength, fiber area, and tissue composition in elderly women. „Clinical Physiology”, 16, 381–392.
- Taaffe D.R., Robinson T.L., Snow C.M., Marcus R. (1997) High-impact exercise promotes bone gain in well-trained female athletes. „Journal of Bone Mineral Research”, 12, 255–260.
- Taaffe D.R., Willa M.L., Delay R., Marcus R. (1995) Maximal muscle strength of elderly women is not influenced by estrogen status. „Age Ageing”, 24, 329–333.
- Targosiński P., Zębaty A., Dąbrowski T. (1992) Próba oceny siły mięśni wybranych grup dynamicznych kończyn górnych u mężczyzn w odniesieniu do masy ciała. „Postępy Rehabilitacji”, 4, 64–71.
- Tatoń J. (1995) Zarys patogenezy otyłości. „Polski Tygodnik Lekarski”, 50, supl. 1, 3–10.
- Taunton J.E., Martin A.D., Rhodes E.C., Wolski L.A., Donnelly M., Elliot J. (1997) Exercise for the older women: choosing the right prescription. „British Journal of Sports Medicine”, 31, 5–10.
- Taylor N.A.S., Cotter J., Stanley S., Marshall R. (1991) Functional force – velocity and power – velocity characteristics of elite athletes. „European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology”, 62, 116–121.
- Tederko P., Kiwerski J., Barcińska-Wierzejska I. (2002) Kompleksowe leczenie chorych ze złamaniami kręgow w przebiegu osteoporozy. „Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja”, 4, 157–163.
- Troncale J. (1997) Starzenie się. Zmiany fizjologiczne i ich znaczenie dla farmakoterapii. „Medycyna po Dyplomie”, 1, 43–49.
- Trzaskoma Z., Trzaskoma Ł. (2001) Kompleksowe zwiększanie siły mięśniowej sportowców. Centralny Ośrodek Sportu, Warszawa.
- Turner L.W., Dunn D.L., Di Brezzo R. (1998) Physical activity and osteoporotic fracture among older women. „Journal of Athletic Training”, 33, 207–210.
- Vanderhoek K.J., Coupland D.C., Parkhouse W.S. (2000) Effects of 32 weeks of resistance training on strength and balance in older osteopenic/osteoporotic women. „Clinical Exercise Physiology”, 2, 77–83.
- Vandervoort A.A. (1998) Aging and muscle strength and power. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.

- Visser M., Van den Heuvel E., Deurenberg P. (1994) Prediction equations for the estimation of body composition in the elderly using anthropometric data. „British Journal of Nutrition”, 71, 823–829.
- Wallace B.A., Cumming R.G. (2000) Systematic Review of randomized trials of the effect of exercise on bone mass in pre- and postmenopausal women. „Calcified Tissue International”, 67, 10–18.
- Wardyn K., Świtalski M. (2000) Osteoporoza u kobiet po menopauzie. „Polska Medycyna Rodzinna”, 1, 17–22.
- Warming L., Hassager C., Christiansen C. (2002) Changes in bone mineral density with age in men and women: a longitudinal study. „Osteoporosis International”, 13, 105–112.
- Wawrzyniak G. (2001) Wykorzystanie metody elektroforetycznej ruchliwości jąder komórkowych (EMN) w ocenie procesów starzenia się. [W:] J. Charzewski (red.) Problemy starzenia. Warszawa.
- Welsh L., Rutherford O.M. (1996a) Effect of isometric strength training on quadriceps muscle properties in over 55 year olds men. „European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology”, 72, 219–223.
- Welsh L., Rutherford O.M. (1996b) Hip bone mineral density is improved by high impact aerobic exercise in postmenopausal women and men over 50 years. „European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology”, 74, 511–517.
- Whaley D.E. (2003) Future-oriented self-perceptions and exercise behavior in middle-aged women. „Journal of Aging and Physical Activity”, 11, 1–17.
- WHO (1995) Physical Status. The Use and Interpretation of Anthropometry. WHO, Geneva.
- Wierzba A. (1998) Starzenie się a problem utraty. „Psychoterapia”, 3, 21–29.
- Willhite L. (1998) Osteoporosis in women: prevention and treatment. „Journal of the American Pharmaceutical Association”, 38, 614–623.
- Wolański N. (1986) Rozwój biologiczny człowieka. PWN, Warszawa.
- Wojnarowska B., Kozłowski S. (1999) Zdolności przystosowawcze organizmu a wiek człowieka. [W:] S. Kozłowski, K. Nazar (red.) Wprowadzenie do fizjologii klinicznej, PZWL, Warszawa.
- Woźniewski M., Skrzek A., Sabir H., Zagrobelny Z. (2001) Czynność ręki i stawu kolanowego po krioterapii ogólnoustrojowej i ćwiczeniach u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów. „Reumatologia”, 39, 155–163.
- Wójcik L.A., Thelen D.G., Schultz A.B. (2001) Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single step balance recovery from a forward fall. „Journal of Biomechanics”, 1, 67–73.
- Zacho M., Lange K. (1998) Activation failure is closely related to maximal strength in elderly women. [W:] K. Häkkinen (red.) Conference Book of International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland.
- Zaciorski W.M. (1970) Kształcenie cech motorycznych sportowca. SiT, Warszawa.
- Zagrobelny Z., Zimmer K. (1999) Zastosowanie temperatur kriogenicznych w medycynie i fizjoterapii sportowej. „Medycyna Sportowa”, 15, 8–13.
- Zalewski J., Zalewska K., Cyłka D., Jaskólski A., Jaskólska A. (1994) Zależność między siłą a prędkością ruchu podczas pracy kończynami górnymi lub dolnymi. „Wychowanie Fizyczne i Sport”, 1, 43–51.
- Ziemlański Ś., Wartanowicz M., Panczenko-Kresowska B. (1998) Zmiany w stanie zdrowia osób w wieku podeszłym z Warszawy w okresie 5 lat. „Żywność Człowieka i Metabolizm”, 2, 111–121.
- Żak M. (2000) Ocena ryzyka upadków u osób starszych i możliwości prewencji. „Gerontologia Polska”, 8, 18–21.

Wykaz ilustracji

Fotografia 1. Wrocławska komora niskotemperaturowa: przedsionek i komora właściwa	18
Fotografia 2. Stanowisko do badań izokinetycznych Biodex System 3 Multi Joint	21
Fotografia 3. Izokinetyczne badanie mięśni tułowia – ustawienie i stabilizacja ciała	23
Fotografia 4. Izokinetyczne badanie mięśni prostowników i zginaczy działających na stawy kolanowe – ustawienie i stabilizacja ciała	24
Fotografia 5. Przykładowy wykres czasowego przebiegu momentów siły mięśniowej	25
Rycina 1. Średnie wartości i odchylenia standardowe wysokości ciała w poszczególnych grupach wiekowych	28
Rycina 2. Średnie wartości i odchylenia standardowe masy ciała w poszczególnych grupach wiekowych	29
Rycina 3. Średnie wartości i odchylenia standardowe względnej masy ciała określonej wskaźnikiem BMI w poszczególnych grupach wiekowych	30
Rycina 4. Średnie wartości i odchylenia standardowe względnej masy ciała określonej wskaźnikiem Rohrera w poszczególnych grupach wiekowych	30
Rycina 5. Wartości bezwzględne gęstości mineralnej kości (BMD) szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w kolejnych grupach wiekowych	32
Rycina 6. Wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci odsetka wartości szczytowych (% BMD szczytowej) w kolejnych grupach wiekowych	32
Rycina 7. Wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci <i>T-score</i> w kolejnych grupach wiekowych	33
Rycina 8. Wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci <i>Z-score</i> w kolejnych grupach wiekowych	33
Rycina 9. Procentowy udział badanych kobiet w grupach wiekowych według klasyfikacji diagnostycznej WHO zagrożenia osteoporozą, opartej na pomiarach <i>T-score</i> w szyjce kości udowej	35
Rycina 10. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm^2] w funkcji wieku	36
Rycina 11. Analiza regresji – rozwój gęstości kości (% BMD) w funkcji wieku	37
Rycina 12. Analiza regresji – rozwój gęstości kości (<i>T-score</i>) w funkcji wieku	37
Rycina 13. Charakterystyka statystyczna maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	40
Rycina 14. Charakterystyka statystyczna względnego momentu siły mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	40
Rycina 15. Charakterystyka statystyczna momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	41
Rycina 16. Charakterystyka statystyczna średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	41
Rycina 17. Charakterystyka statystyczna pracy maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	42

Rycina 18. Charakterystyka statystyczna całkowitej pracy mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	43
Rycina 19. Charakterystyka statystyczna średniej mocy mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	43
Rycina 20. Charakterystyka statystyczna czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	44
Rycina 21. Charakterystyka statystyczna czasu przyspieszenia mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	45
Rycina 22. Charakterystyka statystyczna czasu wyhamowania mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	45
Rycina 23. Charakterystyka statystyczna stosunku agonistów do antagonistów mięśni tułowia w kolejnych grupach wiekowych	46
Rycina 24. Analiza regresji – rozwój maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku	47
Rycina 25. Analiza regresji – rozwój średniego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku	48
Rycina 26. Charakterystyka statystyczna maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	50
Rycina 27. Charakterystyka statystyczna względnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	50
Rycina 28. Charakterystyka statystyczna momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	51
Rycina 29. Charakterystyka statystyczna średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	51
Rycina 30. Charakterystyka statystyczna pracy maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	52
Rycina 31. Charakterystyka statystyczna całkowitej pracy mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	52
Rycina 32. Charakterystyka statystyczna średniej mocy mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	53
Rycina 33. Charakterystyka statystyczna czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	53
Rycina 34. Charakterystyka statystyczna czasu przyspieszenia mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	54
Rycina 35. Charakterystyka statystyczna czasu wyhamowania mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	54
Rycina 36. Charakterystyka statystyczna stosunku agonistów do antagonistów mięśni działających na staw kolanowy w kolejnych grupach wiekowych	55
Rycina 37. Analiza regresji – rozwój maksymalnego momentu siły mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s	56
Rycina 38. Analiza regresji – rozwój średniej mocy mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s	57
Rycina 39. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm ²] oraz maksymalnego momentu siły mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s	60
Rycina 40. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm ²] oraz średniej mocy mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s	60
Rycina 41. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm ²] oraz maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku	61
Rycina 42. Analiza regresji – rozwój gęstości kości [g/cm ²] oraz średniego momentu siły mięśni tułowia w funkcji wieku	61
Rycina 43. Punkt przegięcia dla krzywych zmienności gęstości mineralnej kości i parametrów siłowych mięśni tułowia	62

Rycina 44. Punkt przegięcia dla krzywych zmienności gęstości mineralnej kości i parametrów siłowych mięśni kończyn dolnych	62
Rycina 45. Rozrzut punktów indywidualnych dla czterech grup wiekowych w układzie dwóch najsilniej dyskryminujących z zaznaczonymi elipsami ufności	70
Rycina 46. Zmiany wartości bezwzględnej gęstości mineralnej kości (BMD) szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w grupach treningowych i porównawczej	73
Rycina 47. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci odsetka wartości szczytowych (% BMD szczytowej) w grupach treningowych i porównawczej	73
Rycina 48. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci <i>T-score</i> w grupach treningowych i porównawczej	74
Rycina 49. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci odsetka wartości należnej dla wieku (% BMD należne dla wieku) w grupach treningowych i porównawczej	74
Rycina 50. Zmiany wartości gęstości mineralnej kości w obrębie szyjki kości udowej (Neck), trójkąta Warda (Ward) i krętarza (Troch) w postaci <i>Z-score</i> w grupach treningowych i porównawczej	75
Rycina 51. Zmiany maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	77
Rycina 52. Zmiany momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	77
Rycina 53. Zmiany średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni tułowia w grupach treningowych oraz porównawczej	78
Rycina 54. Zmiany pracy maksymalnego powtórzenia mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	78
Rycina 55. Zmiany całkowitej pracy mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	79
Rycina 56. Zmiany średniej mocy mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	79
Rycina 57. Zmiany czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	80
Rycina 58. Zmiany czasu przyspieszenia mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	80
Rycina 59. Zmiany czasu wyhamowania mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	81
Rycina 60. Zmiany stosunku agonistów do antagonistów mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	81
Rycina 61. Zmiany maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	84
Rycina 62. Zmiany momentu siły w pierwszych 0,18 s maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	84
Rycina 63. Zmiany średniej momentów siły wszystkich powtórzeń mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych oraz porównawczej	85
Rycina 64. Zmiany pracy maksymalnego powtórzenia mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	85
Rycina 65. Zmiany całkowitej pracy mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	86
Rycina 66. Zmiany średniej mocy mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	86
Rycina 67. Zmiany czasu osiągnięcia maksymalnego momentu siły mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	87
Rycina 68. Zmiany czasu przyspieszenia mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	87

Rycina 69. Zmiany czasu wyhamowania mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	88
Rycina 70. Zmiany stosunku agonistów do antagonistów mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	88
Rycina 71. Procentowe zmiany parametrów siłowych i prędkościowych w grupach treningowych i porównawczej	91
Rycina 72. Korelacje przyrostów parametrów siłowych mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	92
Rycina 73. Korelacje przyrostów parametrów siłowych i prędkościowych mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	92

Wykaz ilustracji zamieszczonych w aneksie znajduje się na stronie 114.

Wykaz tabel

Tabela 1. Liczba kobiet w czterech grupach wiekowych	14
Tabela 2. Liczba starszych kobiet w podgrupach A, B i C	15
Tabela 3. Ilościowy i procentowy udział badanych kobiet w grupach wiekowych według klasyfikacji diagnostycznej WHO zagrożenia osteoporozą, opartej na pomiarach <i>T-score</i> w szyjce kości udowej	35
Tabela 4. Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia poziomu gęstości mineralnej kości w funkcji wieku, model: gęstość = $b_0 + b_1 \times \text{wiek} + b_2 \times \text{wiek}^2 + b_3 \times \text{wiek}^3$	38
Tabela 5. Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia wartości parametrów funkcjonalnych mięśni tułowia w funkcji wieku	47
Tabela 6. Wyniki dopasowania wielomianu 3 stopnia do określenia wartości parametrów funkcjonalnych mięśni kończyn dolnych w funkcji wieku przy prędkości 180°/s	56
Tabela 7. Zależność gęstości mineralnej kości od wieku, parametrów prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych przy dwóch prędkościach – analiza regresji z wyborem zmiennych (współczynniki statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ zaznaczono grubszym drukiem)	65
Tabela 8. Zależność gęstości mineralnej kości od wieku, parametrów morfologicznych oraz prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych przy wyższych prędkościach – analiza regresji z wyborem zmiennych (współczynniki statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ zaznaczono grubszym drukiem)	67
Tabela 9. Zależność gęstości mineralnej kości od wieku, parametrów morfologicznych oraz prędkościowo-siłowych mięśni tułowia i kończyn dolnych przy niższych prędkościach – analiza regresji z wyborem zmiennych (współczynniki statystycznie istotne na poziomie $p < 0,05$ zaznaczono grubszym drukiem)	68
Tabela 10. Zmienne najsilniej różnicujące badane grupy kobiet – analiza dyskryminacji z wyborem zmiennych metodą krokową	69
Tabela 11. Macierz klasyfikacji wyników analizy dyskryminacji	71
Tabela 12. Procentowa zmiana parametrów siłowych i prędkościowych mięśni tułowia w grupach treningowych i porównawczej	82
Tabela 13. Procentowa zmiana parametrów siłowych i prędkościowych mięśni działających na staw kolanowy w grupach treningowych i porównawczej	89

Wykaz tabel zamieszczonych w aneksie znajduje się na stronach 114–115.

List of photos and figures

Photo 1. Low-temperature chamber: vestibule and proper chamber	18
Photo 2. Biodex System 3 Multi Joint isokinetic examination device	21
Photo 3. Isokinetic examination of the trunk muscles – position and stabilization of the body	23
Photo 4. Isokinetic examination of the extensor and flexor muscles acting on the knee joint – position and stabilization of the body	24
Photo 5. Graph illustrating time course of torque	25
Figure 1. Mean values and standard deviations of body height in individual age groups	28
Figure 2. Mean values and standard deviations of body mass in individual age groups	29
Figure 3. Mean values and standard deviations of relative body mass as determined by BMI in individual age groups	30
Figure 4. Mean values and standard deviations of relative body mass as determined by Rohrer's index in individual age groups	30
Figure 5. Absolute values of bone mineral density (BMD) of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter in individual age groups	32
Figure 6. Bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter as percentage of peak BMD in individual age groups	32
Figure 7. Bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter as <i>T-score</i> in individual age groups	33
Figure 8. Bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and the trochanter as <i>Z-score</i> in individual age groups	33
Figure 9. Percentage distribution of women in particular age groups according to WHO diagnostic classification of the risk of osteoporosis on the basis of <i>T-score</i> in the femoral neck	35
Figure 10. Regression analysis – bone density [g/cm ²] vs age	36
Figure 11. Regression analysis – bone density (% BMD) vs age	37
Figure 12. Regression analysis – bone density (<i>T-score</i>) vs age	37
Figure 13. Statistical characteristics of peak torque in trunk muscles in individual age groups	40
Figure 14. Statistical characteristics of peak torque/body mass in the trunk muscles in individual age groups	40
Figure 15. Statistical characteristics of torque @ 0.18 s in the trunk muscles in individual age groups	41
Figure 16. Statistical characteristics of maximum average peak torque in the trunk muscles in individual age groups	41
Figure 17. Statistical characteristics of maximum repetitive total work of the trunk muscles in individual age groups	42
Figure 18. Statistical characteristics of total work of the trunk muscles in individual age groups	43
Figure 19. Statistical characteristics of average power of the trunk muscles in individual age groups	43
Figure 20. Statistical characteristics of time to reach peak torque in the trunk muscles in individual age groups	44

Figure 21. Statistical characteristics of acceleration time in the trunk muscles in individual age groups	45
Figure 22. Statistical characteristics of deceleration time in the trunk muscles in individual age groups	45
Figure 23. Statistical characteristics of agonist/antagonist ratio in the trunk muscles in individual age groups	46
Figure 24. Regression analysis – peak torque in the trunk muscles vs age	47
Figure 25. Regression analysis – average torque in the trunk muscles vs age	48
Figure 26. Statistical characteristics of peak torque in muscles acting on the knee joint in individual age groups	50
Figure 27. Statistical characteristics of peak torque/body mass in muscles acting on the knee joint in individual age groups	50
Figure 28. Statistical characteristics of torque @ 0.18 s in muscles acting on the knee joint in individual age groups	51
Figure 29. Statistical characteristics of maximum average peak torque in muscles acting on the knee joint in individual age groups	51
Figure 30. Statistical characteristics of maximum repetitive total work of muscles acting on the knee joint in individual age groups	52
Figure 31. Statistical characteristics of total work of muscles acting on the knee joint in individual age groups	52
Figure 32. Statistical characteristics of average power of muscles acting on the knee joint in individual age groups	53
Figure 33. Statistical characteristics of time to reach peak torque in muscles acting on the knee joint in individual age groups	53
Figure 34. Statistical characteristics of acceleration time in muscles acting on the knee joint in individual age groups	54
Figure 35. Statistical characteristics of deceleration time in muscles acting on the knee joint in individual age groups	54
Figure 36. Statistical characteristics of agonist/antagonist ratio in muscles acting on the knee joint in individual age groups	55
Figure 37. Regression analysis – peak torque in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of 180°/s)	56
Figure 38. Regression analysis – average power in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of 180°/s)	57
Figure 39. Regression analysis – bone density [g/cm^2] and peak torque in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of 180°/s)	60
Figure 40. Regression analysis – bone density [g/cm^2] and average power in muscles of the lower limbs vs age (at a velocity of 180°/s)	60
Figure 41. Regression analysis – bone density [g/cm^2] and peak torque in muscles of the trunk vs age	61
Figure 42. Regression analysis – bone density [g/cm^2] and average torque in muscles of the trunk vs age	61
Figure 43. Inflection point for bone mineral density variations curves and strength parameters in trunk muscles	62
Figure 44. Inflection point for bone mineral density variations curves and strength parameters in muscles of the lower limbs	62
Figure 45. Scatter of individual points in four age groups taking into account two most discriminatory variables with marked confidentiality ellipses	70
Figure 46. Changes in the absolute values of bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter in the exercising groups and controls	73
Figure 47. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as percentage of peak BMD in the exercising groups and controls	73

Figure 48. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as <i>T-score</i> in the exercising groups and controls	74
Figure 49. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as percentage of age-due BMD in the exercising groups and controls	74
Figure 50. Changes in bone mineral density of the femoral neck, Ward's triangle and trochanter as <i>Z-score</i> in the exercising groups and controls	75
Figure 51. Changes in the peak torque of the trunk muscles in the exercising group and controls	77
Figure 52. Changes in the torque @ 0.18 s of the trunk muscles in the exercising groups and controls	77
Figure 53. Changes in the maximum average peak torque in the trunk muscles in the exercising groups and controls	78
Figure 54. Changes in maximum repetitive total work of the trunk muscles in the exercising groups and controls	78
Figure 55. Changes in the total work of the trunk muscles in the exercising groups and controls	79
Figure 56. Changes in the average power of the trunk muscles in the exercising groups and controls	79
Figure 57. Changes in the time to reach peak torque in the trunk muscles in the exercising groups and controls	80
Figure 58. Changes in the acceleration time in the trunk muscles in the exercising groups and controls	80
Figure 59. Changes in the deceleration time in the trunk muscles in the exercising groups and controls	81
Figure 60. Changes in the agonist/antagonist ratio in the trunk muscles in the exercising groups and controls	81
Figure 61. Changes in the peak torque of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	84
Figure 62. Changes in torque @ 0.18 s of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	84
Figure 63. Changes in the maximum average peak torque in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	85
Figure 64. Changes in maximum repetitive total work of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	85
Figure 65. Changes in the total work of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	86
Figure 66. Changes in average power of muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	86
Figure 67. Changes in the time to reach peak torque in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	87
Figure 68. Changes in the acceleration time in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	87
Figure 69. Changes in the deceleration time in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	88
Figure 70. Changes in agonist/antagonist ratio in muscles acting on the knee in the exercising groups and controls	88
Figure 71. Percentage changes of strength and speed parameters in the exercising groups and controls	91
Figure 72. Correlations of increments of trunk muscle strength parameters in the exercising groups and controls	92
Figure 73. Correlations of increments of trunk muscle strength and speed parameters in the exercising groups and controls	92

List of tables

Table 1. The number of women in four age groups	14
Table 2. The number of elderly women in subgroups A, B and C	15
Table 3. Quantitative and percentage distribution of women in age groups according to WHO diagnostic classification of the risk of osteoporosis on the basis of <i>T-score</i> measurement in the femoral neck	35
Table 4. The results of matching 3 rd order multinominal to determine the level of mineral bone density as a function of age; model: density = $b_0 + b_1 \times \text{age} + b_2 \times \text{age}^2 + b_3 \times \text{age}^3$	38
Table 5. The results of matching 3 rd order multinominal to determine the functional parameters of the trunk muscles as a function of age	47
Table 6. The results of matching 3 rd order multinominal to determine the functional parameters of the muscles of lower limbs as a function of age at a velocity of 180°/s	56
Table 7. The relationships between bone mineral density and age, speed and strength parameters of the trunk and lower limbs muscles at two velocities – regression analysis with the selection of variables (the coefficients that reached the level of statistical significance $p < 0.05$ have been typed in bold)	65
Table 8. The relationships between bone mineral density and age, morphological as well as speed and strength parameters of the trunk and lower limbs muscles at higher velocities – regression analysis with the selection of variables (the coefficients that reached the level of statistical significance $p < 0.05$ have been typed in bold)	67
Table 9. The relationships between bone mineral density and age, morphological parameters as well as speed and strength parameters of the trunk and lower limbs muscles at low velocities – regression analysis with the selection of variables (the coefficients that reached the level of statistical significance $p < 0.05$ have been typed in bold)	68
Table 10. Variables most significantly differentiating particular groups of women under investigation – discrimination analysis with selection of variables by means of step method	69
Table 11. Classification of the results of discrimination analysis matrix	71
Table 12. Percentage changes of the strength and speed parameters in the trunk muscles in the exercising groups	82
Table 13. Percentage changes of the strength and speed parameters in the muscles acting on the knee joint in the exercising groups	89

Summary

Health-promoting physical exercise and the involutionary processes within the locomotor system in women

Perceiving a human being as a psychophysical unity, ageing is a process which has its own characteristics, specificity and dynamics. Considering the biological aspects of ageing, we usually have in mind involution of changes occurring in the structure of a cell, tissue or organs in development of an individual. Human organism is an anatomic and functional unity and the locomotor system forms its integral part. Involutionary changes within the locomotor system involving decrease of bone mass and disturbances in its structure with simultaneous deterioration of the neuromuscular system functions increase the risk of fractures. Physical activity may play a significant role in inhibiting the involutionary processes in the locomotor system and in the prophylaxis of osteoporosis. Additional application of extremely low temperatures may enable intensive physical activities and improve their efficacy.

The aim of the study was to determine relationship between functional parameters of muscles and mineral bone density in the process of ageing of the locomotor system in women. A trial was undertaken to evaluate the effect of differentiated forms of physical training on the locomotor system in elderly women.

The investigations involved 288 women who were divided into four age groups: 40-, 50-, 60- and 70-year-old. All the subjects underwent the following assessments: determination of basic somatic parameters, densitometric evaluation by means of absorptiometry of two roentgen beams (DXA) of proximal epiphysis of the femur as well as isokinetic investigation of the muscles of the trunk and lower limbs by means of Biodex System 3 Multi Joint isokinetic device.

Women over the age of 60 were selected out of the whole study group and proposed to participate in a research experiment. Subgroup A consisted of 62 women who were subjected to physical training with the use of cryogenic temperatures, while subgroup B included 46 women who were involved in a differentiated physical training without any additional physical stimuli. Subgroup C – control subjects did not use any form of physical activity. After completion of the experiment, control densitometric evaluation and isokinetic examination of the muscles were performed.

The investigations revealed deterioration of both, densitometric parameters as well as speed and muscle strength parameters with ageing. The most pronounced changes, which reached the level of statistical significance, were observed after the age of 60.

Densitometric parameters of the skeletal system concerning the locomotor system as well as speed and strength parameters of the investigated muscles revealed similar trend and rate of changes with age.

It appeared that the mineral density of bones is affected significantly not only by age and body mass, but also by the speed and strength parameters in the muscle groups under investigation.

Significant statistical relationships were found between speed–strength parameters of the muscles of the trunk and lower limbs and mineral density of the proximal epiphysis of the femur, which may be crucial for planning the prophylaxis of fractures (physical training).

The mineral density in greater trochanter was less affected by age and somatic features, displaying at the same time the lowest changeability in the oldest age groups.

The applied forms of physical activity in women 60–80 years old decreased the reduction of mineral density of bones with age (especially in the trochanter), while the reduction of mineral density in the control subjects (inactive physically) was significantly more pronounced and statistically significant ($p < 0.05$).

Both forms of health-promoting physical exercise resulted in improvement of all strength parameters in the muscles of the trunk and lower limbs and the majority of speed parameters. On the other hand, the control group revealed deterioration of all speed and strength parameters in all the muscles investigated.

A statistically significant relationship was found between the improvement of strength parameters of the investigated muscle groups and the improvement in their speed parameters following the applied forms of health-promoting exercises.

Physical activity with the use of cryogenic temperatures resulted in a more pronounced and statistically significant improvement of speed and strength parameters of the muscles investigated in the women under study than in women whose training was not associated with cryotherapy.