

Biblioteka Główna i OINT
Politechniki Wrocławskiej



100100230251

CELINA PEZOWICZ

BIOMECHANIKA KRAŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO OCENA PRZECIĄŻEŃ ORAZ SKUTKÓW WPROWADZENIA IMPLANTÓW





Celina Pezowicz

**Biomechanika krążka międzykręgowego
– ocena przeciążeń oraz skutków
wprowadzenia implantów**



Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej
Wrocław 2008

Mojemu Tacie

Recenzenci
Romuald BĘDZIŃSKI
Andrzej WALL
Tomasz ZAGRAJEK

Opracowanie redakcyjne i korekta
Alina KACZAK

Projekt okładki
Zofia i Dariusz GODLEWSCY

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

© Copyright by Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2008

OFICyna WYDAWNICZA POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ
Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław
www.oficyna.pwr.wroc.pl
oficwyd@pwr.wroc.pl

335805 2/2

ISBN 978-83-7493-393-3

Drukarnia Oficyny Wydawniczej Politechniki Wrocławskiej. Zam. nr 456/2008.

1. Wprowadzenie

Kręgosłup to podstawowy element układu nośnego człowieka. Jego złożoną wielo-elementową strukturę tworzą na przemian ułożone sztywne moduły kostne tzw. kręgi oraz elementy sprężyste, podatne w postaci krążków międzykręgowych. Układ ten wspomagany jest i stabilizowany przez rozbudowany system tkanek miękkich w postaci: połączeń stawowych, więzadeł i mięśni. Konstrukcja ta umożliwia realizację ruchu z jednoczesnym przenoszeniem obciążeń wynikających z ciężaru ciała człowieka i wykonywanych funkcji życiowych. Dodatkowo spełnia on kilka podstawowych zadań, w tym funkcję podporową oraz rolę amortyzatora drgań generowanych w trakcie aktywności fizycznej. Ponadto dzięki swojej budowie chroni delikatne struktury rdzenia kręgowego przed uszkodzeniami mechanicznymi.

Kluczowym elementem decydującym o poprawnym funkcjonowaniu kręgosłupa jest krążek międzykręgowy, który umożliwia wykonywanie ruchów o wielopłaszczyznowej kinematyce, będąc jednocześnie podstawowym połączeniem statywowym kręgosłupa. Krążek międzykręgowy jest złożonym, pod względem budowy i właściwości mechanicznych, anizotropowym układem, który charakteryzuje się dużą odkształcalnością elementów składowych i dużą wytrzymałością na rozciąganie.

Pomimo tak złożonej budowy i przystosowaniu do pełnionych funkcji kręgosłup jest narażony na przeciążenia, które prowadzą do zmian chorobowych, w tym zmian zwyrodnieniowych, dotyczących około 80% populacji. Dysfunkcje dotyczą głównie krążków międzykręgowych i stawów międzywyrostkowych kręgów. Zmiany zwyrodnieniowe dysków mogą rozpoczynać się już około 20 roku życia [16, 26, 60, 105]. Związane są one między innymi z procesem utraty wody przez krążek międzykręgowy, w wyniku którego traci on swoją charakterystyczną sprężystość, z jednoczesną zmianą właściwości mechanicznych i strukturalnych.

Czynniki doprowadzające do zmian w krążku międzykręgowym są tematem ciągłych analiz i badań. Znajomość właściwości mechanicznych, jak również szczegółowych powiązań strukturalnych elementów krążka międzykręgowego, na poziomie mikro i makro umożliwiłaby pełniejsze zrozumienie jego funkcjonowania w warunkach obciążeń fizjologicznych oraz w trakcie przeciążenia.

Dodatkowo nieprawidłowe funkcjonowanie krążków międzykręgowych powoduje nadmierne obciążenie stawów międzywyrostkowych. Jednak nie do końca poznany jest

mechanizm współpracy pomiędzy tymi dwoma połączeniami międzykręgowymi i ich wpływ na generowanie ewentualnych przeciążeń w przypadku uszkodzenia jednego z nich.

Zmiany w obszarze krążka międzykręgowego doprowadzają do zmian sztywności oraz podatności poszczególnych ogniw kręgosłupa, a ostatecznie do utraty stabilności kolumny kręgosłupa. Prowadzi to w rezultacie do zmian wymagających zastosowania technicznych środków poprawy stabilności w postaci implantów.

Wprowadzenie do kręgosłupa systemu stabilizacji zmienia układ przenoszenia obciążeń. Usztywnienie jednego lub więcej segmentów ruchowych kręgosłupa, prowadzi do zmian rozkładu przemieszczeń i odkształceń struktur kręgosłupa sąsiadujących ze stabilizowanym obszarem. Wieloletnie obserwacje kliniczne [82, 110, 120, 168] wskazują na zachodzące zmiany degeneracyjne, zwłaszcza w krążkach międzykręgowych segmentów przylegających do miejsca, w którym dokonano implantacji. Zmiany te widoczne są nawet w 25% przypadków stabilizacji [83], a procent ten często wzrasta wraz z upływem lat po implantacji. Problem ten wciąż nie jest do końca poznany i opisany.

Wieloletnia praktyka kliniczna oraz badania biomechaniczne wskazują na potrzebę opracowania mechanicznych podstaw opisujących i charakteryzujących zaburzenia struktury kręgosłupa. Złożoność układu, w skład którego wchodzi m.in. kości i stawy (dźwignie, podpory), mięśnie (siłowniki) doprowadza do powstawania nieciągłości odkształceń, będących przyczyną zmian w przenoszeniu obciążeń, a w dalszym etapie zaburzeń strukturalnych tych elementów.

Autorka pracy postawiła sobie za cel analizę zmian wybranych właściwości mechanicznych i strukturalnych elementów kręgosłupa człowieka oraz identyfikację wybranych parametrów wpływających na jego pracę, ze szczególnym uwzględnieniem roli krążka międzykręgowego w układzie przenoszenia obciążeń.

W pracy skupiono się na określeniu wpływu układu podparcia i zadanego schematu obciążeń na zmiany mechaniki pracy krążka międzykręgowego. Jednocześnie dla pełniejszego zrozumienia funkcji krążka międzykręgowego autorka poszukiwała odpowiedzi na pytania – w jaki sposób struktura krążka międzykręgowego umożliwia przenoszenie złożonych, wieloosiowych obciążeń statycznych i dynamicznych działających na kręgosłup. Kolejnym postawionym celem, istotnym także ze względów utylitarnych, jest określenie wpływu zastosowania technicznych środków leczenia uszkodzeń kręgosłupa na mechanikę jego pracy i analizę ewentualnych zmian pojawiających się w strefie sąsiadującej z miejscem wprowadzenia implantu.

Postawione zadania realizowano na wielosegmentowych odcinkach kręgosłupa, pojedynczych segmentach oraz na wyizolowanych krążkach międzykręgowych, pochodzenia sekcyjnego oraz zwierzęcego, w układzie mikro i makro. Zakres pracy obejmował zarówno wieloaspektowe badania eksperymentalne, jak i symulacje numeryczne, które umożliwiły szerokie podejście do założonego problemu.

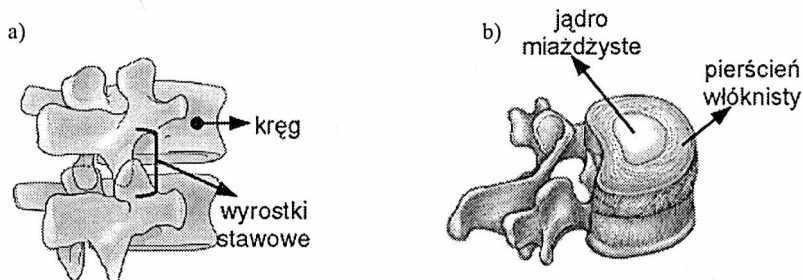
2. Wybrane zagadnienia anatomii i biomechaniki kręgosłupa człowieka

2.1. Podstawy anatomii i fizjologii kręgosłupa

Ludzki kręgosłup, ukształtowany w drodze ewolucji, stanowi wspaniały przykład niedoścignionego kunsztu inżynierskiego natury.

Podstawową funkcjonalną jednostką kręgosłupa, decydującą także o jego ruchliwości, jest segment ruchowy, który składa się:

- z dwóch twardych elementów bryłowych w postaci kręgów – rys. 2.1a,
- z podatnego elementu, który tworzy krążek międzykręgowy, znajdujący się pomiędzy trzonami kręgów – rys. 2.1b,
- z połączeń stawowych na wyrostkach stawowych – rys. 2.1a.



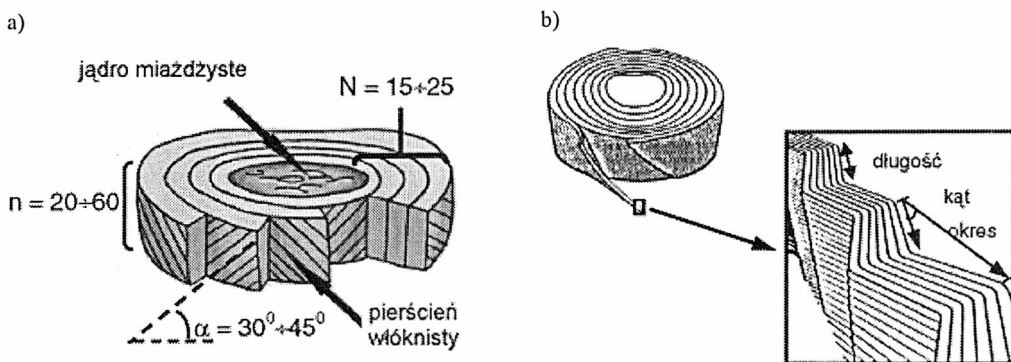
Rys. 2.1. Schemat: a) pojedynczy segment ruchowy (widok tylnoboczny), b) krąg i krążek międzykręgowy

Dodatkowo cały układ wzmacniany jest elementami ścięgowymi w postaci zespołu krótkich i długich więzadeł.

Kręgi kolejnych odcinków kręgosłupa mają wspólną zasadniczą budowę, która jednak na poszczególnych poziomach może się nieco różnić przede wszystkim ze względu na specyficzną funkcję, jaką tam spełniają. Poszczególne kręgi połączone są ze sobą stawami oraz systemem więzadeł. Stawy międzywyrostkowe tworzą wyrostki stawowe dolne jednego kręgu z wyrostkami stawowymi górnymi kręgu leżącego poniżej. Powierzchnie stawowe pokryte są chrząstką, a staw otacza torebka stawowa.

Więzadła łączące kręgi dzieli się na krótkie – spinające elementy sąsiednich kręgów oraz długie – łączące kilka lub więcej kolejnych kręgów.

Ważnym połączeniem stawowym ze względu na spełniane funkcje są krążki międzykręgowe, które łączą zwrócone ku sobie powierzchnie trzonów kręgowych. Krążek międzykręgowy składa się z trzech podstawowych struktur: pierścienia włóknistego, jądra miażdżystego oraz chrząstki szklistej. Kluczową rolę w prawidłowym działaniu krążka odgrywa pierścień włóknisty położony zewnątrz i utworzony z 15+25 ściśle do siebie przylegających, koncentrycznie ułożonych pierścieni (blaszek) [35, 118]. Pierścienie zbudowane są z włókien kolagenowych, leżących równoległe względem siebie i pochylonych pod kątem $\sim 30^\circ$ (w blaszkach wewnętrznych pochylenie wzrasta nawet do $\sim 45^\circ$) – rys. 2.2a. Włókna następujących po sobie blaszek są ułożone naprzemiennie i krzyżują się względem siebie (ułożenie prawo-/lewostronne).



Rys. 2.2. Schemat: a) organizacja krążka międzykręgowego: N – liczba blaszek pierścienia włóknistego, α – kąt nachylenia włókien kolagenowych, n – liczba włókien kolagenowych widocznych w przekroju wzdłużnym pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego; b) charakterystyczne pofalowanie struktury blaszek pierścienia włóknistego [35]

Warstwy pierścienia włóknistego otaczają jądro miażdżyste, które ma silnie hydrofobową strukturę (70÷80% wody) w postaci żelu (tzw. „mięso kraba”). Tkanka ta ma zdolność do absorbowania i utrzymywania dużej ilości wody, co decyduje o jej właściwościach hydrodynamicznych.

Jądro miażdżyste i pierścień włóknisty są zawarte pomiędzy dwoma płytkami granicznymi kręgów (dolną i górną), które pokryte są chrząstką szklaną, stanowiącą trzeci ważny element krążka międzykręgowego. Chrząstka jest słabo przytwierdzona do tkanki kostnej, a jej główną funkcją jest przeciwdziałanie migracji materiału jądra miażdżystego do porów tkanki kostnej blaszki granicznej trzonów. Wspomaga ona również utrzymanie odpowiedniej zawartości wody i ciśnienia wewnątrzdysskowego [3].

2.2. Charakterystyka kręgosłupa jako narządu ruchu

Kręgosłup w płaszczyźnie bocznej ciała ma kilka fizjologicznych wygięć (krzywizn) do przodu i tyłu związanych z pionową postawą i lokomocją dwunożną człowieka.

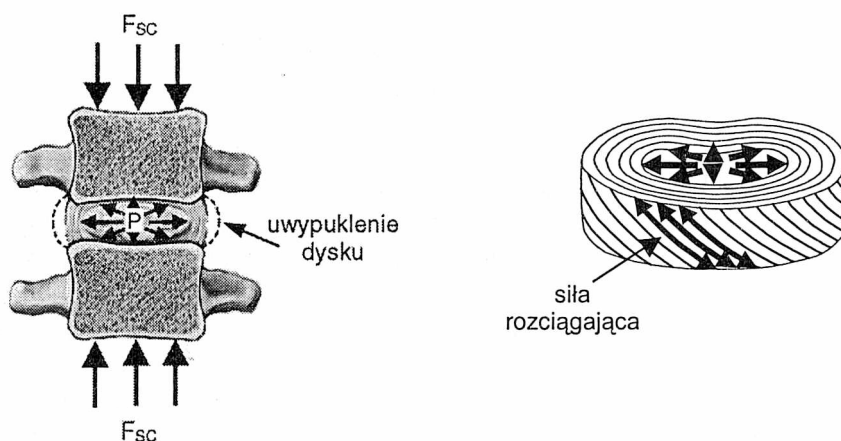
Połączenia poszczególnych kręgów ze sobą stanowi triada stawowa określana przez niektórych autorów jako triada podparcia [19]. Triada stawowa, łącząc ze sobą dwa sąsiadujące kręgi, stanowi podstawową jednostkę anatomiczną i funkcjonalną kręgosłupa. Składa się ona z trzech połączeń będących jednocześnie punktami podparcia, które stanowią dwa symetryczne stawy międzywyrostkowe i krążek międzykręgowy.

Zarówno na poziomie pojedynczego segmentu ruchowego, jak i całego kręgosłupa krążek międzykręgowy odgrywa istotną rolę w amortyzacji obciążeń przenoszonych przez kolumnę kręgosłupa oraz wykonywanie ruchów o złożonej kinematyce.

Wewnętrzna równowaga w krążku międzykręgowym, podczas przenoszenia obciążeń generowanych przez organizm ludzki w trakcie normalnych czynności życiowych, utrzymywana jest dzięki współpracy jej dwóch podstawowych elementów, tzn. jądra miażdżystego i pierścienia włóknistego. W trakcie działania siły ściskającej dochodzi do wzrostu ciśnienia wewnątrz jądra miażdżystego, co z kolei napiera na pierścień włóknisty i prowadzi do jego wybrzuszenia (uwypuklenia) w kierunku zewnętrznym dysku. Prowadzi to do zmniejszenia wysokości całego krążka międzykręgowy – rys. 2.3.

Taki rodzaj współpracy pomiędzy pierścieniem włóknistym a jądrem miażdżystym utrzymuje odpowiednią sztywność układu, z zachowaniem odpowiedniej sprężystości umożliwiającej pewien stopień ruchu pomiędzy kręgami.

Elementem decydujących o charakterystycznych właściwościach pierścienia włóknistego są włókna kolagenowe stanowiące podstawowy element struktury pierścienia.



Rys. 2.3. Reakcja krążka międzykręgowego na działanie obciążenia ściskającego;
 F_{sc} – siła ściskająca, P – ciśnienie wewnątrzdyiskowe

Pod działaniem siły ściskającej włókna te zmniejszają kąt nachylenia w stosunku do powierzchni trzonów kręgu o około 3° [106]. Podczas zginania i skręcania także dochodzi do zmian nachylenia włókien kolagenowych, przy czym w trakcie skręcania włókna jednej blaszki pierścienia są rozciągane a drugiej ulegają „rozluźnieniu”. W trakcie ruchu zginania włókna po jednej stronie ulegają rozciąganiu, a po przeciwstawnej ściskaniu.

Duża wytrzymałość krążka międzykręgowego wiąże się z tym, że włókna kolagenowe zewnętrznej części pierścienia włóknistego (2/3) są zakotwiczone bezpośrednio w tkance kostnej trzonów kręgów przylegających do krążka. Daje to dodatkowe wzmocnienie podczas działania sił rozciągających i ścinających na segment ruchowy. Jednocześnie jądro miażdżyste łączy się z chrząstką szklistą (pokrywającą powierzchnie trzonów kręgów) i wraz z pierścieniem włóknistym stanowi dobrze zorganizowany system zabezpieczający przed działaniem nadmiernych obciążeń ściskających oraz momentów skręcających. Sama płytka chrzęstna nie ma połączenia z beleczkami podchrząstkowymi trzonu kręgu. Ten brak połączenia pomiędzy płytką graniczną a trzonem może czynić krążek międzykręgowy mechanicznie słabszym podczas działania sił ścinających (w płaszczyźnie poprzecznej krążka) [95].

Pierścień włóknisty dzięki swej budowie i mocnemu połączeniu z górną i dolną powierzchnią trzonów jest czynnikiem silnie hamującym ruchy kręgów. Jądro miażdżyste natomiast, będące bardziej ruchomą częścią krążka, stanowi pewnego rodzaju kulistą poduszkę wodną, na której w równowadze chwiejnej spoczywa trzon wyżej leżącego kręgu. Dodatkowe wspomaganie działania krążka międzykręgowego, poprzez wsparcie na wyrostkach stawowych, dostarcza dużej stabilności takiemu układowi w trakcie przenoszenia złożonych obciążeń zmiennych.

2.3. Systemy stabilizacji stosowane w urazach i uszkodzeniach kręgosłupa

Obecnie coraz częściej obserwuje się urazy i uszkodzenia kręgosłupa. Taki stan spowodowany jest wzmogoną podatnością na urazy w połączeniu ze współczesnym modelem trybu życia. Oprócz patologii występują z dużym nasileniem urazy mechaniczne kręgosłupa, będące najczęściej wynikiem wypadków lokomocyjnych, upadków z wysokości itp. [104].

Leczenie uszkodzeń kręgosłupa nie jest proste. Złożona budowa, mnogość połączeń stawowych i więzadłowych, warunkujących wielopłaszczyznowe ruchy, siły działające na kręgosłup bezpośrednio i pośrednio, powoduje, iż mamy do czynienia z leczeniem bardzo skomplikowanej i złożonej struktury.

Uszkodzenie kręgosłupa, w większości przypadków, wymaga stosowania technicznych środków poprawy stabilności w postaci implantów. Zarówno wszczepom, jak i implantom stosowanym w leczeniu operacyjnym, stawia się pewne podstawowe za-

dania ze względu na mechanikę: zachowanie ciągłości odkształceń oraz odpowiedniej sztywności stabilizowanego układu (w miarę możliwości zbliżoną do sztywności kręgosłupa zdrowego). Podstawowe zadania, jakie stawia się wobec kliniki, to: likwidacja dolegliwości bólowych, przywrócenie wybranych funkcji kręgosłupa, odbarczenie rdzenia kręgowego od ucisku [21, 22].

Podział konstrukcji stabilizatorów kręgosłupa wynika z kilku istotnych parametrów, w tym:

- poziomu stabilizowanego odcinek kręgosłupa – różna geometria poszczególnych odcinków, zmienność przenoszonych obciążeń oraz zakresu wykonywanych ruchów wymusza inne podejście konstrukcyjne,
- miejsca implantacji – w zależności od dostępu operacyjnego (przedni/tylny) w istotny sposób zmienia się konstrukcja stabilizatora zdeterminowana geometrią samego kręgosłupa, a co się z tym wiąże liczbą i jakością punktów mocowania implantów,
- zakresu pola operacyjnego – decydującego o geometrii i gabarytach konstrukcji stabilizatora oraz możliwościach pola montażowego.

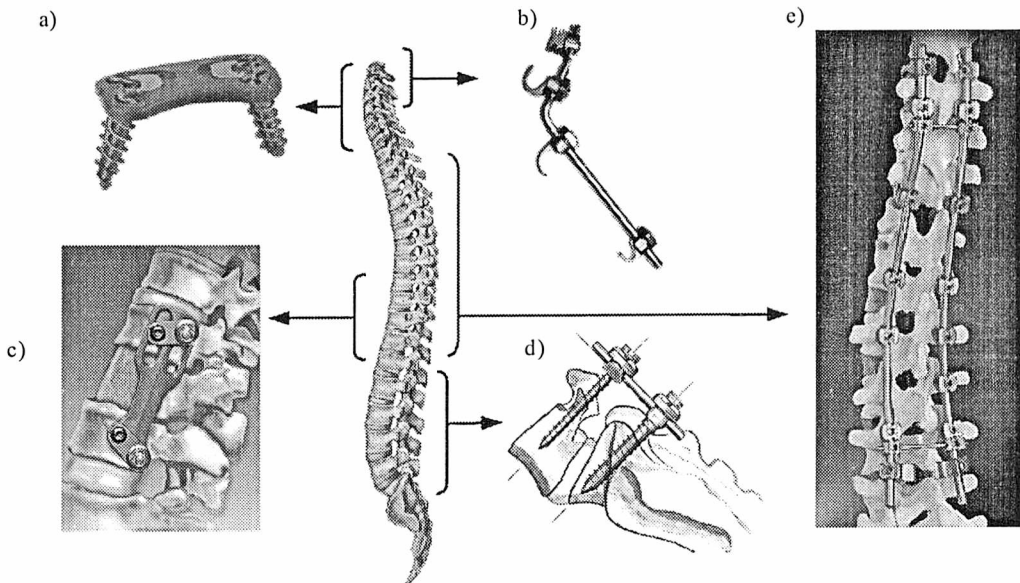
Z tego względu można wyróżnić konstrukcje: płytkowe, prętowe, płytkowo-prętowe (mieszane), drutowe.

Wybór rodzaju zastosowanego implantu zdeterminowany jest typem stabilizowanego uszkodzenia oraz odcinkiem kręgosłupa, w którym wprowadzany jest implant. Odcinek szyjny, ze względu na małe gabaryty i złożoną budowę, jest stabilizowany głównie z dostępu przedniego za pomocą implantów płytkowych montowanych do trzonów kręgów – rys. 2.4a. Stabilizacja z dostępu tylnego jest realizowana głównie z zastosowaniem haków i oraz śrub montowanych za wyrostki stawowe – rys. 2.4b.

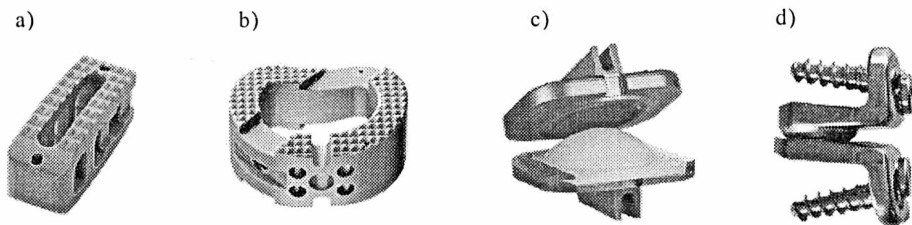
Odcinek piersiowy i lędźwiowy jest stabilizowany za pomocą systemów prętowych z wykorzystaniem śrub transpedikularnych [79, 80], co wykonuje się z dostępu tylnego – rys. 2.4d, e. Stabilizacja transpedikularna ma dużą przewagę nad innymi technikami stabilizacji. Spowodowane jest to o wiele korzystniejszymi warunkami biomechanicznymi zakotwiczenia wkretów, przez co osiąga się krótszą (nawet dwusegmentową) i pewniejszą stabilizację, sprzyjającą szybkiej spondylodezie. W odcinku piersiowym coraz szerzej stosuje się stabilizację z dostępu przedniobocznego, co umożliwia bezpieczne, stabilne usztywnienie kręgosłupa z zastosowaniem implantów płytkowych – rys. 2.4c, jak również implantów prętowych.

Uszkodzenia w obszarze krążków międzykręgowych również wymagają stabilizacji, a przede wszystkim wypełnienia przestrzeni, która pozostaje po ich usunięciu. W to miejsce wprowadzane są elementy sztywne w postaci czopów międzykręgowych [43], które dodatkowo są wspomagane stabilizacją transpedikularną lub płytkową – rys. 2.5a, b.

Obecnie jednak coraz powszechniejsze zastosowanie mają sztuczne krążki międzykręgowe [44], które zmniejszają skutki usztywnienia jednego lub kilku ogniw łańcucha kinematycznego kręgosłupa i umożliwiają uzyskanie pewnego zakresu ruchu pomiędzy kręgami – rys. 2.5c, d.



Rys. 2.4. Przykłady stabilizatorów: a) płytkowy odcinka szyjnego, b) potyliczno-szyjny, c) płytkowy odcinka piersiowego, d) transpedikularny odcinka lędźwiowego, e) transpedikularny, wielosegmentowy odcinka piersiowego



Rys. 2.5. Przykłady czopów międzykręgowych: a) Wide Vertebral Spacers, b) VISIOS oraz sztucznych krążków międzykręgowych: c) Pro-disc, d) Prestige

Jednak pomimo wieloletniego doświadczenia i wiedzy zespołów chirurgicznych, wprowadzenie implantów do kręgosłupa inicjuje wiele problemów natury klinicznej oraz biomechanicznej. Do powikłań może dojść w czasie implantacji (uszkodzenia neurologiczne i naczyniowe, nieprawidłowe osadzenie wkrętów, niedostateczna korekcja i stabilizacja) lub w okresie pooperacyjnym [101, 114]. Powikłania, które mogą powstawać w trakcie eksploatacji stabilizatorów to między innymi: zgięcie lub złamanie śruby, wyrywanie śruby z kręgu, obluźowanie śruby w nasadzie łuku oraz „płuźnienie” końca śruby w trzonie często połączone z obluźowaniem w nasadzie łuku [121]. Zmiany takie prowadzą do pojawienia się wtórnej destabilizacji i utraty korekcji kręgosłupa.

3. Ocena stanu wiedzy z zakresu funkcjonowania i patomechaniki krążka międzykręgowego

3.1. Charakterystyka przenoszenia obciążeń przez połączenia stawowe kręgosłupa

Kluczowym elementem poprawnego funkcjonowania kręgosłupa jest krążek międzykręgowy, który bierze istotny udział w przenoszeniu obciążeń i amortyzacji kręgosłupa, co wykazały już wczesne prace C. Hirscha i A. Nachemsona [85, 135].

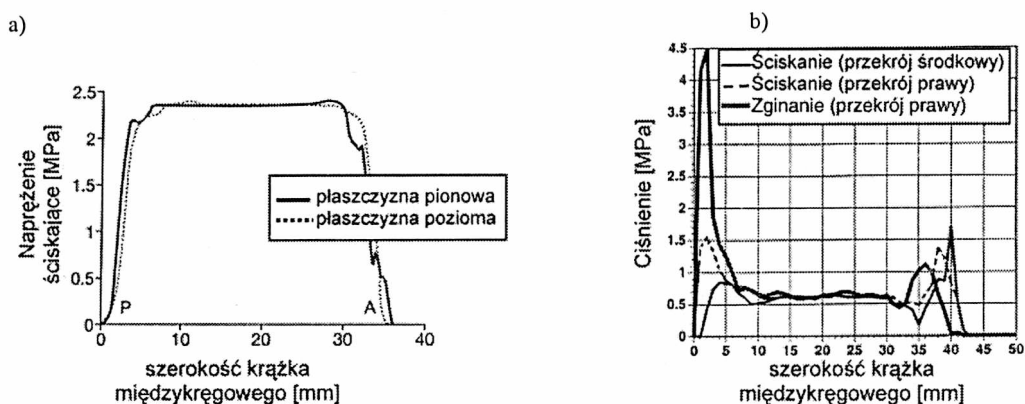
Zmiany zachodzące w krążku międzykręgowym w różnych warunkach obciążeniowych są analizowane między innymi przez badanie zmian ciśnienia panującego we wnętrzu tej bardzo hydrofobowej struktury. Ciśnienie wewnątrzdykowe jest istotnym parametrem w ocenie stopnia jego obciążenia (przeciążenia) i sposobu przenoszenia obciążenia przez jego poszczególne struktury.

Bardzo istotny wkład w badania nad rozkładem ciśnienia w krążku międzykręgowym wniósł Nachemson [132, 133, 135]. Przeprowadził analizę zmian ciśnienia odcinka lędźwiowego kręgosłupa w badaniach *in vivo* i *in vitro* w zależności od wieku, stopnia zmian degeneracyjnych tkanki dysku oraz postawy ciała i wykonywanych czynności. Badania te wykazały także, że usunięcie wyrostków stawowych doprowadza do wzrostu ciśnienia w krążku międzykręgowym o 18% (podczas obciążenia ściskającego) w stosunku do stanu z zachowanymi wyrostkami.

Podstawowa analiza rozkładu ciśnienia skupia się na zmianach zachodzących w krążku międzykręgowym w zakresie pojedynczego segmentu ruchowego podczas działania obciążenia ściskającego [41, 42, 122, 157]. Zgodnie z tymi badaniami rozkład ciśnienia panującego w pierścieniu włóknistym oraz w jądrze miażdżystym pod działaniem rosnącej siły ściskającej ma przebieg liniowy. Jednocześnie ciśnienie rejestrowane w pierścieniu włóknistym jest wyższe lub równe ciśnieniu w jądrze miażdżystym [54]. Wprowadzenie dodatkowej składowej obciążenia, do układu poddanego działaniu osiowego ściskania, w postaci momentu skręcającego, powoduje dwukrotny wzrost ciśnienia w krążku międzykręgowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa [164, 180].

Nowym podejściem do problematyki zmian ciśnienia wewnątrzdykowego było przeanalizowanie rozkładu ciśnienia („stress profilometry”) na całej szerokości krążka mię-

dykręgowego (rys. 3.1a) przez przesuwanie czujnika wzdłuż osi poprzecznej krążka (z czujnikiem usytuowanym w osi pionowej lub poziomej kręgosłupa), w różnych warunkach obciążeniowych oraz w zależności różnych parametrów (wiek, stopień degeneracji) [2, 4, 7, 122]. Podobne zarówno co do wielkości, jak i rozkładu wyniki uzyskał w swych badaniach Edwards [54], przy czym przeanalizował on profile ciśnienia w różnych przekrojach krążka międzykręgowego pod działaniem siły ściskającej lub momentu zginającego (przód/tył) – rys. 3.1b.



Rys. 3.1. Charakterystyczna krzywa: a) rozkładu naprężeń ściskających „stress profilometry” w krążku międzykręgowym poddanym obciążeniu ściskającemu 2 kN w zdrowym, niezdegenerowanym krążku [3]; b) rozkładu ciśnienia podczas obciążenia ściskającego w różnych przekrojach krążka międzykręgowego [54]

Analizę profilu rozkładu ciśnienia w krążku międzykręgowym dla długotrwałego obciążenia ściskającego (1 h), po którym realizowano ruch obrotowy prawo/lewo ($0,5^\circ \pm 2^\circ$) prowadzili autorzy pracy [193]. Badania wykazały istotne zmniejszenie wartości ciśnienia w krążku międzykręgowym od 20% do 30% po 1 godzinie stałego obciążenia ściskającego. Jednocześnie w pracy tej wykazano różnice ciśnienia w zależności od kierunku jego badania, tzn. usytuowania powierzchni pomiarowej czujnika w stosunku do osi kręgosłupa (prostopadle lub równoległe). Wyniki te kłócą się jednak z dotychczas przyjętym modelem rozkładu ciśnienia w krążku międzykręgowym, przy czym zakłada się, że krążek działa jak ciecz poddawana ściskaniu, w której ciśnienie jest jednakowe we wszystkich kierunkach (nie zależy od kierunku badania) [123, 124, 134].

Realizowane prace badawcze nad zmianami ciśnienia, zachodzącymi w krążku międzykręgowym, wykonywane są bez zachowania uwodnionego środowiska pracy dysku, narażając tkanki miękkie na wysuszenie, a w konsekwencji na spadek mierzonego ciśnienia. Postępowanie takie może mieć swoje uzasadnienie w procedurze wykonywanych badań, związanych z realizacją kilku krótkotrwałych cykli obciążeń statycznych, zmniejszających tym samym zagrożenie spadku wilgotności badanego preparatu. Jed-

nak stosowanie takiego schematu obciążenia stanowi istotne uproszczenie istniejącego stanu długookresowych obciążeń zmiennych, jakim poddawany jest kręgosłup.

Obciążenia te są przenoszone przede wszystkim przez krążki międzykręgowe (przednia kolumna) oraz wyrostki stawowe (tylna kolumna), które wchodzi w skład tzw. triady podparcia [18].

Jak wskazują dotychczasowe badania, siła ściskająca, będąca wynikiem działającego na kręgosłup obciążenia, jest przenoszona głównie przez krążek, a w mniejszej części przez wyrostki stawowe, przy czym procentowy udział wyrostków zależy od postawy ciała (przyjętej pozycji zgięcia lub rotacji). Podczas działania siły ścinającej krążek międzykręgowy odgrywa relatywnie mniej istotną rolę w stosunku do wyrostków stawowych.

Wiele prac doświadczalnych *in vitro* [5, 48, 115, 176, 202] potwierdza obserwacje, iż obciążenie ściskające (w odcinku lędźwiowym) jest przenoszone zarówno przez wyrostki stawowe, jak i krążek międzykręgowy, przy czym podczas działania dodatkowych momentów w osi pionowej i w płaszczyźnie strzałkowej istotnie wzrasta obciążenie na wyrostkach stawowych. Dla układu symulującego długotrwałe (około 3 h) stanie w pozycji wyprostowanej, 16% działającego obciążenia, w odcinku lędźwiowym, przenoszona jest właśnie przez wyrostki stawowe, natomiast podczas krótkotrwałego obciążenia (około 5 min) jedynie 4% [5]. Wskazuje to jednocześnie na bardzo istotny czynnik, jakim jest wpływ przyjętego schematu realizacji obciążenia na uzyskiwane wyniki.

Dodatkowe symulowanie zgięcia w płaszczyźnie przedniotyłnej oraz w płaszczyźnie bocznej wskazuje także na bardzo ważną rolę połączenia stawowego na wyrostkach stawowych w czynnym przenoszeniu obciążenia. Działania złożonego układu obciążeń (osiowe ściskanie z 4° – 6° zgięciem do tyłu lub do przodu) powoduje, że wyrostki stawowe przenoszą od 10% do 40% przyłożonego obciążenia [48, 167, 170]. Dochodzi także do wzrostu ciśnienia w stawach wyrostkowych o 36% w stosunku do pozycja neutralnej, wyprostowanej [48]. Jednocześnie przyrost siły oddziałującej na wyrostki stawowe, w trakcie zgięcia do tyłu i do przodu, ma charakter stałego wzrostu [5, 48, 173]. Natomiast zgięcie boczne (o wartości $\pm 3^{\circ}$) powoduje asymetrie rozkładu obciążeń, przy rejestrowanym wzroście o ponad 80% po stronie ściskanej i 40% spadku po stronie rozciąganej.

Podobne zależności obserwowane są na drodze symulacji numerycznych [49, 126, 172, 173, 202]. Nieuszkodzone, poprawnie funkcjonujące wyrostki stawowe przenoszą od 3% do 25% działającego obciążenia ściskającego, a dla symulowanego stanu zapalnego stawów obciążenie wzrastało do 47% [202]. Shirazi-Adl [173] wykazał natomiast, że działanie siły ściskającej równej 5000 N (odcinek lędźwiowy) obciąża wyrostki stawowe od 1% do 5% przyłożonej siły ściskającej, co odpowiada stanowi kilkuminutowego obciążenia [5]. Dodatkowe działanie momentu zginającego do tyłu (w zakresie 2° – 6°) prowadzi do znaczącego wzrostu obciążenia wyrostków do 10% lub do 30%. W przypadku zgięcia do przodu maksimum obciążenia wyrostków stawowych (13% przy-

łożonej siły ściskającej) pojawia się przy zgięciu $12,5^\circ$ i działaniu dodatkowej siły ścinającej równej 500 N (symulowane podnoszeniu dużego ciężaru). Wyniki te jednoznacznie wskazują, iż wyrostki stawowe przenoszą istotną część przyłożonego obciążenia w trakcie zginania do tyłu (przy dużym kącie zgięcia) i do przodu oraz że dodatkowe działanie siły ściskającej i ścinającej prowadzi do dalszego wzrostu obciążenia na wyrostkach stawowych.

Przedstawiona analiza wyników prac eksperymentalnych i symulacji numerycznych wskazuje, że wyrostki stawowe przenoszą $10\div 20\%$ obciążenia ściskającego oddziaływającego na kręgosłup w wyprostowanej pozycji ciała, a wartość ta wzrasta do 40% w trakcie zgięcia do tyłu. Cytowane dane literaturowe są tylko pewnym przybliżonym szacunkiem dotyczącym roli wyrostków stawowych w systemie przenoszenia obciążeń, gdyż są to analizy prowadzone na podstawie globalnych zmian przemieszczeń krążka międzykręgowego [5, 48, 167, 170], bez analizy innych parametrów, w tym także zmian ciśnienia wewnątrzdysskowego.

3.2. Charakterystyka struktury nośnoporowej kręgosłupa

Funkcja krążka międzykręgowego pod działaniem złożonego obciążenia zmiennego jest możliwa dzięki dwóm podstawowym elementom, tj. jądra miażdżystego i pierścienia włóknistego. Dlatego też są one w centrum zainteresowania wielu badaczy analizujących zarówno ich budowę, jak i właściwości mechaniczne.

W pracach dotyczących pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego Marchand i Achmed [118], stosując metodę częściowego odwodnienia (wysuszenia) dysku, wyseparowali pojedyncze blaszki pierścienia i wykonali analizę wybranych parametrów pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego (odcinka lędźwiowego człowieka) na poziomie mikroskopowym, w tym między innymi: liczby blaszek w pierścieniu, ich grubości, procentowej zawartości warstw niekompletnych (wiele blaszek pierścienia nie jest zamknięta na długości obwodowej) w zależności od wieku oraz miejsca pobrania próbek (przednia, tylna lub boczna część pierścienia). Pomimo wielu bardzo wartościowych danych, będących wynikiem tych badań, praca ta ma pewne ograniczenia związane z zastosowaną techniką badawczą, to znaczy analizą w nienaturalnym stanie częściowego wysuszenia badanej tkanki oraz ograniczenia wynikającego z niskiego poziomu rozdzielczości zastosowanej techniki mikroskopowej.

Również w wielu innych pracach [16, 35, 187] analizie podlegały takie parametry, jak: grubość ścianek kolejnych pierścieni, kąt nachylenia włókien kolagenowych, ich kąt pofałdowania, a także wpływ wieku na podane parametry. Analizy te prowadzone były z zastosowaniem metody histologicznej, w której materiał badawczy jest poddawany wcześniejszej obróbce chemicznej, mającej na celu jego zakonserwowanie i utrwalenie, co nieodwracalnie uniemożliwia obserwację zachowania się tkanki w warunkach działania symulowanych sił działających w trakcie normalnej pracy takiej struktury.

Szczegółowym badaniom poddawane są ukształtowanie i wzajemna konfiguracja włókien kolagenowych pierścieni włóknistych krążka międzykręgowego, z zastosowaniem m.in. skaningowej mikroskopii elektronowej i mikroskopii w świetle spolaryzowanym [75, 94, 95]. Wymienione techniki wizualizacji również wymagają chemicznego utrwalenia badanej tkanki, zmniejszając możliwości poznawcze funkcjonowania pierścienia włóknistego.

Podane techniki umożliwiają także analizę systemu rozmieszczenia włókien elastynowych, które wpływają na właściwości sprężyste struktur tkankowych [33, 99, 179, 204, 205].

Rzadko podejmowana jest analiza zmian strukturalnych pierścienia włóknistego z jednoczesnym badaniem jego właściwości mechanicznych na poziomie mikroskopowym. W obszarze tym jedynie Bruehlmann i wsp. [32] przeanalizowali zmiany w konfiguracji międzykomórkowej i siatki kolagenowej pod działaniem obciążenia zginającego.

Badania wytrzymałościowe pierścienia włóknistego w skali makro przeprowadza się szeroko zarówno dla wyizolowanych pojedynczych blaszek, jak i ich zespołu. Główny nacisk stawia się na badania właściwości mechanicznych w teście na jednoosiowe rozciąganie, w zależności od takich parametrów, jak: wiek dawcy oraz stopień degeneracji tkanki, miejsce pobrania (przednia lub tylna część pierścienia włóknistego) czy kierunku rozciągania (wzdłużny/poprzeczny) [1, 11, 51, 57, 65, 67, 74, 87, 173, 175, 200].

Badania te nie dostarczają żadnych informacji o czynnikach decydujących o uzyskiwanych wartościach analizowanych parametrów mechanicznych. Wzbogacenie tego typu badań na poziomie mikroskopowym, o wgląd w zmiany, które zachodzą w konfiguracji macierzy kolagenowej umożliwiłoby wyjaśnienie wielu mechanizmów decydujących o charakterystycznej pracy i właściwościach krążka międzykręgowego.

3.3. Wpływ wprowadzenia implantów na zmiany w segmentach sąsiadujących

Innym problemem, ściśle związanym z funkcjonowaniem i zmianami zachodzącymi w krążku międzykręgowym, jest wpływ implantów wprowadzanych do kręgosłupa w celu jego stabilizacji i odbarczenia rdzenia kręgowego w przypadkach urazów, uszkodzeń i zmian degeneracyjnych.

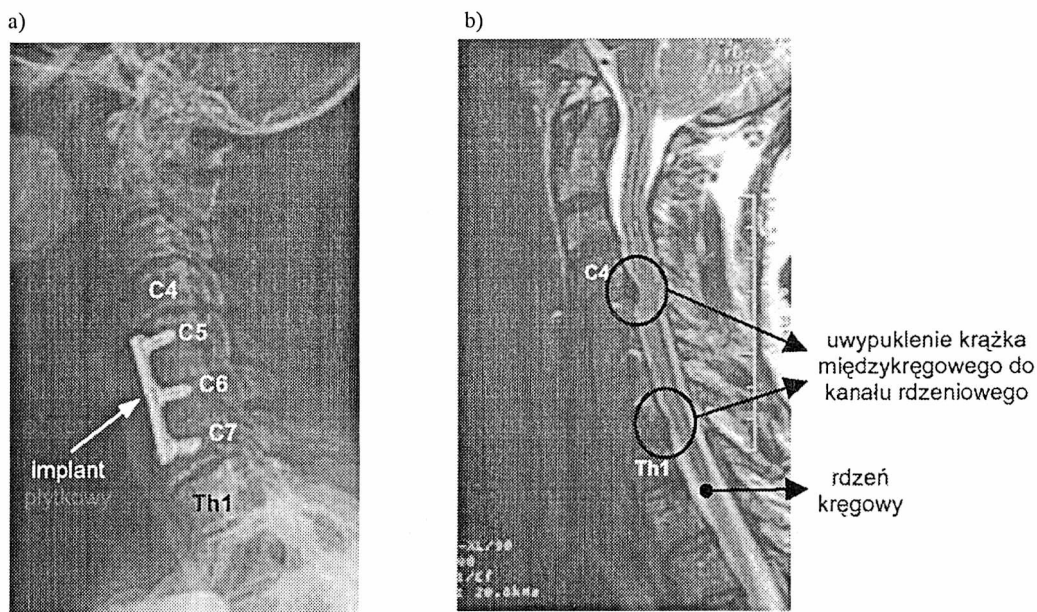
Od ponad 50 lat stosuje się techniki odbarczania rdzenia kręgowego i przywracania stabilnego układu kolumny kręgosłupa w postaci implantacji przeszczepów kostnych [15, 39, 162], a następnie stabilizatorów w celu efektywnego leczenia zmian zachodzących w strukturach miękkich i twardych kręgosłupa [34, 79, 140].

Pomimo niezaprzeczalnych korzyści leczniczych, które dają systemy stabilizacji, wprowadzenie implantów do kręgosłupa radykalnie zmienia układ przenoszenia obciążeń, wpływając na zmiany rozkładu sił w strukturach powyżej i poniżej zaimplantowanego ogniw.

Wieloletnie obserwacje kliniczne [83, 110, 168] wskazują i opisują zmiany degeneracyjne zachodzące w segmentach przyległych (segmenty sąsiadujące) do miejsca, w którym dokonano implantacji. Zmiany te są widoczne od 9% do nawet 25% przypadków stabilizacji [14, 24, 73, 198], procent ten często wzrasta wraz z upływem lat po implantacji [82].

Badania retrospektywne prowadzone przez Hilibranda i Robinsona [84] wskazują, że największe zmiany degeneracyjne w segmentach sąsiadujących pojawiają się u osób starszych, co może być głównie wynikiem naturalnego procesu starzenia, a nie powikłaniem będącego skutkiem wprowadzenia implantu. Większe zmiany degeneracyjne zachodzą przy jednosegmentowej stabilizacji [82], niż przy wielosegmentowej, na którą wskazywały analizy prowadzone w pracach [63, 72, 142, 199]. Najnowsze badania i obserwacje kliniczne wskazują, że to właśnie wprowadzenie implantów doprowadza do zmian powyżej i poniżej usztywnionego miejsca [96, 97, 147, 167] – rys. 3.2.

Coraz częściej stosowane są układy implantacji, które, zastępując fizjologiczne elementy kręgosłupa, odwzorowują ich działanie i funkcje. Należą do nich m.in. sztuczne krążki międzykręgowe, które wprowadzone w miejsce usuniętego krążka umożliwiają zachowanie ruchomości w implantowanym segmencie ruchowym [17, 44, 50, 109, 201]. Konstrukcje te nie w pełni spełniają stawiane im zadania i przynoszą, w długookresowych obserwacjach, zmiany w segmentach sąsiadujących z nimi [119].



Rys. 3.2. Radiologiczny obraz: rtg – zdjęcie a) oraz RM – zdjęcie b) zmian powyżej i poniżej dwupoziomowej (C5/6 i C6/7) przedniej stabilizacji płytkowej odcinka szyjnego kręgosłupa. Zmiany obserwowane u 25-letniej kobiety, 5 lat po przeprowadzonym zabiegu stabilizacji.

Zmiany widoczne na poziomie C4/5 i C7/Th1 [208]

Zwiększona częstość pojawiania się zmian degeneracyjnych na poziomach bezpośrednio sąsiadujących z zaimplantowanym miejscem jest między innymi wynikiem zmian biomechanicznych na tych poziomach. Główne przyczyny tych zmian upatruje się w zmianach ruchomości (zwiększeniu lub zmniejszeniu) w segmentach przylegających oraz w zmianach zachodzących w krążkach międzykręgowych [143–145], w tym zmianach rozkładu wartości ciśnienia w nich panujących.

Wiele prac doświadczalnych wykazuje wzrost ruchomości powyżej i poniżej miejsca usztywnienia kręgosłupa zarówno w odcinku szyjnym [52, 66, 70, 111, 146, 158], jak i lędźwiowym [12, 72, 38, 78, 127], przy czym wzrost ten jest największy w segmentach ruchowych bezpośrednio sąsiadujących z poziomem usztywnionym i zmniejsza się w miarę oddalania się od tego ogniwa.

Prace Rohlmana [164, 165] i Untcha [190] wykazują, iż zwiększenie ruchomości w segmentach sąsiadujących z usztywnieniem jest statystycznie nieistotne i nie może mieć większego wpływu na zmiany obserwowane w tych segmentach.

Jak już wspomniano, jednym z czynników uważanych za istotny w poznaniu zmian zachodzących w segmentach sąsiadujących jest zmiana ciśnienia panującego w krążkach międzykręgowych, przylegających do stabilizowanego segmentu.

Niewiele prac podejmuje analizę wpływu wprowadzenia implantów w odcinku szyjnym kręgosłupa na zmiany wartości ciśnienia powyżej i poniżej miejsca stabilizacji pod działaniem obciążeń fizjologicznych [52, 147, 148, 154]. Wyniki badań wskazują jednak na istotny wzrost mierzonego ciśnienia po wprowadzeniu implantu zarówno powyżej, jak i poniżej stabilizowanego ogniwa kręgosłupa, zwłaszcza podczas ruchu zgięcia do przodu.

Podobny charakter rozkładu ciśnienia w krążkach międzykręgowych jest obserwowany w odcinku lędźwiowym kręgosłupa. Wprowadzenie stabilizacji (z dostępu tylnego) skutkuje istotnym wzrostem wartości ciśnienia powyżej miejsca wprowadzenia implantu [38, 45, 127] podczas ruchu zgięcia do przodu. W segmentach poniżej usztywnienia następuje niewielki wzrost ciśnienia w porównaniu z układem fizjologicznym (nieuszkodzonym). Również analiza profilu rozkładu ciśnienia poniżej stabilizacji wskazała na bardzo niewielką różnicę w stosunku do uzyskiwanych na preparatach niezaimplantowanych [53].

Całkowicie odmienne wyniki przedstawił Rohlmann i wsp. [163, 165], wykazując brak wpływu stabilizacji na zmiany ciśnienia wewnątrzdiskowego w segmentach sąsiadujących. Analiza ciśnienia w odcinku lędźwiowym kręgosłupa przed i po wprowadzeniu implantów nie wykazała ich istotnego wpływu na zmiany ciśnienia. Na podstawie otrzymanych wyników autorzy wysunęli wniosek, iż zmiany degeneracyjne obserwowane poniżej i powyżej miejsca wprowadzenia implantu nie są spowodowane czynnikami fizycznymi, to znaczy zmianami ciśnienia czy ruchomości w tych segmentach. Swanson i wsp. [181] potwierdzili te obserwacje, wykazując brak istotnych różnic w ciśnieniu (przed i po implantacji) w segmentach powyżej miejsca stabilizacji i niewielki wzrost ciśnienia w segmentach poniżej stabilizacji.

Opisane wyniki prac badawczych przedstawiają mocno zróżnicowany charakter zmian ciśnienia zachodzącego w krążkach międzykręgowych po wprowadzeniu implantów, co wskazuje, iż wciąż jest to problem wymagający dalszej pogłębionej analizy. Dotyczy to zwłaszcza odcinka szyjnego kręgosłupa, który rzadko jest poddawany tego typu badaniom.

3.4. Krytyczna ocena stanu wiedzy z zakresu patomechaniki przeciążeń i stabilizacji kręgosłupa

Pomimo wielu prac dotyczących analizy ciśnienia wewnątrzdyiskowego lub też roli wyrostków stawowych brak jest badań podejmujących te zagadnienia jako jeden spójny problem, zwłaszcza w kontekście zmian zachodzących pod działaniem zmiennego obciążenia długookresowego, któremu poddawany jest kręgosłup. Dodatkowo stosowane uproszczenie w postaci braku zachowania uwodnionego środowiska pracy badanego segmentu generuje zmiany w procesie przepływu wody badanych układów. Biorąc pod uwagę dużą hydrofobowość samego krążka międzykręgowego, utrzymywanie jedynie względnej wilgotności badanego preparatu, poprzez jego spryskiwanie, wprowadza istotne błędy w pomiarze wartości ciśnienia wewnątrzdyiskowego. Co więcej, najistotniejszy, ze względu na przepływ cieczy w kręgosłupie, jest przepływ pomiędzy krążkami a trzonami kręgów kręgosłupa, w związku z tym zwilżanie zewnętrznych jej struktur tylko pozornie utrzymuje odpowiedni poziom wody w tych elementach [90].

Postępowanie takie może mieć swoje uzasadnienie w procedurze wykonywanych badań, związanych z realizacją kilku cykli krótkotrwałych obciążeń statycznych, zmniejszających tym samym zagrożenie obniżenia wilgotności badanego preparatu. Stosowanie takiego schematu obciążenia stanowi istotne uproszczenie istniejącego stanu długookresowych obciążeń zmiennych, którym jest poddawany kręgosłup.

Istnieje kilka prac, w których jest analizowany wpływ obciążenia na zmiany ciśnienia, jednak nie zawierają one jednoczesnej analizy dla układów z zachowanymi połączeniami kolumny tylnej (wyrostki stawowe) oraz po ich usunięciu podczas działania długotrwałych obciążeń zmiennych. Dlatego też próba połączenia tych elementów może dostarczyć nowych, bardziej kompleksowych informacji na temat procesów zachodzących w krążku międzykręgowym w środowisku zbliżonym do warunków fizjologicznych. Jednocześnie nasuwa się pytanie, jakie zmiany zachodzą w samej strukturze krążka międzykręgowego podczas długotrwałych obciążeń. Wzrost i spadek ciśnienia decydują o dynamice mechanizmu rozciągania zewnętrznej struktury krążka międzykręgowego, tzn. pierścienia włóknistego. Podczas działania obciążenia ściskającego oraz złożonych obciążeń zmiennych dochodzi do rozciągania struktur pierścienia włóknistego w kierunku promieniowym, w trakcie którego następuje wzdłużne rozciąganie włókien kolagenowych. Podczas obciążenia ulegają zmniejszeniu wysokości całego krążka międzykręgowego, a zmiana ta zachodzi poprzez uwypuklenie się, ku zewnętrznej stronie

dysku, pierścieni włóknistych. Mechanizm działania pierścienia włóknistego wskazuje na istotną rolę tej struktury w procesie przenoszenia obciążeń.

Jak wynika z analizy literatury, stosowane techniki badawcze dostarczają wglądu w architekturę pierścienia włóknistego jedynie w układzie statycznym. Nie pozwalają natomiast na analizę zmian czy też reorganizacji struktury włókien kolagenowych pierścieni pojawiających się pod wpływem działania sił wynikających z obciążeń występujących w zakresie fizjologicznego funkcjonowania krążka międzykręgowego. Wciąż bez odpowiedzi pozostają zagadnienia istnienia zależności (relacji) strukturalnej macierzy kolagenowej, które dostarczają specyficznego scalenia i umożliwiają przenoszenie złożonych obciążeń przez krążek międzykręgowy. Dlatego jednym z głównych wyzwań w badaniach nad krążkiem międzykręgowym jest znalezienie efektywnej drogi wizualizacji jego struktur w odniesieniu zarówno do dużej odkształcalności, jak i wytrzymałości pierścienia włóknistego.

W związku z tym, istotne staje się przeprowadzanie obserwacji zachowania struktury pierścienia włóknistego w odpowiedzi na wymuszoną deformację z jednoczesnym zachowaniem wysokiej wilgotności środowiska badawczego, charakterystycznego dla krążka międzykręgowego.

Kolejnym ważnym problemem, ze względu na praktykę kliniczną, jest leczenie z zastosowaniem technicznych środków stabilizacji, co stanowi obecnie standardowe podejście do postępowania terapeutycznego, lecz jednocześnie niesie ze sobą zmiany w układzie przenoszenia sił.

Pomimo wielu analiz i badań dotyczących zmian w segmentach sąsiadujących z segmentem (segmentami) stabilizowanym wciąż jednak brak jest jednego, spójnego wyjaśnienia czynników mających wpływ na te zmiany. Oczywiście możliwe jest połączenie lub też pogodzenie różnych teorii dotyczących powodów prowadzących do przemian zachodzących w strukturach powyżej i poniżej zaimplantowanego odcinka. Bez sprzecznie jednak nie można zignorować zmian pojawiających się po wprowadzeniu do kolumny kręgosłupowej sztucznego elementu, którym jest implant, na co wskazuje wiele badań [96, 97, 161], aczkolwiek wpływ naturalnej historii zmian degeneracyjnych [84] jest bardzo istotny w przedstawieniu pełnego obrazu zmian rozwijających się powyżej i poniżej usztywnionego miejsca.

Skupiając się jednak na przyczynach biomechanicznych, mających istotny wpływ na zapoczątkowanie zaburzeń w prawidłowym funkcjonowaniu segmentów sąsiadujących, można zauważyć, iż istniejący stan wiedzy jest wciąż niepełny i nie przedstawia jednoznacznej hipotezy na powstawanie zmian w degradacji struktur krążka międzykręgowego oraz kręgów. Z tego względu, prowadzenie dalszych obserwacji klinicznych powiązanych bezpośrednio z badaniami i analizami doświadczalnymi w tym w połączeniu z badaniami ciśnienia na poziomie pojedynczego segmentu oraz analizą strukturalną elementów krążka międzykręgowego na makro- i mikropoziomie może poszerzyć tę wiedzę, co będzie stanowić istotny postęp w analizie mechanizmu przeciążeń struktur nośnych kręgosłupa, a zwłaszcza anizotropowych struktur krążka międzykręgowego.

4. Sformułowanie problemu badawczego

Krażek międzykręgowy stanowi złożoną strukturę zarówno pod względem biologicznym, jak i pod względem mechanicznym. Praca krążka międzykręgowego wpływa na zachowanie najbliższych elementów, których wzajemne relacje decydują o poprawnym funkcjonowaniu całego kręgosłupa.

Jak wykazano, w analizie literatury wielokierunkowość prowadzonych badań dostarcza szerokiej wiedzy dotyczącej budowy i pracy krążka międzykręgowego. Brakuje jednak kompleksowego podejścia do problematyki procesów zachodzących w krążku międzykręgowym, szczególnie podczas działania wysokocyklicznych obciążeń, z zachowaniem dużej wilgotności środowiska badawczego, z jednoczesnym wyjaśnieniem zjawisk, które umożliwiają temu złożonemu elementowi specyficzne działanie i wzajemną współpracę pomiędzy silnie hydrofobowym jądrem a włóknistym pierścieniem.

Mechanizm działania pierścienia włóknistego wskazuje na istotną rolę tej struktury w procesie przenoszenia obciążeń i pomimo prowadzenia wielu prac badawczych brak jest analizy dotyczącej korelacji występujących zarówno w pojedynczej blaszce pierścienia, jak i pomiędzy blaszkami. Połączenie danych analizy strukturalnej z badaniem takiego czynnika mechanicznego, jakim jest ciśnienie, stanowi bardzo istotny element poznawczy, a zarazem jest nowoczesnym narzędziem w analizie zjawisk zachodzących w warunkach zmian biomechanicznych, takich jak wprowadzenie implantów do układu kręgosłupowego.

Analiza warunków pracy kręgosłupa oraz ocena kierunków badań, prowadzonych w czołowych ośrodkach naukowych, wykazała że główna problematyka wymagająca opisu i wyjaśnienia dotyczy mechanizmu przeciążenia krążka międzykręgowego i wpływu nowoczesnych technik leczenia na pracę tego dysfunkcyjnego elementu kręgosłupa.

Umożliwiło to określenie głównego celu pracy, którym jest identyfikacja i charakterystyka wybranych parametrów mechanicznych złożonej, anizotropowej struktury krążka międzykręgowego kręgosłupa w globalnym i lokalnym układzie obciążenia.

Na założony cel składa się:

1. Ocena wpływu obciążeń zmiennych na mechanikę pracy elementów stawowych kręgosłupa.
2. Analiza właściwości mechanicznych i charakterystyka przestrzennej mikrobudowy anizotropowej struktury pierścienia włóknistego oraz patomechanizmu powstawania jej destrukcji.

3. Analiza wpływu i charakteru zmian ciśnienia wewnątrzdyiskowego w obszarze zaburzenia sztywności odcinka kręgosłupa po wprowadzeniu implantu.

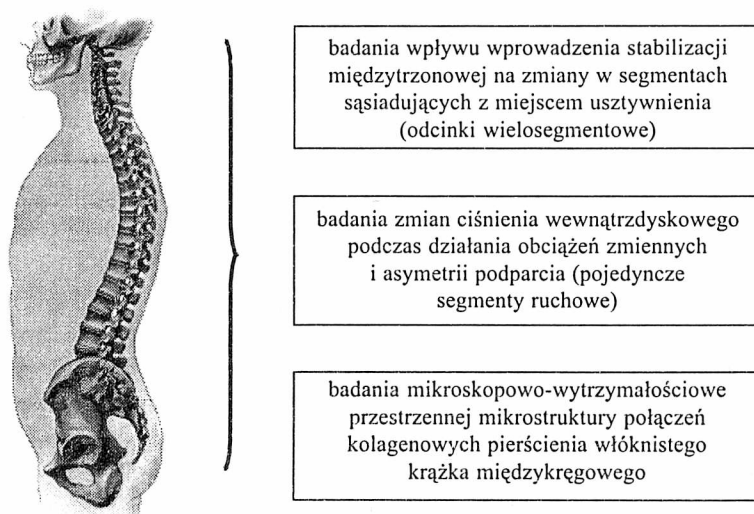
Zakres pracy zawiera badania doświadczalne i symulacje numeryczne. Badania doświadczalne powadzono na wielosegmentowych odcinkach kręgosłupa, pojedynczych segmentach zawierających dwa kręgi z łączącym je krążkiem międzykręgowym oraz na wyizolowanych krążkach międzykręgowych. Zrealizowane badania i analizy były przeprowadzone na materiale sekcyjnym oraz pochodzenia zwierzęcego.

Symulacje numeryczne wykonano dla makromodelu, tzn. pojedynczego segmentu ruchowego, oraz mikromodelu odwzorowującego strukturę pierścienia włóknistego, uzyskanego na drodze badań eksperymentalnych.

Praca zawiera podgrupy problemowe, które składają się na opis działania elementów struktury kręgosłupa – rys. 4.1.

Zadania badawcze obejmowały:

1. Przeprowadzenie badań eksperymentalnych zmian ciśnienia wewnątrzdyiskowego podczas działania obciążeń zmiennych, z jednoczesną analizą wpływu asymetrii podparcia kolumny kręgosłupa na zmiany w układzie przenoszenia obciążeń w kręgosłupie.
2. Przeprowadzenie analizy zmian mechaniki pracy krążka międzykręgowego dla symulowanego układu fizjologicznego i zdegenerowanego za pomocą metody elementów skończonych.
3. Opracowanie metodologii analizy właściwości mechanicznych i połączeń strukturalnych w pojedynczej blaszce pierścienia włóknistego oraz pomiędzy kolejnymi, następującymi po sobie pierścieniami.



Rys. 4.1. Podejmowane problemy badawcze

- Pomimo rozpatrywania przyjętych zadań badawczych na różnych odcinkach kręgosłupa, opracowana przez autorkę metodologia badań umożliwia uniwersalne zastosowanie i podejście do rozważanych problemów.

```

graph TD
    A[Kregosłup  
podstawowa struktura nośna organizmu] --> C[wplyw obciążeń zmiennych  
na zmiany ciśnienia  
wewnątrzdyaskowego]
    B1[wplyw modelu obciążenia] --> C
    B2[wplyw asymetrii podparcia] --> C
    B1 --- D[segment  
ruchowy]
    B2 --- D
    D --> C
    C --> E[krążek międzykręgowy jako  
podstawowa jednostka decydująca o  
prawidłowym przenoszeniu obciążeń]
    C --> F[mikrobudowa i właściwości  
mechaniczne pierścienia  
włóknistego]
    G[charakterystyka  
patomechanizmu  
powstawania destrukcji] --> F
    G --- H[wyizolowany  
krążek  
międzykręgowy]
    H --> F
    F --> I[wplyw wprowadzenia stabilizacji  
międzytrzonowej na zmiany  
w rejonie usztywnienia]
    J[wplyw obciążenia  
i systemu stabilizacji] --> I
    J --- K[odcinek  
kręgosłupa]
    K --> I
    E --> I
    E --> C
  
```

Rys. 4.2. Algorytm rozwiązywania problemu badawczego

5. Analiza wpływu obciążeń zmiennych na zmiany ciśnienia wewnątrzdyaskowego

Podczas normalnych fizjologicznych działań organizm ludzki poddawany jest stałym cyklicznym obciążeniom zmiennym, obciążeniom o stałej sile nacisku oraz okresom odciążenia (wypoczynku). Wszystkie te obciążenia, tak różne pod względem wielkości oraz czasu działania, powodują określoną reakcję ze strony struktur nośnych kręgosłupa, w tym krążka międzykręgowego.

Cechą fizyczną opisującą stan oraz pracę krążka międzykręgowego jest panujące w nim ciśnienie. Zmiany tego parametru, generowane poprzez obciążenia kręgosłupa, stanowią istotną właściwość krążka międzykręgowego charakteryzującą jego działanie, a tym samym decydującą o prawidłowym lub patologicznym funkcjonowaniu kręgosłupa.

Zmiany w obszarze składowych segmentu ruchowego, będącego podstawową jednostką ruchową kręgosłupa, a zwłaszcza krążka międzykręgowego, są głównym źródłem zmian w statycznej i dynamicznej pracy kręgosłupa. Procesy zachodzące w krążku międzykręgowym są związane z czynnikami o podłożu mechanicznym, jak również biochemicznym. Prowadzą one m.in. do zmniejszenia zawartości wody w dysku [192], a w konsekwencji do utraty podstawowych funkcji, tj.: amortyzacji i zdolności do przenoszenia obciążeń w kolumnie kręgosłupa. Z tego też względu, poznanie rozkładu ciśnienia wewnątrzdyaskowego jest podstawą do pełniejszego zrozumienia złożonych procesów zachodzących w kręgosłupie.

Jak wykazano w przeglądzie literatury, pomimo wielu prac, w których podejmowane są analizy wpływu różnych czynników na zmiany zachodzące w krążku międzykręgowym, nie do końca poznane są zjawiska zachodzące w dysku, a bezpośrednio związane z ciśnieniem w nim panującym.

Dlatego też przeprowadzono analizę zmian rozkładu ciśnienia krążka międzykręgowego w trakcie obciążeń symulujących normalne funkcje życiowe, takie jak: chód, przenoszenie (dźwiganie) ciężaru oraz odpoczynek. Celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu historii obciążenia oraz zmian w warunkach podparcia w wyniku usunięcia połączenia na wyrostkach stawowych (będących integralną częścią triady podparcia [19]) na zachodzące zmiany rejestrowanego ciśnienia w krążku międzykręgowym.

5.1. Metodologia badań

Badania prowadzono na preparatach sekcyjnych odcinka piersiowego kręgosłupa (wiek 20–61 lata); (zgoda komisji etyki nr KB-113/2001).

Wszystkie preparaty przeznaczone do badań poddawane były analizie rentgenowskiej (zdjęcia Rtg) w celu zidentyfikowania i wyeliminowania preparatów wykazujących zmiany degeneracyjne lub chorobowe. Dokumentacja radiologiczna każdego preparatu kręgosłupa była wykonywana natychmiast po pobraniu materiału badawczego. Jeśli nie ujawniły one destrukcji struktur kostnych pobranego odcinka kręgosłupa, to preparat kwalifikowany był do badań biomechanicznych.

Z preparatów usunięto tkanki miękkie w postaci mięśni, tak by pozostały jedynie kręgi, krążki międzykręgowe, połączenia stawowe oraz więzadła. Następnie podzielono poszczególne odcinki kręgosłupa na pojedyncze segmenty ruchowe, składające się z dwóch sąsiadujących ze sobą kręgów z zawartym między nimi krążkiem międzykręgowym. Ostatecznie uzyskano 16 preparatów odcinka piersiowego kręgosłupa – tabela 5.1.

Tabela 5.1. Dane dotyczące badanych preparatów

Lp.	Wiek/płeć	Segment odcinka piersiowego	Połączenie na wyrostkach stawowych		Powierzchnia krążka międzykręgowego [mm ²]	Stopień degeneracji krążka*
			zachowane	brak		
1	47/M	Th1-Th2	×		451,6	2
2	52/M	Th3-Th4		×	430,4	2
3	52/M	Th5-Th6	×		490,1	2
4	52/M	Th7-Th8	×		578,2	2
5	37/M	Th1-Th2	×		348,5	1
6	37/M	Th3-Th4		×	362,0	1
7	37/M	Th5-Th6		×	402,9	1
8	37/M	Th7-Th8		×	504,2	1
9	23/M	Th3-Th4		×	399,3	1
10	23/M	Th5-Th6	×		470,2	1
11	23/M	Th7-Th8		×	571,2	1
12	25/M	Th3-Th4	×		574,9	1
13	61/M	Th3-Th4	×		420,0	3
14	20/M	Th5-Th6	×		499,6	1
15	20/M	Th7-Th8		×	594,2	1
16	20/M	Th9-Th10		×	645,4	1
			Σ8	Σ8	śr = 481,5±93	

* Stopień degeneracji krążka międzykręgowego w 4-stopniowej skali [8, 135].

Przygotowany materiał badawczy przechowywano w podwójnym opakowaniu foliowym w temperaturze -20°C , aż do dnia prowadzenia badań. Rozmrażanie odbywało się w temperaturze pokojowej kilka godzin przed przystąpieniem do testów. Jak wskazują wyniki wielu badań, proces zamrażania oraz późniejsze rozmrażanie (z zachowaniem odpowiednich warunków) ma niewielki lub nie ma żadnego wpływu na właściwości mechaniczne kręgosłupa [47, 64, 89, 128, 141, 177]. Nachemson [135] dodatkowo dowiódł, że zamrażanie nie ma również wpływu na zmiany właściwości hydrostatycznych krążka międzykręgowego.

Badania wykonywano dla dwóch układów:

- segmenty z zachowanymi połączeniami na wyrostkach stawowych (układ fizjologiczny – nieuszkodzony),
- segmenty z usuniętymi połączeniami na wyrostkach stawowych.

W pierwszym układzie odwzorowano fizjologiczny sposób przenoszenia obciążeń poprzez wyrostki stawowe i krążek międzykręgowy, tzw. triadę podparcia. W drugim układzie, obciążenia przenoszone były jedynie przez krążek międzykręgowy bez wsparcia na wyrostkach stawowych.

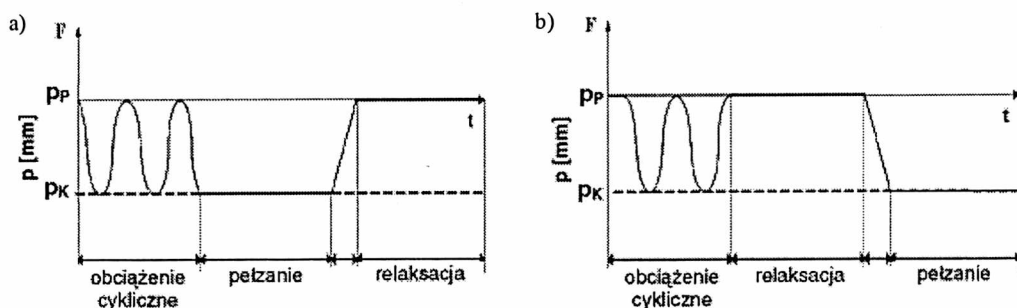
Podczas analizy doświadczalnej badane segmenty ruchowe obciążane były zmiennymi siłami działającymi w osi kręgosłupa. Głównym celem była symulacja kilku podstawowych obciążeń działających w trakcie normalnych funkcji fizjologicznych człowieka, to znaczy: chodzenia, odpoczynku i długotrwałego stałego obciążenia działającego w osi kręgosłupa. Elementy te zamodelowano przez zadanie:

- serii obciążeń cyklicznych – symulujących chód,
- stałego, długotrwałego obciążenia ściskającego (umownie – pełzanie) – symulującego długotrwałe stałe obciążenie, charakterystyczne podczas noszenia ciężarów,
- stałego odciążenia (umownie – relaksacja) – symulującego odpoczynek w pozycji leżącej.

Badania wykonywano dla dwóch schematów obciążeń, o umownych nazwach:

- cykliczne → pełzanie → relaksacja – polegające na wprowadzeniu cyklicznego obciążenia ściskającego o częstotliwości 1 Hz, amplitudzie 1 mm i czasie trwania 56 min, po którym następował etap stałego obciążenia ściskającego przez 60 min (pełzanie), a następnie odciążenia do pozycji wyjściowej trwającego 60 min (relaksacja) – rys. 5.1a,
- cykliczne → relaksacja → pełzanie – polegające, jak poprzednio, na wprowadzeniu cyklicznego obciążenia ściskającego o częstotliwości 1 Hz, amplitudzie 1 mm, po którym następowały kolejno etapy relaksacji i pełzania, o parametrach takich samych jak w pierwszym schemacie – rys. 5.1b.

Przed przystąpieniem do realizacji poszczególnych schematów obciążenia, każdy preparat był obciążany wstępną siłą ściskającą równą 60 N przez 30 min w środowisku pełnego uwodnienia. Działanie to miało na celu stworzenia powtarzalnych warunków dla wszystkich badanych preparatów, ich stabilizację oraz uzupełnienie i przywrócenie wysokiego stanu uwodnienia w krążkach międzykręgowych.



Rys. 5.1. Schematy przebiegów obciążenia: a) obciążenie typu cykliczne → →pełzanie→relaksacja, b) obciążenie typu cykliczne→relaksacja→pełzanie;
 p_P – pozycja początkowa (neutralna), p_K – pozycja końcowa

Obciążenie segmentu ruchowego wykonano przez wymuszenie przemieszczeniowe tłoka maszyny wytrzymałościowej o $p_K = 1$ mm od przyjętej pozycji początkowej $p_P = 0$ mm (podczas której wstępna siła działająca na badany obiekt równa była około 60 N).

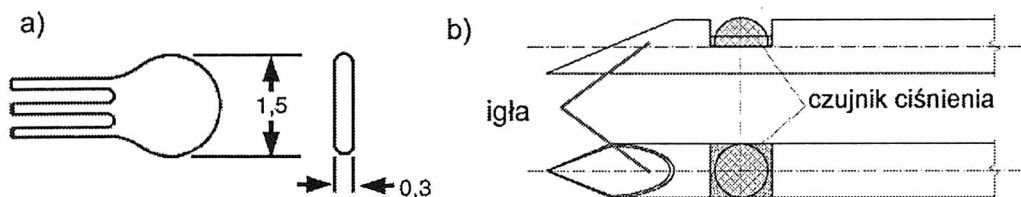
Zastosowanie wymuszenia przemieszczeniowego w zakresie 1 mm miało na celu odwzorowanie stanu odpowiadającego zmianom zachodzącym podczas dziennej aktywności człowieka. Wartość ta zgodna jest z danymi literaturowymi [6, 9, 107]. W badaniach *in vitro* zmiana wysokości pojedynczego krążka międzykręgowego w zakresie $1,5 \pm 0,3$ mm występuje już po kilku godzinach działania stałego obciążenia ściskającego, przy czym w pierwszym etapie obciążenia następuje bardzo gwałtowne zmniejszenie wysokości krążka, a jego dalsze zmniejszanie się następuje w kolejnych godzinach [6, 9, 107]. Średnia dzienna zmiana wysokości całego kręgosłupa człowieka wynosi około 19 mm [188] i przypisuje się ją głównie zmianom wysokości krążków międzykręgowych [10, 46].

Zrealizowane w czasie badań obciążenie, poprzez skokową zmianę przemieszczenia w zakresie $0 \div 1$ mm, miało za zadanie zasymulowanie stanu charakterystycznego dla kilkugodzinnej aktywności kręgosłupa. Dalsze obciążenia w zakresie długookresowych obciążeń zmiennych odzwierciedlało zmiany, które zachodzą już po osiągnięciu obniżonej wartości wysokości krążka międzykręgowego.

W trakcie obciążenia cyklicznego realizowano więc obciążenie pomiędzy pozycją początkową a dociskiem badanego układu (równym przemieszczeniu stempla maszyny wytrzymałościowej) o 1 mm z częstotliwością 1 Hz. Stałe obciążenie ściskające (pełzanie) odbywało się pod stałym dociskiem segmentu ruchowego o 1 mm od pozycji początkowej. Natomiast podczas odciążenia (relaksacji) układ powracał do pozycji początkowej $p_P = 0$ mm.

Głównym analizowanym parametrem mechanicznym była zmiana ciśnienia zachodząca w krążku międzykręgowym podczas całego cyklu obciążania segmentu ruchowego.

Do pomiaru ciśnienia w krążku międzykręgowym użyto miniaturowych czujników tensometrycznych. Średnica czujnika wynosiła 1,5 mm, grubość – 0,3 mm, a jego zakres pomiarowy – 3,5 MPa (Miniature Series Model 060S [207]) – rys. 5.2a. Czujnik wykorzystywano w połączeniu z układem mostka tensometrycznego.



Rys. 5.2. Schemat czujnika ciśnienia z podstawowymi wymiarami geometrycznymi (a); czujnik wbudowany w igłę (b) [147]

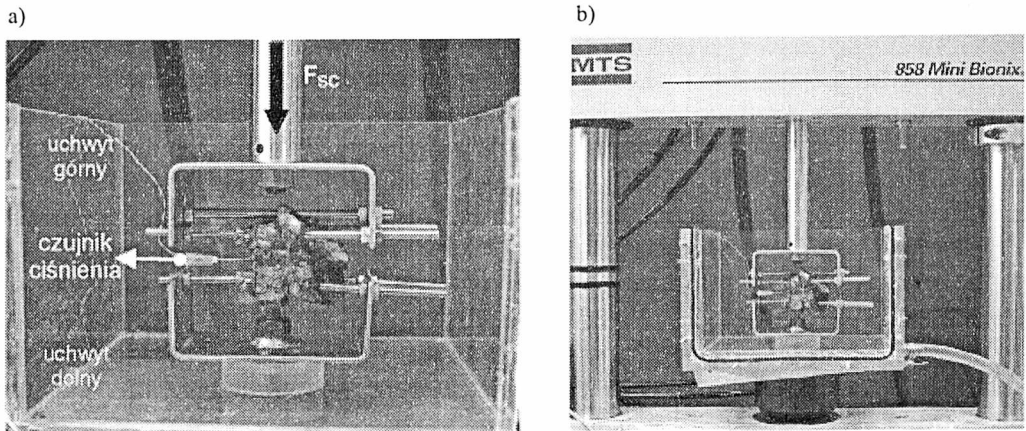
Aby zmniejszyć inwazyjność pomiaru, a także umożliwić wielokrotne jego powtarzanie z użyciem tego samego czujnika, autorka zastosowała własne opracowanie czujnika, tzn. czujnik umieszczono w specjalnie przygotowanej igle – rys. 5.2b [147].

Do budowy czujnika użyto igły o długości 60 mm i średnicy 1,6 mm. W igle, w odległości 2 mm (od jej zaostrego końca), wykonano nacięcie o głębokości równej połowie średnicy igły i długości 2 mm. W nacięciu umieszczono czujnik tak, aby jego powierzchnia aktywna skierowana była ku górze. Ostry koniec igły zaślepiono, aby fragmenty tkanki nie dostawały się do wnętrza igły i nie zaburzały pomiaru. Dodatkowo czujnik ochraniano przed uszkodzeniem silikonowym środkiem zabezpieczającym do układów elektronicznych.

Wykonany czujnik poddany został kalibracji, w wyniku której otrzymano liniową charakterystykę czujnika [147].

Realizacja badania ciśnienia dla całego schematu obciążenia odbywała się w temperaturze pokojowej i trwała ponad 3 godziny. Dlatego też, w celu zbliżenia układu badawczego do warunków fizjologicznych, w których silnie hydrofobowa struktura krążka międzykręgowego ma możliwość ciągłego uzupełniania płynów tkankowych w trakcie zarówno pracy, jak i podczas „odpoczynku”, stworzono układ badawczy, zapewniający zachowanie pełnej wilgotności (pełnego uwodnienia) środowiska pracy. Badane próbki zanurzone były przez cały okres badawczy w 15% roztworze soli fizjologicznej. Dzięki temu uzyskiwane wartości ciśnienia wewnątrzdysskowego zbliżone były, w pewnym stopniu, do stanu naturalnego.

Układ badawczy składał się z kuwety oraz dwóch uchwytów górnego i dolnego, które mocowano do maszyny wytrzymałościowej MTS 858 Mini Bionix – rys. 5.3.



Rys. 5.3. Układ mocujący wraz z kuwetą (a),
całe stanowisko badawcze zamocowane w maszynie wytrzymałościowej (b)

5.2. Przebieg badań (wyniki)

Badania prowadzono na 16 funkcjonalnych segmentach odcinka piersiowego z zachowanymi lub usuniętymi wyrostkami stawowymi – tabela 5.1.

Analizie ilościowej poddano zmiany wartości ciśnienia panującego w krążku międzykręgowym w odniesieniu do badanego układu (z lub bez wyrostków stawowych) oraz do schematu obciążenia – rys. 5.4.

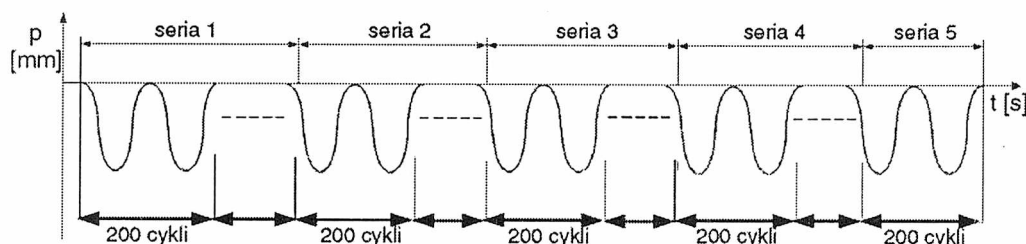
W analizie nie rozważano danych uzyskanych dla czterech badanych preparatów ze względu na duże rozbieżności w charakterze uzyskanych wyników, w stosunku do całej badanej próby. Różnice z uzyskanych wyników pokryły się w dwóch przypadkach z pojawieniem się uszkodzenia preparatów w postaci pęknięcia na granicy krążek międzykręgowy – płytka graniczna kręgu, co jest charakterystyczne dla urazów przeciążeniowych kręgosłupa. W rezultacie analizę przeprowadzono dla 6 preparatów z zachowanymi wyrostkami stawowymi i 6 preparatów z usuniętymi wyrostkami.



Rys. 5.4. Schemat badanej grupy i historia obciążania

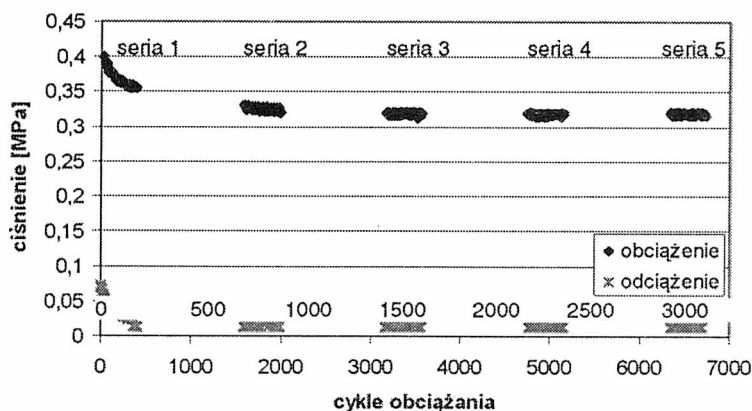
5.2.1. Oddziaływanie obciążenia cyklicznego na zmiany ciśnienia wewnątrzdyiskowego

Obciążenie cykliczne wykonano dla 3360 cykli (56 minut). Dla uproszczenia dalszej analizy otrzymane wyniki podzielono na 5 serii (rys. 5.5). Z każdej z utworzonych 4 serii, dalszej obróbce podlegały wyniki z pierwszych 200 cykli, natomiast seria 5 zawierała ostatnie cykle całego obciążenia i równa była 200 cykli.



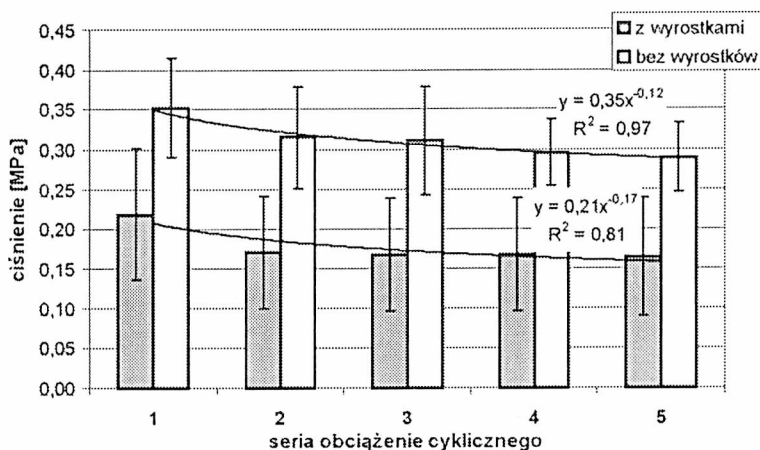
Rys. 5.5. Schemat próbkowania danych w kolejnych seriach obciążenia cyklicznego

Na rysunku 5.6 przedstawiono charakterystyczny rozkład maksymalnej i minimalnej wartości ciśnienia podczas obciążenia cyklicznego. Analizie poddano ciśnienie uzyskane podczas obciążania (górna część wykresu), natomiast wyniki uzyskane w trakcie odciażania (dolna część wykresu) pominięto w dalszej analizie. Wyniki ciśnienia uzyskiwane w trakcie odciażania utrzymywały się na stałym poziomie i oscylowały w zakresie $\pm 0,03$ MPa.



Rys. 5.6. Przykładowy wykres przedstawiający rozkład zmian ciśnienia w kolejnych seriach obciążenia cyklicznego (preparat 2 Th7-Th8 z wyrostkami stawowymi)

Z każdej serii, przedstawionej na rysunku 5.6, obliczono wartość średnią i odchylenie standardowe dla układów: z zachowanymi i usuniętymi wyrostkami stawowymi – rys. 5.7.



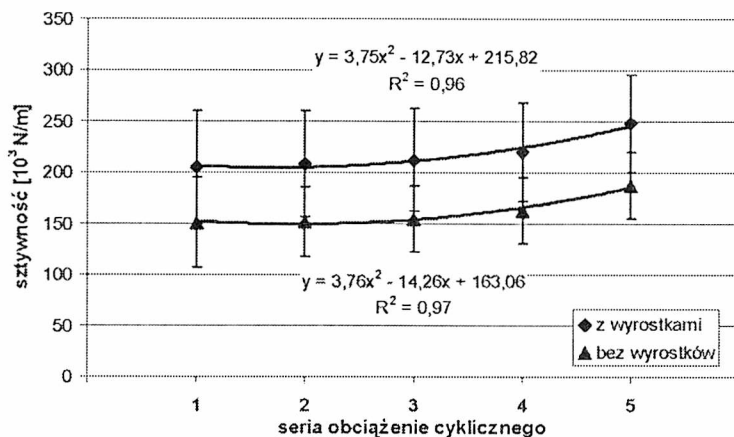
Rys. 5.7. Średnie wartości ciśnienia wewnątrzdysskowego w kolejnych seriach dla preparatów z i bez zachowanych wyrostków stawowych

W układzie poprawnym fizjologicznie (z zachowanymi wyrostkami stawowymi) pod wpływem działania cyklicznego obciążenia ściskającego nastąpiło duże obniżenie ciśnienia po pierwszej serii obciążenia – rys. 5.7. Różnica pomiędzy pierwszą a drugą serią wyniosła 15% początkowego ciśnienia, przy średnim ciśnieniu pierwszej serii równej $0,20 \pm 0,06$ MPa. W następnych seriach obciążenia, nastąpił niewielki spadek ciśnienia od 1,7% do 0,6%. Ciśnienie rejestrowane w ostatniej serii obciążenia cyklicznego wyniosło $0,17 \pm 0,07$ MPa.

Po usunięciu wyrostków stawowych rejestrowane ciśnienie wewnątrzdysskowe (rys. 5.7), podczas całego okresu obciążenia cyklicznego, jest wyższe od ciśnienia rejestrowanego w układzie z zachowanymi połączeniami stawowymi. Średnie ciśnienie dla całego obciążenia cyklicznego wyniosło $0,17 \pm 0,02$ MPa dla układu z zachowanymi wyrostkami i $0,31 \pm 0,03$ MPa po usunięciu wyrostków stawowych (różnica istotna statystycznie, $p < 0,001$).

W przeciwieństwie do układu fizjologicznego usunięcie podparcia na wyrostkach stawowych, spowodowało równomierny spadek ciśnienia w kolejnych seriach obciążenia cyklicznego. Po początkowym 14% spadku, występującym po pierwszej serii, rejestrowano około 3% spadek po każdej kolejnej serii obciążenia. Całkowity spadek ciśnienia w tym układzie po 56 minutach obciążenia cyklicznego wyniósł 0,05 MPa. Dla układu fizjologicznego natomiast spadek ten wyniósł 0,03 MPa.

Spadek ciśnienia wewnątrzdysskowego prowadzi do zmiany sztywności analizowanych układów – rys. 5.8. Charakterystykę sztywności układu zarówno z zachowanymi



Rys. 5.8. Zmiana sztywności w kolejnych seriach obciążenia cyklicznego preparatów z i bez zachowanych wyrostków stawowych

wyrostkami, jak i po usunięciu wyrostków stawowych, ma przebieg przeciwny do rozkładu wartości ciśnienia w kolejnych analizowanych fazach obciążenia cyklicznego.

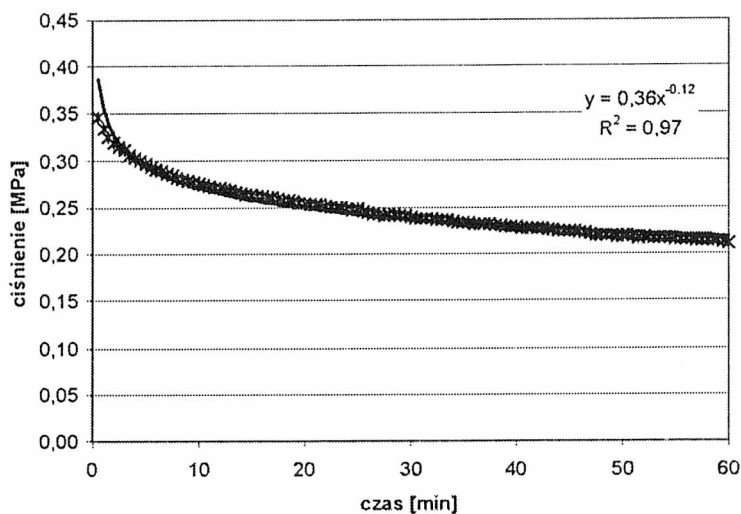
Różnica sztywności pomiędzy pierwszą a ostatnią serią obciążenia cyklicznego wynosi około 15% obu badanych układów (różnice istotne statystycznie $p < 0,001$). Większą sztywność ma układ fizjologiczny, w którym zachowane jest podparcie na wyrostkach stawowych: $205,1 \pm 47,3$ kN·m oraz $248,1 \pm 55,4$ kN·m (odpowiednio dla pierwszej i ostatniej serii obciążenia). Usunięcie wyrostków powoduje średnio 23% różnicę sztywności w stosunku do układu nieuszkodzonego: $151,2 \pm 32,4$ kN·m oraz $187,5 \pm 44,5$ kN·m (odpowiednio dla pierwszej i ostatniej serii obciążenia).

5.2.2. Wpływ statycznego obciążenia ściskającego na zmiany zachodzące w segmencie ruchowym

Po obciążeniu cyklicznym badane układy poddawane były działaniu stałego obciążenia ściskającego przez 1 godzinę. W pierwszym schemacie obciążenia pełzanie następowało bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym, a w drugim po obciążeniu cyklicznym i relaksacji – rys. 5.4.

Na rysunku 5.9 przedstawiono przykładowy przebieg charakterystyki pełzania układu z zachowanymi wyrostkami stawowymi po zrealizowanym obciążeniu cyklicznym oraz relaksacji.

We wszystkich badanych układach rejestrowano spadek ciśnienia przez cały czas trwania obciążenia, z charakterystyczną dużą progresją spadku w początkowej fazie pełzania (10–15 min). Średnia prędkość spadku ciśnienia, po początkowej fazie pełzania, wyniosła około 2 kPa/min, gdy pełzanie występowało po obciążeniu cyklicznym i relaksacji, zarówno dla układu z zachowanym podparciem na wyrostkach, jak i bez podparcia.



Rys. 5.9. Przykład charakterystyki zmiany ciśnienia w funkcji czasu, podczas działania stałego obciążenia ściskającego (po obciążeniu cyklicznym i relaksacji), (preparat 2 Th7-Th8 z wyrostkami)

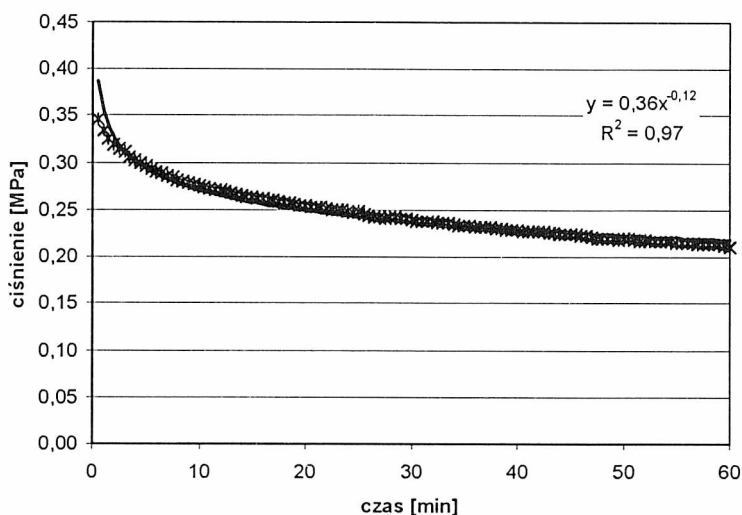
Gdy pełzanie odbywało się bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym, prędkość spadku ciśnienia zmniejszyła się do około 1 kPa/min – w układzie z usuniętymi wyrostkami stawowymi, a z zachowanym połączeniem stawowym do 0,1 kPa/min.

Dla układu z zachowanymi wyrostkami stawowymi średni spadek ciśnienia w trakcie 60-minutowego pełzania wyniósł $0,04 \pm 0,03$ MPa, gdy pełzanie następowało bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym (a przed relaksacją); $0,14 \pm 0,03$ MPa, gdy pełzanie występowało po obciążeniu cyklicznym i relaksacji – rys. 5.10 (różnice istotne statystycznie, $p < 0,05$). Dla układu z usuniętymi wyrostkami stawowymi średni spadek ciśnienia wyniósł odpowiednio: $0,07 \pm 0,02$ MPa i $0,21 \pm 0,07$ MPa (różnice istotne statystycznie, $p < 0,05$) – rys. 5.10.

Usunięcie podparcia na wyrostkach stawowych spowodowało, iż rejestrowany spadek ciśnienia był większy o 50% w stosunku do układu o pełnej triadzie podparcia, gdy proces pełzania występował po obciążeniu cyklicznym i relaksacji. Jeśli pełzanie występowało tylko po obciążeniu cyklicznym, to brak podparcia na wyrostkach stawowych powodował 75% różnicę spadku ciśnienia w porównaniu z układem fizjologicznym.

Działanie stałego obciążenia ściskającego prowadzi do zmian sztywności badanych układów, przy czym istotny wpływ obserwowany jest w zależności od schematu realizacji badań – tabela 5.2.

Jeśli pełzanie nastąpiło bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym, to początkowa sztywność układów (szacowana po minutach od rozpoczęcia pełzania) utrzymuje się na poziomie sztywności z ostatnich serii obciążenia cyklicznego (rys. 5.8). Godzinne stałe obciążenie prowadzi do dalszego wzrostu sztywności o 18% dla układu z wyrostkami i 11% dla układu bez wyrostków.



Rys. 5.10. Średni spadek ciśnienia w trakcie działania stałego obciążenia ściskającego w zależności od badanego układu i schematu obciążenia (* różnice istotne statystycznie $p < 0,05$)

Tabela 5.2. Zmiana sztywności badanych układów w trakcie „pełzania”

Czas od rozpoczęcia obciążenia	Sztywność [kN/m]			
	Z wyrostkami		Bez wyrostków	
	cykl/pelz/relaks	cykl/relaks/pelz	cykl/pelz/relaks	cykl/relaks/pelz
5 min	240,2±25,7*	188,3±46,3	162,0±25,3	159,3±36,5
60 min	284,5±14,1	214,4±47,8	180,6±20,2	175,4±34,4

* Wartość średnia i odchylenie standardowe.

Sztywność w wypadku pełzania poprzedzonego godzinny odciążeniem jest mniejsza co do wartości, jednak ma taki sam charakter rozkładu jak w przypadku schematu obciążenia cykliczne–pełzanie. Sztywność po 60 minutach wzrasta o 14% dla układu z wyrostkami i 10% dla układu bez wyrostków.

5.2.3. Stan relaksacji a zmiany zachodzące w segmencie ruchowym

Kolejnym etapem była analiza zmian ciśnienia zachodząca podczas obciążenia symulującego stan relaksacji krążka międzykręgowego. Analiza prowadzona była dla dwóch układów (rys. 5.3): gdy relaksacja następowała bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym lub po obciążeniu cyklicznym i stałym obciążeniu ściskającym (pełzaniu).

W trakcie 60-minutowego odciążenia obserwowano ciągły, progresywny wzrost ciśnienia w krążku międzykręgowym. Największy przyrost ciśnienia występował w pierw-

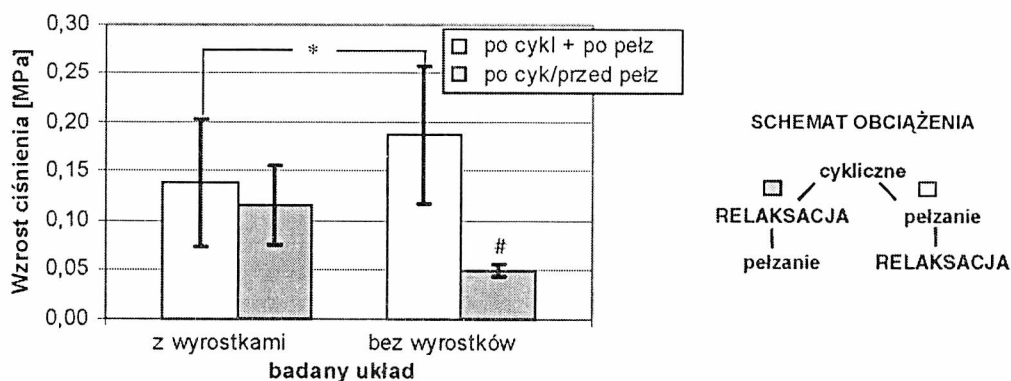
szych 10 minutach odciążenia. Dla układu z wyrostkami mieścił się on w zakresie $0,03 \div 0,06$ MPa, gdy relaksacja występowała bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym; $0,04 \div 0,08$ MPa, gdy relaksacja poprzedzona była dodatkowo stałym obciążeniem ściskającym (pełzaniem). Dalszy przyrost ciśnienia, po 10-minutowym okresie odciążenia, dochodził do 0,02 MPa.

Po usunięciu wyrostków stawowych wzrost ciśnienia w początkowej fazie, po wcześniejszym obciążeniu cyklicznym i pełzaniu, mieścił się w granicach $0,03 \div 0,05$ MPa, z dalszym wzrostem około 0,02 MPa. Charakterystyki zmian ciśnienia w funkcji czasu, rejestrowane bezpośrednio po zrealizowanym obciążeniu cyklicznym, wykazały dużą niejednorodność przebiegu. Dlatego też analizę zmian, zachodzących w tym wypadku, przeprowadzono tylko dla pierwszych 20 minut trwania odciążenia (po tym czasie następowały duże rozbieżności w uzyskanych wynikach) – rys. 5.11.

Na rysunku 5.11 przedstawiono wykres średniego wzrostu ciśnienia w trakcie 60-minutowego procesu relaksacji (z wyjątkiem układu bez wyrostków po obciążeniu cyklicznym). Największy przyrost ciśnienia (35%) nastąpił, gdy badany układ poddawany był obciążeniu cyklicznemu i następującym po nim stałemu obciążeniu ściskającemu. Wzrost ciśnienia wynosił odpowiednio: $0,14 \pm 0,06$ MPa dla układu z wyrostkami i $0,19 \pm 0,08$ MPa dla układu bez wyrostków (różnica istotna statystycznie $p < 0,05$).

Gdy proces relaksacji występował po obciążeniu cyklicznym, a przed pełzaniem, wzrost wartości ciśnienia wyniósł $0,12 \pm 0,04$ MPa – układ z wyrostkami. W przypadku usunięcia wyrostków, dla tego samego schematu obciążenia, wzrost ciśnienia po 20 minutach wyniósł $0,05 \pm 0,01$ MPa (przy zachowanych wyrostkach po 20 minutach wzrost wynosił $0,07 \pm 0,03$ MPa).

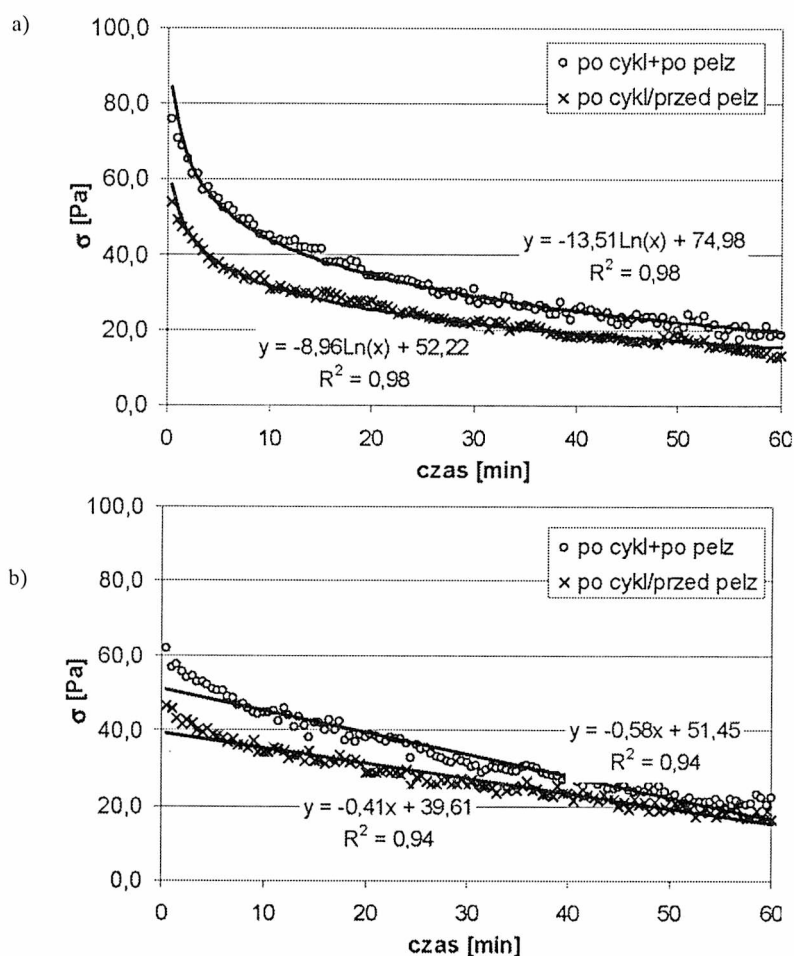
Przyjmując, że podczas odciążenia $\varepsilon = \text{const}$, można określić charakterystyki pełzania w zależności od schematu podparcia i historii obciążenia – rys. 5.12. Krzywe pełza-



Rys. 5.11. Średni wzrost ciśnienia w trakcie relaksacji w zależności od badanego układu i schematu obciążenia (* różnica istotna statystycznie), # – średnia wartość wzrostu ciśnienia po 20 minutach relaksacji

nia dla układów z usuniętymi wyrostkami wykonano na podstawie wyników dwóch preparatów.

Istotną cechą przedstawionych krzywych relaksacji jest progresywny spadek naprężenia przez cały czas trwania odciążenia. Układ fizjologiczny charakteryzuje się gwałtownym zmniejszeniem naprężenia w pierwszych 10 minutach relaksacji, po których widoczny jest dalszy postępujący spadek naprężenia. Wpływ schematu realizacji odciążenia (przed lub po stałym obciążeniu ściskającym) widoczny jest przede wszystkim w pierwszych kilkunastu minutach odciążenia, po których krzywe relaksacji mają przebieg zbliżony pod względem charakteru i wartości.



Rys. 5.12. Charakterystyki relaksacji dla układów: a) z zachowanym podparciem na wyrostkach stawowych, b) z usuniętymi wyrostkami stawowymi

5.3. Ocena czynników wpływających na zmiany w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują nie tylko na istotny udział wyrostków stawowych w procesie przenoszenia obciążeń, lecz także na wpływ historii obciążenia na zmiany zachodzące w pojedynczym segmencie ruchowym kręgosłupa.

Podczas obciążenia cyklicznego, które jednocześnie stanowiło pierwszy etap historii obciążenia, obserwowano postępujący spadek ciśnienia wewnątrzdysskowego. Charakterystyczne jest, iż zarówno dla układu fizjologicznego, jak i układu z usuniętymi połączeniami na wyrostkach stawowych, po pierwszej serii obciążenia cyklicznego, dochodziło do największych spadków ciśnienia w porównaniu ze spadkami rejestrowanymi w kolejnych seriach obciążenia cyklicznego. Zahamowanie obniżania się wartości ciśnienia wyraźnie widoczne jest w układzie z zachowaną pełną triadą podparcia, co należy uznać za charakterystyczne dla układu funkcjonującego poprawnie. Ma to związek, między innymi, z oporem pojawiającym się na wyrostkach stawowych, który jest wynikiem „osiadania” stawu w trakcie obciążania. Połączenie na wyrostkach stawowych stanowi istotną barierę w postępującym obniżaniu się wysokości krążka międzykręgowego i jednocześnie procesem redukcji ciśnienia wewnątrzdysskowego.

Usunięcie podparcia na wyrostkach stawowych doprowadza do progresywnego spadku ciśnienia w każdej kolejnej serii obciążenia cyklicznego, bez tendencji do zahamowania tego procesu. Skutkiem ciągłego spadku ciśnienia może być niestabilność układu oraz uszkodzenia krążka międzykręgowego, szczególnie jeśli dojdzie do dalszego obciążania krążka międzykręgowego.

Działanie stałego obciążenia ściskającego spowodowało postępujący spadek ciśnienia wewnątrzdysskowego we wszystkich badanych układach. Zarówno dynamika, jak i wartości spadków były różne i w istotny sposób zależały od schematu podparcia oraz historii obciążenia. Ogólnie większe spadki rejestrowane były w układach z usuniętymi wyrostkami stawowymi. Ważnym czynnikiem wpływającym na procesy zachodzące w krążku międzykręgowym był stan jego uwodnienia, to znaczy czy proces stałego obciążenia ściskającego był poprzedzony godzinnym stanem odciążenia.

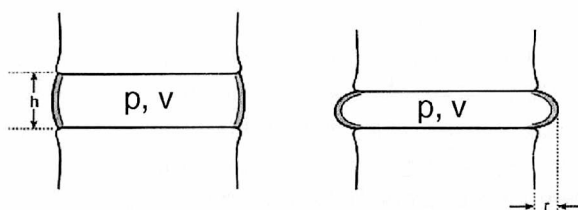
Proces relaksacji był procesem niestabilizowanym i wykazywał tendencję wzrostową przez cały okres odciążenia (1 godzina). Co istotne, w układzie bez zachowanej triady podparcia, gdy relaksację realizowano bezpośrednio po obciążeniu cyklicznym, badane układy wykazywały dużą niestabilność rejestrowanego ciśnienia. Uwidacznia się to przez początkowy wzrost oraz lokalne spadki i wzrost ciśnienia w dalszym okresie obciążenia. Działanie takie miało prawdopodobnie wpływ na zmiany zachodzące w trakcie pełzania.

Najbardziej niekorzystny, ze względu na zmiany ciśnienia wewnątrzdysskowego, był układ z usuniętymi wyrostkami stawowymi, zarówno gdy po obciążeniu cyklicznym realizowano odciążenie, jak i stałe obciążenia ściskające. W pierwszym przypadku do-

chodziło do braku powtarzalności uzyskanych charakterystyk ciśnienia w funkcji czasu, świadczący o braku stabilności układu, związanego bezpośrednio z brakiem podparcia na elementach tylnych. W drugim schemacie następowało sumowanie się spadków wartości ciśnienia, spowodowane utratą wody z tkanek segmentu ruchowego kręgosłupa, co doprowadziło do zbyt dużego zmniejszenia wysokości krążka międzykręgowego, utraty podstawowych funkcji krążka i destabilizacji kolumny kręgosłupa.

W krytycznym momencie obciążenia może dochodzić do braku nacisku jądra miazdzystego na pierścienie włókniste, powodując, iż wewnętrzne blaszki pierścienia wpuklają się do wewnątrz, doprowadzając tym samym do uszkodzenia struktury pierścienia włóknistego i prawidłowego działania dysku, co jest zgodne z obserwacjami Cassidy i wsp. [36]. Najbardziej narażoną na uszkodzenia strukturą jest pierścień włóknisty, który w trakcie prawidłowego obciążenia ściskającego wybrzusza się ku zewnętrznej stronie dysku, z jednoczesnym rozciąganiem włókien kolagenowych.

Jak wskazują wyniki wielu badań [10, 27, 37], działanie stałego obciążenia ściskającego oraz długotrwałe działanie obciążenia cyklicznego prowadzi do utraty wody ze struktur dyskowych, zmniejszając jego wysokość, a zwiększając obwód (uwypuklenie ku zewnątrz) – rys. 5.13. Obciążenia te prowadzą do wielu zmian, które w warunkach fizjologicznych wracają do stanu przedobciążeniowego w trakcie relaksacji tkanek (podczas odciążenia w pozycji leżącej [56]) prawdopodobnie ze względu na ponowne uwodnienie tkanek dysku [10, 117].



Rys. 5.13. Wysokość (h) i zewnętrzne uwypuklenie (r) krążka międzykręgowego w zależności od ciśnienia wewnątrzdyiskowego (p) i objętości (v) [3]

Podczas działania stałego obciążenia ściskającego czy obciążenia cyklicznego wrażliwość krążka międzykręgowego i maleje jego wysokość [81, 113]. Zmiany te spowodowane są „wyciskaniem” cieczy oraz odkształceniem wynikającym z pełzania pierścienia włóknistego [29, 37, 103]. Procesy te zachodzą podczas codziennych obciążeń kręgosłupa, jednak analiza zjawisk zachodzących w trakcie odciążenia jest rzadko podejmowana w badaniach *in vitro*. Brak jest odpowiedzi czy mechanizmy przywracania wartości przedobciążeniowych dysku pojawiają się bezpośrednio po odciążeniu i czy właściwości lepkosprężyste krążka można oszacować na podstawie obciążeń cyklicznych i relaksacji w badaniach *in vitro*. Przedstawione wyniki badań w pewnym zakre-

się charakteryzują zmiany uwodnienia, do jakich dochodzi w trakcie odciążania poprzez wzrost ciśnienia wewnątrzdiskowego. Dodatkowo wykazano, że w zależności od długości trwania obciążenia, które doprowadza do zmniejszenia zawartości wody, zmienia się dynamika uwodnienia krążka międzykręgowego. Istotne jest również to, iż w trakcie jednogodzinnego odciążenia proces uwodnienia był niesabilizowany, wykazywał cechy procesu postępującego. Pełny powrót do początkowego stanu przed obciążeniowego (trwającego około 3 godzin), jak wykazał Johannessen [98], obserwowany jest dopiero po 18 godzinach odciążenia.

Ważnym czynnikiem do zaistnienia poprawnego procesu przepływu wody i uwodnienia krążka międzykręgowego w trakcie odciążenia jest zachowanie pełnego podparcia na wyrostkach stawowych. Jest to istotne dla zachowania stabilności i stopniowego, postępującego procesu wzrostu ciśnienia wewnątrzdiskowego. Usunięcie podparcia na wyrostkach w istotny sposób zaburza te procesy, przez zmniejszony przepływ cieczy fizjologicznych oraz zmniejszenie wysokości krążka międzykręgowego, które w trakcie kolejnego etapu obciążenia i niepełnego odciążenia (niewystarczającego do uzyskania początkowego stanu uwodnienia dysku) będzie się pogłębiał, prowadząc do utraty podstawowych funkcji.

Wskazuje to na bardzo istotną rolę wyrostków stawowych nie tylko w przenoszeniu obciążeń, lecz także w procesie uwodnienia krążka międzykręgowego.

Zarówno wyniki badań z zastosowaniem obciążenia cyklicznego, jak i stałego obciążenia ściskającego pokazują, iż wyrostki stawowe przenoszą nawet do 40% obciążenia działającego na segment ruchowy.

Prezentowane wartości są większe od wielkości uzyskiwanych w innych badaniach, w których wskazuje się, iż wyrostki stawowe przenoszą od 10% do 40% obciążenia ściskającego działającego na segment ruchowy kręgosłupa [5, 48, 135]. Różnice te wynikają między innymi ze sposobu obciążania oraz warunków realizacji badań. W przedstawionej pracy badania prowadzone były dla wysokocyklicznego obciążenia ściskającego oraz stałego obciążenia ściskającego, które mogą symulować procesy zmęczenia, podczas gdy w cytowanych pracach dane dotyczą krótkotrwałych, statycznych obciążeń ściskających (pojedyncza pętla obciążenie – odciążenie) [5, 135] lub stałego obciążenia ściskającego [48]. Także środowisko pracy badanego obiektu, czyli stan pełnego uwodnienia (jak w prezentowanej pracy) lub jedynie zachowanie względnej wilgotności tkanek (spryskiwanie preparatów w trakcie badań), może stanowić istotny czynnik mający wpływ na uzyskaną różnicę wyników [152].

Można stwierdzić, że przedstawione wyniki badań jednoznacznie wskazują na ważną rolę połączeń na wyrostkach stawowych kręgów, na sposób przenoszenia obciążeń przez kolumnę kręgosłupa oraz na ochronną rolę tych struktur w stanach przeciążeniowych krążka międzykręgowego.

Również zmiany sztywności podczas obciążenia cyklicznego i stałego obciążenia ściskającego wskazują na istotny udział połączenia na wyrostkach stawowych w procesie przenoszenia obciążeń. Zachowanie pełnej triady podparcia generuje większą sztyw-

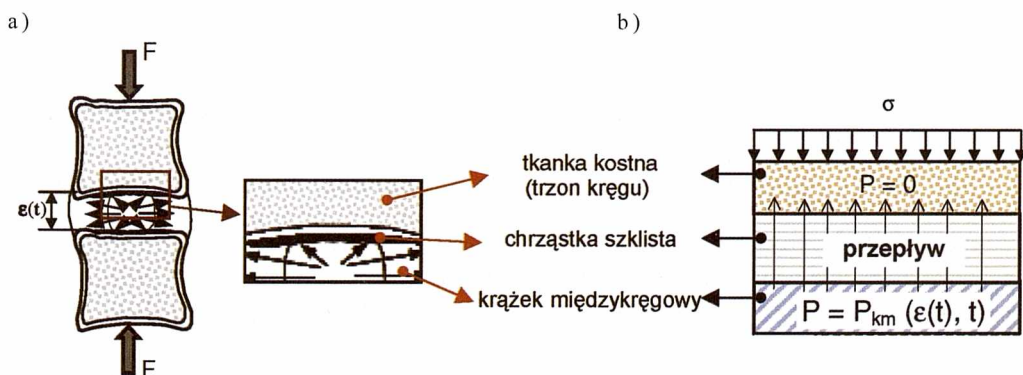
ność w porównaniu z układem uszkodzonym. Wzrost sztywności obserwowany w trakcie obciążenia cyklicznego jest zgodny z wynikami innych badań [81, 98, 107, 155]. Zmniejszenie sztywności w układach uszkodzonych z jednoczesnym spadkiem ciśnienia może w konsekwencji prowadzić do niestabilności kolumny kręgosłupowej. Podobne zależności związane z wpływem tylnych elementów kręgów na sztywność badanych układów obserwowano także między innymi w pracach [40, 130].

Jak już wspomniano, zmiany ciśnienia generowane zmiennymi warunkami obciążeniowymi, decydują o przepływie cieczy pomiędzy krążkiem międzykręgowym a otaczającymi go tkankami. Krążek międzykręgowy jest strukturą nieunaczynioną [69, 125], w związku z czym mechanizm jej odżywiania przebiega poprzez przepływ cieczy między kręgami a dyskami [191].

Jak wskazują badania Rajasekarana [156] i Ogata [139] najistotniejszy jest przepływ pomiędzy krążkiem międzykręgowym a kręgami znajdującymi się powyżej i poniżej. Mniej istotny jest przepływ pomiędzy elementami składowymi dysku, to znaczy jądrem a pierścieniem włóknistym.

W przyjętym w literaturze [37] opisie przepływu cieczy pomiędzy dyskiem a kręgami, parametrami uwzględnianymi w analizie są: zmiany odkształcenia związane z przyłożonym obciążeniem oraz czas. Działanie obciążenia ściskającego generuje ciśnienie wewnątrzdyiskowe, będące siłą napędową przepływu wody poprzez chrząstkę szklistą (pokrywającą powierzchnię trzonów kręgów) do trzonów kręgów – rys. 5.14. Odkształcenie blaszek pierścienia rejestrowane jest przez zmniejszenie objętości krążka spowodowane „wyciśnięciem” wody z jego struktur [37].

Analizując przepływ cieczy z krążka międzykręgowego poprzez chrząstkę szklistą do trzonów kręgów powyżej i poniżej krążka, przyjęto uproszczenia w postaci: chrząstka szklista jest nieściśliwa, a rozkład ciśnienia wewnątrz dysku jest jednorodny. Dodatkowo zakładając, że przepływ przez chrząstkę jest stanem quasi-statycznym i ma przebieg laminarny, to związek pomiędzy przepływem a gradientem ciśnienia można opi-



Rys. 5.14. Schemat: a) segment ruchowy z wyszczególnionymi elementami biorącymi udział w przepływie wody, b) przepływ wody podczas obciążenia ściskającego [37]

sać prawem Darcy'ego. Zależność pomiędzy ciśnieniem hydrostatycznym dysku P_{km} i odkształceniem $\varepsilon(t)$ można zapisać w postaci [37]:

$$q = h_{km} \frac{d[\varepsilon(t) - \varepsilon_0]}{dt} = \frac{2k}{L} P_{km} \quad (5.1)$$

gdzie: h_{km} – wysokość krążka międzykręgowego przed obciążeniem, [m],
 q – prędkość przepływu, [m/s],
 k – współczynnik przepuszczalności chrząstki szklistej, [m⁴/(N·s)],
 L – grubość chrząstki szklistej, [m],
 P_{km} – ciśnienie wewnątrzdyiskowe, [N/m²].

Jeżeli rozważy się ciśnienie hydrostatyczne wewnątrz krążka międzykręgowego jako wartość stałą w trakcie trwania obciążenia ściskającego, to będzie ono, wg Cassidy i współautorów [37], równe różnicy pomiędzy naprężeniem σ_0 działającym na trzon kręgu, a ciśnieniem osmotycznym P_0 w dysku. Gdy uwzględnimy, że zmiany ciśnienia zależą od odkształcenia krążka w trakcie obciążenia oraz od czasu, wówczas po wprowadzeniu za Cassidyem współczynnika D [N/m²] reprezentującego wielkość zależną od odkształcenia oraz współczynnika G [N/m²·s], charakteryzującego wielkość zależną od czasu, to ciśnienie wewnątrz krążka międzykręgowego można zapisać w postaci:

$$P_{km} = \sigma_0 - P_0 - D(\varepsilon(t) - \varepsilon_0) + Gt \quad (5.2)$$

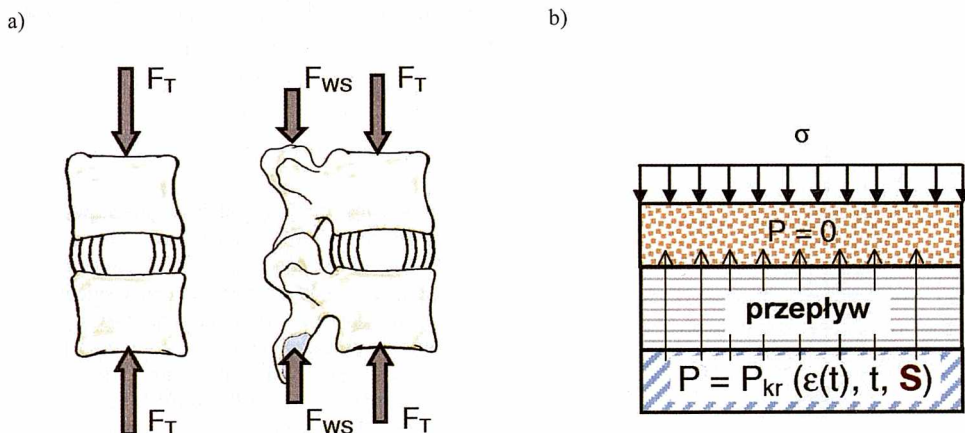
Opis ten jest pewnym uproszczeniem rzeczywistego stanu, jednakże dającego możliwość oszacowania zmian ciśnienia w funkcji odkształcenia i czasu.

Uwzględniając wyniki przeprowadzonej analizy zmian ciśnienia w funkcji historii obciążenia i układy podparcia, bardzo ważnym elementem wpływającym na zmianę ciśnienia w krążku międzykręgowym, a co za tym idzie przepływu, mają wyrostki stawowe. Przedstawiony opis przepływu nie uwzględnia roli wyrostków stawowych w systemie przenoszenia obciążeń kolumny kręgosłupa, których udział wynosi około 40% przyłożonego obciążenia.

Po wprowadzeniu do rozważanego modelu przepływu (równanie 5.2) współczynnika podparcia – S , można odwzorować rzeczywisty układ obciążenia krążka międzykręgowego a tym samym zmiany zachodzące w trakcie przepływu – rys. 5.15.

$$P_{km} = \sigma_0(S) - P_0 - D(\varepsilon(t) - \varepsilon_0) + Gt \quad (5.3)$$

W układzie fizjologicznym krążek międzykręgowy przenosi około 60% obciążenia ściskającego działającego na kręgosłupa. Jedynie w przypadku uszkodzeń połączeń stawowych krążek międzykręgowy może przenosić do 100% przyłożonego obciążenia, prowadząc do нефizjologicznej pracy i przeciążenia tego elementu. W związku z tym, podczas rozważania układu z zachowaną pełną triadą podparcia współczynnik S powi-



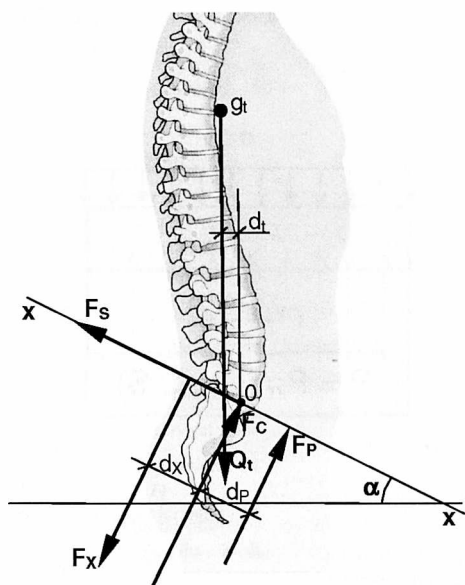
Rys. 5.15. Schemat: a) układ przenoszenia obciążeń tylko przez krążek międzykręgowy oraz układ przenoszenia obciążeń przez krążek i wyrostki stawowe (F_T – składowa siły działająca na trzony kręgow, F_{WS} – składowa siły działająca na wyrostki stawowe), b) przepływ wody podczas obciążenia ściskającego

nien równać się wartości $0,6\sigma_0$. W przypadkach symulowania układu z uszkodzonym systemem podparcia na wyrostkach stawowych współczynnik S równy jest σ_0 .

Kolejnym bardzo ważnym elementem wpływającym na rozkład sił w stawach kręgosłupa mają jego naturalne krzywizny. W odcinku lędźwiowym, który należy do najbardziej obciążonych odcinków kręgosłupa, ukształtowanie w postaci łukowatego wygięcia do przodu (lordoza) generuje pojawienie się w układzie równowagi dodatkowej siły ścinającej krążek międzykręgowy, dążącej do jego przemieszczania się do tyłu – rys. 5.16. Powoduje to zmianę rozkładu nacisku na krążek międzykręgowy, prowadząc także do jego nierównomiernego obciążenia.

Następuje zwiększenie nacisku na tylną część pierścienia włóknistego, spowodowane zmniejszeniem dystansu pomiędzy nachylającymi się względem siebie powierzchniami trzonów. Jednocześnie wygięcie kręgosłupa powoduje generowanie dodatkowej siły działającej w płaszczyźnie poprzecznej na jądro miażdżyste krążka międzykręgowego, które naciskając na przednią część pierścienia włóknistego, prowadzi do jego rozciągania w kierunku zewnętrznym. Dodatkowo procesy te pogłębiają się w przypadku wykonywaniu skłonu oraz podczas przenoszenia dużych ciężarów.

Działanie obciążeń statycznych i dynamicznych (w postaci cyklicznego obciążenia ściskającego) poza zmianami wartości ciśnienia wewnątrzdyiskowego, a tym samym przepływu wody, powoduje pełzanie tkanek miękkich. Zmiany wysokości i objętości krążka nie wynikają jedynie z procesów jego uwodnienia, lecz także właśnie ze zmian właściwości lepkosprężystych pierścienia włóknistego [29, 37, 103]. Dodatkowo właściwości lepkosprężyste są zależne od poziomu kręgosłupa, na którym



Rys. 5.16. Schemat obciążeń odcinka lędźwiowego kręgosłupa w pozycji wyprostowanej (model Stotta) [21].
 Q_t – ciężar ramion działający przez staw ramieniowy w punkcie g_t , F_p – siła wywierana przez ciśnienie śródbrzusne przyłożone w środku pasa p (w środku jamy brzusznej) w płaszczyźnie prostopadłej do osi $x-x$, F_x – siła wywierana przez mięsień prostujący kręgosłup lędźwiowy działająca prostopadłe do osi $x-x$, F_c – siła prostopadła do osi $x-x$ i powodująca ścisnienie trzonu kręgu, F_s – siła ścinająca krążek międzykręgowy dążąca do jego przemieszczania do tyłu, α – kąt pochylenia kości krzyżowej, 0 – punkt reprezentujący chwilowy środek obrotu wewnątrz krążka międzykręgowego

położony jest krążek międzykręgowy [107, 108], a różnice te wynikają z różnic w architekturze włókien kolagenowych, będących głównym elementem składowym pierścienia włóknistego dysku.

Czynnikiem istotnie wpływającym na zmiany w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego mają właściwości mechaniczne elementów składowych krążka (jądra miażdżystego oraz pierścienia włóknistego), które zależą od wieku i stopnia degeneracji tych struktur.

W celu przeanalizowania wpływu składowych samego krążka międzykręgowego na zmiany w nim zachodzące stworzono model numeryczny, umożliwiający analizę odkształceń i przemieszczeń pierścienia włóknistego w zależności od właściwości mechanicznych jądra miażdżystego oraz pierścienia włóknistego.

Zamodelowano bryłowy model numeryczny krążka międzykręgowego segmentu ruchowego L1–L2 wraz z przyległymi kręgami.

Model geometryczny zawierał kilka uproszczeń. Powierzchnie trzonów kręgów, które stanowiły jednocześnie powierzchnie górną i dolną dysku, zamodelowano w postaci elips o wymiarach 55×35 mm [169, 206]. Trzony zbudowane były tylko z kości zbitej, z wyróżnieniem płytki granicznej o grubości 1 mm [25]. Nie odzwierciedlało to dokładnego kształtu kręgów i krążka, jednak przyjęte uproszczenia były wystarczające do odtworzenia pracy tych elementów.

Krążek międzykręgowy o wysokości 11 mm (w stanie nieobciążonym) [55, 58, 206] zbudowano z dwóch elementów: pierścienia włóknistego i jądra miażdżystego. Pierścień włóknisty stanowi 42% powierzchni zamodelowanego krążka [169, 196] i składał się z 8 warstw o zróżnicowanej grubości (wzrost grubości od zewnątrz do wewnątrz krąż-

ka) [172, 173] – rys. 5.17. Zamodelowanie ośmiu blaszek pierścienia (pierścień włóknisty tworzy 15–25 blaszek [118]) jest minimalną liczbą warstw niezbędnych do stworzenia układu sieci kolagenowej pierścienia, najbardziej zbliżonej do stanu fizjologicznego [71]. Model doświadczalny i numeryczny mikrostruktury pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego przedstawiono w rozdziale 6.4.

Korzystając z pakietu ANSYS 11 opracowano model numeryczny. Kość kręgową oraz płytkę graniczną zamodelowaną została za pomocą elementu bryłowego, typu hexa-hedra, o 8 węzłach i 3 stopniach swobody w każdym węźle. Pierścień włóknisty sformułowany została jako macierz zbudowana z osnowy wzmocnionej włóknami kolagenowymi. Pierścień zamodelowano, stosując specjalny element bryłowy typu hexa-hedra, zawierającego dodatkowe zbrojenia w postaci prętów (lub cięgien) o określonej geometrii i lokalizacji.

Włókna kolagenowe przebiegały skośnie do powierzchni trzonów kręgow, naprzemiennie $\pm 30^\circ$ w kolejnych warstwach [166]. Stosunek objętościowy włókien do osnowy pierścienia wynosił 0,18 [174].

Jądro miażdżyste zostało zamodelowane jako nieściśliwy, hipersprężysty materiał opisany równaniem Mooneya–Rivlina.

Model składał się z 86 800 elementów i 91 754 węzłów.

Na podstawie literatury przyjęto stałe materiałowe, które zebrano w tabeli 5.3.

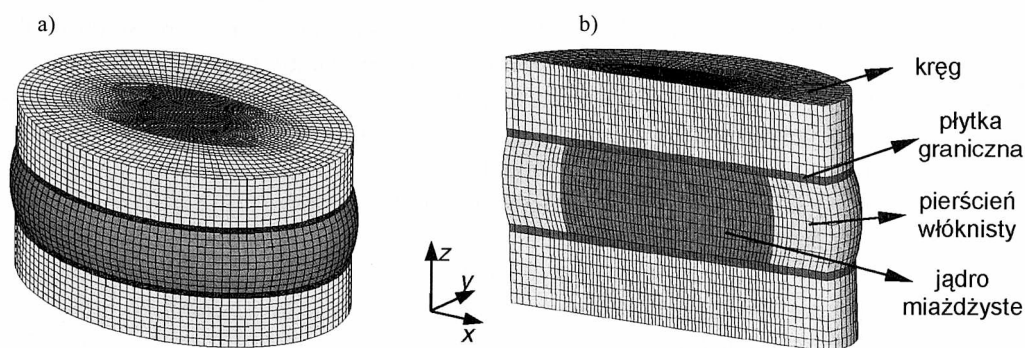
Obciążenia realizowano poprzez zadanie siły ściskającej na całej górnej powierzchni trzonu kręgu górnego, działającej w kierunku osi z, równej 500 N. Model został utwierdzony na dolnej powierzchni trzonu kręgu poprzez odebranie wszystkich stopni swobody.

Ostatecznie przeanalizowano kilka układów, których celem było zasymulowanie różnych stanów krążka międzykręgowego, tzn. układ naśladujący zdrowy lub zdegenerowany dysk. Uzyskano to przez zmianę właściwości materiałowych symulujących osłabienie jądra miażdżystego lub pierścienia włóknistego (głównie jego osnowy). W obu przypadkach zmiany te, w pewnym przybliżeniu, odzwierciedlały stan związany ze

Tabela 5.3. Przyjęte właściwości mechaniczne elementów składowych modelu numerycznego

Elementy składowe	E [MPa]	ν	Źródło danych
Kość zbita	8000	0,4	[136, 138]
Płytkę graniczną	1000	0,3	[197]
Pierścień włóknisty – osnowa	4,2 (0,8)*	0,499	[153, 174, 200]
Pierścień włóknisty – włókna kolagenowe	500	–	[62, 68, 179]
Jądro miażdżyste	$C_{10}=0,12$ (0,08)* $C_{01}=0,048$ (0,01)*		[137, 138]

* Zmienne właściwości materiałowe, dobierane w zależności od rozpatrywanego układu.



Rys. 5.17. Model krążka międzykręgowego z przyległymi kręgami

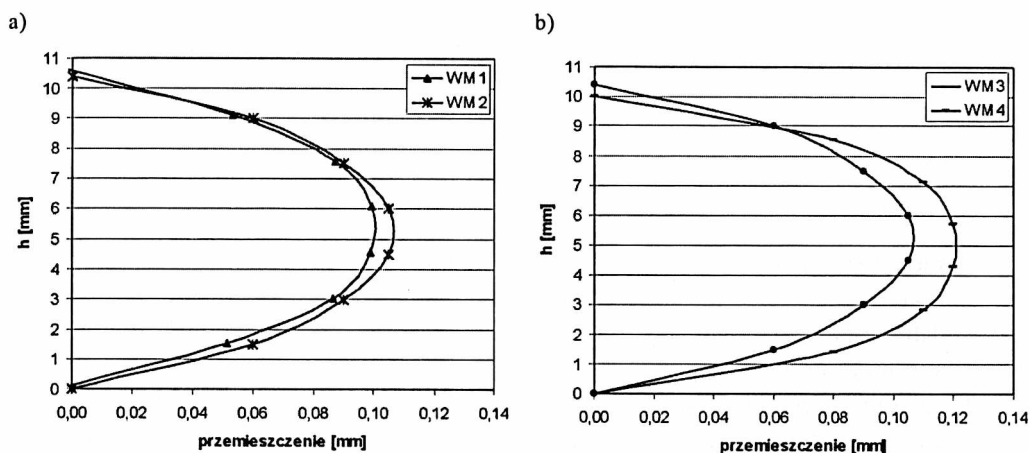
Tabela 5.4. Analizowane modele numeryczne i przyjęte stałe materiałowe

Właściwości materiałowe	Model			
	WM1	WM2	WM3	WM4
Pierścień włóknisty – osnowa E [MPa]	4,2 MPa	0,8 MPa	4,2 MPa	0,8 MPa
Jądro miazdżyste	$C_{10} = 0,12$ $C_{01} = 0,03$	$C_{10} = 0,12$ $C_{01} = 0,03$	$C_{10} = 0,08$ $C_{01} = 0,01$	$C_{10} = 0,08$ $C_{01} = 0,01$

zmniejszeniem uwodnienia struktury krążka. Rozpatrzono cztery przypadki o parametrach przedstawionych w tabeli 5.4. Model WM1 symulował układ fizjologicznie prawidłowy.

Jednym z istotnych parametrów opisujących zmiany zachodzące w krążku międzykręgowym jest wybrzuszenie się pierścienia włóknistego. Proces ten szczególnie nasila się, gdy dochodzi do degeneracji dysku [28, 76]. Dlatego też przeanalizowano zmiany wybrzuszenia się pierścienia włóknistych (przemieszczenie w kierunku osi x) podczas działania obciążenia siłą ściskającą równą 500 N – rys. 6.18.

Zmniejszenie modułu sprężystości podłużnej osnowy pierścienia włóknistego (z 4,2 MPa na 0,8 MPa) powoduje wzrost przemieszczenia się pierścienia i mocniejsze ich uwypuklanie w stosunku do układy WM1 (model symulujący układ fizjologiczny). Obniżenie parametrów materiałowych jądra miazdżystego z zachowaniem właściwości osnowy pierścienia (model WM3 – rys. 6.18b) nieznacznie zmienia charakter przemieszczeń samego pierścienia włóknistego. Uwypuklanie się pierścienia włóknistego w tym przypadku przede wszystkim od bezpośredniego przeniesienia siły ściskającej na blaszki pierścienia. Osłabienie jądra powoduje utratę prawidłowego podparcia pomiędzy kręgami i brak nacisku na pierścień włókniste w kierunku promieniowym (badania w własne [6]). W obserwacjach klinicznych brak prawidłowego oddziaływania jądra na pierścień doprowadza do delaminacji (rozwarstwiania) między pierścieniami i wybrzu-



Rys. 5.18. Zmiany przemieszczeń zewnętrznego pierścienia włóknistego pod obciążeniem ściskającym:
 a) układ fizjologiczny WM1 i układ o „osłabionej” osnowie WM2, b) układ o osłabionym jądrze WM3 i układ o osłabionym jądrze i osnowie WM4 (h – wysokość krążka międzykręgowego)

szanie się wewnętrznych blaszek do środka dysku [77, 186, 203]. Jednoczesne zmniejszenie wartości materiałowych jądra i osnowy pierścienia generuje zmniejszenie wysokości krążka międzykręgowy o ponad 1 mm i silne uwypuklenie się pierścienia włóknistego (model WM4 – rys. 6.18b).

Uwypuklenie się pierścienia, jak już wspomniano, związane jest ze zmianą ciśnienia wewnątrzdysskowego oraz uwodnieniem całego krążka międzykręgowego. Stosując zmienne właściwości materiałowe jądra miażdżystego oraz osnowy pierścienia, starano się odwzorować, w pewnym zakresie, osłabienie charakterystyk mechanicznych krążka, które symuluje zmniejszenia nacisku jądra na pierścień (jak podczas spadku ciśnienia wewnątrzdysskowego), w tym redukcje zawartości wody w samym pierścieniu włóknistym.

Pogorszenie właściwości mechanicznych wybranych komponentów krążka generuje zmiany w wartościach odkształcenia pierścienia włóknistego. Na podstawie zmian pomiędzy układem nieobciążonym a układem poddanym obciążeniu ściskającemu określono maksymalne zmiany procentowe odkształcenia pierścienia włóknistego wynikające z rozciągania (uwypuklania) krążka międzykręgowego w kierunku promieniowym.

Pogorszenie właściwości mechanicznych jądra miażdżystego powoduje zmniejszenie nacisku w kierunku promieniowym na pierścień włóknisty, co uwidacznia się również zmniejszeniem odkształcenia samego pierścienia (WM3) – tabela 5.5. Natomiast osłabienie właściwości obu składowych krążka doprowadza do takiej zmiany w układzie przenoszenia obciążeń, że dochodzi do gwałtownego wzrostu odkształceń pierścienia włóknistego. Spowodowane jest to brakiem podparcia, jakie dostarcza współpraca pomiędzy jądrem a pierścieniem. Skutkiem takiego działania jest zmniejszenie wysokości

Tabela 5.5. Maksymalne odkształcenia pierścienia włóknistego

	Model			
	WM1	WM2	WM3	WM4
Odkształcenie [%]	3,1	3,4	2,9	3,8

krążka międzykręgowego i utrata funkcji nośnej i amortyzacyjnej. Takie działanie krążka jest charakterystyczne dla układów o dużym stopniu degeneracji.

Przedstawiona analiza numeryczna stanowi jedynie pewne uzupełnienie wiedzy używanej w trakcie przedstawionych badań doświadczalnych. Jednak nie stanowiła ona głównego celu w analizie przedstawionego problemu badawczego, dlatego ograniczono się jedynie do przedstawienia kilku wybranych parametrów (przemieszczenie, odkształcenie) mających wpływ na zmiany w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego.

W zrealizowanych badaniach wykazano jak dużą rolę w przenoszeniu obciążeń odgrywają podstawowe elementy triady podparcia i w jaki sposób historia obciążenia wpływa na zmiany zachodzące wewnątrz krążka międzykręgowego.

Przedstawione wyniki są wyjaśnieniem zjawisk związanych zarówno z zachowaniem, jak i utratą stateczności kolumny kręgosłupa w zależności od panujących warunków obciążeniowych. Wskazano w nich na ważną rolę połączeń stawowych w utrzymaniu równowagi w rozkładzie sił i nacisków wywoływanych obciążeniami oraz na istotny udział połączeń stawowych na procesy zachodzące w samym krążku międzykręgowym. Brak wsparcia na wyrostkach stawowych nie tylko powoduje utratę ważnego punktu podparcia kolumny kręgosłupa, ale także pośrednio wpływa na krążek międzykręgowy, a głównie na proces przepływu cieczy. Zjawisko to jest istotne ze względu na metabolizm tkanek, ale również decyduje o samostabilizacji krążka. Obciążenia przenoszone ze sztywnych kręgów na struktury krążka międzykręgowego powodują wzrost ciśnienia wewnątrz-dyskowego i jednoczesny nacisk jądra miażdżystego na pierścień włóknisty, które ulegają odkształceniom. Prawidłowy stosunek zawartości wody do działającego obciążenia zapewnia utrzymanie stabilnego układu pomiędzy krążkiem międzykręgowym a kręgami z nim sąsiadującymi.

Usunięcie wyrostków stawowych oraz działanie zmiennego, długookresowego obciążenia wpływa na utratę stateczności krążka międzykręgowego, a tym samym na utratę pełnionych przez niego funkcji.

Także wskazanie roli krążka międzykręgowego oraz wyrostków stawowych w układzie kinematycznym, jakim jest kręgosłup, określa istotę istnienia tych połączeń stawowych w realizacji fizjologicznych funkcji układu ruchu. Wzajemne współdziałanie obu połączeń decyduje o poprawnym rozkładzie sił i nacisków wywoływanych obciążeniami.

6. Analiza mikrobudowy i właściwości mechanicznych pierścienia włóknistego – badania mikroskopowe

Wyniki badań wybranych właściwości mechanicznych pojedynczego segmentu ruchowego wskazały na złożone procesy zachodzące już na poziomie pojedynczego ogniwa kinematycznego kręgosłupa. Zmiany występujące na poziomie samego krążka międzykręgowego oraz w zakresie całego segmentu ruchowego są uwarunkowane wieloma zewnętrznymi czynnikami, jak zadane obciążenie czy stopień uszkodzenia badanego segmentu (np. w wyniku usunięcia podparcia na wyrostkach stawowych). Istotne spadki ciśnienia w trakcie długookresowych obciążeń zmiennych, gdy następuje wzrost sztywności całego segmentu, są związane z mechanizmem pracy samego krążka międzykręgowego, który pomimo istotnego udziału wyrostków stawowych w przenoszeniu obciążeń stanowi najważniejsze połączenie ruchowe pomiędzy kolejnymi kręgami. Jednocześnie jest to najbardziej obciążony element układu kinematycznego kręgosłupa. Poznanie zmian, jakie zachodzą w kręgosłupie, następuje przez analizę właściwości mechanicznych poszczególnych jego składowych, a zwłaszcza krążka międzykręgowego. Rezultaty badań uzyskanych w rozdziale 5 oraz dane literaturowe jednoznacznie wskazują, że wszelkie zmiany mechaniczne w krążku międzykręgowym są związane ze zmianami uwodnienia oraz właściwościami lepkosprężystymi tego elementu. Zmniejszenie zawartości wody w krążku międzykręgowym manifestuje się m.in. zmianami ciśnienia wewnątrzdysskowego i deformacją dysku (zmiana wysokości i uwypuklenie ku zewnątrz podczas obciążania). Właściwości lepkosprężyste mają bardzo istotny wpływ na proces pełzania i relaksacji krążka, przy czym nie należy pomijać znaczenia ciśnienia wewnątrzdysskowego na przebieg tych procesów.

Jednak na działanie krążka międzykręgowego mają wpływ nie tylko właściwości mechaniczne rozpatrywane w globalnym układzie krążek–kręgi, lecz również, a może przede wszystkim, właściwości mechaniczne poszczególnych struktur krążka (a zwłaszcza pierścienia włóknistego) i ich strukturalna korelacja.

Praca pierścienia włóknistego jest ściśle powiązana z jego wewnętrzną architekturą, a głównie z organizacją włókien kolagenowych. Deformacje w zakresie pojedynczego włókna oraz zespołu włókien kolagenowych decydują o nieliniowych, mocno anizotropowych właściwościach mechanicznych pierścienia włóknistego.

Kompleksowa, multiwarstwowa architektura pierścienia włóknistego stanowi wciąż olbrzymie wyzwanie badawcze. Poszukuje się danych, które umożliwiłyby głębsze zrozumienie fundamentalnej zależności strukturalnej pierścienia włóknistego, który pozwala na przenoszenie zmiennych obciążeń pojawiających się w kręgosłupie, zarówno podczas normalnych funkcji życiowych, jak i w przypadku stanów przeciążeniowych.

Nasuwa się więc pytanie, jak utrzymywana jest spójność pierścienia włóknistego podczas wielokierunkowych i zmiennych obciążeń. Jakie są zależności i powiązania (jeśli istnieją) pomiędzy włóknami kolagenowymi pojedynczej ściany pierścienia włóknistego oraz powiązania strukturalne pomiędzy kolejnymi blaszkami pierścienia. Interpretacja powiązań w strukturach tkanek miękkich, takich jak krążek międzykręgowy, przysparza wielu problemów, między innymi ze względu na dużą odkształcalność towarzyszącą ich normalnym funkcjom fizjologicznym. Tkanki te generalnie wykazują dużą nieliniowość odkształceniowo-naprężeniową, z zachowaniem małych naprężeń będących konsekwencją dużej skali odwracalnych zmian w jej włóknistej architekturze.

Dlatego przystąpiono do badań mających na celu zobrazowanie i wyjaśnienie, na poziomie mikroskopowym, strukturalnej odpowiedzi na wymuszoną deformację w obszarze zarówno pojedynczej blaszki pierścienia, jak i zespołu kolejnych, połączonych ze sobą blaszek pierścienia włóknistego w stanie ich pełnego uwodnienia.

6.1. Metodologia badań

Badania prowadzono na zwierzęcych krążkach międzykręgowych, pochodzących z części ogonowej kręgosłupa wołu. Preparaty pochodzenia zwierzęcego są powszechnie stosowane jako modele badawcze, zastępujące z powodzeniem preparaty ludzkie (sekcyjne) [13, 160, 178, 185]. Krążki międzykręgowe górnej części ogona wołu charakteryzują się, pod wieloma względami, dużym podobieństwem do odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka. Podobieństwo to dotyczy między innymi: fenotypu komórkowego, składu chemicznego i budowy strukturalnej oraz profilu rozkładu ciśnienia wewnątrz dyskowego. Krążki międzykręgowe ogona wołu poddawane są stałym obciążeniom ściskającym pochodzącym od napięcia dużej grupy silnych mięśni otaczających kręgi i krążki międzykręgowe. Sytuację można porównać do układu obciążeń w odcinku lędźwiowym kręgosłupa człowieka [205].

Materiał badawczy przechowywany był w temperaturze -25°C w podwójnym opakowaniu foliowym. Przed przystąpieniem do badań, z całego zamrożonego odcinka ogonowego, wycinano pojedyncze segmenty ruchowe (z górnej części ogona), które były następnie rozmrażane, po czym usuwano z nich tkanki miękkie i kręgi w celu uzyskania wyizolowanego krążka międzykręgowego.

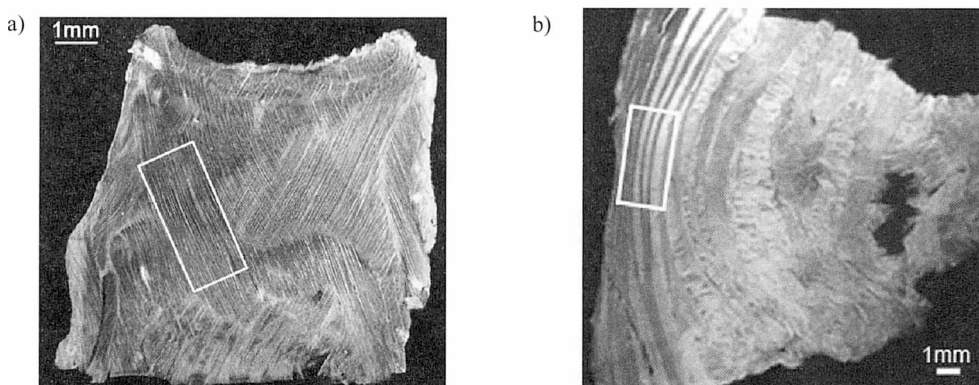
Z tak przygotowanych krążków międzykręgowych wycinano bloki zewnętrznej części pierścienia włóknistego. Wybór zewnętrznych części pierścienia włóknistego wynikał z kilku powodów. Najbardziej wyraźne pod względem jednorodności struktury blaszki

znajdują się w części zewnętrznej pierścienia włóknistego [118, 187]. Blaszkki tej części pierścienia włóknistego są homogeniczne pod względem układu i zagęszczenia włókien kolagenowych w porównaniu z pierścieniami położonymi wewnątrz, będącymi luźno i niejednorodnie ułożonymi włóknami kolagenowymi [149]. Różnice te, wynikają z samej budowy krążka międzykręgowego, w którym granica pomiędzy pierścieniem włóknistym a jądrem miazdżystym jest niejednorodna i zawiera obie przemieszane ze sobą struktury. Dodatkowo promień nachylenia (uwypuklenia ku zewnątrz) kolejnych blaszek pierścienia jest znacząco mniejszy w jej części zewnętrznej niż wewnętrznej, co było istotne zwłaszcza podczas wycinania pojedynczych blaszek pierścienia włóknistego.

Przygotowane pojedyncze bloki pierścienia włóknistego (rys. 6.1) były następnie zamrażane w ciekłym azocie, następnie cięte na plastry o grubości 50–60 μm – rys. 6.2, z zastosowaniem mikrotomu (JungHN40 – Leica). Tak przygotowane preparaty przechowywane były w temperaturze $5 \pm 8^\circ\text{C}$ w 0,15 M roztworze soli fizjologicznej, aż do momentu ich analizy, przy czym czas ten nie przekraczał 48 godzin.



Rys. 6.1. Schemat uzyskiwania próbek: a) pojedyncza blaszka pierścienia włóknistego (próbki obwodowe), b) zespół kolejnych, sąsiadujących ze sobą blaszek w przekroju poprzecznym (próbki promieniowe)



Rys. 6.2. Makropróbki pierścienia włóknistego z zaznaczonymi obszarami wycinania mikroprobek: a) próbki obwodowe, b) próbki promieniowe [150, 151]

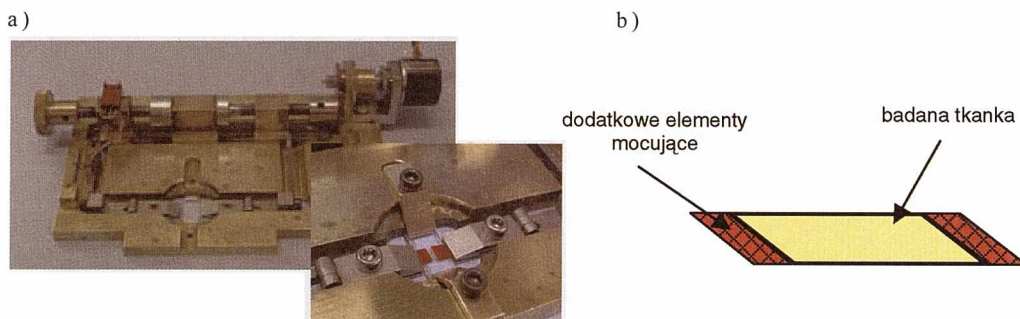
W wyniku cięcia uzyskano następujące grupy próbek [150, 151]:

- *Próbki obwodowe* – zawierające pojedyncze blaszki pierścienia włóknistego, z jednorodnym, równoległym względem siebie układem włókien kolagenowych – rys. 6.1a. Do badań wykorzystano dziewięć bloków z trzech krążków międzykręgowych pochodzących z dwóch ogonów. Ostatecznie uzyskano 40 mikropróbek, z których 14 przeanalizowano podczas ich rozciągania w kierunku zgodnym z ułożeniem włókien kolagenowych (rozciąganie wzdłużne), a 26 podczas rozciągania w kierunku prostopadłym do ułożenia włókien kolagenowych (rozciąganie poprzeczne) – rys. 6.4a.
- *Próbki promieniowe* – zawierające kolejne, sąsiadujące ze sobą blaszki pierścienia włóknistego (w kierunku od zewnętrznej do wewnętrznej części krążka międzykręgowego), z naprzemiennym układem ukośnie ułożonych względem siebie włókien kolagenowych tak, aby uzyskać w przybliżeniu (włókna kolagenowe nie są ułożone prostopadle względem siebie w kolejnych pierścieniach – rozdz.2), dla jednej blaszki jej przekrój poprzeczny włókien kolagenowych, a dla kolejnej przekrój wzdłużny – rys. 6.1b.

Do badań wykorzystano dziesięć bloków z czterech krążków międzykręgowych pochodzących z dwóch ogonów. Z bloków tych przygotowano 34 mikropróbki, z których 16 poddano analizie podczas rozciągania w kierunku stycznym (rozciąganie styczne), a 18 w kierunku promieniowym (rozciąganie promieniowe) – rys. 6.4b.

Z otrzymanych makropróbek wycinano mikropróbki zawierające dokładnie jedną blaszkę pierścienia włóknistego z jednorodnym układem włókien kolagenowych (próbki obwodowe) – rys. 6.2a lub z kilkoma występującymi po sobie blaszkami w kierunku promieniowym z widocznym poprzecznym i wzdłużnym układem włókien kolagenowych kolejnych pierścieni (próbki promieniowe) – rys. 6.2b.

Wizualizację struktury otrzymanych mikropróbek prowadzono z zastosowaniem świetlnego mikroskopu interferencyjnego Nomarskiego (DIC – *differential interference contrast*), który umożliwia różnicowanie (skontrastowanie) niebarwionych preparatów (bez konieczności zastosowania procesu chemicznego prowadzącego do ich zakon-



Rys. 6.3. Układ badawczy: a) do rozciągania mikropróbek, b) schemat próbki z dodatkowymi elementami mocującymi

serwowania i usztywnienia). Dodatkowym efektem zastosowania tej metody jest uzyskanie quasi-przestrzennych obrazów.

Analiza zmian strukturalnych była prowadzona w trakcie rozciągania próbek w specjalnym układzie rozciągającym [30, 31], montowanym bezpośrednio do obrotowego stolika mikroskopu – rys. 6.3a. Istotne jest to, że układ ten zawierał system umożliwiający kontrolowanie zakresu rozciągania próbki, jednocześnie w dwóch przeciwległych kierunkach. Analizowana próbka była umieszczana pomiędzy dwiema równoległe ułożonymi powierzchniami szkieł optycznych oddzielonych od siebie elementem dystansującym. Dzięki temu zachowana była stała odległość pomiędzy powierzchniami szkieł, które nie wprowadzały zakłóceń, w postaci oporu, w trakcie rozciągania. Dodatkowo umożliwiało to wprowadzanie 0,15 M roztworu soli fizjologicznej i utrzymywanie stałej wilgotności badanej próbki.

W celu ułatwienia mocowania mikropróbki w układzie rozciągającym do krawędzi próbki przyklejano paski materiału (nieelastycznej tkaniny), z zastosowaniem cyjanokrylowego kleju tkankowego (typu żelowego) – rys. 6.3b [150, 151]. Unikano dzięki temu wysuwania się tkanki z uchwytów.

Rozciąganie realizowano dla dwóch konfiguracji sterowania: przez ręczne sterowanie zakresem i prędkością przemieszczenia elementów układu rozciągającego oraz dla stałej kontrolowanej automatycznie prędkości rozciągania. W trakcie ręcznego sterowania wykonywano kilkusekundowe przerwy, podczas których wykonywano zdjęcia w danym stanie rozciągania. Obserwowane zmiany strukturalne rejestrowane były za pomocą aparatu fotograficznego sprzężonego z mikroskopem. W wybranych próbkach, za pomocą kamery video, rejestrowano informacje o zmianach strukturalnych zachodzących w czasie rzeczywistym.

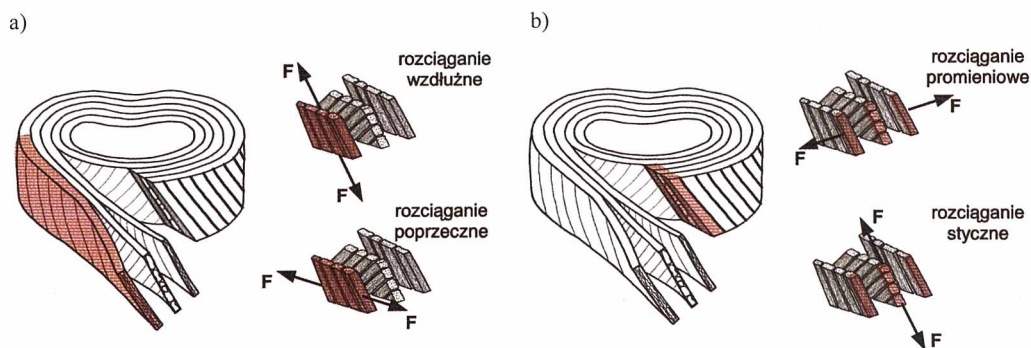
Automatyczny system regulacji prędkością rozciągania stosowano przede wszystkim w przypadku pomiaru siły generowanej w trakcie rozciągania.

Dodatkowo system rozciągający był zaopatrzony w tensometryczne czujniki siły i przemieszczenia, dzięki którym możliwe było uzyskanie korelacji pomiędzy zmianami siły w funkcji przemieszczenia. Stosowana prędkość rozciągania wynosiła 0,4 mm/min. Odkształcenie rozciągające zastało określone jako współczynnik odkształcenia λ , wyrażający zależność długości po rozciągnięciu do długości wyjściowej badanej próbki [150].

Relatywnie mała prędkość rozciągania (w przypadku zastosowania automatycznego sterowania prędkością) umożliwiała rejestrację zmian strukturalnych tylko dla średnich powiększeń lub rejestracje filmów również przy małych powiększeniach obrazu.

6.2. Przebieg badań (wyniki)

Ze względu na różnorodność badanych stanów mikropóbek wyniki badań podzielono, biorąc pod uwagę analizowaną strukturę oraz kierunek rozciągania (rys. 6.4):



Rys. 6.4. Schemat uzyskiwania próbek oraz kierunki ich rozciągania:
a) pojedyncza blaszka pierścienia włóknistego (próbki obwodowe), b) zespół kolejnych, sąsiadujących ze sobą blaszek w przekroju poprzecznym (próbki promieniowe)

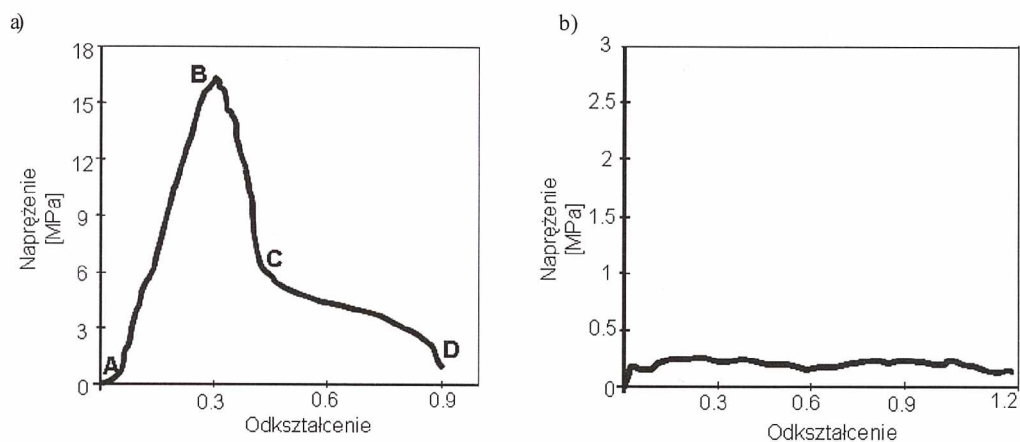
1. Próba rozciągania pojedynczych blaszek pierścienia włóknistego – rys. 6.4a (próbki obwodowe):
 - rozciąganie wzdłużne,
 - rozciąganie poprzeczne.
2. Próba rozciągania zespołu blaszek pierścienia włóknistego – rys. 6.4b (próbki promieniowe):
 - rozciąganie promieniowe,
 - rozciąganie styczne.

6.2.1. Próba rozciągania pojedynczych blaszek pierścienia włóknistego – próbki obwodowe

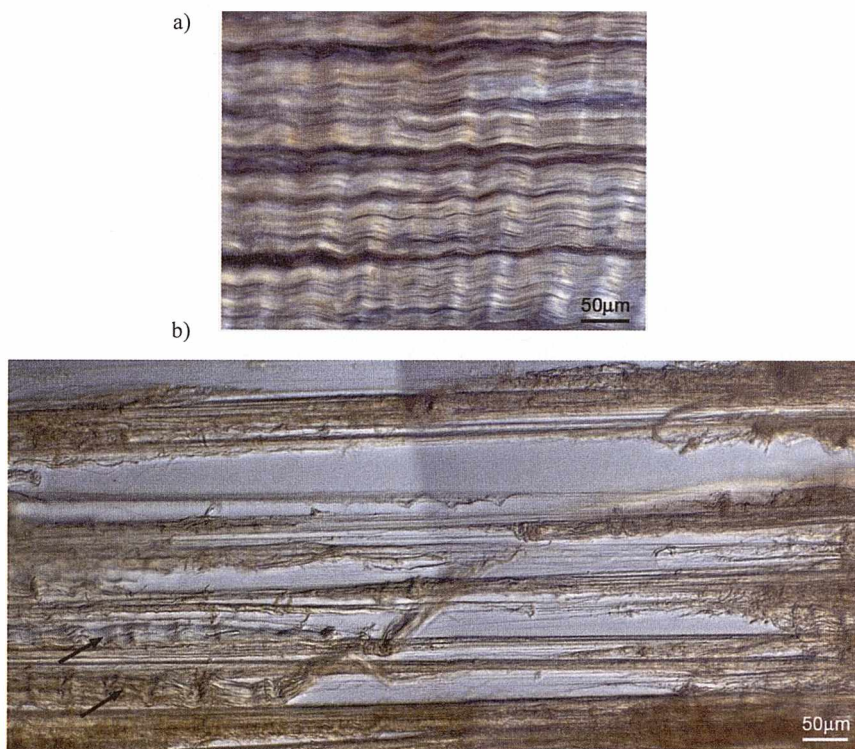
W pierwszym etapie przeanalizowano zmiany strukturalne i wybrane właściwości mechaniczne zachodzące podczas rozciągania wzdłużnego (zgodnego z ułożeniem włókien kolagenowych). W wyniku badań uzyskano serię zdjęć dla poszczególnych etapów rozciągania oraz charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe odpowiadające jednocześnie rejestrowanym zmianom strukturalnym.

Na rysunku 6.5a przedstawiono typową charakterystykę odkształceniowo-naprężeniową, uzyskaną w trakcie rozciągania próbek obwodowych w kierunku wzdłużnym (zgodnym z kierunkiem ułożenia włókien kolagenowych).

Początkowy odcinek krzywej naprężenie–odkształcenie (od punktu A do B) – rys. 6.5a, odpowiada fazie, w której pofalowana struktura włókien kolagenowych (rys. 6.6a) jest progresywnie rozprostowywana i napinana, z jednoczesnym powolnym przesuwaniem się większych wiązek włókien kolagenowych. Przesuwanie lub ślizganie włókien kolagenowych występuje na całej długości badanej próbki, co może wskazywać na powolne rozrywanie na poziomie pojedynczych włókien kolagenowych. Sygnalizuje to tym samym zapoczątkowanie procesu rozrywania próbki. Zmniejszenie napięcia próbki w tym zakresie krzywej naprężeniowo-odkształceniowej skutkuje powrotem pofalo-



Rys. 6.5. Przykładowa charakterystyka odkształceniowo-napięzeniowa pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego poddawanej rozciąganiu: a) wzdłuż ułożenia włókien kolagenowych, b) poprzecznie do ułożenia włókien kolagenowych [150]



Rys. 6.6. Zdjęcia pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego: a) w stanie nieobciążonym z charakterystyczną pofalowaną strukturą, b) przedstawiające rozrywanie włókien kolagenowych zachodzących w ostatnim etapie rozciągania

wanej natury włókien kolagenowych. Charakterystyczne jest to, że w odwracalnym zakresie rozciągania, napięte wyprostowane włókna kolagenowe wracają do swojego pożądanego ukształtowania

Gwałtowny spadek naprężenia w obszarze od punktu B do C (rys. 6.5a) odpowiada narastającemu procesowi przesuwania się, a następnie rozrywania włókien kolagenowych w całym obszarze (macierzy) próbki. Jednocześnie punkt C na rysunku 6.5a wskazuje początek obszaru o zredukowanej wartości naprężenia, co jest wynikiem dużej skali procesu rozrywania włókien kolagenowych (rys. 6.6b), proces ten kończy się w punkcie D.

Należy również zaznaczyć, że nawet pojedyncze włókna kolagenowe po rozerwaniu mają tendencję powrotu do charakterystycznego pofalowanego kształtu (takiego jak przed obciążeniem).

Proces rozrywania pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego pod wpływem obciążenia rozciągającego ma bardziej charakter stopniowy niż szybki i ostro narastający.

Istotne jest też, że pomimo dużej zmienności maksymalnego naprężenia uzyskiwanego w punkcie B ($\sigma_B = 16,4 \pm 8$ MPa) średnie naprężenie, określające początek procesu rozrywania o dużej skali na całej długości próbki (punkt C), wykazuje zdecydowanie mniejszą zmienność naprężenia ($\sigma_C = 5,5 \pm 1,8$ MPa).

W drugim etapie przeanalizowano zmiany strukturalne i wybrane właściwości mechaniczne zachodzące podczas rozciągania poprzecznego (poprzecznie do kierunku ułożenia włókien kolagenowych).

Na rysunku 6.5b przedstawiono typową charakterystykę odkształceniowo-naprężeniową, uzyskaną w trakcie rozciągania próbek obwodowych w kierunku poprzecznym do kierunku ułożenia włókien kolagenowych pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego.

Ostatecznym efektem tego rozciągania jest stan intensywnego „rozdzielenia” (odseparowania) włókien kolagenowych w części środkowej od prawie nienaruszonej struktury „macierzy” kolagenowej o zachowanym równoległym ułożeniu włókien. Podczas tak intensywnego przeorganizowania struktury kolagenowej obserwuje się niemalże stałą poziom wartości naprężenia (rys. 6.5b). Wszystkie badane próbki, dla stałej prędkości rozciągania (0,4 mm/min), uzyskały średnią wartość naprężenia równą $0,15 \pm 0,06$ MPa.

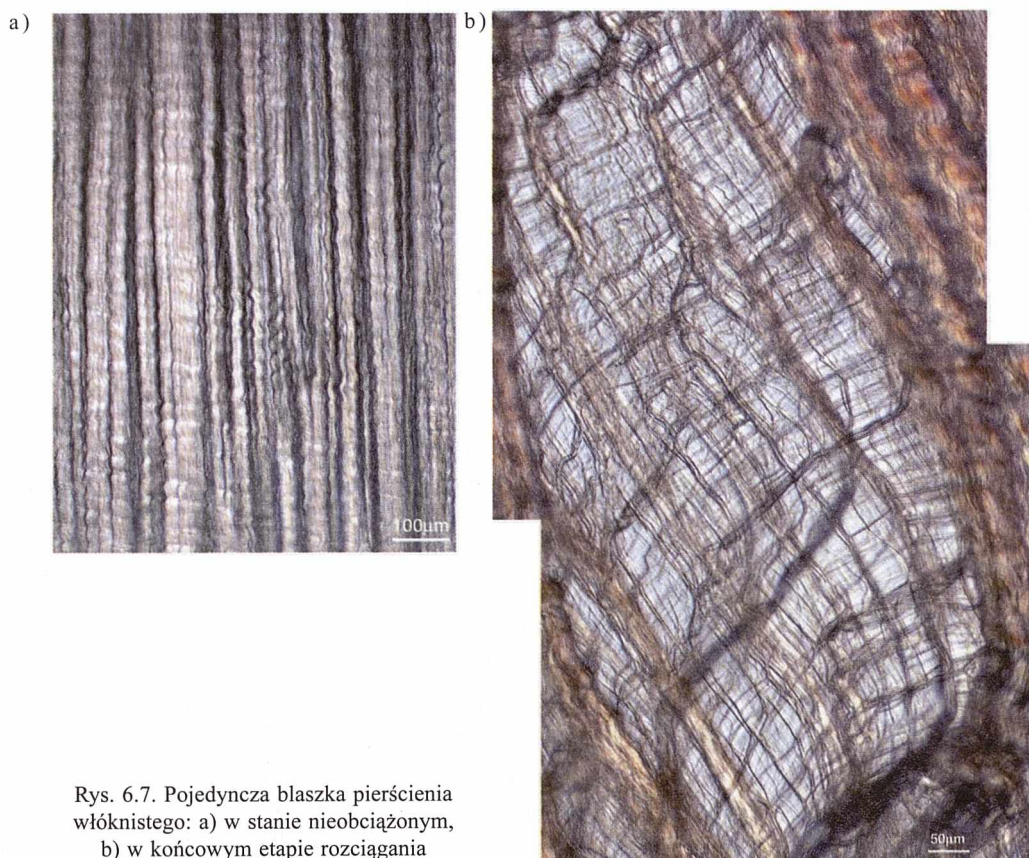
Analiza zmian strukturalnych realizowana podczas rozciągania (z ręcznym sterowaniem prędkością rozciągania) i jednoczesnego rejestrowania wysokorozdzielczych zdjęć, dostarczyła wielu nowych szczegółowych informacji o zmianach zachodzących w konfiguracji systemu włókien kolagenowych.

Rejestrując zmiany zachodzące od stanu nieobciążonego przedstawionego na rysunku 6.7a, poprzez kolejne fazy rozciągania, można przeanalizować mechanizm reorganizacji struktury blaszki pierścienia włóknistego. Równolegle ułożone, względem siebie, włókna kolagenowe rozpoczynają oddzielać się od siebie w kilku odosobnionych miejscach – szczelinach, ukazując sieć połączeń kolagenowych jednocześnie krzyżujących się skośnie z obu stron (od prawej (P) do lewej (L) i od lewej (L) do prawej (P)).

Wzrastający zakres rozciągania prowadzi do postępowego rozszerzania się wcześniej powstałych szczelin, następuje przy tym intensywne rozwarstwianie i ukosowanie się kolejnych jeszcze nierozdzielonych kłębków włókien kolagenowych wewnątrz tej samej szczeliny. Jednocześnie dochodzi do tworzenia nowych szczelin w kolejnych miejscach próbki poddawanej rozciąganiu.

Szczegółowy obraz połączeń wewnątrz szczeliny jest widoczny na zdjęciu 6.7b. Charakterystyczne jest istnienie zarówno dużej ilości stosunkowo masywnych wiązek kolagenowych, jak i drobnych cienkich wiązek włókien kolagenowych, które przebiegają skośnie w dół od prawej do lewej strony i przeciwnie (reprezentuje to *podwójnie krzyżującą się lub dwukierunkową formę* tworzenia się połączeń w strukturze blaszek pierścienia włóknistego – typ 2). Masywne wiązki są również powiązane ze sobą mniejszymi wiązkami przebiegającymi skośnie w stosunku do nich.

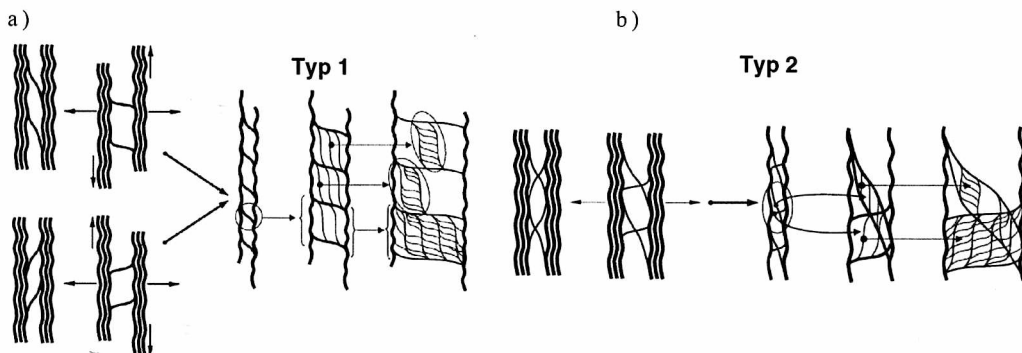
Druga zidentyfikowana forma połączeń poprzecznych, tworzących się podczas rozciągania w kierunku poprzecznym do ułożenia włókien kolagenowych, jest *pojedynczo ukosująca się, jednokierunkowa forma* połączeń kolagenowych – typ 1. Masywne wiązki



Rys. 6.7. Pojedyncza blaszka pierścienia włóknistego: a) w stanie nieobciążonym, b) w końcowym etapie rozciągania

kolagenowe wypełniające szczelinę pęknięcia, przechodzą skośnie w dół (jedynie z lewej do prawej strony) pomiędzy nienaruszoną strukturą równoległe ułożonych względem siebie włókien kolagenowych. Te pierwotne, masywne połączenia kolagenowe są połączone drobniejszymi wiązkami włókien kolagenowych, które tworzą w ten sposób kolejny poziom połączeń międzykolagenowych. Następny dalszy podpodział tych wiązek kolagenowych występuje w postaci bardzo cienkich połączeń kolagenowych.

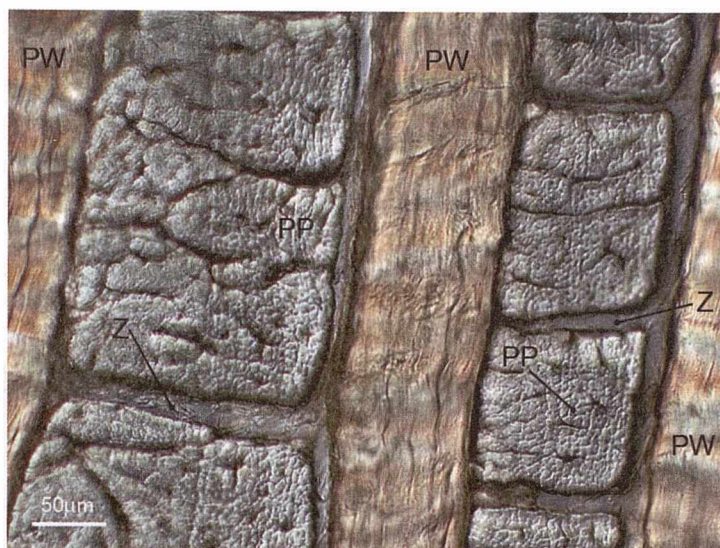
Badania zmian strukturalnych przeprowadzonych dla rozciągania w kierunku poprzecznym do kierunku ułożenia włókien kolagenowych przedstawiają, że jednorodny układ w obszarze blaszki pierścienia włóknistego jest zintegrowany w kierunku poprzecznym do kierunku ułożenia macierzy kolagenowej. Powierzchniowo połączenia typu 1, zawierające pojedynczo ukosującą się jednokierunkową formę połączeń kolagenowych (P-L lub L-P), są układem prostym. Połączenie to jednak zawiera kolejne podstruktury mniejszych i delikatniejszych połączeń, lecz o układzie takim samym jak połączenie pierwotne (masywne wiązki kolagenowe w szczelinie pęknięcia), co wyraźnie przedstawiano na schemacie 6.8a. Bardziej kompleksową strukturę połączeń tworzy dwukierunkowa forma połączeń typ 1 (przebiegająca jednocześnie z obu stron „pęknięcia”, tj. z P do L i z L do P) z jej kolejnymi podpodziałami, schematycznie przedstawiona na rysunku 6.8b.



Rys. 6.8. Schemat: a) pojedynczo ukosująca się, jednokierunkowa forma połączeń w strukturze pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego – typ 1, b) dwukierunkowa forma tworzenia się połączeń kolagenowych – typ 2 [150]

6.2.2. Próba rozciągania zespołu blaszek pierścienia włóknistego – próbki promieniowe

Próbki promieniowe pierścienia włóknistego (rys. 6.2b), w stanie nieobciążonym, zawierają kolejne na przemian ułożone blaszki w ich przekroju wzdłużnym (PW) i poprzecznym (PP). Przykład takiego układu przedstawiono na rysunku 6.9. Blaszki w przekroju wzdłużnym stanowią jednorodną, nieprzerwaną strukturę o charakterystycznym pofałdowanym ukształtowaniu (jak w pojedynczej blaszce pierścienia). W przekroju



Rys. 6.9. Przekrój próbki promieniowej zawierającej kilka naprzemiennie ułożonych blaszek pierścienia włóknistego w stanie nieobciążonym. PW – przekrój wzdłużny, PP – przekrój poprzeczny wiązek włókien kolagenowych, Z – oddzielania pomiędzy poszczególnymi wiązkami [151]

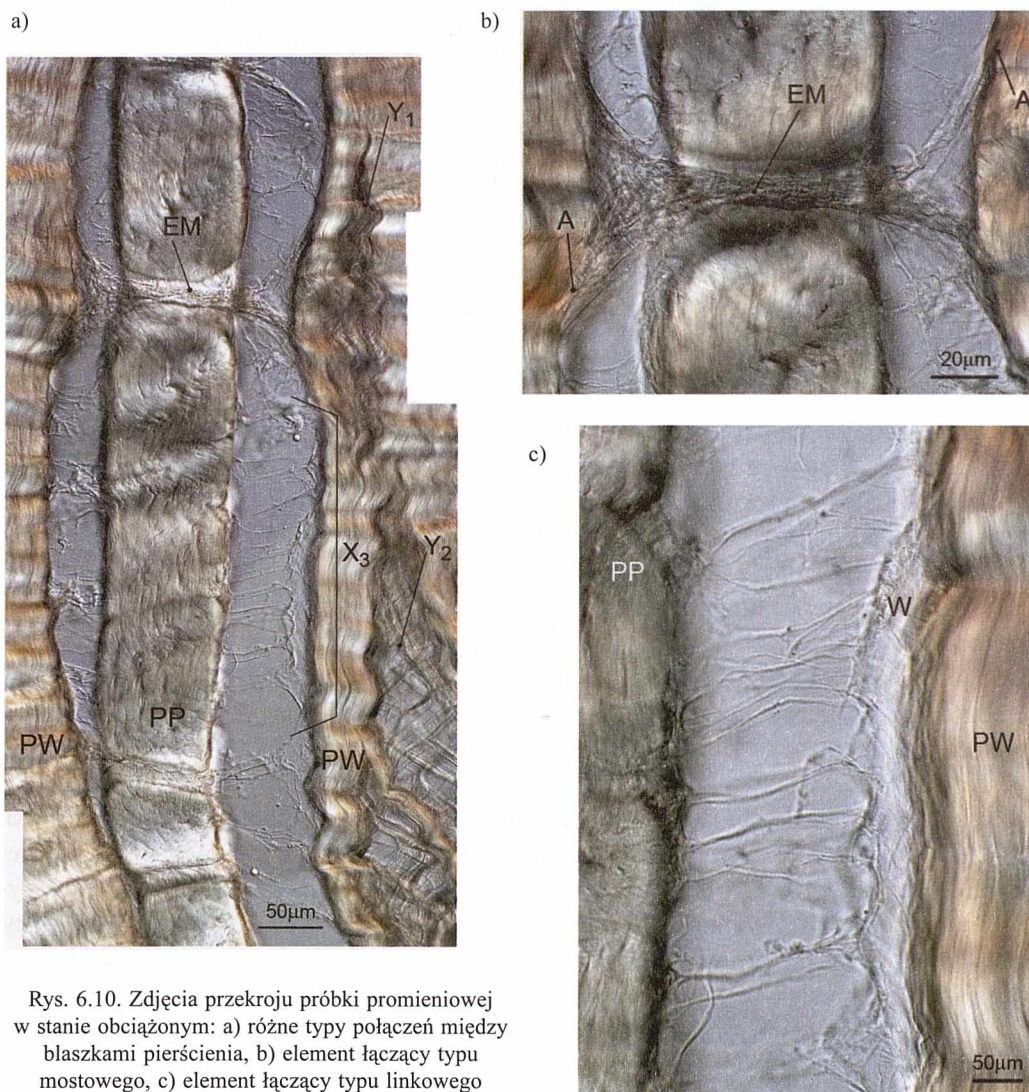
poprzecznym są widoczne grupy wiązek włókien kolagenowych z wyraźnymi miejscami oddzielania pomiędzy poszczególnymi wiązkami – miejsca oznaczone symbolem Z na rys. 6.9. Należy przy tym zaznaczyć, iż przekrój w kierunku promieniowym jest tylko w przybliżeniu przekrojem pokazującym przekrój wzdłużny i poprzeczny kolejnych blaszek. Układ ten wynika z tego, iż włókna kolagenowe następujących po sobie blaszek leżą naprzemiennie, lecz nie prostopadłe względem siebie (rozdz. 2).

Analiza zmian strukturalnych była prowadzona dla próbek z zewnętrznego obszaru pierścienia włóknistego. Wynika to z jednorodności tej struktury w jej zewnętrznej części, podczas gdy w środkowym i wewnętrznym obszarze dochodzi do powolnego zacierania się granic pomiędzy pierścieniami i dodatkowym przeplataniem się struktury pierścienia ze strukturą jądra miażdżystego.

Należy także zaznaczyć, iż na próbkach promieniowych nie prowadzono badań właściwości mechanicznych, jak w przypadku pojedynczej ściany pierścienia włóknistego. Sposób cięcia próbek promieniowych doprowadzał do dużych zmian w przestrzennej konfiguracji istniejących połączeń i utraty spójności, która oddawałaby, chociaż w przybliżeniu, rzeczywistą wytrzymałość tej struktury. Jednak ważne jest to, iż liczba połączeń między blaszkami jest wystarczająca do przedstawienia istoty konfiguracji połączeń strukturalnych występujących w dysku.

W pierwszym etapie przeanalizowano zmiany strukturalne zachodzące podczas rozciągania w kierunku promieniowym.

Rozciąganie w kierunku promieniowym (rys. 6.4b) wykazało, że rozdzielenia pomiędzy wiązkami kolagenowymi w przekroju poprzecznym zawierają *elementy łączące „mostowe”* (EM na rysunku 6.10a), które zespalają leżące po obu stronach blaszki PP. Szczegółowy obraz jednego z elementów mostowych – EM został przedstawiony na rys. 6.10b. Na zdjęciu tym widoczne jest silne zakotwiczenie tego elementu łączącego w strukturze kolagenowej blaszek PW (obszary A na rys. 6.10b). Połączenia tego typu są bardzo mocnymi lokalnymi zespoleniami, o czym mogą świadczyć „pęknięcia” i odseparowywanie się włókien kolagenowych blaszek PW powstające podczas rozciągania



Rys. 6.10. Zdjęcia przekroju próbki promieniowej w stanie obciążonym: a) różne typy połączeń między blaszkami pierścienia, b) element łączący typu mostowego, c) element łączący typu linkowego

nia w kierunku promieniowym (co widoczne jest w miejscach Y_1 i Y_2 na rys. 6.10a). Nie następują natomiast uszkodzenia samego elementu mostowego EM.

Drugim typem połączenia pomiędzy kolejnymi pierścieniami jest bardziej jednolite rozłożone zespolenie w postaci *drobnych połączeń kolagenowych (linki kolagenowe)*, które łączą krawędzie sąsiadujących ze sobą blaszek. Ten typ połączenia oznaczony symbolem X_3 widoczny jest na rysunku 6.10a i 6.10c. Struktura połączenia linek kolagenowych z sąsiadującymi blaszkami pierścienia, najlepiej charakteryzuje obszar W na zdjęciu 6.10c, który jest kompozycją całego zespołu włókien kolagenowych scalających i wpłatających się między siebie oraz między włókna macierzy blaszki PW. Takie samo połączenie występuje z blaszką PP, a widoczne różnice są jedynie efektem zmiany płaszczyzny cięcia.

Rozciąganie w kierunku promieniowym doprowadza także do poprzecznych rozdzieleni blaszek PW (Y_2 na rys. 6.10a) w miejscach charakteryzujących się drugim typem zespolenia, co może świadczyć, iż te drobne połączenia kolagenowe penetrują i bardzo silnie zakotwiczą się w macierzy struktury kolagenowej blaszek pierścienia włóknistego.

Dalsze intensywne rozciąganie w kierunku promieniowym doprowadza do postępującej defragmentacji i rozrywania blaszek w płaszczyźnie PP. Dostarcza to kolejnego potwierdzenia na bardzo silne zakotwiczenie oraz większą wytrzymałość elementów łączących blaszki pierścienia włóknistego niż wytrzymałość samych pierścieni. Należy też zaznaczyć, że w trakcie analizy rozerwanie na granicy blaszek (rozerwanie elementów łączących) należało do niezwykle rzadkich przypadków i wynikało głównie z uszkodzeń mających źródło w procesie przygotowania i cięcia samych próbek niż z małej wytrzymałości tych połączeń.

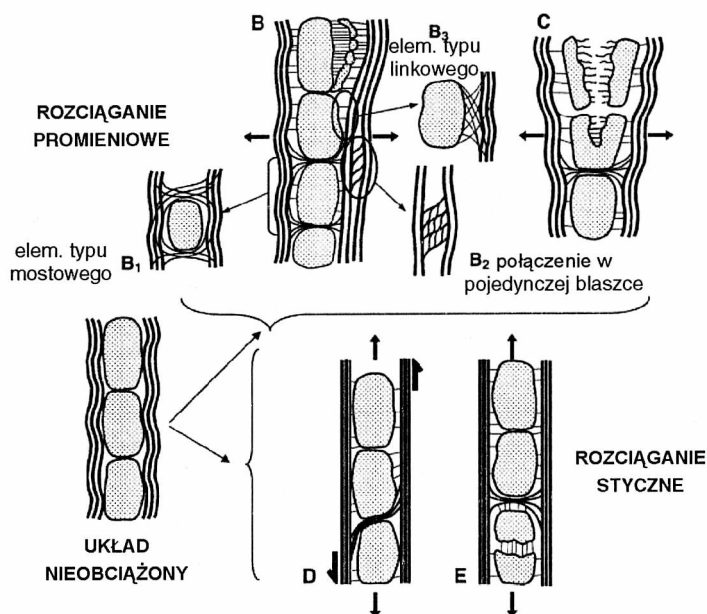
Zmiany strukturalne, obserwowane w trakcie rozciągania w kierunku stycznym (rys. 6.4b), potwierdziły strukturalne zależności obserwowane w trakcie badań z zastosowanym rozciąganiem w kierunku promieniowym i dostarczają kolejnego wglądu w naturę połączeń między pierścieniami.

W trakcie rozciągania w kierunku stycznym dochodzi do ścinania pomiędzy sąsiadującymi blaszkami pierścienia włóknistego, powodując silne napięcie włókien kolagenowych połączenia mostowego, jednocześnie nie doprowadzając do ich niszczenia. Rozciąganie w tym kierunku potwierdziło także taką samą konfigurację powiązań pomiędzy elementem mostowym a wiązkami włókien kolagenowych w ich przekroju PP, jakie obserwowano podczas rozciągania w kierunku promieniowym. W wyniku dalszego, progresywnego rozciągania dochodziło do defragmentacji wiązek poprzecznych pierścienia PW. Po raz kolejny potwierdza to istnienie silniejszych połączeń pomiędzy pierścieniami dysku niż wytrzymałość poszczególnych blaszek pierścienia włóknistego.

Na podstawie analizy zmian strukturalnych pojawiających się w trakcie rozciągania w kierunku stycznym zrekonstruowano, w sposób schematyczny, konfiguracje połączeń między pierścieniami oraz zmiany pojawiające się w trakcie procesu rozciągania – rys. 6.11.

Szczegół B_2 ilustruje kompleksowy typ rozwarstwień i podrozwarstwień powstających w obszarze blaszek PW w wyniku „ciągnięcia” przez elementy typu linki kolagenowe w trakcie rozciągania (obszar Y_2 na rys. 6.10a). Ten powtarzający się, hierarchiczny system rozdzielen jest identyczny z obserwowanym podczas rozciągania pojedynczych ścianek pierścienia włóknistego (rys. 6.8). Schemat B_3 przedstawia rozkład linii łączących sąsiadujące blaszki pierścienia włóknistego i odpowiada szczegółom na zdjęciu 6.10a (X_3) i 6.10c.

Rozciągania w kierunku stycznym – rys. 6.11D i 6.11E potwierdziło występowanie dwóch grup połączeń między blaszkami pierścienia oraz dużej trwałości tych połączeń w stosunku do samych pierścieni.



Rys. 6.11. Schemat konfiguracji połączeń między pierścieniami i zmiany pojawiające się w trakcie procesu rozciągania [151]

6.3. Wpływ przestrzennej struktury połączeń kolagenowych pierścienia włóknistego na pracę i funkcje krążka międzykręgowego

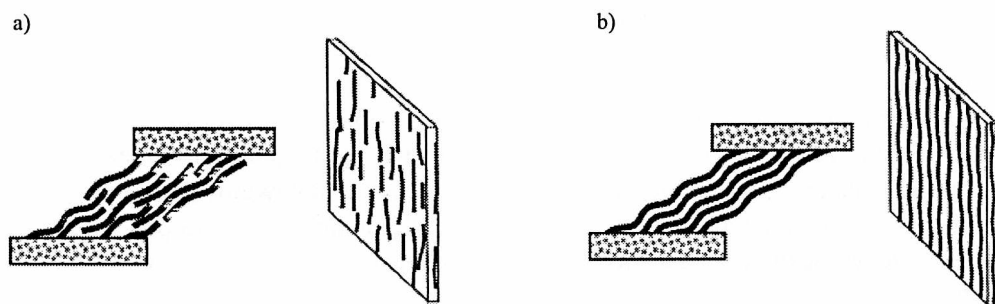
Jak wykazały wyniki badań, wizualizacja budowy pierścienia włóknistego, w stanie pełnej wilgotności tkanki, połączona z jednoczesnym mikromechanicznym rozciąganiem, dostarcza nowego podejścia badawczego do tej złożonej struktury tkankowej.

Pojedynczy pierścień wykazuje charakterystyczną pofalowaną powierzchnię [35], która w trakcie rozciągania (w zakresie odwracalnym), w kierunku zgodnym z ułożeniem włókien kolagenowych, ulega postępującemu wyprostowaniu, a po odciążeniu wraca do pofalowanego ukształtowania. Wzrastająca siła rozciągająca doprowadza ostatecznie do rozerwania próbki, jednak nie jest to uszkodzenie, które postępuje wzdłuż jednego lokalnego rozdarcia, lecz ma bardziej rozproszony charakter.

Obserwacja wczesnego etapu uszkodzenia, podczas rozciągania w dwóch przeciwnych kierunkach, może pomóc wyjaśnić fundamentalne zagadnienie: czy duża wytrzymałość na rozciąganie pierścienia włóknistego wynika z istnienia długich, nieprzerwanych włókien kolagenowych przebiegających od kości do kości (lub od chrząstki do chrząstki), czy też z kohezji pomiędzy krótkimi włóknami, które pomimo braku włókien przebiegających od kości do kości osiągają wystarczający stopień umocnienia do uzyskania dużej wytrzymałości?

Drugi przedstawiony mechanizm proponowany jest przez wielu autorów analizujących wytrzymałość krążka międzykręgowego, którzy powołują się na klasyczną teorię kompozytów z włóknem krótkim – rys. 6.12 [11, 74, 91].

W trakcie rozciągania wzdłuż włókien kolagenowych, maksymalna wartość naprężenia zbiegała się zarówno z nagłym zapoczątkowaniem procesu przesuwania i rozrywania się włókien, w zakresie ich całej długości (pomiędzy zamocowaniem w uchwytach), jak i z gwałtowną redukcją naprężenia (obszar od A do C na rys. 6.5a). Wskazywałoby to raczej na pierwszy typ mechanizmu uszkodzenia, związanego z zakotwiczeniem nieprzerwanych na całej długości włókien w kręgach, niż jedynie na rozpad kohezji (powiązania) pomiędzy krótkimi, poprzerywanymi włóknami kolagenowymi. Co nie znaczy, iż brak jest kohezji pomiędzy włóknami. Jednak ich znaczenie w uzyskiwaniu dużej wytrzymałości i sztywności pojedynczych blaszek pierścienia włóknistego jest niewielkie. Interpretacja ta ma dalsze swoje potwierdzenie dla małych naprężeń potrzebnych do uzyskania postępującego rozrywania kolejnych włókien kolagenowych, zaraz po wystąpieniu największej skali zerwań włókien o dużych naprężeniach (obszar C–D na rys. 6.5a).



Rys. 6.12. Schemat przedstawiający ideę istnienia: a) krótkich, b) długich włókien kolagenowych tworzących strukturę blaszek pierścienia włóknistego

Wyniki uzyskiwane podczas rozciągania w kierunku poprzecznym do ułożenia włókien kolagenowych także wspierają i potwierdzają opis wytrzymałości pierścienia włóknistego wynikającego z występowania długich włókien zakotwiczonych w kręgach. Utrzymujące się niemal na stałym poziomie małe naprężenia potrzebne do wstępnego rozciągnięcia równoległe do siebie ułożonych włókien, a następnie do ich reorientacji (rys. 6.5b) są niezgodne z modelem opisującym wytrzymałość i sztywność pierścienia włóknistego wywodzącym się ze stosunkowo dużej siły kohezji występującej pomiędzy włóknami. Istotne jest to, iż w tego typu strukturach tkankowych jest wymagane występowanie dużej sprężystości samej struktury, z jednoczesną dużą wytrzymałością i sztywnością.

Jeżeli wytrzymałość pierścienia włóknistego pochodzi z połączenia pomiędzy sobą krótkich włókien kolagenowych w postaci struktury pośredniczącej, jak na przykład protoglikeny, jak proponują Adams&Green [11], to należałoby przypisać tej strukturze tak istotną część uzyskiwanej wytrzymałości, jaką mają same włókna. Problem z tak przedstawioną teorią polega na tym, że jeżeli nie dostarczymy odpowiednio dużej wytrzymałości strukturze łączącej krótkie włókna kolagenowe między sobą, to nie uzyskamy odpowiedniego ogniwa potrzebnego do przeniesienia obciążenia z jednego włókna na kolejne, przez co nie będzie możliwe przesuwanie się włókien względem siebie. Konsekwencją takiego działania, czyli bardzo niskiego poziomu wzajemnego oddziaływania włókna–struktura pośrednicząca będzie uzyskanie konfiguracji o dużej sprężystości, lecz znacznie gorszych właściwościach wytrzymałościowych. Jednocześnie w systemach takich wzrost wytrzymałości struktury łączącej (pośredniczącej) krótkie włókna kolagenowe może ułatwić przenoszenie obciążeń w poprzek poprzerywanej (niejednolitej) macierzy kolagenowej, jednak kosztem sprężystości tej struktury.

Inaczej problem ten przedstawia się w zaproponowanej przez autorkę strukturze przenoszenia obciążeń, czyli poprzez system długich, nieprzerwanych włókien kolagenowych, biegnących od kości do kości. Układ taki dostarcza odpowiednio wszystkich wymaganych od niej właściwości, w tym między innymi: dużej sprężystości, szybkiego usztywnienia w odwracalnym zakresie prostowania pofalowanego ukształtowania, dużej wytrzymałości na uszkodzenia uzyskiwanego dzięki pewnemu zakotwiczeniu włókien kolagenowych w tkance kostnej trzonu (lub chrząstce stawowej), dużej wytrzymałości wskutek dużej ilości pracy mechanicznej (energii) potrzebnej do rozciągnięcia przytwierdzonych do kości włókien.

Również łatwość, z jaką uzyskuje się odwracalny zakres rozprostowania pofalowanych włókien kolagenowych jest kolejnym argumentem potwierdzającym tezę, że wytrzymałość macierzy kolagenowej wywodzi się z jej umocowania (zakotwiczenia) w tkance kości niż z istotnej interakcji pomiędzy włóknami a strukturą pośredniczącą. Szczególnie widoczne jest to w łatwości, z jaką pofalowane włókna kolagenowe ulegają odwracalnemu rozprostowaniu. Dodatkowo duży poziom wzajemnych oddziaływań, które obserwowano zarówno podczas rozciągania wzdłuż, jak i w poprzek ułożenia

włókien kolagenowych, może być skutecznym zabezpieczeniem chroniącym strukturę włókien przed wyprostowaniem jednocześnie w całej macierzy pierścienia włóknistego.

Zważywszy, że wytrzymałość na rozciąganie pierścieni włóknistych pochodzi od przebiegu włókien i ich sposobu zamocowania do kręgów, nasuwa się pytanie, jaka jest rola tak rozbudowanej struktury połączeń pomiędzy większymi i mniejszymi wiązkami włókien kolagenowych, które ujawniają swoje istnienie w obrazie mikroskopowym tylko w trakcie rozciągania w kierunku poprzecznym do ułożenia struktury kolagenowej.

Hierarchiczna, mocno upakowana struktura kolejnych połączeń między wiązkami i włóknami kolagenowymi, może odgrywać istotną rolę w utrzymywaniu lub też unieruchomianiu cząstek proteoglikanów, które są bardzo istotne w mechanizmie wiązania i utrzymywania wody zarówno w jądrze miażdżystym (które zawiera do 65% proteoglikanów), jak i w pierścieniu włóknistym (20%).

Łatwość, z jaką włókna kolagenowe ulegają rozdzieleniu w kierunku poprzecznym do ich ułożenia jest zgodne z obserwacjami klinicznymi uszkodzenia krążka międzykręgowego, dotyczącymi przemieszczaniu się masy jądra miażdżystego ku zewnętrznej stronie, głównie poprzez rozseparowaną strukturę włókien kolagenowych pierścienia włóknistego [129].

Jednak mechanizm odpowiedzialny za te zmiany nie jest do końca jasny. Możliwe jest, iż zachodzące zmiany mają swoje podłoże w różnorodności typów kolagenu występującego w strukturze pierścienia włóknistego [61], przez co istnieje tak duża różnorodność połączeń między włóknami kolagenowymi a jednocześnie postępująca podatność na uszkodzenia pod wpływem działającego obciążenia.

Innym istotnym wynikiem przeprowadzonych badań jest również brak propagacji szczeliny (wykonanej przez nacięcie brzegu blaszki pierścienia w poprzek ułożenia włókien kolagenowych) w kierunku poprzecznym, w trakcie rozciągania pierścienia w kierunku zgodnym z ułożeniem włókien. Wynik ten potwierdza obserwacje kliniczne związane z dyskografią, podczas której igła przechodzi przez krążek międzykręgowy, jednak nie doprowadza to do pogorszenia stanu dysku w obrazie radiologicznym i klinicznym, także w odległym czasie od nakłucia [100, 102].

Badania mikromechaniczne pojedynczej ściany pierścienia włóknistego wykazały zespół hierarchicznie ułożonych połączeń kolagenowych. Dodatkowo przeprowadzenie badań dla pierścienia włóknistego w jego przekroju poprzecznym, w stanie pełnego uwodnienia, ujawniła wiele połączeń istniejących pomiędzy kolejnymi i następnymi blaszkami pierścienia. Pomimo że jednym z celów badań była analiza właściwości mechanicznych pod działaniem siły rozciągającej, przeprowadzenie tej analizy nie było możliwe. Wynikało to głównie z nieuniknionego zniszczenia ciągłości istotnych połączeń strukturalnych obecnych w nieuszkodzonym krążku międzykręgowym. Utrata ciągłości połączeń ma swoje źródło w łukowatym ukształtowaniu blaszek pierścienia (fizjologiczne uwypuklenia ku zewnątrz) przez co, w trakcie cięcia, tracono połączenie ist-

niejące poza szerokością samej próbki (50–60 μm). Jednak zachowanie zdolności do rozciągania tej cienkiej w pełni uwodnionej próbki umożliwiło nowe podejście w wyjaśnieniu charakteru połączeń i ich fundamentalnej roli w utrzymaniu spójności między blaszkami pierścienia włóknistego.

Pomimo że, jak już wspomniano, określenie pochodzenia wytrzymałości pierścienia włóknistego jest ograniczone bez dodatkowej analizy próbek z zachowanymi fizjologicznymi zamocowaniami do kości (lub chrząstki), to badania przekrojów poprzecznych pierścienia ujawnia wiele istotnych połączeń między blaszkowych. Połączenia te odgrywają istotną rolę nie tylko w utrzymaniu swoistego ukształtowania pierścienia, lecz także w uzyskaniu jego silnego zespolenia.

Analiza połączeń strukturalnych w trakcie testu na rozciąganie wykazała, że znacząca część połączeń pomiędzy sąsiadującymi, ukosującymi się między sobą blaszkami i blaszkami o tym samym nachyleniu jest realizowana przez elementy łączące, przechodzące pomiędzy przedzielonymi wiązkami kolagenowymi każdej blaszki.

Wykonane badania mikroskopowe w powiązaniu z testem na rozciąganie w różnych kierunkach zarówno pojedynczej blaszki pierścienia, jak i zespołu następujących po sobie pierścieni, wykazały złożony system połączeń kolagenowych. Nie można jednak pominąć roli włókien elastynowych rozłożonych w całej strukturze pierścienia włóknistego. Wiele wcześniejszych prac wykazało, że elementy kolagenowe są przeplatane krótkimi włóknami elastynowymi [33, 99], które rozłożone są w całej strukturze krążka międzykręgowego, aczkolwiek w niewielkiej ilości [205]. W samym pierścieniu włóknistym włókna elastyny przebiegają równolegle z kierunkiem przebiegu włókien kolagenowych w pojedynczej blaszce i poprzecznie pomiędzy wiązkami kolagenowymi [205]. Włókna te prawdopodobnie umożliwiają blaszkom pierścienia włóknistego powrót do kształtu pierwotnego po wcześniejszej deformacji. Jednak analiza rozkładu włókien elastyny jest możliwa jedynie przez badania histologiczne, wymagające wcześniejszego chemicznego przygotowania materiału badawczego, prowadząc do jego usztywnienia. Tego typu chemiczne działanie uniemożliwiłoby analizę zmiany struktury pierścienia włóknistego w czasie jego rozciągania w stanie pełnej wilgotności, co stanowiło podstawowy cel niniejszej pracy.

Innym aspektem zrealizowanych badań jest pokazanie zmian strukturalnych w czasie rozwarstwiania się blaszek, któremu towarzyszy wyrzuszanie się pierścieni włóknistych do wewnątrz dysku. Cassidy i wsp. [36] obserwowali deformacje pojawiające się w zdrowym krążku międzykręgowym podczas obciążeń ściskającym, a jedną z często występujących zmian była delaminacja (rozwarstwianie) między pierścieniami i wyrzuszanie się wewnętrznych blaszek do środka dysku. Również Gunzburg [77], Yasuma [203], Tanaka [186] i Adams [4] w swych badaniach wykazali podobny charakter zmian, to znaczy wyrzuszanie się blaszek ku wewnątrz dysku (we wszystkich grupach wiekowych człowieka). Wszelkiego rodzaju deformacje, będące rezultatem działania sił rozciągających w kierunku promieniowym, mogą mieć swoje konsekwencje w zmianach struktury połączeń pomiędzy pierścieniami. Co więcej, powszechną cechą

destrukcyjną w procesie degeneracji krążka międzykręgowego jest rozwój koncentrycznych szczelin pomiędzy sąsiadującymi blaszkami, co w efekcie prowadzi do lokalnego rozwarstwiania się pierścieni włóknistych [2, 86, 194], a w rezultacie do utraty spójności między pierścieniami.

Zastosowane w niniejszej pracy rozciąganie zespołu blaszek pierścienia włóknistego w kierunku promieniowym może dostarczyć szczegółowego obrazu możliwych uszkodzeń towarzyszących rozwarstwianiu pierścieni, zwłaszcza we wczesnym etapie rozwoju tych zmian.

Zrealizowane badania mikrostruktury pierścienia włóknistego dostarczyły istotnych informacji na temat konfiguracji połączeń pomiędzy blaszkami oraz wewnątrz blaszek pierścienia. Realizacja badań, z jednoczesnym działaniem siły rozciągającej i analizy mikroskopowej, umożliwiła uzyskanie nowego spojrzenia na zmiany strukturalne zachodzące w trakcie deformacji oraz całkowicie nowych informacji na temat istniejących połączeń, które powodują, iż krążek międzykręgowy charakteryzuje się dużą sprężystością, z jednocześnie dużą wytrzymałością na obciążenia zmienne. Badania te mogą stanowić także mocne podparcie w wyjaśnianiu zmian w spójności istniejących połączeń, wynikających z wczesnego procesu degeneracji dysku lub zmian urazowych.

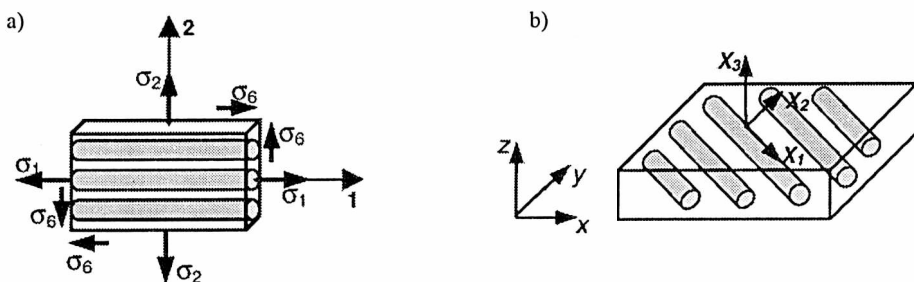
6.4. Model pierścienia włóknistego jako warstwowej struktury ortotropowej

Przyjmując, na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych, iż kolejne blaszki pierścienia włóknistego są zbudowane z długich włókien kolagenowych, to strukturę taką przyrównać można do włóknistych kompozytów warstwowych o różnie zorientowanych warstwach ortotropowych. Rozwiązanie problemu wytrzymałości takiego kompozytu warstwowego wymaga znajomości właściwości sprężystych warstw wchodzących w jego skład, geometrii ich ułożenia, udziałów objętościowych oraz ich podstawowych parametrów wytrzymałościowych.

W celu określenia charakterystyki sztywnościowej pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego przyjęto, iż będzie ona rozpatrywana jako warstwa ortotropowa, w płaszczyźnie której panuje płaski stan naprężeń. Stan ten zadany jest przez składowe σ_1 , σ_2 , σ_6 , ($\sigma_3 = \sigma_4 = \sigma_5 = 0$), których kierunki pokrywają się z głównymi osiami ortotropowej warstwy 1 i 2 (oś 1 – wzdłuż włókien, oś 2 – prostopadła do włókien w płaszczyźnie warstwy).

W analizowanym przypadku wyróżniamy dwa układy odniesienia. Układ globalny xyz dla całego kompozytu, natomiast każda z warstw ma swój własny układ materialnych osi głównych $x_1x_2x_3$, przy czym osie x_3 i z pokrywają się.

Dla pojedynczej warstwy z włóknami kolagenowymi, leżącymi zgodnie z kierunkiem x_1 , tensor naprężeń C ma 4 niezależne komponenty w płaszczyźnie x_1-x_2 : C_{11} , C_{22} , C_{12} i C_{66} .



Rys. 6.13. Schemat przedstawiający pojedynczą blaszkę pierścienia włóknistego w postaci jednokierunkowej warstwy ortotropowej: a) warstwa jednokierunkowa obciążona w osiach głównych 1, 2; b) globalny i materiałny układ odniesienia

Związek konstytutywny dla f -tej jednokierunkowej warstwy ortotropowej można zapisać:

$$\sigma^{(f)} = C^{(f)} = \varepsilon^{(f)} \quad (6.1)$$

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \end{bmatrix}^{(f)} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & 0 \\ C_{21} & C_{22} & 0 \\ 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix}^{(f)} = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \end{bmatrix}^{(f)} \quad (6.2)$$

Elementy macierzy sztywności C dla pojedynczej warstwy można obliczyć według zależności:

$$\begin{aligned} C_{12} &= \frac{\nu_{12} E_{11}}{1 - \nu_{12} \nu_{21}} & C_{11} &= \frac{E_{11}}{1 - \nu_{12} \nu_{21}} \\ C_{21} &= \frac{\nu_{21} E_{22}}{1 - \nu_{12} \nu_{21}} & C_{22} &= \frac{E_{22}}{1 - \nu_{12} \nu_{21}} \\ C_{12} &= C_{21} & C_{66} &= G_{66} \end{aligned} \quad (6.3)$$

Określenie modułów sprężystości w kierunku osi materiałnych w warstwie o jednokierunkowym włóknie ciągłym bazuje na założeniu, że odkształcenie w kierunku włókien kompozytu (K) jest takie samo we włóknie (W) i osnowie (O):

$$(\varepsilon_1)_K = (\varepsilon_1)_W = (\varepsilon_1)_O = \frac{\Delta l}{l} \quad (6.4)$$

Wychodząc z tego warunku oraz wprowadzając objętościowe udziały włókna i osnowy V_W i V_O oraz że $V_W + V_O = 1$ można wyznaczyć moduł sprężystości podłużnej E_{11} :

$$E_{11} = (E_{11})_K = E_W V_W + E_O (1 - V_W) \quad (6.5)$$

Równanie (6.5) zwane jest prawem mieszanin dla modułu Younga kompozytu w kierunku ułożenia włókien.

W celu wyznaczenia modułu Younga w kierunku prostopadłym do włókien zakłada się, że:

$$(\varepsilon_2)_K = (\varepsilon_2)_W + (\varepsilon_2)_O \quad (6.6)$$

Na podstawie zależności (6.6) moduł Younga wynosi:

$$E_{22} = (E_{22})_K = \frac{E_W E_O}{E_W (1 - V_W) + E_O V_W} \quad (6.7)$$

Przyjmując właściwości mechaniczne pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego, wyznaczone w teście na rozciąganie (dane przedstawione w niniejszym rozdziale) oraz danych literaturowych zebranych w tabeli 6.1, można wyznaczyć komponenty macierzy sztywności.

Na podstawie zależności (6.3) i przyjętych właściwości mechanicznych otrzymujemy macierz sztywności:

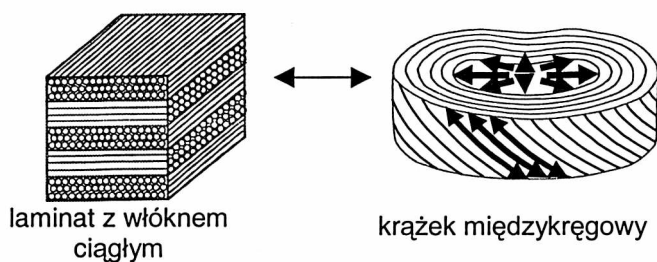
$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 331,2 & 397,5 & 0 \\ 26,3 & 37,5 & 0 \\ 0 & 0 & 0,1 \end{bmatrix} \quad (6.8)$$

Pierścień włóknisty krążka międzykręgowego można także rozpatrywać jak kompozytową powłokę zbiornika ciśnieniowego. W ten sposób otrzymujemy uproszczony układ walcowego zbiornika zbudowanego z laminatu z włóknem ciągłym – rys. 6.14.

Analizując budowę pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego, można bezsprzecznie powiedzieć, że kierunek ułożenia włókien kolagenowych w poszczególnych blaszkach odpowiada modelowi kompozytu z włóknem długim o kolejnych warstwach ułożonych pod kątem w stosunku do kierunku naprężeń σ_1 .

Tabela 6.1. Właściwości mechaniczne przyjęte do budowy macierzy sztywności pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego

Właściwości mechaniczne		Wartość średnia (OS)	Źródło danych
E_{11} [MPa]	53	53,2 (27,5)	badania własne
E_{22} [MPa]	6	5,89 (3,12)	badania własne
ν_{21}	0,7	0,66 (0,22)	[57]
ν_{12}	1,2	1,16 (0,68)	[1, 57]
G_{66} [MPa]	0,1	0,11 (0,03)	[65, 92]



Rys. 6.14. Analiza krążka międzykręgowego w aspekcie analogii jego budowy do laminatu z włóknem ciągłym oraz pracy zbliżonej do działania zbiornika ciśnieniowego

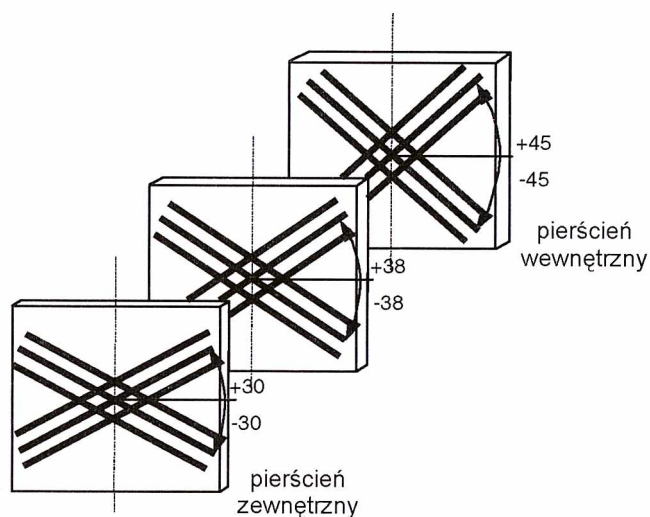
Przedstawione analogie, pomiędzy pierścieniem włóknistym a kompozytem warstwowym, zdecydowanie przemawiają za istnieniem długich włókien, które tworząc układ kolejnych, zespolonych ze sobą blaszek, dostarczają dużej wytrzymałości mechanicznej.

Opisany model jest jednak dużym uproszczeniem rzeczywistej budowy i pracy pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego. Kolejne blaszki pierścienia są ułożone pod kątem w stosunku do osi krążka, jednak nachylenie włókien kolagenowych w kolejnych blaszkach ulega zmianie. Kąt nachylenia włókien w kolejnych blaszkach zmienia się od zewnętrznej do wewnętrznej części krążka (w kierunku promieniowym) [35]. Włókna kolagenowe blaszek zewnętrznych są nachylone pod kątem $\sim 30^\circ$, podczas gdy w blaszkach wewnętrznych kąt ten wzrasta do $\sim 45^\circ$ – rys. 6.15.

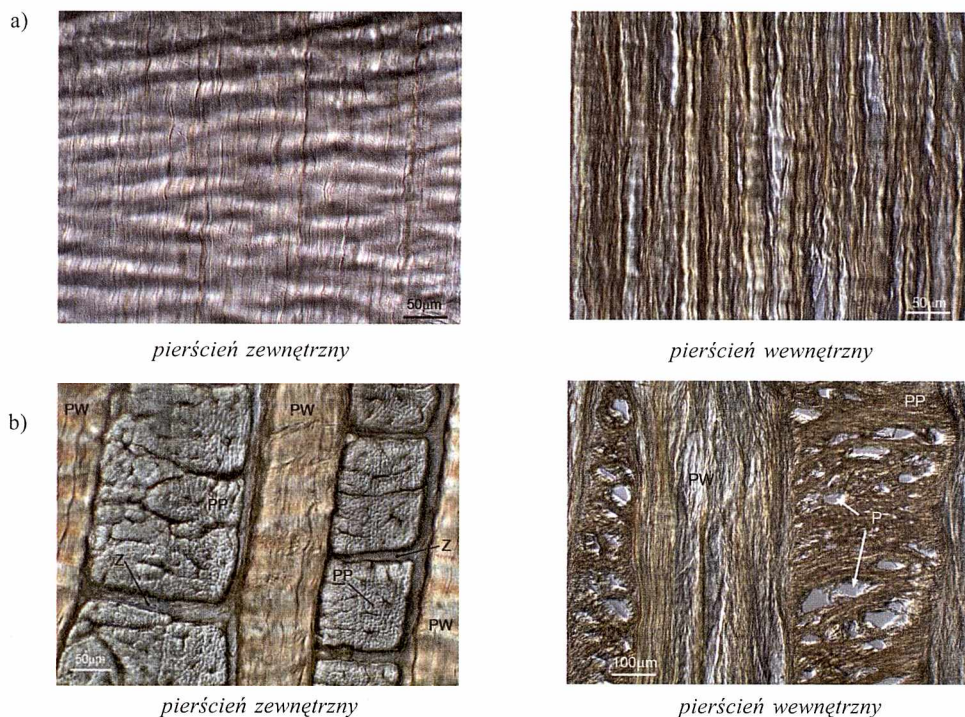
Co więcej, blaszki wewnętrzne różnią się pod względem budowy w stosunku do blaszek zewnętrznych. Pierścienie wewnętrzne są grubsze [35, 118] i mają mniejsze upakowanie włókien kolagenowych, to znaczy mają luźniejszą strukturę powiązań, a dodatkowo stanowią pewnego rodzaju strukturę przejściową pomiędzy jądrem a pierścieniem, gdyż zawierają materiał jądra miażdżystego, który wypełnia przestrzeń pomiędzy macierzą włókien kolagenowych [149] – rys. 6.16.

Analizując pojedynczą blaszkę pierścienia włóknistego jako warstwę o jednokierunkowym ułożeniu włókien, można na podstawie analizy elementów macierzy sztywności C stwierdzić, że istotny wpływ na ich wielkość mają właściwości mechaniczne poszczególnych komponentów kompozytu E_W i E_O . Analiza tych parametrów wydaje się być uzasadniona w świetle przytaczanego już opisu istności struktury pośredniczącej (osnowy) w uzyskaniu dużej wytrzymałości pierścienia włóknistego, zwłaszcza gdy jest ona zbudowana z krótkich włókien kolagenowych – według Adamsa i Greena [11].

W celu przeanalizowania wpływu zarówno właściwości mechanicznych samych włókien kolagenowych pierścienia włóknistego, jak i osnowy na zmiany właściwości mechanicznych pierścienia włóknistego, zbudowano model pojedynczej blaszki pierścienia z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES). Model ten opiera się na zaproponowanym przez Autorkę układzie przenoszenia obciążeń, czyli poprzez system długich, nieprzerwanych włókien kolagenowych.



Rys. 6.15. Zmiana kąta nachylenia włókien kolagenowych w kolejnych blaszkach pierścienia włóknistego



Rys. 6.16. Zmiany organizacji w macierzy kolagenowej pierścienia włóknistego w zależności od położenia blaszki pierścienia włóknistego: a) w pojedynczej blaszce pierścienia włóknistego, b) w zespole blaszek ze sobą sąsiadujących [149]

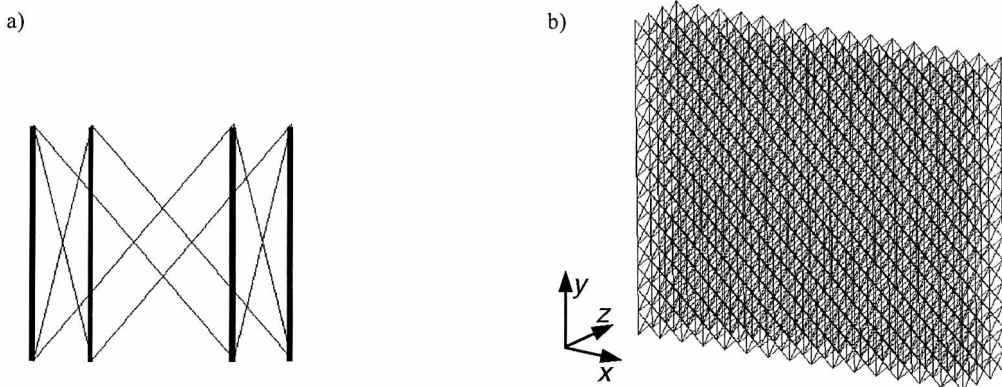
Model numeryczny zbudowany został z dwóch głównych elementów: osnowy oraz włókien kolagenowych. Model odwzorowywał układ pojedynczego pierścienia poddanego obciążeniu rozciągającemu w kierunku prostopadłym do ułożenia włókien, co odpowiadało warunkom zrealizowanego eksperymentu. Nie analizowano natomiast rozciągania wzdłuż ułożenia włókien, co stanowi przedmiot wielu prac eksperymentalnych i numerycznych [51, 57, 87, 93, 116].

Model zbudowano na podstawie pojedynczych sześciennych komórek o wymiarach $0,33 \times 0,33 \times 0,33$ mm, zawierających pionowe włókna kolagenowe połączone siatką włókienek – rys. 6.17a, które odwzorowywały połączenia obserwowane w trakcie rozciągania (pojedynczo lub podwójnie ukosujące się połączenia – rys. 6.8). Każda komórka zbudowana była z włókien o przekroju kołowym i zróżnicowanych średnicach, tj. $0,07$ mm – włókna pionowe oraz $0,02 \div 0,05$ mm włókna ukośne. Elementy modelujące włókna kolagenowe, w stanie nieobciążonym, nie miały napięcia wstępnego.

Na podstawie pojedynczych komórek ostatecznie stworzono prostopadłościenny model o wymiarach $4,95 \times 4,62 \times 0,99$ mm (rys. 6.17b). W celu odwzorowania warunków zbliżonych do eksperymentu, krawędzie boczne modelu w osi x zostały zamocowane do stalowych płytek o kształcie prostopadłościanów o wymiarach $0,99 \times 4,62 \times 0,99$ mm.

Składowe modelu numerycznego, tj. osnowa i włókna, zamodelowane zostały odpowiednio: za pomocą elementu bryłowego, typu hexa-hedra, o 8 węzłach i 3 stopniach swobody w każdym węźle oraz elementu cięgnowego, o 2 węzłach i 3 stopniach swobody, działających tylko na rozciąganie. Model składał się z 4676 elementów i 1140 węzłów.

Na podstawie literatury oraz badań własnych przyporządkowano następujące właściwości mechaniczne: włókna kolagenowe $E_w = 500$ MPa, $R_m = 50$ MPa [59, 68, 189], osnowa $E_o = 4,2$ MPa, $\nu_o = 0,499$ [153, 174, 200]. Należy również zaznaczyć, iż materiał włókien został zamodelowany poprzez zadanie losowości wartości E_w i R_m w za-



Rys. 6.17. Model: a) pojedynczej komórki modelu blaszki pierścienia, b) globalny

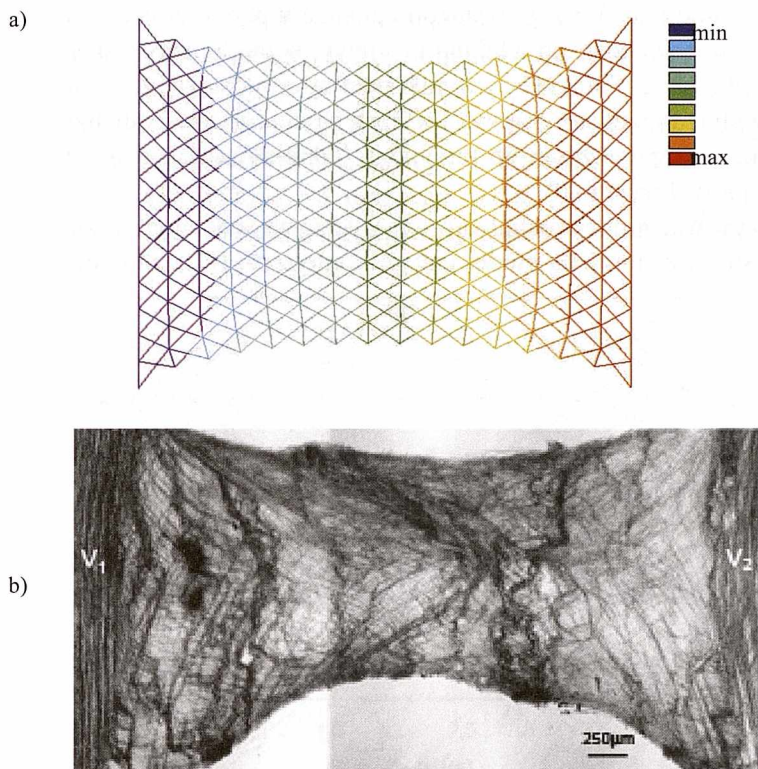
kresie $\pm 30\%$ w stosunku do wartości zadanej. Linki oraz osnowa zamodelowane zostały jako materiały idealnie sprężyste o liniowej charakterystyce odkształcenie-napężenie.

Obciążenia realizowano przez zadanie siły rozciągającej, działającej w kierunku osi x , co odpowiadało działaniu siły w kierunku równoległym do ułożenia głównych (pionowych) włókien kolagenowych. Model został jednostronnie utwierdzony przez odebranie wszystkich stopni swobody.

W modelu wykorzystano unikatową opcję programu ANSYS 11.0 do zamodelowania elementu ciągnowego, *birth and death*, dzięki której w przypadku przekroczenia wartości wytrzymałości, element „znika” i jego udział w modelu jest minimalny.

Na tak zamodelowanym układzie przeprowadzono serię symulacji numerycznych, dla zmiennych E_W i E_O (tabela 6.2).

W wyniku analizy podstawowego modelu o właściwościach $E_W = 500$ MPa i $E_O = 4,2$ MPa uzyskano rozkład przemieszczeń siatki modelu pojedynczego pierścienia – rys. 6.18a, który pod względem charakterystyki zachowania odpowiada wynikom eksperymentu – rys. 6.18b.



Rys. 6.18. Rozkład przemieszczeń w osi x dla modelu numerycznego (a), mikroskopowy obraz pojedynczego pierścienia włóknistego rozciąganego w kierunku poprzecznym do układu włókien kolagenowych (b)

Kolejne etapy rozciągania w kierunku osi x prowadziły do przekroczenia wytrzymałości poszczególnych linek i ich zaniku (według zastosowanej reguły *birth and death*). Na rysunku 6.19 przedstawiono przykładowe etapy zaniku linek skośnych w trakcie rozciągania (dla $E_w = 500$ MPa, $R_m = 50$ MPa, $E_o = 4,2$ MPa, $\nu_o = 0,499$).

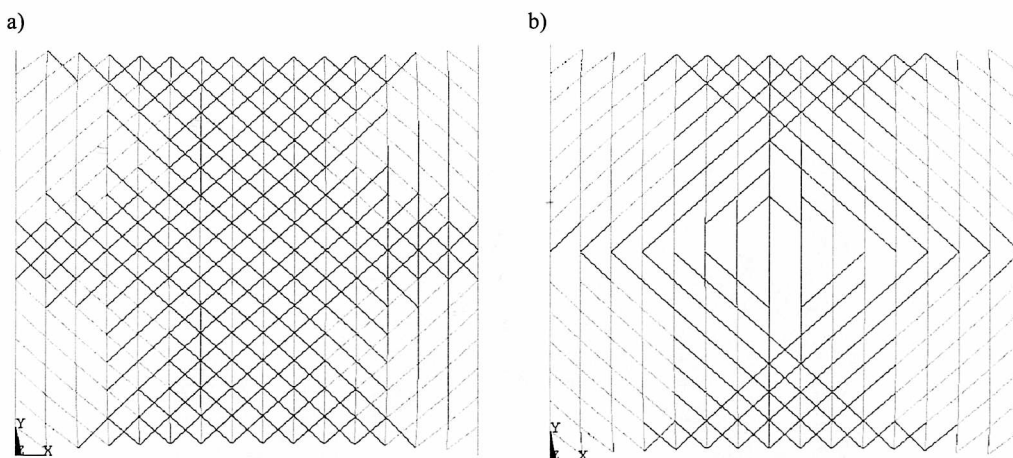
Należy zaznaczyć, iż „znikanie” kolejnych włókien skośnych nie jest związane z ich pękaniem, lecz symuluje stan reorganizacji struktury blaszki pierścienia włóknistego, przez oddzielanie się od siebie, krzyżujących się skośnie sieci połączeń kolagenowych (proces ten szczegółowo omówiono w punkcie 6.2.1).

Na podstawie charakterystyki odkształceniowo-naprężeniowej uzyskanej dla rozpatrywanego modelu numerycznego obliczono moduł sprężystości w kierunku osi głównej 2, $E_{22} = 6,24 \pm 0,06$ MPa (odchylenie standardowe wynika z założeń materiałowych, tzn. losowości wartości E_w i R_m). Wyznaczona wartość modułu jest zbliżona do wartości eksperymentalnej równej $5,89 \pm 3,12$ MPa. Na tej podstawie przyjęto, iż stworzony model numeryczny odwzorowuje, w pewnym stopniu, zjawiska zachodzące w trakcie rozciągania w kierunku poprzecznym do układu włókien kolagenowych preparatów biologicznych.

W dalszym etapie badań przeprowadzono analizę wpływu zmiany wartości przyjętych właściwości mechanicznych włókien i osnowy na moduł sprężystości całego pierścienia w kierunku osi 2. Parametry i wyniki analizy przedstawiono w tabeli 6.2.

Zależność wpływu modułów osnowy i włókna na moduł całego analizowanego kompozytu w kierunku poprzecznym do przebiegu jednokierunkowo ułożonych włókien przedstawiono na wykresie 6.20.

Wyniki przeprowadzonych symulacji numerycznych wskazują na znaczący wpływ modułu sprężystości osnowy na moduł całego kompozytu (E_K). Stopniowy spadek E_o



Rys. 6.19. Przykłady kolejnych etapów zaniku linek skośnych w modelu pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego w trakcie rozciągania w kierunku osi x : a) po 25% zrealizowanego rozciągania, b) po 75% zrealizowanego rozciągania

Tabela 6.2. Przyjęte wartości modułu sprężystości osnowy (E_O) i włókna (E_W) oraz uzyskane moduły sprężystości kompozytu – E_K (pojedynczej blaszki)

E_O [MPa] ^(a)	E_W [MPa]	E_K [MPa]	E_{22} [MPa] ⁽¹⁾	E_{22} [MPa] ⁽²⁾
4,2	500	6,24*	4,70	6,79
	2000	7,16	4,71	5,87
2,1	500	3,12	2,38	2,99
	2000	3,73	2,39	2,94
0,8	500	1,20	0,91	1,13
	2000	1,51	0,91	1,12

^(a) Wartości przyjęte na podstawie: Rao [159], Lee [112], Elliott [57].

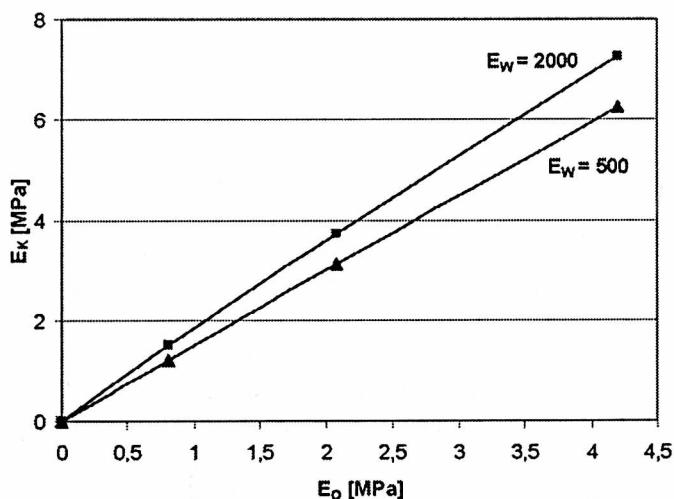
^(*) Wartość zbliżona do wartości uzyskanej na drodze eksperymentalnej.

⁽¹⁾ Moduł sprężystości podłużnej w kierunku osi 2 wyznaczony na podstawie prawa mieszanin (6.7).

⁽²⁾ Moduł sprężystości podłużnej w kierunku osi 2 wyznaczony na podstawie półempirycznego związku Halpina-Tsai (6.9).

doprowadza do średnio 45% spadku E_K . Natomiast właściwości mechaniczne samych włókien w zakresie 500÷2000 MPa mają mniejszy wpływ na szacowane wartości E_K . Dla danej wartości modułu osnowy wzrost modułu włókien powoduje średnio 20% różnice modułu całego kompozytu.

Na istotny udział osnowy na uzyskiwane wartości modułów Younga, uzyskiwane w trakcie rozciągania pierścienia włóknistego w kierunku osi kręgosłupa oraz w kierunku obwodowym krążka międzykręgowego, wskazują także inne analizy numeryczne [65, 116, 158]. Natomiast czynnikiem, który w kluczowy sposób wpływa na wzrost



Rys. 6.20. Wykres zależności wpływu E_W i E_O na wartości modułu sprężystości podłużnej pojedynczego pierścienia włóknistego w kierunku osi 2, wyznaczone na podstawie modelowania numerycznego

modułu sprężystości kompozytu pierścienia włóknistego jest objętościowy udział włókien V_W do osnowy V_O . Wraz ze wzrostem V_W obserwowany jest wzrost E_K [116].

Dodatkowo wyznaczono moduł E_{22} na podstawie zależności (6.7), po założeniu że udział objętościowy włókna w kompozycie wynosi $V_W = 0,12$ (wartość odpowiada zawartości objętościowej włókien kolagenowych dla własnego modelu numerycznego). Uzyskane wartości modułów dla analizowanych warunków różnią się między sobą średnio o 30%. Wartość ta dotyczy różnicy pomiędzy modelem numerycznym a analitycznym, jak również różnicy pomiędzy modułami E_{22} wyznaczonymi na drodze doświadczalnej i analitycznej.

Wartości stałych materiałowych ortotropowej warstwy w jej osiach głównych, szacowana na podstawie prawa mieszanin (6.5) i odwrotnego prawa mieszanin (6.7), wykazują wysoką zgodność z wynikami doświadczalnymi w przypadku modułu Younga E_{11} (różnica pomiędzy modelem analitycznym a danymi uzyskanymi w eksperymencie wynosi około 10%) i współczynnika Poissona ν_{21} . Natomiast stała E_{22} różni się znacznie od stałych wyznaczonych na drodze doświadczalnej, dając zaniżone wartości [23].

Dlatego też, aby uzyskać wartości teoretyczne, które dokładniej odwzorowują stan rzeczywisty (lub lepiej zbliżają go do układu rzeczywistego), dla modułu Younga E_{22} stosuje się zależność wynikającą z półempirycznego związku Halpina–Tsai. Zakładając, że analizowana blaszka pierścienia włóknistego jest laminatem o jednokierunkowym układzie włókien oraz izotropowych właściwościach włókna i osnowy, można oszacować moduł sprężystości podłużnej w osi głównej 2 na podstawie zależności:

$$E_{22} = E_O \frac{1 + \xi \chi V_W}{1 - \chi V_W} \quad (6.9)$$

gdzie

$$\chi = \frac{(E_W / E_O) - 1}{E_W / E_O + \xi}$$

a parametr $\xi = 2$ (współczynnik wydajności wzmocnienia) dla włókien o przekroju kołowym.

Na podstawie podanych równań obliczono E_{22} (tabela 6.2), a różnica pomiędzy uzyskanymi wartościami w odniesieniu do wartości określonych na drodze doświadczalnej i numerycznej wynosi około 5%.

Przedstawione powiązania różnych parametrów mechanicznych, charakteryzujących pierścień włóknisty krążka międzykręgowego na drodze symulacji numerycznych i analiz matematycznych, umożliwia uzyskanie wielkości często trudnych do oszacowania za pomocą badań eksperymentalnych. Jednocześnie zaprezentowane metody analizy stałych materiałowych wskazują, że najlepsze rozwiązanie dla przybliżenia uzyskiwanych danych do stanu rzeczywistego badanego obiektu daje wielokierunkowe podejście analityczne rozpatrywanego problemu.

7. Wpływ wprowadzenia stabilizacji międzytrzonowej na zmiany w rejonie usztywnienia

Analiza ciśnienia w krążku międzykręgowym na poziomie pojedynczego segmentu ruchowego kręgosłupa dostarczyła wielu istotnych informacji na temat zjawisk zachodzących w samym krążku międzykręgowym, w zależności od działającego obciążenia zmiennego, układu podparcia stawowego czy stanu tkanki (stopnia jej degeneracji). Jednak pełniejszy obraz tych zjawisk dostarczają badania układów wielosegmentowych, odwzorowujących zbliżoną do fizjologicznej pracę kręgosłupa i umożliwiające analizę interakcji pomiędzy kolejnymi ogniwami struktury kinematycznej kręgosłupa.

Jednocześnie badania takiego czynnika mechanicznego, jakim jest ciśnienie wewnątrz-dyskowe, w strukturach o dużej hydrofobowości stanowi istotny element poznawczy w analizie procesów zachodzących w warunkach fizjologicznych (poprawnych anatomicznie), a zarazem jest nowoczesnym narzędziem w analizie zjawisk, które zachodzą w warunkach zmian biomechanicznych, takich jak wprowadzenie implantów do układu kręgosłupowego.

Jak przedstawiono w analizie literatury (rozdz. 3.3) zastosowanie sztucznych środków poprawy stabilności kręgosłupa niesie za sobą ogromną poprawę procesu leczenia, z drugiej jednak strony inicjuje nowe, nieznane wciąż procesy, które rzutują na długookresowe zmiany w rozkładzie odkształceń i naprężeń poszczególnych elementów kręgosłupa, a co za tym idzie w jego całej strukturze biokinematycznej.

W ostatnich latach obserwuje się zmiany, które rozwijają się na granicy z miejscem wprowadzonego usztywnienia w postaci implantu. Są to zmiany powstające zarówno powyżej, jak i poniżej miejsca wprowadzenia stabilizacji i dotyczą zarówno struktur miękkich, jak i twardych. Jednak największe, najbardziej zaawansowane pod względem rozległości oraz tempa rozwoju (przyrostu) zmiany degeneracyjne obserwuje się w krążkach międzykręgowych.

Niestety teorie dotyczące wyjaśnienia tego stanu są niespójne, a nawet mocno rozbieżne. Istniejące dwa główne nurty opisujące zmiany patologiczne w krążkach międzykręgowych wiążą zachodzące zmiany z naturalną historią zmian degeneracyjnych rozwijających się w krążkach międzykręgowych [82, 110] lub wskazują jako główny czynnik sprawczy zachodzących zmian we wprowadzeniu implantów [161].

Skupiając się jednak na przyczynach biomechanicznych, mających prawdopodobny wpływ na zapoczątkowanie zaburzeń w prawidłowym funkcjonowaniu segmentów sąsiadujących z wprowadzoną stabilizacją, wciąż brakuje danych umożliwiających wskazanie i opisanie czynników mających kluczowy wpływ na pojawiające się zmiany.

Dlatego też podjęto się badań, mających na celu analizę wpływu stabilizacji międzytrzonowej na rozkład ciśnienia w krążkach międzykręgowych przylegających do implantowanego obszaru.

7.1. Metodologia badań

Pomiary ciśnienia w krążkach międzykręgowych prowadzono na 12 ludzkich preparatach sekcyjnych odcinka szyjnego kręgosłupa (wiek 24–82 lata) – tabela 7.1.

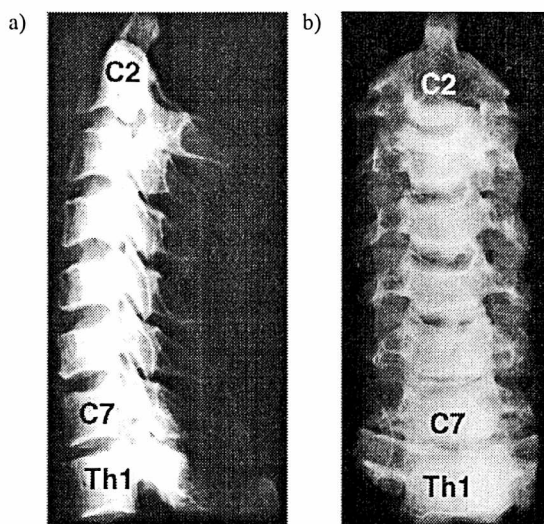
Wszystkie preparaty przeznaczone do badań poddawane były analizie rentgenowskiej (według procedury przedstawionej w rozdz. 5.1) Wykonano także dokumentację TK każdego preparatu. Badanie tomografii komputerowej obejmowało badanie przeglądowe oraz badania w płaszczyznach poprzecznych i strzałkowych, warstwami grubości 3 mm. Badania obrazowe używano również do wyznaczenia podstawowych parametrów geometrycznych preparatów kręgosłupa (wysokość i szerokość krążków międzykręgowych, kąty nachylenia płaszczyzn trzonów kręgów), co pozwoliło na poprawne wprowadzenie miniaturowych czujników ciśnienia do krążków międzykręgowych w trakcie realizacji badań [146].

Przygotowanie materiału badawczego odbywało się według procedury przedstawionej w rozdz. 5.1.

Tabela 7.1. Dane dotyczące badanych preparatów

Lp.	Badany odcinek	Płeć	Wiek	Implantowany segment	Rodzaj techniki stabilizacji*
1	C2–C7	M	52	C4–C5	Cloward
2	C2–C7	M	–	C4–C5	Cloward
3	C2–C7	M	24	C4–C5	Cloward
4	C2–C7	K	82	C4–C5	Cloward
5	C3–C6	M	37	C4–C5	Cloward
6	C3–C6	M	–	C4–C5	Cloward
7	C3–C6	M	–	C4–C5	Cloward
8	C3–C6	M	–	C4–C5	Robinson–Smith
9	C4–C7	M	35	C5–C6	Robinson–Smith
10	C4–C7	M	47	C5–C6	Robinson–Smith
11	C4–C7	M	–	C5–C6	Robinson–Smith
12	C4–C7	M	58	C5–C6	Robinson–Smith

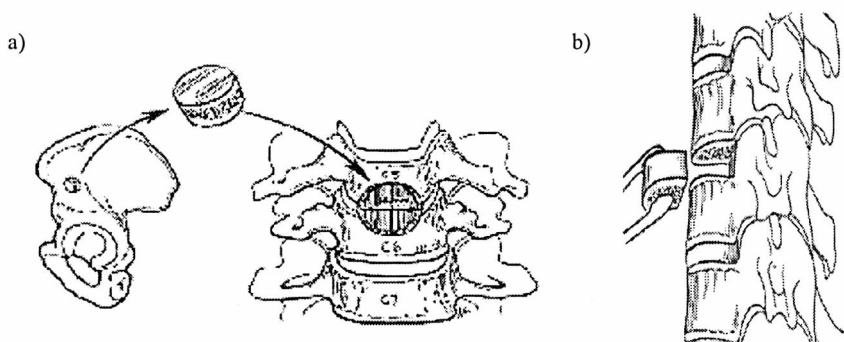
* Każdy preparat był także badany z zaimplantowanym stabilizatorem płytkowym.



Rys. 7.1. Zdjęcie Rtg odcinka szyjnego kręgosłupa w projekcji: a) bocznej, b) przedniotylniej

W badaniach analizowano trzy konfiguracje kręgosłupa:

- Układ fizjologiczny – nieuszkodzony.
- Układ z wprowadzonym przeszczepem kostnym – zastosowano dwie różne metody stabilizacji, tj. technikę Clowarda oraz technikę Robinsona–Smitha. Różnica pomiędzy tymi dwoma technikami polega na kształcie pobranego, a następnie implantowanego przeszczepu kostnego. W przypadku metody Clowarda przeszczep kostny ma kształt kołka (o średnicy $13 \div 14$ mm) – rys. 7.2a, a Robinsona–Smitha tzw. „kromki chleba” – 7.2b. Przeszczep zamrażano razem z preparatem kręgosłupa. W czasie badań biomechanicznych przeszczep kostny był wprowadzany w miejsce po usuniętych dysku.
- Układ z przeszczepem kostnym i dodatkowym stabilizatorem płytkowym.



Rys. 7.2. Schemat przedstawiający wprowadzanie przeszczepu kostnego: a) techniką Clowarda, b) techniką Robinsona–Smitha [209]

W pierwszym etapie eksperymentu wykonywano cykl badań dla preparatów w stanie nienaruszonym (układ fizjologiczny – bez uszkodzeń) – rys. 7.3a.

Następnie przebadano układy z wprowadzonym przeszczepem kostnym. W tym celu wykonano dyscektomię na poziomie C4–C5 (lub C5–C6), przy czym usunięcie dysku prowadzono przy użyciu odpowiedniego instrumentarium zgodnie z typowymi procedurami operacyjnymi (zabieg wykonywany był przez dra med. Waldemara Szarka z Kliniki Neurochirurgii i Neurologii AM we Wrocławiu). Zabieg operacyjny wykonywano w sposób typowy, z usunięciem więzadła podłużnego tylnego. Wykonywano następnie usztywnienie techniką Clowarda lub Robinsona–Smitha – rys. 7.3b.

Ostatnim etapem było wprowadzenie dodatkowej stabilizacji płytkowej z dostępu przedniego – rys. 7.3c i przeprowadzenie badań jak w dwóch poprzednich układach.

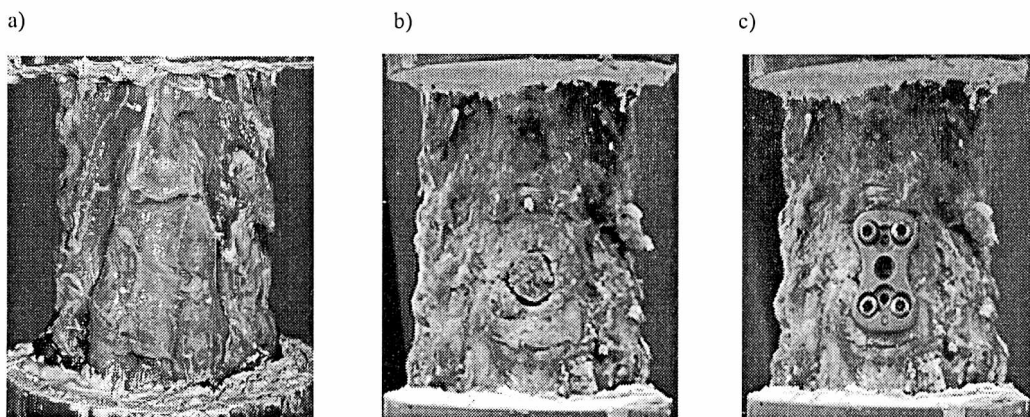
Skrajne kręgi badanych odcinków osadzono w szybkooschnącej zaprawie cementowej, a następnie montowano w układzie obciążającym. W badaniach wykorzystano maszynę wytrzymałościową MTS 858 Mini Bionix.

Analizę ciśnienia prowadzono dla dwóch układów obciążających:

- ściskania osiowego – przy wstępnym obciążeniu 50 N i dalszym dociążaniu układu do uzyskania wartości 250 N; prędkość obciążania wynosiła 10 N/s,
- zginania w płaszczyźnie czołowej (skłon/wyprost) – realizowano skłon (zgięcie do przodu) i wyprost (zgięcie do tyłu) o kącie zgięcia równym 10° w każdym kierunku; prędkość obciążania wynosiła 30 mm/min.

W jednoosiowym układzie ściskającym oś układu obciążającego przebiegała przez otwór rdzeniowy preparatu kręgosłupa, wyznaczając w ten sposób lokalny system koordynacyjny, stosowany w trakcie badań.

W przypadku zginania zastosowany układ mocujący umożliwiał realizację czystego zginania, poprzez pozostawienie możliwości wykonywania wolnego ruchu obrotowe-



Rys. 7.3. Zdjęcia analizowanych przypadków badawczych (widok od strony przedniej, czołowej kręgosłupa): a) preparat fizjologiczny (nieuszkodzony), b) preparat z wykonaną stabilizacją techniką Clowarda, c) preparat z wykonaną stabilizacją techniką Clowarda i dodatkową stabilizacją płytkową

go, po jednej stronie zamocowania preparatu, podczas ruchu liniowego tłoka wymuszającego ruch w układzie (na badany preparat nie działały dodatkowe siły zewnętrzne poza wymuszeniem potrzebnym do wykonania zginania do przodu/zginania do tyłu).

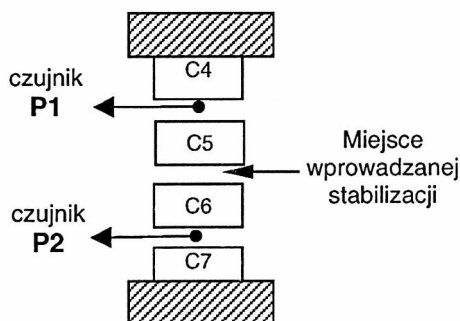
Dla każdego badanego przypadku (układ fizjologiczny, z przeszczepem kostnym oraz przeszczepem i implantem płytkowym) przeprowadzono 6 cykli obciążenia, jednak do analizy wyników wykorzystywano dane z trzech ostatnich cykli pomiarowych. Trzy wstępne cykle obciążeniowe mają na celu zminimalizowanie zmian wywoływanych właściwościami lepkosprężystymi tkanek [195]. Różnice pomiędzy ostatnimi cyklami obciążeń są pomijalnie małe.

W trakcie obciążania rejestrowano zmiany ciśnienia zachodzące w krążkach międzykręgowych powyżej (czujnik P1) i poniżej (czujnik P2) planowanej, a następnie wykonanej stabilizacji – rys. 7.4.

Pomiaru ciśnienia w krążkach międzykręgowych dokonywano z zastosowaniem techniki pomiarowej opisanej w rozdziale 5.1. Ponieważ pomiar wykonywany był na dwóch poziomach, tj. poniżej i powyżej miejsca wprowadzonej stabilizacji, wykorzystano dwa, identyczne miniaturowe czujniki ciśnienia (o średnicy 1,5 mm), co umożliwiało jednoczesną rejestrację ciśnienia wewnątrzdyiskowego w tych dwóch regionach.

Pełny cykl badań dla jednego preparatu nie przekraczał 12 godzin, przy czym całość badań odbywała się w pomieszczeniu o stałej temperaturze powietrza, tj. około 20 °C. Jednocześnie w trakcie badań utrzymywano odpowiednią, dużą wilgotność preparatów przez zwilżanie solą fizjologiczną.

W trakcie zrealizowanych badań analizowano także m.in.: zmiany siły w funkcji przemieszczenia oraz czasu trwania obciążenia; zmiany ciśnienia w krążkach międzykręgowych; odkształcenia segmentów ruchowych oraz lokalne przemieszczenia segmentów ruchowych. Jednak założeniem przedstawionej pracy była analiza ciśnienia wewnątrzdyiskowego w segmentach sąsiadujących z segmentem stabilizowanym implantem. Wyniki pozostałych mierzonych w trakcie badań parametrów przedstawiono w kilku pracach [146, 183, 184].



Rys. 7.4. Schemat badanego odcinka szyjnego kręgosłupa z miejscami wprowadzania czujników ciśnienia (P1 i P2) oraz stabilizacji

Analiza wyników badań dla obciążenia ściskającego została przeprowadzona dla 11 preparatów (z 12). Wyniki badań jednego preparatu zostały odrzucone ze względu na wysunięcie się czujnika ciśnienia z krążka międzykręgowego. W przypadku obciążenia zginającego, badania przeprowadzono tylko dla preparatów 3-segmentowych (tabela 7.1, nr 5÷12), a analizę wykonano dla sześciu preparatów (w dwóch przypadkach nastąpiło uszkodzenie czujników ciśnienia).

Wyniki badań przedstawiono jako wartości średnie z danego pomiaru z określonym odchyleniem standardowym. Analizę istotności statystycznej prowadzono przy założeniu $p < 0,05$.

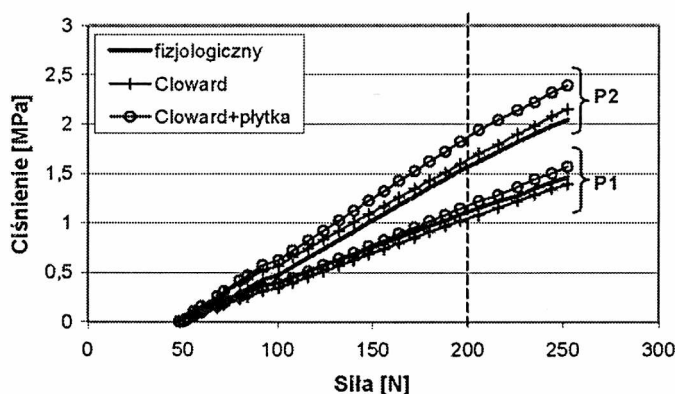
7.2. Przebieg badań (wyniki)

7.2.1. Zmiany ciśnienia wewnątrzdyiskowego wywołanego obciążeniem ściskającym

Na potrzeby analizy porównawczej różnych badanych układów, przy obciążeniu wstępnym równym 50 N, przyjmowano ciśnienie równe zero. Umożliwiło to określenie zmian i różnic ciśnienia w krążkach przyległych do segmentu stabilizowanego, a także zmian związanych z cechami osobniczymi badanego preparatu.

Na rysunku 7.5 przedstawiono typowy wykres zmiany ciśnienia w funkcji obciążenia różnych badanych układów. Charakterystyczny jest liniowy wzrost ciśnienia pod działaniem siły ściskającej, uzyskiwany dla wszystkich badanych przypadków.

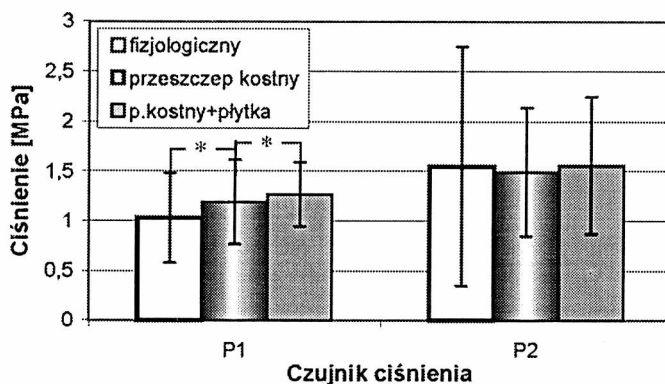
Wprowadzenie przeszczepu kostnego do układu fizjologicznego zmienia ciśnienie, rejestrowanego powyżej miejsca stabilizacji, z $1,04 \pm 0,40$ MPa do $1,19 \pm 0,42$ MPa ($p = 0,004$) – rys. 7.6. Dodatkowa stabilizacja implantem płytkowym doprowadza do dalszego wzrostu ciśnienia ($1,27 \pm 0,32$ MPa) zarówno w stosunku do układu z przeszczepem kostnym ($p = 0,007$), jak i dla układu fizjologicznego (w tym wypadku jest to wzrost



Rys. 7.5. Przykład charakterystyki rozkładu ciśnienia w krążkach międzykręgowych w funkcji obciążenia osiowego

o 22%). W przypadku ciśnienia w segmencie poniżej segmentu usztywnianego (czujnik P2) wprowadzenie stabilizacji czy to w postaci samego przeszczepu kostnego, czy też połączenia przeszczepu i implantu płytkowego, wpływa w sposób pomijalnie mały. Ciśnienie w kolejnych badanych stanach wynosi odpowiednio: $1,55 \pm 1,19$ MPa, $1,49 \pm 0,65$ MPa, $1,56 \pm 0,69$ MPa i waha się w granicach 4%.

Działanie siły ściskającej spowodowało wzrost ciśnienia zarówno w segmencie powyżej (czujnik P1), jak i poniżej (czujnik P2) miejsca stabilizacji – rys. 7.6. Rejestrowane różnice pomiędzy tymi miejscami są znaczne, i tak dla odcinka szyjnego kręgosłupa w stanie fizjologicznym następuje wzrost ciśnienia między P1 a P2 o 49% (wartości uzyskane przy obciążeniu 200 N). Wprowadzenie natomiast przeszczepu kostnego, a następnie implantu płytkowego, inicjuje wzrost ciśnienia między P1 a P2 o 25,2% dla przeszczepu kostnego, a o 22,8% – dla przeszczepu i płytki.

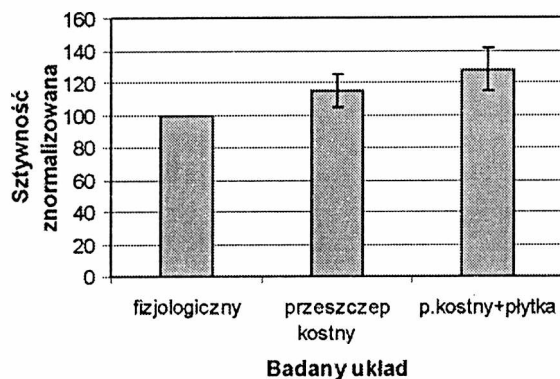


Rys. 7.6. Średnie wartości ścienienia dla obciążenia ściskającego (200 N) w zależności od badanego układu, w segmentach powyżej – P1 i poniżej – P2 planowanej i zrealizowanej stabilizacji (*różnice istotne statystycznie $p < 0,05$) [148]

Wprowadzenie stabilizacji w jednym segmencie ruchowym odcinka szyjnego powoduje zmiany sztywności w jego układzie globalnym. Na rysunku 7.7 przedstawiono znormalizowaną wartość sztywności (zmiany sztywności po założeniu, że sztywność układu fizjologicznego wynosi 100%) dla poszczególnych badanych układów podczas obciążania ściskającego.

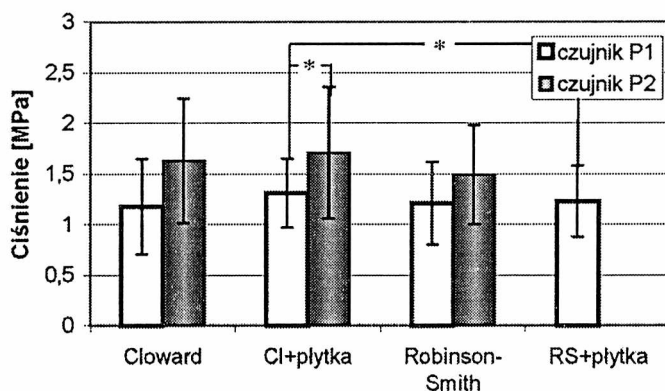
Przeszczep kostny generuje wzrost sztywności w stosunku do odcinka fizjologicznego o 15%. Dodatkowa stabilizacja implantem płytkowym doprowadza do dalszego wzrostu sztywności o kolejne 15% (w odniesieniu do układu z przeszczepem kostnym).

W przedstawionej analizie wyników układ z wprowadzonym przeszczepem kostnym potraktowano w sposób uproszczony, to znaczy bez przedstawienia wpływu zastosowanej techniki implantacji elementu kostnego. W badaniach użyto dwóch technik, Clowarda i Robinsona-Smitha, które różnią się między sobą sposobem wprowadzania prze-



Rys. 7.7. Znormalizowane wartości sztywności dla obciążenia ściskającego w zależności od badanego układu

szczepu kostnego, wymuszonej między innymi jego kształtem. Z tego też względu przeanalizowano także wpływ zastosowanego przeszczepu na zmiany rozkładu ciśnienia w krążkach międzykręgowych – rys. 7.8.



Rys. 7.8. Porównanie ciśnienia w zależności od zastosowanego przeszczepu kostnego: Cloward, Robinson-Smith (dla obciążenia 200 N) (*różnice istotne statystycznie $p < 0,05$) [148]

W tabeli 7.2 przedstawiono średnie wartości ciśnienia dla układu fizjologicznego i stabilizowanego różnymi przeszczepami kostnymi oraz implantem płytkowym, użytych przy obciążeniu 200 N.

Analizując wpływ rodzaju przeszczepu kostnego na rejestrowane wartości ciśnienia, widać istotne różnice w obrębie segmentów sąsiadujących ze stabilizowanym segmentem – rys. 7.8. Wartości ciśnienia powyżej stabilizacji (P1) są mniejsze od ciśnienia poniżej (P2) i to średnio o 30%. Jednak sam rodzaj wprowadzanego przeszczepu

Tabela 7.2. Średnie wartości ciśnienia uzyskiwane w czasie ściskania (dla obciążenia 200 N) w zależności od zastosowanego przeszczepu kostnego

	Fizjologiczny	Cloward	Robinson–Smith	Cl + płytka	RS + płytka
Czujnik P1 [MPa]	1,04±0,40	1,18±0,19	1,21±0,20	1,31±0,17	1,23±0,18
Czujnik P2 [MPa]	1,56±0,49	1,63±0,28	1,49±0,11	1,71±0,29	–

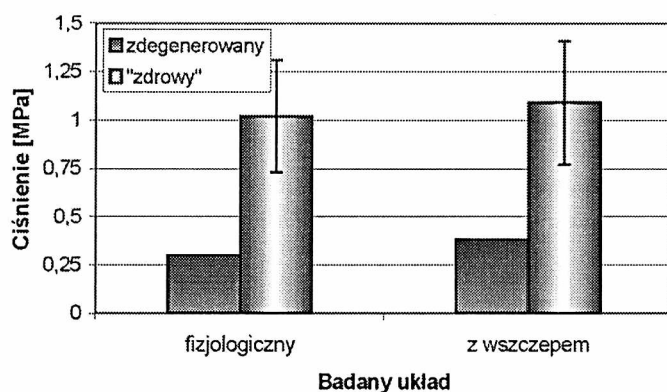
(±błąd średniej)

nie powoduje już tak dużych różnic. W segmencie powyżej usztywnienia różnica ciśnienia między przeszczepem typu Cloward a Robinson–Smith wynosi 2,5%, poniżej zaś 8,6%.

Dodatkowa stabilizacja układu z przeszczepem kostnym implantem płytkowym inicjuje dalszy wzrost ciśnienia w krążkach międzykręgowych. Jest to widoczne przy połączeniu stabilizacji techniką Clowarda i płytką, gdzie czujnik P1 rejestrował zmiany w zakresie od 1,18±0,47 MPa do 1,31±0,34 MPa, natomiast czujnik P2 w zakresie od 1,63±0,41 MPa do 1,71±0,65 MPa.

W pracy przeanalizowano także wpływ stopnia degeneracji krążka międzykręgowego na zachodzące w nim zmiany ciśnienia. Porównano preparat 4 (wiek 82) z preparatami, w których nie stwierdzono zmian w krążku międzykręgowym – rys. 7.9. Ograniczono się jedynie do przebadania zmiany ciśnienia w segmencie powyżej planowanej i zrealizowanej stabilizacji – czujnik P1 (wprowadzenie czujnika P2 wiązało się z niebezpieczeństwem jego uszkodzenia ze względu na bardzo duże zmiany zwyrodnieniowe w niższych segmentach preparatu 1).

Przyjmując wartość średnią ciśnienia uzyskiwaną dla preparatów „zdrowych” jako wyjściową, stwierdzono znaczne zmniejszenie ciśnienia w krążku zdegenerowanym dochodzące do 70% zarówno dla badanego układu fizjologicznego, jak i po wprowadzeniu wszczepu kostnego – rys. 7.9.



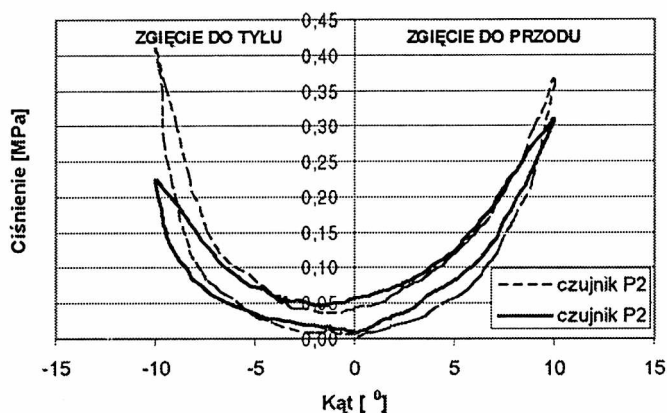
Rys. 7.9. Zmiany ciśnienia (tylko w czujniku P1) w zależności od stanu degeneracji krążka międzykręgowego w układzie fizjologicznym i z wszczepem kostnym [148]

7.2.2. Wpływ obciążenia zginającego na zmiany ciśnienia wewnątrzdyiskowego

W wyniku obciążenia zginającego uzyskano krzywe zmiany ciśnienia, w segmentach powyżej i poniżej miejsca stabilizacji, w funkcji zmiany kąta zgięcia ($\pm 10^\circ$).

Na rysunku 7.10 przedstawiono typowy wykres zmiany ciśnienia w funkcji zmiany kąta zgięcia dla układu z przeszczepem kostnym (typu Cloward). Charakterystyczna jest pętla histerezy, którą obserwowano we wszystkich badanych układach.

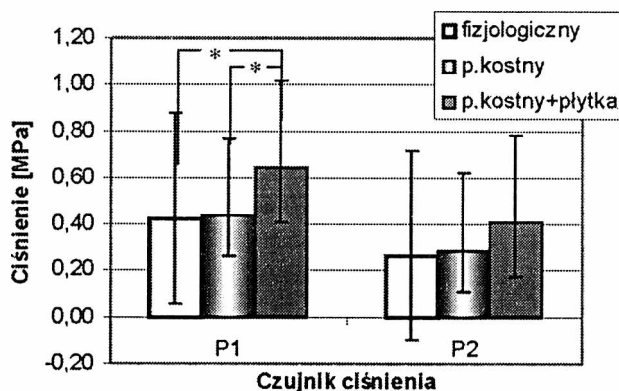
Wykonana analiza danych przeprowadzona została dla ciśnienia uzyskiwanego przy maksymalnym kącie zgięcia (skłon/wyprost) równym $\pm 10^\circ$.



Rys. 7.10. Przykładowy wykres charakterystyki rozkładu ciśnienia w krążkach międzykręgowych w funkcji zmiany kąta zginania (układ z przeszczepem kostnym typu Clowarda)

Podczas skłonu większe ciśnienia rejestrowano w czujniku P1, czyli powyżej miejsca stabilizacji, niż w czujniku P2 i zależność ta była obserwowana dla wszystkich badanych konfiguracji. W przypadku układu fizjologicznego oraz układu z przeszczepem i płytką różnica ta wynosiła średnio 37%, a dla układu z samym przeszczepem kostnym 33% – rys. 7.11. Należy tutaj zaznaczyć, iż nie analizowano wpływu samego kształtu zastosowanego przeszczepu kostnego na ewentualne zmiany ciśnienia. Przyjęto założenie, na podstawie analizy rozkładu ciśnienia dla obciążenia ściskającego, że kształt przeszczepu nie ma istotnego wpływu na różnice w uzyskiwanych ciśnieniach.

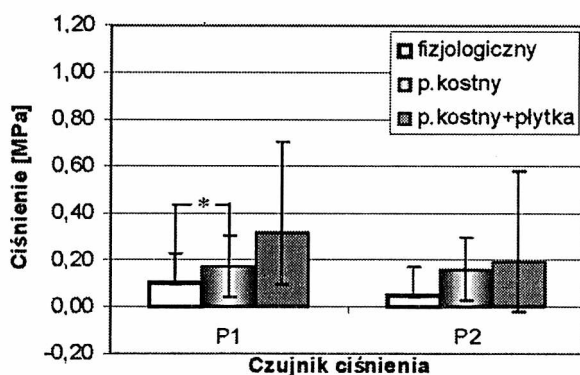
Wprowadzenie przeszczepu kostnego do odcinka kręgosłupa poddanego zginaniu do przodu (skłon) nie powoduje istotnych zmian wartości ciśnienia zarówno powyżej (5%), jak i poniżej stabilizacji (11%) – rys. 7.11. Dodatkowe natomiast usztywnienie, w postaci płytki stabilizującej, doprowadza do znacznego wzrostu ciśnienia od wartości $0,42 \pm 0,46$ MPa dla układu fizjologicznego, do $0,64 \pm 0,38$ MPa dla układu przeszczep+płytkę w segmencie powyżej tej stabilizacji (zmiana o 52%). Taki sam wzrost ciśnienia zaobserwowano w krążku międzykręgowym poniżej miejsca stabilizacji, gdzie ciśnienie wynosi odpowiednio: $0,26 \pm 0,36$ MPa i $0,41 \pm 0,24$ MPa.



Rys. 7.11. Średnie wartości ciśnienia dla obciążenia zginającego (skłon; 10°) w zależności od badanego układu, w segmentach powyżej – P1 i poniżej – P2 planowanej i zrealizowanej stabilizacji (*różnice istotne statystycznie $p < 0,05$)

Rejestrowane ciśnienie wewnątrzdyaskowe podczas zginania do tyłu (przeprost) było istotnie mniejsze niż w przypadku skłonu i to zarówno powyżej, jak i poniżej miejsca planowanej i zrealizowanej stabilizacji – rys. 7.12. Różnice te ujawniają się w spadku wartości rejestrowanego ciśnienia pomiędzy czujnikami P1 i P2: o około 80% dla układu fizjologicznego oraz 50% w układzie przeszczep+plytka.

Jednak rozkład ciśnienia powyżej i poniżej planowanej i zrealizowanej stabilizacji jest zbliżony pod względem charakteru do analizowanego rozkładu ciśnienia podczas skłonu. W przypadku przeprost, podobnie jak w trakcie skłonu, wyższe ciśnienie wewnątrzdyaskowe występowało w segmencie P1 w stosunku do P2 i dla układu fizjolo-



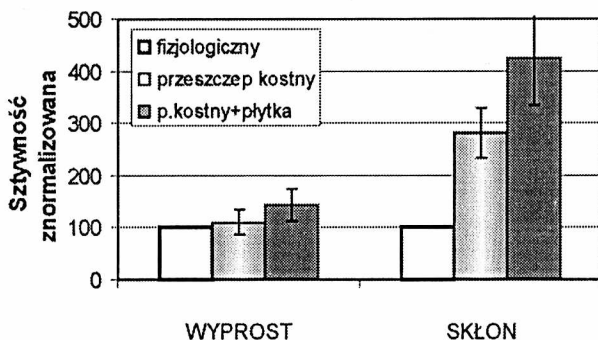
Rys. 7.12. Średnie wartości ciśnienia dla obciążenia zginającego (przeprost; 10°) w zależności od badanego układu, w segmentach powyżej – P1 i poniżej – P2 planowanej i zrealizowanej stabilizacji (*różnice istotne statystycznie $p < 0,05$)

gicznego wynosi 55%, dla układu z przeszczepem kostnym 41%, lecz dla układu przeszczep+płytki wzrost ten wyniósł jedynie 6%.

Wprowadzenie przeszczepu kostnego inicjuje wzrost ciśnienia wokół stabilizowanego segmentu od wartości $0,11 \pm 0,12$ MPa dla układu fizjologicznego, do $0,17 \pm 0,14$ MPa (w segmencie powyżej – P1) i od wartości $0,05 \pm 0,01$ MPa dla układu fizjologicznego do $0,16 \pm 0,13$ MPa (w segmencie poniżej – P2). Dodatkowa stabilizacja implantem płytkowym doprowadza do dalszego wzrostu ciśnienia w obu analizowanych segmentach, tj. do $0,32 \pm 0,39$ MPa powyżej miejsca stabilizacji i $0,19 \pm 0,22$ MPa poniżej miejsca stabilizacji.

Tak jak i w przypadku działania obciążenia ściskającego, wprowadzenie stabilizacji w istotny sposób wpływa na zmiany sztywności. Na rysunku 7.13 przedstawiono znormalizowane wartości sztywności analizowanych układów podczas zgięcia do tyłu (wyprost) oraz do przodu (skłon).

W przypadku wyprostu wprowadzenie stabilizacji ma mniejszy wpływ na zmiany sztywności w stosunku do układu fizjologicznego (o 10% i 44% odpowiednio: dla układu z przeszczepem i układu z przeszczepem i płytką). Usztywnienie jednego segmentu ruchowego odcinka szyjnego w istotny sposób wpływa na zmiany sztywności podczas skłonu. Wprowadzenie samego przeszczepu kostnego generuje zmianę w wysokości 180% w odniesieniu do układu fizjologicznego, podczas gdy dodatkowa stabilizacja płytką powoduje trzykrotny wzrost sztywności.



Rys. 7.13. Znormalizowane wartości sztywności podczas zginania w zależności od badanego układu

7.3. Ocena zmian w układzie przenoszenia obciążeń w kolumnie kręgosłupa wywołana wprowadzeniem implantu

Pomimo wielu analiz klinicznych, które wykazują zmiany w obszarach sąsiadujących z obszarem stabilizowanym (usztywnionym) odcinka szyjnego kręgosłupa, nadal pozostaje wiele wątpliwości co do przyczyn prowadzących do takiego stanu.

Jednocześnie większość badań biomechanicznych, w których analizowany jest rozkład ciśnienia, jest realizowanych jedynie w obszarze odcinka lędźwiowego. Badania ciśnienia w odcinku szyjnym (zwłaszcza pod obciążeniem ściskającym) są prowadzone rzadko, co widoczne jest w literaturze dotyczącej tego zagadnienia.

Jedynie Cripton i wsp. [41, 42] przeprowadzili badania odcinka szyjnego kręgosłupa, obciążając go siłą ściskającą. Jednak ograniczyli swoje badania tylko do analizy ciśnienia w preparacie nieuszkodzonym. Pozostałe prace, również realizowane w zakresie odcinka szyjnego, dotyczą zmian ciśnienia wewnątrzdysskowego, segmentów sąsiadujących z segmentem stabilizowanym, zachodzących pod działaniem obciążenia zginającego [52, 154].

Przedstawione badania zdają się być w pełni uzasadnione. Uzyskane wyniki uzupełniają pewne istniejące luki i dają szansę na wyjaśnienie zjawisk zachodzących w odcinku szyjnym kręgosłupa w stanie fizjologicznym oraz po wprowadzeniu implantów, dla różnych układów obciążających [146, 148, 182, 183].

W wyniku przeprowadzonych badań potwierdzono liniowy rozkład ciśnienia pod działaniem siły ściskającej, co wcześniej obserwowano w odcinku lędźwiowym kręgosłupa [135]. Liniowy charakter nie zależy od orientacji czujnika rejestrującego ciśnienie w krążku międzykręgowym (tzn. czy element pomiarowy wprowadzony do jądra miażdżystego skierowany równolegle czy prostopadle do osi długiej kręgosłupa), co związane jest z hydrostatycznymi właściwościami jądra miażdżystego [123, 135].

Analiza rozkładu ciśnienia w segmentach górnych (C3–C4 lub C4–C5) odcinka szyjnego kręgosłupa w stosunku do segmentów dolnych (C5–C6 lub C6–C7) wykazała znaczne różnice osiąganych wartości ciśnienia. W każdym badanym przypadku ciśnienie w dolnych segmentach było niższe nawet o 0,5 MPa (przy maksymalnej średniej wartości równej 1,56 MPa – układ z wszczepem kostnym i płytką) w stosunku do segmentów górnych, co stanowi bardzo znaczącą różnicę ciśnień na tak krótkim odcinku kręgosłupa. Podobny charakter przedstawiają wyniki badań przeprowadzonych na odcinku lędźwiowym kręgosłupa [43, 163].

Usztywnienie jednego segmentu poprzez wprowadzenie stabilizacji nie ma znaczącego wpływu na zmiany ciśnienia w krążkach międzykręgowych sąsiadujących ze stabilizowanym segmentem. W krążku międzykręgowym powyżej usztywnionego segmentu różnicę między badanymi układami (z wszczepem kostnym, z wszczepem i płytką) mają tendencję wzrostową w odniesieniu do preparatu nieuszkodzonego. W segmencie poniżej planowanej i zrealizowanej stabilizacji różnice między układem nieuszkodzonym a po stabilizacji są pomijalnie małe. W tym przypadku uzyskiwane wyniki są zbliżone (co do charakteru, lecz nie co do wartości) do wyników prezentowanych w pracy [163], natomiast przeciwne do wyników pracy [43], w której po wprowadzeniu stabilizacji ciśnienie powyżej i poniżej spadało.

Dodatkowo wyniki badań pokazały, iż rodzaj techniki stabilizacyjnej (Cloward, Robinson–Smith) nie ma istotnego znaczenia na uzyskiwane wartości ciśnienia. Ewentualne różnice istnieją na poziomie zmiany zakresu ruchomości kręgosłupa z wszczepem

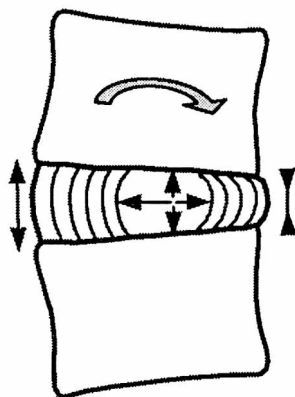
typu walcowy kołek a prostopadłościan, a nie na poziomie zmian ciśnienia w krążkach międzykręgowych. Także wprowadzenie implantu płytkowego, jako dodatkowego usztywnienia nie dało spodziewanych wyników, w postaci istotnego wzrostu ciśnienia. Następował pewien przyrost ciśnienia, lecz jedynie w granicach 2–11%.

Analiza ciśnienia w krążkach międzykręgowych w preparatach: „zdrowych” i zdegenerowanych (preparat 1) potwierdziła niskie ciśnienia w kręgosłupie o dużych zmianach degeneracyjnych.

W wyniku przeprowadzonych badań wykazano istnienie dużego ciśnienia w krążku międzykręgowym w dolnych segmentach odcinka szyjnego kręgosłupa w stosunku do segmentów górnych zarówno w preparatach nieuszkodzonych, jak i po stabilizacji. Wprowadzenie stabilizacji w postaci przeszczepu kostnego oraz przeszczepu i implantu płytkowego wpływa (przez wzrost ciśnienia) jedynie na obszar powyżej stabilizacji. Zmiany te, w długotrwałym okresie, mogą mieć wpływ na obserwowane, w praktyce klinicznej, zmiany degeneracyjne tych segmentów.

Wzrost ciśnienia w niższych segmentach odcinka szyjnego, zarówno dla układu nieuszkodzonego, jak i po wprowadzeniu stabilizacji, można powiązać z naturalną krzywizną kręgosłupa (lordoza). W trakcie obciążania (w osi długiej kręgosłupa) następuje pogłębianie się wygięcia ku przodowi. Dodatkowo biorąc pod uwagę, że dolna część badanych odcinków podczas ściskania była zamocowana na sztywno w układzie obciążeniowym, można założyć, że w dolnym odcinku następowało większe wygięcie niż w odcinkach wyższych, w których obciążenie przenoszone było na kolejne podatne elementy w postaci krążków międzykręgowych.

W ten sposób dochodziło, wewnątrz krążków międzykręgowych, do obciążenia charakterystycznego dla zginania, gdyż lordotyczne wygięcie kręgosłupa doprowadzało do ściskania i większego nacisku na tylna część pierścienia włóknistego oraz na jądro miazdżyste oraz jednoczesne rozciąganie części zewnętrznej pierścienia włóknistego – rys. 7.14.



Rys. 7.14. Zmiany odkształceń i rozkład sił w krążku międzykręgowym odcinka szyjnego kręgosłupa w trakcie działania obciążenia ściskającego

Efektom takiego układu obciążeń jest silny nacisk jądra miażdżystego na rozciągana część pierścienia, który jest poddawany złożonemu układowi sił.

Odształcanie tylnej części pierścienia zostaje zaburzone, gdyż istotnie wrasta ściskanie blaszek pierścienia przy zmniejszonym działaniu ciśnienia prowadzącego do ich rozciągania w kierunku promieniowym, co w konsekwencji może doprowadzić do przeciążeń tylnej ściany pierścienia.

W związku z tym, działanie obciążenia ściskającego inicjuje pojawienie się dodatkowej siły w postaci składowej zginania, tworząc w ten sposób złożony układ obciążeń.

Taki rozkład sił oraz deformacja krążka międzykręgowego może być także przyczyną dużej wartości ciśnienia rejestrowanego w segmentach dolnych odcinka szyjnego kręgosłupa (C5–C6 lub C6–C7). Nie stwierdzono natomiast istotnego wpływu wprowadzonej stabilizacji na zmiany ciśnienia wewnątrzdysskowego w tych segmentach.

Istotny wpływ miał on natomiast na segmenty powyżej miejsca wprowadzonej stabilizacji. Mogłoby to potwierdzać wcześniej przedstawione zmiany, które pojawiają się w krążkach segmentów niższych, usytuowanych bezpośrednio przy dolnym zamocowaniu do układu badawczego. Segmenty te zostały „pozbawione” ogniwa, które obierałoby obciążenia przenoszone na tych poziomach. Brak jest elementu sprężystego, które czynnie uczestniczyłoby w przenoszeniu obciążeń na niższe segmenty, pojawiło się więc lokalne przeszywnienie układu. Powoduje to, iż zmiany nacisku w krążku międzykręgowym, na poziomie C3–C4 (lub C4–C5) po wprowadzenie implantów, są identyczne ze zmianami, jakie opisano w przypadku działania pogłębiającego się wygięcie kręgosłupa w układzie fizjologicznym na poziomie C5–C6 (lub C6–C7) w trakcie obciążenia ściskającego.

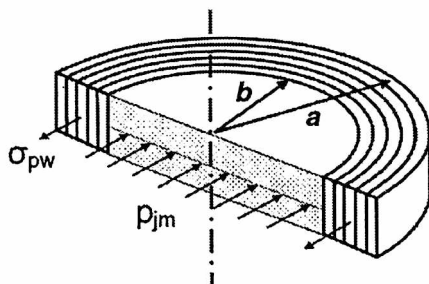
Złożony stan obciążeń, będący efektem działania siły ściskającej, powoduje istotne zmiany w stanie naprężeń pierścienia włóknistego, który jest podstawowym elementem decydującym o zachowaniu stabilności kolumny kręgosłupa. Zakładając, że siła ściskająca nie generuje dodatkowych sił w krążku międzykręgowym, można przyjąć, iż na krążek działa równomiernie rozłożona, na całej jego powierzchni, statyczna siła ściskająca generująca ciśnienie wewnątrzdysskowe. Na tej podstawie, za Nachemsonem [135] można oszacować w dużym uproszczeniu naprężenia generowane w pierścieniu włóknistym podczas działania obciążenia ściskającego.

Zakładając, że przekrój dysku ma kształt kołowy, a promień jądra miażdżystego stanowi 70% zewnętrznej części pierścienia włóknistego, możemy oszacować naprężenie w pierścieniu włóknistym – rys. 7.15.

Naprężenia w pierścieniu włóknistym w uproszczonym stanie równowagi, można oszacować na podstawie ciśnienia wewnątrzdysskowego (wg Nachemsona) [135]:

$$\begin{aligned}\sigma_{pw} \cdot 2 \cdot 0,3a &= p_{jm} \cdot 2 \cdot 0,7a \\ \sigma_{pw} &\cong 2,3 p_{jm}\end{aligned}\tag{7.1}$$

gdzie: σ_{pw} – naprężenia pierścienia włóknistego, p_{jm} – ciśnienie w jądrze miażdżystym.



Rys. 7.15. Oszacowanie naprężeń panujących w pierścieniu włóknistym podczas działania statycznej siły ściskającej wg Nachemsona; a – promień krążka międzykręgowego, b – promień jądra miazdżystego, σ_{pw} – naprężenie w pierścieniu włóknistym [131]

Na tej podstawie, znając ciśnienie wewnątrzdykowe generowane podczas działania siły ściskającej, można oszacować naprężenie zewnętrznych blaszek pierścienia włóknistego – tabela 7.3.

Tabela 7.3. Wartości naprężenia rozciągającego pierścienia włóknistego w segmencie powyżej i poniżej miejsca stabilizacji

Segment ruchowy	Naprężenie w zewnętrznej części pierścienia włóknistego σ_{pw} [MPa]	
	Układ fizjologiczny	Układ z implantem
C3–C4	2,5	3,6
C5–C6	3,0	3,9

Należy przy tym zaznaczyć, iż przedstawione zależności zostały sformułowane na podstawie badań dotyczących odcinka lędźwiowego kręgosłupa. W rozważaniach model ten został wykorzystany do określenia naprężeń pierścienia włóknistego odcinka szyjnego, co może dodatkowo generować błędy w już i tak uproszczonym układzie.

Przedstawione możliwości oszacowania naprężenia rozciągającego, zewnętrznej części pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego, stanowi duże uproszczenie rzeczywistego układu, który jest złożony zarówno pod względem budowy (układ typu kompozyt włóknisty – rozdz. 5), jak i układu sił działającego na kręgosłup. Model ten nie uwzględnia istotnych elementów, jak na przykład przepływ wody, zarówno w krążku międzykręgowym, jak i pomiędzy trzonami kręgów a krążkami, oraz wpływu odkształceń dysku zależnych od czasu, będących rezultatem właściwości lepkosprężystych, jakimi charakteryzują się tkanki krążka międzykręgowego.

Jednak pozwala to na podstawowe określenie zmian i różnic, jakie pojawiają się w poszczególnych segmentach kręgosłupa, szczególnie gdy poszukuje się czynników,

które mają wpływ na zmiany w obszarach sąsiadujących z miejscem usztywnionym (poprzez wprowadzenie systemu stabilizacji w postaci implantu).

Wyniki badań przeprowadzonych dla obciążenia zginającego wskazują dwie prawidłowości: podczas zgięcia do przodu uzyskiwane są wyższe ciśnienia w stosunku do zgięcia do tyłu oraz ciśnienie w segmentach górnych C3–C4 (lub C4–C5) jest wyższe od rejestrowanego w segmentach niższych. Zależności te są zgodne co do charakteru zarówno w przypadku badanych układów nieuszkodzonych, jak i układów z wprowadzoną stabilizacją.

Wyniki znalazły swoje potwierdzenie w pracy Pospiecha i wsp. [154], w której także wskazano na istotny wzrost mierzonego ciśnienia po wprowadzeniu implantu zarówno powyżej, jak i poniżej stabilizowanego ogniwa kręgosłupa. Również Eck i wsp. [52] wykazali, że wprowadzenie stabilizacji w odcinku szyjnym kręgosłupa prowadzi do wzrostu ciśnienia w segmentach przylegających do miejsca usztywnienia w stosunku do wartości w układzie bez wprowadzenia stabilizacji, zwłaszcza podczas ruchu zgięcia do przodu.

Taki charakter rozkładu ciśnienia ma swoje uzasadnienie w mechanice działania krążka międzykręgowego podczas zginania. W trakcie wykonywania ruchu zgięcia do przodu, elementem najbardziej obciążonym jest krążek, który ulega mocnemu uciskowi w jego przedniej części. Nadmiernemu wzrostowi siły ściskającej działającej na tę część krążka przeciwdziałają, w pewnym zakresie, sama budowa dysku, ale głównym elementem zabezpieczającym i chroniącym krążek międzykręgowy przed nadmiernym odkształceniem jest połączenie stawowe na wyrostkach stawowych. Te same elementy połączenia stawowego stanowią jednocześnie bardzo istotną barierę i ograniczenie dla ruchu zginania do tyłu. W trakcie przeprostu wyrostki stawowe, w niewielkim zakresie, przesuwają się względem siebie, a ruch ten ograniczony jest bardzo silną strukturą torebek stawowych otaczających elementy stawów. Dlatego też same krążki międzykręgowe są obciążone tylko w pewnym, niewielkim zakresie, co ujawniają uzyskane wyniki rozkładu ciśnienia. Dalszy wzrost zakresu ruchu zgięcia tylnego mógłby powodować natomiast wzrost powierzchni kontaktu pomiędzy powierzchniami stawowymi, utratę tarcia płynnego, w konsekwencji uszkodzenie powierzchni trących, a przez to utratę podstawowych funkcji fizjologicznych.

Również badania prowadzone na preparatach kręgosłupa lędźwiowego [78] wykazały istotne zmiany obciążenia na połączeniach stawowych w trakcie działania momentu gnącego, zwłaszcza w miejscach przylegających do usztywnionego segmentu.

Wprowadzenie przeszczepu kostnego oraz dodatkowe usztywnienie płytką stabilizującą powoduje wzrost ciśnienia w segmentach przylegających do stabilizacji w obu przypadkach zginania. Wzrost ten jest znacznie większy niż w trakcie obciążenia ściskającego, co wskazuje na zaburzenie w systemie przenoszenia obciążeń po usztywnieniu jednego z ogniw łańcucha biokinematycznego. Takie usztywnienie może być bardzo istotne właśnie w odcinku szyjnym kręgosłupa, który charakteryzuje się największym zakresem wykonywanych ruchów w stosunków do odcinka piersiowego lub lę-

dźwiowego. Dlatego też wprowadzenie implantu generuje tak szybki impuls mechaniczny widoczny we wzroście mierzonego ciśnienia.

Odległe zmiany w obszarach sąsiadujących z segmentem (lub segmentami) stabilizowanymi należałoby wiązać nie tylko z takim czynnikiem, jak zmiany ciśnienia w krążkach międzykręgowych, lecz również z procesami chemicznymi, mechanicznymi, metabolicznymi i innymi. Korelacja tych wszystkich elementów mogłaby dać jaśniejszy obraz niepożądanych zmian w segmentach przylegających do obszaru stabilizowanego.

8. Podsumowanie osiągnięć pracy

W przedstawionej pracy zaproponowano oryginalne, kompleksowe podejście do problemu analizy procesów zachodzących w krążku międzykręgowym na poziomie całego odcinka kręgosłupa, przez pojedyncze segmenty ruchowe, po analizę mikroskopową pierścienia włóknistego, stanowiącego najważniejszy element nośny samego krążka międzykręgowego.

Istotnym elementem nad badaniem krążka międzykręgowego było opracowanie metodologii badań zmian ciśnienia zachodzącego w jądrze miażdżystym krążka, na który składało się opracowanie oryginalnego czujnika ciśnienia, jak i jego wykorzystania na jednym i wielu poziomach kręgosłupa. Należy przy tym zwrócić uwagę, iż szczególne problemy napotyka się w badaniach ciśnienia w krążkach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa, ze względu na jego niewielkie gabaryty oraz szeroki zakres wykonywanych ruchów w porównaniu z niższymi odcinkami kręgosłupa. Niesie to za sobą konieczność miniaturyzacji stosowanych czujników ciśnienia o dużym zakresie pomiarowym. Dlatego też badania w tym obszarze kręgosłupa prowadzone są tylko w kilku ośrodkach badawczych na świecie, tj. w Bristolu, Ulm, Chicago oraz we Wrocławiu.

Wyniki badań, na poziomie pojedynczego segmentu ruchowego kręgosłupa, wskazały na bardzo złożony system zmian zachodzących w krążku międzykręgowym, zależnych od etapów realizowanego obciążenia oraz układu podparcia stawowego.

Do osiągnięć tego etapu pracy należy zaliczyć:

- Opracowanie oryginalnej metodologii badań ciśnienia wewnątrzdiskowego z zastosowaniem własnej konstrukcji, miniaturowego czujnika ciśnienia. Również ważnym elementem tego etapu badań było stworzenie układu badawczego umożliwiającego zachowanie pełnej wilgotności środowiska pracy krążka międzykręgowego.
- Określenie wpływu długookresowych obciążeń zmiennych na charakter zmian rozkładu ciśnienia w jądrze miażdżystym krążka międzykręgowego; działanie cyklicznego obciążenia ściskającego symulującego chód oraz następującego po nim stanu przeciążenia prowadzi do istotnego spadku ciśnienia, będącego wynikiem zmiany zawartości wody w strukturach dysku i ich dużej deformacji w sprężystym zakresie odkształceń. Negatywną konsekwencją tego procesu jest wzrost sztywności samego krążka międzykręgowy przez zmniejszenie zawartości wody, a przez to wzrostu zagrożenia na uszkodzenie elementów struktury dysku i całkowitą utratę jego właści-

wości amortyzujących. Działanie długotrwałego obciążenia zmiennego prowadzi także do wydłużenia się procesu relaksacji tkanki krążka międzykręgowego i do uzyskania stanu uwodnienia charakterystycznego dla pozycji wyjściowej, przedobciążeniowej.

- Jednoznaczne wskazanie istotnej roli podparcia na wyrostkach stawowych w systemie przenoszenia obciążeń przez kolumnę kręgosłupa; usunięcie tego punktu podparcia doprowadza do utraty równowagi, manifestującego się nierównomiernym wzrostem i lokalnymi spadkami ciśnienia wewnątrzdiskowego w trakcie obciążania oraz dużą nieliniowością wzrostu ciśnienia podczas odciążania, co ostatecznie prowadzi do utraty stateczności kręgosłupa.

Badania realizowano z zachowaniem w środowisku pełnej wilgotności, co było niezwykle istotne ze względu na symulowanie długookresowych obciążeń zmiennych, w tym również odciążenia, podczas którego krążek międzykręgowy, w procesie osmozy, ulega ponownemu uwodnieniu. Stanowi to nowe podejście do realizacji tego typu badań i analizy zmian zachodzących w krążku międzykręgowym, które zbliżają badany układ do warunków rzeczywistych.

Na podstawie podanych stwierdzeń można wnioskować, że działanie krążka międzykręgowego jest nierozzerwalnie związane z działaniem pierścienia włóknistego, który ulega odkształceniom wywołanym naciskiem jądra miazdżystego w kierunku promieniowym dysku i naciskiem trzonów kręgów na jego obwodzie, doprowadzając do uwypuklenia się dysku ku zewnątrz. Biorąc pod uwagę dużą wytrzymałość krążka międzykręgowego, który nawet pod dużymi obciążeniami zachowuje swoją spójność i nie traci zdolności do przenoszenia obciążeń w odwracalnym zakresie sprężystym, ze szczególną uwagą skupiono się na analizie powiązań strukturalnych pierścienia włóknistego, odpowiedzialnego za pracę krążka międzykręgowego.

W celu przeanalizowania konstrukcji pierścienia włóknistego, opracowano własną, oryginalną metodę badań, która po raz pierwszy umożliwiła, na poziomie mikroskopowym, wgląd w złożoną architekturę pojedynczej blaszki pierścienia oraz w system połączeń pomiędzy blaszkami, w stanie pełnego uwodnienia struktury tkankowej. Co więcej, opracowana metoda badań pozwoliła na obserwację zmian zachodzących w tkankach poddawanych zmianom odkształcenia w czasie rzeczywistym, umożliwiło to opisanie procesów deformacji zachodzących podczas obciążania.

Najważniejsze wnioski wynikające z badań nad budową i funkcjonowaniem pierścienia włóknistego:

- Zobrazowano i opisano hierarchiczną konfigurację połączeń włókien kolagenowych (stanowiących podstawowy element nośny pierścienia włóknistego) w pojedynczej blaszce pierścienia oraz wskazano na istnienie, nigdy wcześniej nieprezentowanych w literaturze połączeń pomiędzy kolejnymi i następnymi blaszkami pierścienia.
- Sprecyzowano opis mechanizmu degradacji anizotropowej struktury pierścienia włóknistego. Przedstawione wyniki wykazują, że proces ten jest silnie uzależniony od

realizowanego ciągłego obciążenia działającego na ścianę pierścienia, w rezultacie którego dochodzi do powolnego procesu rozrzedzenia struktury upakowania włókien kolagenowych, a w konsekwencji do jej nieodwracalnego uszkodzenia.

- W badaniach złożonej struktury anizotropowej pierścienia włóknistego wykazano, iż w zależności od kierunku działania obciążenia, w stosunku do ułożenia włókien kolagenowych, charakterystyka procesu odkształcenia, a także w dalszym etapie jego degradacja jest silnie związana zarówno z prędkością odkształcenia, jak i spójnością wewnętrzną samej struktury pierścienia.
- Zaproponowano nowy opis wytrzymałości pierścienia włóknistego wynikającego z występowania długich, nieprzerwanych włókien zakotwiczonych w tkance kostnej kręgów. Układ taki dostarcza dużej sprężystości, szybkiego usztywniania w odwracalnym zakresie prostowania pofalowanego ukształtowania, dużej wytrzymałości na uszkodzenia dzięki pewnemu zakotwiczeniu włókien kolagenowych w tkance kostnej trzonu (lub chrząstce stawowej pokrywającej powierzchnie trzonów kręgów).
- Stworzono model pierścienia włóknistego jako warstwowej struktury ortotropowej, na podstawie którego określono charakterystykę sztywnościową pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego. Wskazano także na istotny wpływ modułu sprężystości osnowy na moduł całego kompozytu, jakim jest pierścień włóknisty w stosunku do modułu sprężystości samych włókien. Jednocześnie wykazano, że wzrost objętościowego udziału włókien w blaszce pierścienia ma wpływ na wzrost modułu Younga całej struktury pierścienia.
- Zachowanie zdolności do rozciągania cienkiej (50–60 μm), w pełni uwodnionej próbki pierścienia w jej przekroju poprzecznym, umożliwiło po raz pierwszy na nowe podejście w wyjaśnieniu charakteru połączeń i ich fundamentalnej roli w utrzymaniu spójności między blaszkami pierścienia włóknistego.
- Hierarchiczna, mocno upakowana struktura połączeń między wiązkami i włóknami kolagenowymi, może odgrywać istotną rolę w utrzymywaniu lub też unieruchomianiu cząstek proteoglikanów, które są bardzo istotne w mechanizmie wiązania i utrzymywania wody zarówno w jądrze miażdżystym (które zawiera do 65% proteoglikanów), jak i w pierścieniu włóknistym (20%).

Przedstawiony opis architektury i działania struktury pierścienia włóknistego krążka międzykręgowego jest unikatowym osiągnięciem prezentowanej monografii. Jest to pierwsze, całkowicie nowatorskie podejście do wyjaśnienia zjawisk deformacji i towarzyszącemu jej reorganizacji struktury krążka międzykręgowego w zakresie działania fizjologicznego, jak również w wyjaśnieniu procesów degradacji tej struktury.

Ze względów utylitarnych, rozważanym problemem dotyczącym działania krążka międzykręgowego, była analiza zmian, do których dochodzi w jego strukturze wraz z wprowadzeniem implantów kręgosłupowych. Nowoczesne narzędzia lecznicze, pomimo wielu korzyści, jakie dają w przypadkach utraty stateczności kolumny kręgosłupa, niosą ze sobą wiele negatywnych zjawisk, prowadzących nawet do wtórnej destabi-

lizacji kręgosłupa. Analizując wpływ implantów, które są mało podatnymi w konstrukcji na zmiany zachodzące w obszarach bezpośrednio sąsiadujących z miejscem wprowadzenia implantu, można określić następujące istotne osiągnięcia badawcze:

- Badania podstawowej struktury nośnej odcinka kręgosłupa wykazały, że wprowadzenie nieciągłości odkształceń w postaci implantu, w miejsce uszkodzonego krążka międzykręgowego, prowadzi do zmiany charakteru odkształceń sąsiednich segmentów, a tym samym może być główną przyczyną w powstawania w krótkim czasie słabych ogniw rekonstruowanego odcinka.
- W fazie osiowego ściskania wprowadzenie implantu międzytrzonowego, nie wpływa w istotny sposób na zmiany w rozkładzie ciśnienia krążków międzykręgowych powyżej i poniżej usztywnienia. W trakcie działania momentów gnących natomiast usztywnienie jednego z ogniw kinematycznych kręgosłupa prowadzi do wzrostu odkształceń struktury krążka międzykręgowego, manifestującego się wzrostem ciśnienia wewnątrzdiskowego.
- Długotrwałe utrzymywanie się stanu przeciążenia, w segmentach sąsiadujących z usztywnieniem, prowadzi do zaburzenia w strukturze pierścienia włóknistego oraz degradacji jądra miażdżystego, zwłaszcza jego uwodnienia, co radykalnie zmienia rozkład ciśnienia i system przenoszenia obciążeń przez kręgosłup.
- Usztywnienie międzytrzonowe prowadzi do nieciągłości rozkładu ciśnienia wewnątrzdiskowego i wpływa na nieciągłości odkształceń całego kręgosłupa, jednak nie stwarza podstaw do jednoznacznego stwierdzenia, iż jedynie stosowanie sztucznych krążków międzykręgowych, o wielu stopniach swobody, stanowić będzie alternatywę dla sztywnych stabilizacji i zmniejszy ryzyko negatywnych zmian w nieciągłości odkształceń odcinka kręgosłupa.

Do twórczych aspektów przedstawionej pracy należy:

- Opracowanie metodologii złożonych badań doświadczalnych kręgosłupa w globalnym i lokalnym układzie obciążeń oraz w skali mikroskopowej.
- Określenie roli podparcia tylnej kolumny kręgosłupa na wyrostkach stawowych w systemie przenoszenia obciążeń i ich wpływu na generowanie nieciągłości odkształceń oraz powstawania przeciążeń krążków międzykręgowych.
- Opisanie na poziomie mikroskopowym strukturalnej odpowiedzi, anizotropowej struktury pierścienia włóknistego, na wymuszoną deformację w obszarze pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego oraz zespołu kolejnych, połączonych ze sobą blaszek.
- Wyznaczenie na drodze analizy doświadczalnej i symulacji numerycznych wybranych właściwości mechanicznych pierścienia włóknistego, w tym charakterystyki sztywności pierścienia oraz kierunkowych modułów sprężystości.
- Określenie wpływu wprowadzeniu implantów na zaburzenia ciągłości odkształceń w ogniwach sąsiadujących z miejscem usztywnienia.

Bibliografia

- [1] Acaroglu E.R., Iatridis J.C., Setton L.A., Foster R.J., Mow V.C., Weidenbaum M., *Degeneration and aging affect the tensile behavior of human lumbar anulus fibrosus*. Spine 1995; 20: 2690–2701.
- [2] Adams M., Bogduk N., Burton K., Dolan P., *The Biomechanics of Back Pain*. Churchill Livingstone, London, 1st edition 2002.
- [3] Adams M., Bogduk N., Burton K., Dolan P., *The Biomechanics of Back Pain*, Churchill Livingstone, 2nd edition, 2006.
- [4] Adams M.A., Freeman B.J.C., Morrison H.P., Nelson I.W., Dolan P., *Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration*, Spine 2000; 23(13): 1625–1636.
- [5] Adams M.A., Hutton W.C., *The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces*, J Bone Joint Surg Br. 1980; 62(3): 358–62.
- [6] Adams M.A., Hutton W.C., *The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc*, J. Bone Joint Surg. Br. 1983; 65(2): 199–203.
- [7] Adams M.A., McNally D.S., Dolan P., *'Stress' distribution inside intervertebral discs*, The effect of age and degeneration, JBJS, 1996; 78-B(6): 965–972.
- [8] Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C., *The stages of disc degeneration as revealed by discograms*, J. Bone Joint Surg. Br. 1986; 68(1): 36–41.
- [9] Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C., *Diurnal variations in the stresses on the lumbar Spine* Spine 1987; 12: 130–137.
- [10] Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C., Porter R.W., *Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance*, J Bone Joint Surg Br. 1990 Mar; 72(2): 266–270
- [11] Adams M.A., Green T.P., *Tensile properties of the annulus fibrosis. I. The contribution of fibre-matrix interactions to tensile stiffness and strength*. Eur. Spine J. 1993; 2: 203–208.
- [12] Akamaru T., Kawahara N., Tim Yoon S., Minamide A., Su Kim K., Tomita K., Hutton W.C., *Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments: a biomechanical analysis*. Spine 2003; 28(14): 1560–1566.
- [13] Alini M., Eisenstein S.M., Ito K., Little C., Kettler A.A., Masuda K., Melrose J., Ralphs J., Stokes I., Wilke H.J., *Are animal models useful for studying human disc disorders/degeneration?*, Eur. Spine J. 2008; 17(1): 2–19.
- [14] Baba H., Furusawa N., Imura S., Kawahara N., Tsuchiya H., Tomita K., *Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myeloradiculopathy*. Spine 1993; 18(15): 2167–2173.
- [15] Bailey R.W., Badgley C.E., *Stabilization of cervical spine by interior fusion*. J. Bone Joint Surg. (Am) 1960; 42: 565–569.
- [16] Bernick S., Walker J.M., Paule W.J., *Age changes to the anulus fibrosus in human intervertebral discs*. Spine 1991; 16(5): 520–524.
- [17] Bertagnoli R., Schönmayr R., *Surgical and clinical results with the PDN® prosthetic disc-nucleus device*. Eur. Spine J., 2002; 11(Suppl. 2): 143–148.

- [18] Będziński R., *Biomechanika inżynierska, Zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.
- [19] Będziński R., *Budowa modeli fizycznych elementów kręgosłupa lędźwiowego*. Prace naukowe IKiEM Politechniki Wrocławskiej Nr 58, Seria: Monografie Nr 13, Wrocław, 1989.
- [20] Będziński R., Pezowicz C., *Biomechanika odcinka szyjnego kręgosłupa*, Postępy Rehabilitacji, 2004; 18(1): 47–53.
- [21] Będziński R., Pezowicz C., Szust A., *Biomechanika kręgosłupa*. [W:] *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*. Pod red. Macieja Nałęcza. T. 5. *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*. Red. Romuald Będziński [i in.]. Warszawa, 113–158, 2004.
- [22] Będziński R., Wall A., *Wybrane zagadnienia biomechaniki kręgosłupa w aspekcie stabilizacji, Uniwersalny system korekcyjno-stabilizujący DERO do operacyjnego leczenia kręgosłupa*, LfC, Zielona Góra, 1995.
- [23] Boczkowska A., Kapuściński J., Lindemann Z., Witemberg-Perzyk D., Wojciechowski S., *Kompozyty*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2003.
- [24] Bohlman H.H., Emery S.E., Goodfellow D.B., Jones P.K., *Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long-term follow-up of one hundred and twenty-two patients*. J. Bone Joint Surg. Am., 1993; 75(9): 1298–307.
- [25] Bogduk N., *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*, 1997, Churchill Livingstone, New York.
- [26] Boos N., Weissbach S., Rohrbach H., Weiler C., Spratt K.F., Nerlich A.G., *Classification of age-related changes in lumbar intervertebral discs: 2002 Volvo Award in basic science*. Spine 2002; 27: 2631–2644.
- [27] Botsford D.J., Esses S.I., Ogilvie-Harris D.J., *In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology*, Spine 1994; 19(8): 935–940.
- [28] Brinckmann P., *Injury of the annulus fibrosus and disc protrusions. An in vitro investigation on human lumbar discs*, Spine 1986; 11(2): 149–153.
- [29] Broberg K.B., *Slow deformation of intervertebral discs*, J. Biomech., 1993; 26(4–5): 501–512.
- [30] Broom N.D., *Further insights into the structural principles governing the function of articular cartilage*. J. Anat., 1984; 139, 275–294.
- [31] Broom N.D., *The collagenous architecture of articular cartilage – a synthesis of ultrastructure and mechanical function*. J. Rheumatol., 1986; 13, 142–152.
- [32] Bruehlmann S.B., Hulme P.A., Duncan N.A., *In situ intercellular mechanics of the bovine outer annulus fibrosus subjected to biaxial strains*. J. Biomech. 2004; 37, 223–231.
- [33] Buckwalter J.A., Cooper R.R., Maynard J.A., *Elastic fibres in human intervertebral discs*. J. Bone Joint Surg., 1976; 58-A: 73–76.
- [34] Caspar W., *A new plate and instrumentation for stabilization of unstable fractures and fracture dislocations of the cervical Spine Traumatology of the spinal column*. Proceedins of the First Viennese Workshop of Traumatology of the Spinal Column, International College of Surgeons, Austrian Section, October 3–6. Vessel in Vienna Informatica, 1983: 232–236.
- [35] Cassidy J.J., Hiltner A., Baer E., *Hierarchical structure of the intervertebral disc*. Connective Tissue Res. 1989; 23: 75–88.
- [36] Cassidy J.J., Hiltner A., Baer E., *The response of the hierarchical structure of the intervertebral disc to uniaxial compression*, J. Mat. Sci.: Mater. Med., 1990; 1: 69–80.
- [37] Cassidy J.J., Silverstein M.S., Hiltner A., Baer E., *A water transport model for the creep response of the intervertebral disc*, J. Mat. Sci.: Mater. Med., 1990; 1: 81–89.
- [38] Chow D.H., Luk K.D., Evans J.H., Leong J.C., *Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments*. Spine 1996; 21(5): 549–55.

- [39] Cloward R.W., *The treatment of ruptured discs by vertebral body fusion*. J. Neurosurg., 1953; 10: 154–167.
- [40] Costi J.J., Hearn T.C., Fazzalari N.L., *The effect of hydration on the stiffness of intervertebral discs in an ovine model*, Clin. Biomech., 2002; 17(6): 446–455.
- [41] Cripton P.A., Dumas G.A., Nolte L.P., *A minimally disruptive technique for measuring intervertebral disc pressure in vitro: application to the cervical Spine*, J. Biomech., 2001; 34: 545–549.
- [42] Cripton P.A., Dumas G.A., Nolte L.P., *A novel technique for measuring in vitro pressure in cervical intervertebral disc*. North American Congress on Biomechanics, 1998.
- [43] Cunningham B.W., Polly D.W. Jr., *The use of interbody cage devices for spinal deformity: a biomechanical perspective*. Clin. Orthop. Relat. Res. 2002; 394: 73–83.
- [44] Cunningham B.W., Lowery G.L., Serhan H.A., Dmitriev A.E., Orbegoso C.M., McAfee P.C., Fraser R.D., Ross R.E., Kulkarni S.S., *Total disc replacement arthroplasty using the AcroFlex lumbar disc: a non-human primate model*. Eur. Spine J., 2002; 11 (Suppl. 2): S115–S123
- [45] Cunningham B.W., Kotani Y., McNulty P.S., Cappuccino A., McAfee P.C., *The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis*. Spine 1997; 22(22): 2655–2663.
- [46] De Puky P., *The physiological oscillation of the length of the body*, Acta Orthop. Scand., 1935; 6: 338–347
- [47] Dhillon N., Bass E.C., Lotz J.C., *Effect of frozen storage on the creep behavior of human intervertebral discs*, Spine 2001; 26(8): 883–998.
- [48] Dunlop R.B., Adams M.A., Hutton W.C., *Disc space narrowing and the lumbar facet joints*, J. Bone Joint Surg. Br., 1984; 66(5): 706–710.
- [49] Duncan N.A., Ahmed A.M., *The role of axial rotation in the etiology of unilateral disc prolapse. An experimental and finite-element analysis*. Spine, 1991, 16(9): 1089–1098.
- [50] Dziewońska A., Kędzior K., Piechna J., Zagrajek T., *Poszukiwanie alternatywnych propozycji budowy implantu dysku międzykręgowego*, Acta Bioeng. Biomech., 2003; 5: 48–55.
- [51] Ebara S., Iatridis J.C., Setton L.A., Foster R.J., Mow V.C., Weidenbaum M., *Tensile properties of nondegenerate human annulus fibrosis*. Spine 1996; 21: 452–461.
- [52] Eck J.C., Humphreys S.C., Lim T.H., Jeong S.T., Kim J.G., Hodges S.D., An H.S., *Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion*, Spine 2002; 27(22): 2431–2434.
- [53] Edwards A.G., McNally D.S., Mulholland R.C., Goodship A.E., *The effects of posterior fixation on internal intervertebral disc mechanics*. J. Bone Joint Surg. Br., 1997; 79(1): 154–160.
- [54] Edwards W.T., Ordway N.R., Zheng Y., McCullen G., Han Z., Yuan H.A., *Peak stresses observed in the posterior lateral annulus*, Spine 2001; 26(16): 1753–1759.
- [55] Eijkelkamp M.F., van Donkelaar C.C., Veldhuizen A.G., van Horn J.R., Huyghe J.M., Verkerke G.J., *Requirements for an artificial intervertebral disc*. Int. J. Artif. Organs. 2001; 24(5): 311–321.
- [56] Eklund J.A., Corlett E.N., *Shrinkage as a measure of the effect of load on the Spine*, Spine 1984; 9(2): 189–194.
- [57] Elliott D.M., Setton L.A., *Anisotropic and inhomogeneous tensile behaviour of the human annulus fibrosus: experimental measurements and material model predictions*. J. Biomech. Eng., 2001; 123: 256–263.
- [58] Elliott D.M., Sarver J.J., *Young investigator award winner: validation of the mouse and rat disc as mechanical models of the human lumbar disc*, Spine 2004; 29(7): 713–722.
- [59] Eppell S.J., Smith B.N., Kohn H., Ballarini R., *Nano measurements with micro-devices: mechanical properties of hydrated collagen fibrils*, J. R. Soc. Interface, 2006; 3(6): 117–121.

- [60] Erkintalo M.O., Salminen J.J., Alanen A.M., Paaianen H.E., Kormano M.J., *Development of degenerative changes in the lumbar intervertebral disk: Results of a prospective MR imaging study in adolescents with and without low-back pain*. Radiology 1995; 196: 529–533.
- [61] Eyre D.R., Matsui Y., Wu J.J., *Collagen polymorphisms of the intervertebral disc*. Biochem. Soc. Trans., 2002; 30: 844–848.
- [62] Fagan M.J., Julian S., Siddall D.J., Mohsen A.M., *Patient-specific spine models. Part 1: Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc – a material sensitivity study*, Proc. Inst. Mech. Eng. [H]. 2002; 216(5): 299–314.
- [63] Frymoyer J.W., Hanley E., Howe J., Kuhlmann D., Matteri R., *Disc excision and spine fusion in the management of lumbar disc disease. A minimum ten-year followup*. Spine 1978; 3(1): 1–6.
- [64] Fujita Y., Duncan N.A., Lotz J.C., *Anisotropic shear behavior of the annulus fibrosus: Effect of harvest site and tissue prestrain*, Trans. Orthop. Res. Soc. 1996; 21: 271.
- [65] Fujita Y., Duncan N.E., Lotz J.C., *Radial tensile properties of the lumbar annulus fibrosis are site and degeneration dependent*. J. Orthop. Res., 1997; 15: 814–819.
- [66] Fuller D.A., Kirkpatrick J.S., Sanford E.E., Wilber R.G., Davy D.T., *A Kinematic Study of the Cervical Spine Before and After Segmental Arthrodesis*. Spine 1998; 23(15): 1649–1656.
- [67] Galante J.O., *Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus*. Acta Orthop. Scand. 1967; Suppl 100: 1–91.
- [68] Gentleman E., Lay A.N., Dickerson D.A., Nauman E.A., Livesay G.A., Dee K.C., *Mechanical characterization of collagen fibers and scaffolds for tissue engineering*, Biomaterials 2003; 24(21): 3805–3813.
- [69] Glinkowski W., Cizek B., *Wybrane zagadnienia morfologii i właściwości krążków międzykręgowych*, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, 2004; 6(2): 141–148.
- [70] Goel V.K., Clark C.R., McGowan D., Goyal S., *An in-vitro study of the kinematics of the normal, injured and stabilized cervical Spine*, J. Biomech., 1984; 17(5): 363–376.
- [71] Goel V.K., Monroe B.T., Gilbertson L.G., Brinckmann P., *Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads*, Spine 1995; 20(6): 689–698.
- [72] Goffin J., Van Loon J., Van Calenbergh F., Plets C., *Long-term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical Spine*, J. Spinal Disord., 1995; 8(6): 500–508.
- [73] Gore D.R., Sepic S.B., *Anterior cervical fusion for degenerated or protruded discs. A review of one hundred forty-six patients*. Spine 1984; 9(7): 667–71.
- [74] Green T.P., Adams M.A., Dolan P., *Tensile properties of the annulus fibrosis. II. Ultimate tensile strength and fatigue life*. Eur. Spine J., 1993; 2: 209–214.
- [75] Gruber H.E., Hanley E.N. Jr., *Observations on morphologic changes in the aging and degenerating human disc: secondary collagen alterations*, BMC Musculoskelet Disord., 2002; 3: 9.
- [76] Guerin H.A., Elliott D.M., *Degeneration affects the fiber reorientation of human annulus fibrosus under tensile load*, J. Biomech., 2006; 39(8): 1410–1418.
- [77] Gunzburg R., Parkinson R., Moore R., *A cadaveric study comparing discography, magnetic resonance imaging, histology and mechanical behaviour of the human lumbar disc*. Spine 1992; 17: 417–426.
- [78] Ha K.Y., Schendel M.J., Lewis J.L., Ogilvie J.W., *Effect of immobilization and configuration on lumbar adjacent-segment biomechanics*. J. Spinal Disord., 1993; 6(2): 99–105.
- [79] Harrington P.R., *Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation*, J. Bone Joint Surg. Am., 1962; 44-A: 591–610.

- [80] Harrington P.R., Tullos H.S., *Reduction of severe spondylolisthesis in children*. South Med. J. 1969; 62: 1–7.
- [81] Hasegawa K., Turner C.H., Chen J., Burr D.B., *Effect of disc lesion on microdamage accumulation in lumbar vertebrae under cyclic compression loading*, Clin. Orthop. Relat. Res., 1995; (311): 190–198.
- [82] Hilibrand A.S., Carlson G.D., Palumbo M.A., Jones P.K., Bohlman H.H., *Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis*. J. Bone Joint Surg. Am., 1999; 81(4): 519–528.
- [83] Hilibrand A.S., Rand N., *Degenerative lumbar stenosis: diagnosis and management*, J. Am. Acad. Orthop. Surg., 1999; 7(4): 239–249.
- [84] Hilibrand A.S., Robbins M., *Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion?* Spine J., 2004; 4(6 Suppl.): 190S–194S.
- [85] Hirsch C., Nachemson A., *New observations on the mechanical behavior of lumbar discs*, Acta Orthop. Scand., 1954; 23(4): 254–283.
- [86] Hirsch C., Schajowicz F., *Studies on structural changes in the lumbar annulus fibrosus*. Acta Orthop. Scand. 1953; 22: 184–231.
- [87] Holzapfel G.A., Schulze-Bauer C.A.J., Feigl G., Regitnig P., *Single lamellar mechanics of the human lumbar anulus fibrosus*, Biomechan. Model Mechanobiol., 2005; 3: 125–140.
- [88] Holzapfel G.A., Stadler M., *Role of facet curvature for accurate vertebral facet load analysis*. Eur. Spine J., 2006; 15(6): 849–856.
- [89] Hongo M., Gay R.E., Hsu J.T., Zhao K.D., Ilharreborde B., Berglund L.J., An K.N., *Effect of multiple freeze-thaw cycles on intervertebral dynamic motion characteristics in the porcine lumbar Spine* J. Biomech., 2008; 41(4): 916–920.
- [90] Huber G., Morlock M.M., Ito K., *Consistent hydration of intervertebral disc during in vitro testing*, Med. Engineering Physics, 2007; 29: 808–813.
- [91] Hukins D.W., Aspden R.M., Yarker Y.E., *Fibre reinforcement and mechanical stability in articular cartilage*, Eng. Med. 1984; 13(3): 153–156.
- [92] Iatridis J.C., Kumar S., Krishnan L., Rawlins B.A., Weidenbaum M., Mow V.C., *Shear mechanical behaviour of human lumbar annulus fibrosus and the effects of degeneration*, ASME Adv. Bioeng., 1996; 23: 149–150.
- [93] Iatridis J.C., MaClean J.J., Ryan D.A., *Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading*, J. Biomech., 2005; 38(3): 557–565.
- [94] Inoue H., Takeda T., *Three-dimensional observation of collagen framework of lumbar intervertebral discs*, Acta Orthop. Scand., 1975; 46(6): 949–956.
- [95] Inoue H., *Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs*. Spine 1981; 6(2): 139–146.
- [96] Iseda T., Goya T., Nakano S., Kodama T., Moriyama T., Wakisaka S., *Serial changes in signal intensities of the adjacent discs on T2-weighted sagittal images after surgical treatment of cervical spondylosis: anterior interbody fusion versus expansive laminoplasty*. Acta Neurochir. (Wien), 2001; 143(7): 707–710.
- [97] Ishihara H., Kanamori M., Kawaguchi Y., Nakamura H., Kimura T., *Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion*. Spine J. 2004; (6): 624–628.
- [98] Johannessen W., Vresilovic E.J., Wright A.C., Elliott D.M., *Intervertebral disc mechanics are restored following cyclic loading and unloaded recovery*, Ann. Biomed. Eng., 2004 Jan; 32(1): 70–76.
- [99] Johnson E.F., Chetty K., Moore I.M., Stewart A., Jones W., *The distribution and arrangement of elastic fibres in the intervertebral disc of the adult human*. J. Anat., 1982; 135: 301–309.
- [100] Johnson R.G., *Does discography injure normal discs? An analysis of repeat discograms*, Spine 1989; 14: 424–426.

- [101] Jutte P.C., Castelein R.M., *Complications of pedicle screw in lumbar and lumbosacral fusion in 105 consecutive primary operations*. Eur. Spine J., 2002; 11: 594–598.
- [102] Kahanovitz N., Arnoczky S.P., Sissons H.A., Steiner G.C., Schwarcz P., *The effect of discography on the canine intervertebral disc*, Spine 1986; 11: 26–27.
- [103] Keller T.S., Spengler D.M., Hansson T.H., *Mechanical behavior of the human lumbar Spine I. Creep analysis during static compressive loading*. J. Orthop. Res., 1987; 5(4): 467–478.
- [104] Kiwerski J., *Urazy kregoslupa odcinka szyjnego i ich następstwa*, PZWL, Warszawa, 1993.
- [105] Kjaer P., Leboeuf-Yde C., Sorensen J.S., Bendix T., Sorensen J.S. et al., *An epidemiologic study of MRI and low back pain in 13-year-old children*. Spine 2005; 30: 798–806.
- [106] Klein J.A., Hukins D.W., *Collagen fibre orientation in the annulus fibrosus of intervertebral disc during bending and torsion measured by x-ray diffraction*. Biochim. Biophys. Acta, 1982; 719(1): 98–101.
- [107] Koeller W., Funke F., Hartmann F., *Biomechanical behavior of human intervertebral discs subjected to long lasting axial loading*. Biorheology, 1984; 21(5): 675–686.
- [108] Koeller W., Meier W., Hartmann F., *Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression. A comparison of lumbar and thoracic discs*. Spine 1984; 9(7): 725–733.
- [109] Korge A., Nydegger Th., Polard J.L., Mayer H.M., Husson J.L., *A spiral implant as nucleus prosthesis in the lumbar Spine* Eur. Spine J., (2002) 11 (Suppl. 2): 149–153.
- [110] Lee C.K., *Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion*. Spine 1988; 8: 375–377.
- [111] Lee E.J., Hung Y.C., Lee M.Y., Yan J.J., Lee Y.T., Chang J.H., Chang G.L., Chung K.C., *Kinematics of cervical spine discectomy with and without bone grafting: quantitative evaluation of late fusion in a sheep model*. Neurosurgery, 1999; 44(1): 139–146.
- [112] Lee C.K., Kim Y.E., Lee C.S., Hong Y.M., Jung J.M., Goel V.K., *Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model*, Spine 2000; 25(19): 2431–2439.
- [113] Liu Y.K., Njus G., Buckwalter J., Wakano K., *Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading*, Spine 1983; 8(8): 857–865.
- [114] Lonstein J.E., Denis F., Perra J.H., Pinto M.R., Smith M.D., Winter R.B., *Complications associated with pedicle screws*. JBJS, 1999; 81: 1519–1528.
- [115] Lorenz M., Patwardhan A., Vanderby R. Jr., *Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments*, Spine 1983; 8(2): 122–130.
- [116] Luzhong Y., Elliott D.W., *A homogenization model of the annulus fibrosus*, J. Biomech., 2005; 38: 1674–1684.
- [117] Malko J.A., Hutton W.C., Fajman W.A., *An in vivo magnetic resonance imaging study of changes in the volume (and fluid content) of the lumbar intervertebral discs during a simulated diurnal load cycle*, Spine 1999; 24(10): 1015–1022.
- [118] Marchand F., Ahmed A.M., *Investigation of the laminate structure of lumbar disc annulus fibrosus*. Spine 1990; 15: 402–410.
- [119] Mayer H.M., Korge A., *Non-fusion technology in degenerative lumbar spinal disorders: facts, questions, challenges*. Eur. Spine J., 2002; 11 (Suppl. 2): 85–91.
- [120] McGrory B.J., Klassen R.A., *Arthrodesis of the cervical spine for fractures and dislocations in children and adolescents. A long-term follow-up study*. JBJS 1994; 76: 1606–1616.
- [121] McKinley T.O., McLain R.F., Yerby S.A., Sharkey N.A., Sarigul-Klijn N., Smith T.S., *Characteristics of pedicle screw loading*. Spine 1999; 24(1): 18–25.

- [122] McMillan D.W., McNally D.S., Garbutt G., Adams M.A., *Stress distribution inside intervertebral discs: the validity of experimental 'stress' profilometry*, Proc. Instn. Mech. Engrs., 1996; 210: 81–87.
- [123] McNally D.S., Adams M.A., *Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry*. Spine 1992; 17: 66–73.
- [124] McNally D.S., Adams M.A., Goodship A.E., *Development and validation of a new transducer for intradiscal pressure measurement*, J. Biomed. Eng. 1992; 14(6): 495–498.
- [125] Middleditch A., Oliver J., *Functional anatomy of the Spine* Elsevier, 2005.
- [126] Miller J.A., Haderspeck K.A., Schultz A.B., *Posterior element loads in lumbar motion segments*, Spine 1983; 8(3): 331–337.
- [127] Molz F.J., Partin J.I., Kirkpatrick J.S., *The acute effects of posterior fusion instrumentation on kinematics and intradiscal pressure of the human lumbar Spine* J. Spinal Disord. Tech. 2003; 16(2): 171–179.
- [128] Moon D.K., Woo S.L., Takakura Y., Gabriel M.T., Abramowitch S.D., *The effects of refreezing on the viscoelastic and tensile properties of ligaments*. J. Biomech. 2006; 39(6): 1153–1157.
- [129] Moore R.J., Vernon-Roberts B., Fraser R.D., Osti O.L., Schembri M., *The origin and fate of herniated lumbar intervertebral disc tissue*. Spine 1996; 21: 2149–2155.
- [130] Moroney S.P., Schultz A.B., Miller J.A., Andersson G.B., *Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments*, J. Biomech. 1988; 21(9): 769–779.
- [131] Mow V.C., Huiskes R., *Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology; Biomechanics of Spine*, Stokes I., Iatridis J., 529–562, Lippincott Williams&Wilkins, 2005.
- [132] Nachemson A.L., Morris J.M., *In vivo measurements of intradiscal pressure. Discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs*. JBJ Surg. Am., 1964; 46: 1077–1092.
- [133] Nachemson A.L., *The load on lumbar disks in different positions of the body*, Clin. Orthop. Relat. Res., 1966; 45: 107–122.
- [134] Nachemson A.L., *Disc pressure measurements*, Spine 1981; 6: 93–97.
- [135] Nachemson A.L., *Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material*, Acta Orthop. Scand. Suppl. 1960; 43: 1–104.
- [136] Natali A.N., Meroi E.A., *The mechanical behaviour of bony endplate and annulus in prolapsed disc configuration*, J. Biomed. Eng. 1993; 15(3): 235–139.
- [137] Noailly J., Lacroix D., Planell J.A., *The mechanical significance of the lumbar spine components – a finite element stress analysis*, Summer Bioengineering Conference, 2003.
- [138] Noailly J., Wilke H.J., Planell J.A., Lacroix D., *How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process*. J. Biomech., 2007; 40(11): 2414–2425.
- [139] Ogata K., Whiteside L.A., *1980 Volvo award winner in basic science. Nutritional pathways of the intervertebral disc. An experimental study using hydrogen washout technique*. Spine 1981; 6(3): 211–216.
- [140] Orozco-Delclos R., Llovet-Tapies J., *Osteosynthesis en les fractures de rachis cervical note de rechnical*. Rev. Ortop. Traum., 1970; 14: 285.
- [141] Panjabi M.M., Krag M., Summers D., Videman T., *Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens*, J. Orthop. Res. 1985; 3(3): 292–300.
- [142] Penta M., Sandhu A., Fraser R.D., *Magnetic resonance imaging assessment of disc degeneration 10 years after anterior lumbar interbody fusion*. Spine 1995; 20(6): 743–747.
- [143] Pezowicz C., *Numerical analysis of stiffness of cervical segment Spine* Acta Bioeng. Biomech., 2002; 4(1): 105–106.

- [144] Pezowicz C., Szotek S., *Numeryczne i doświadczalne modelowanie oddziaływania implantu w kręgosłupie człowieka*, VII Krajowa Konferencja Komputerowe Wspomaganie Badań Naukowych, 2001; 115–120.
- [145] Pezowicz C., *Analiza doświadczalna i numeryczna stabilizacji płytkowej kręgosłupa szyjnego człowieka*, Acta Bioeng. Biomech., 1999; 1: 361–364.
- [146] Pezowicz C., Szotek S., Filipiak J., Będziński R., Jarmundowicz W., Szarek W., *Influence of stabilization on the stiffness characteristic changing of cervical spine – Experimental investigation*. Russian Journal of Biomechanics, 2003; 7(3): 49–56.
- [147] Pezowicz C., Kaczmarek B., Będziński R., *Application of miniature pressure transducers in investigation of intradiscal pressure in cervical Spine*, Acta Bioeng Biomech., 2004; 6(2): 23–32.
- [148] Pezowicz C., Kaczmarek B., Będziński R., Szarek W., Jarmundowicz W., *Wpływ obciążenia ściskającego na zmiany ciśnienia wewnątrz krążków międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa – badania in vitro*. Neurol. Neurochir. Pol., 2004; 38 (4): 279–286.
- [149] Pezowicz C.A., Schechtman H., Robertson P.A., Broom N.D., *Mechanisms of annular failure resulting from excessive intradiscal pressure: a microstructural-micromechanical investigation*. Spine 2006; 31(25): 2891–2903.
- [150] Pezowicz C.A., Robertson P.A., Broom N.D., *Intralamellar relationships within the collagenous architecture of the annulus fibrosus imaged in its fully hydrated state*. J. Anat. 2005; 207(4): 299–312.
- [151] Pezowicz C.A., Robertson P.A., Broom N.D., *The structural basis of inter-lamellar cohesion in the intervertebral disc wall*, J Anat. 2006; 208: 317–330.
- [152] Pflaster D.S., Krag M.H., Johnson C.C., Haugh L.D., Pope M.H., *Effect of test environment on intervertebral disc hydration*, Spine 1997; 22(2): 133–139.
- [153] Pitzen T., Geisler F.H., Matthis D., Müller-Storz H., Pedersen K., Steudel W.I., *The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment*, Eur. Spine J., 2001; 10(1): 23–29.
- [154] Pospiech J., Stolke D., Wilke H.J., Claes L.E., *Intradiscal pressure recordings in the cervical Spine*, Neurosurgery, 1999; 44(2): 379–384.
- [155] Race A., Broom N.D., Robertson P., *Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc*, Spine 2000; 25(6): 266–269.
- [156] Rajasekaran S., Babu J.N., Arun R., Armstrong B.R., Shetty A.P., Murugan S., *ISSLS prize winner: A study of diffusion in human lumbar discs: a serial magnetic resonance imaging study documenting the influence of the endplate on diffusion in normal and degenerate discs*. Spine 2004; 29(23): 2654–2667.
- [157] Ranu H.S., *Measurement of pressures in the nucleus and within the annulus of the human spinal disc: due to extreme loading*, Proc. Inst. Mech. Eng., 1990; 204(3): 141–146.
- [158] Rao R.D., David K.S., Wang M., *Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages*. Spine 2005; 30(24): 2772–2776.
- [159] Rao A.A., Dumas G.A., *Influence of material properties on the mechanical behaviour of the L5-S1 intervertebral disc in compression: a nonlinear finite element study*. J. Biomed. Eng., 1991; 13(2): 139–151.
- [160] Reid J.E., Meakin J.R., Robins S.P., Skakle J.M., Hukins D.W., *Sheep lumbar intervertebral discs as models for human discs*. Clin. Biomech., 2002; 17(4): 312–314.
- [161] Robertson J.T., Papadopoulos S.M., Traynelis V.C., *Assessment of adjacent-segment disease in patients treated with cervical fusion or arthroplasty: a prospective 2-year study*. J. Neurosurg. Spine, 2005; 3(6): 417–423.

- [162] Robinson R.A., Smith G.W., *Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome*. Bull. John Hopkins Hosp., 1955; 96: 223–224.
- [163] Rohlmann A., Calisse J., Bergmann G., Weber U., *Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs*. Spine 1999; 24(12): 1192–1195.
- [164] Rohlmann A., Neller S., Claes L., Bergmann G., Wilke H.J., *Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar Spine*, Spine 2001; 26(24): E557–561.
- [165] Rohlmann A., Neller S., Bergmann G., Graichen F., Claes L., Wilke H.J., *Effect of internal fixator and a bone graft on intersegmental spine motion and intradiscal pressure in the adjacent regions*. Eur. Spine J., 2001; 10: 301–308.
- [166] Rohlmann A., Zander T., Schmidt H., Wilke H.J., Bergmann G., *Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method*, J. Biomech., 2006; 39(13): 2484–2490.
- [167] Rousseau M.A., Bradford D.S., Hadi T.M., Pedersen K.L., Lotz J.C., *The instant axis of rotation influences facet forces at L5/S1 during flexion/extension and lateral bending*, Eur. Spine J., 2006; 15(3): 299–307.
- [168] Schlegel J.D., Smith J.A., Schlensener R.L., *Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar and lumbosacral fusions*. Spine 1996; 21: 970–981.
- [169] Schmidt H., Heuer F., Simon U., Kettler A., Rohlmann A., Claes L., Wilke H.J., *Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus*, Clin. Biomech., 2006; 21(4): 337–344.
- [170] Schultz A.B., Ashton-Miller J.A., *Basic Orthopaedic Biomechanics; Biomechanics of the Human Spine*, Mow V.C., Hayes W.C. New York, 1991.
- [171] Sharma M., Langrana N.A., Rodriguez J., *Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability*, Spine 1995; 20(8): 887–900.
- [172] Shirazi-Adl A., Ahmed A.M., Shrivastava S.C., *A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments*. J. Biomech., 1986; 19(4): 331–350.
- [173] Shirazi-Adl A., Drouin G., *Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings*, J. Biomech., 1987; 20(6): 601–613.
- [174] Shirazi-Adl S.A., Shrivastava S.C., Ahmed A.M., *Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study*, Spine 1984; 9(2): 120–134.
- [175] Skaggs D.L., Weidenbaum M., Iatridis J.C., Ratcliffe A., Mow V.C., *Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar annulus fibrosus*. Spine 1994; 19: 1310–1319.
- [176] Skipor A.F., Miller J.A., Spencer D.A., Schultz A.B., *Stiffness properties and geometry of lumbar spine posterior elements*, J. Biomech., 1985; 18(11): 821–830.
- [177] Smeathers J.E., Joanes D.N., *Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens*. J. Biomech., 1988; 21(5): 425–433.
- [178] Smit T.H., *The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations*. Eur. Spine J., 2002, 11, 137–144.
- [179] Smith L.J. and Fazzalari N.L., *Regional variations in the density and arrangement of elastic fibres in the annulus fibrosus of the human lumbar disc*, J. Anat., 2006; 09: 359–367.
- [180] Steffen T., Baramki H.G., Rubin R., Antoniou J., Aebi M., *Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and posterolateral annular regions during asymmetrical loading*. Clin. Biomech., 1998; 13(7): 495–505.
- [181] Swanson K.E., Lindsey D.P., Hsu K.Y., Zucherman J.F., Yerby S.A., *The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures*. Spine 2003; 28(1): 26–32.

- [182] Szotek S., Będziński R., Pezowicz C., Sasiadek W., Szarek W., *Wpływ stabilizacji na zmianę zakresu ruchu w odcinku szyjnym kręgosłupa*, Acta Bioeng. Biomech., 2004; 6,S1: 224–227.
- [183] Szotek S., Pezowicz C., Będziński R., Szarek W., Jarmundowicz W., Turek T., Sasiadek M.: *Movement change of the human cervical spine after stabilisation*. Trans. FAMENA, 2005; 29(2): 9–16.
- [184] Szotek S., Pezowicz C., Będziński R., Szarek W., Jarmundowicz W., Turek T., *Change the movement of the human cervical spine after stabilisation*, 21st Symposium “Danubia-Adria” on Experimental Method in Solid Mechanics, 2004: 118–119.
- [185] Szotek S., Szust A., Pezowicz C., Majcher P., Będziński R., *Animal models in biomechanical spine investigations*, Bulletin of the Veterinary Institute in Pulawy, 2004; 48(2): 163–168.
- [186] Tanaka M., Nakahara S., Inoue H., *A pathologic study of discs in the elderly. Separation between the cartilaginous endplate and the vertebral body*. Spine 1993; 18: 1456–1462.
- [187] Tsuji H., Hirano N., Ohshima H., Ishihara H., Terahata N., Motoe T., *Structural variation of the anterior and posterior annulus fibrosis in the development of human lumbar intervertebral discs: a risk factor for intervertebral disc rupture*. Spine 1993; 18: 204–210.
- [188] Tyrrell A.R., Reilly T., Troup J.D., *Circadian variation in stature and the effects of spinal loading*. Spine 1985; 10(2): 161–164.
- [189] van der Rijt J.A., van der Werf K.O., Bennink M.L., Dijkstra P.J., Feijen J., *Micromechanical testing of individual collagen fibrils*, Macromol. Biosci., 2006; 6(9): 697–702.
- [190] Untch C., Liu Q., Hart R., *Segmental motion adjacent to an instrumented lumbar fusion: the effect of extension of fusion to the sacrum*. Spine 2004; 29(21): 2376–2381.
- [191] Urban J.P., Holm S., Maroudas A., Nachemson A., *Nutrition of the intervertebral disc: effect of fluid flow on solute transport*. Clin. Orthop. Relat. Res., 1982; 170: 296–302.
- [192] Urban J.P., McMullin J.F., *Swelling pressure of the lumbar intervertebral discs: influence of age, spinal level, composition, and degeneration*, Spine 1988; 13(2): 179–187.
- [193] Van Deursen D.L., Snijders C.J., van Dieën J.H., Kingma I., van Deursen L.L., *The effect of passive vertebral rotation on pressure in the nucleus pulposus*, J. Biomech., 2001; 34(3): 405–408.
- [194] Vernon-Roberts B., Fazzalari N.L., Manthey B.A., *Pathogenesis of tears of the annulus investigated by multiple-level transaxial analysis of the T12-L1 disc*. Spine 1997; 22: 2641–2646.
- [195] Wilke H.J., Wenger K., Claes L., *Testing criteria for spinal implants recommendations for standardization of in vitro stability testing of spinal implants*. Eur. Spine J., 1998; 7: 148–154.
- [196] White A.A., Panjabi M.M., *Clinical biomechanics of the Spine* 1990, Second ed., J.B. Lippincott Company, Philadelphia.
- [197] Whyne C.M., Hu S.S., Lotz J.C., *Parametric finite element analysis of vertebral bodies affected by tumors*, J. Biomech., 2001; 34(10): 1317–1324.
- [198] Williams J.L., Allen M.B. Jr., Harkess J.W., *Late results of cervical discectomy and interbody fusion: some factors influencing the results*. J. Bone Joint Surg. Am., 1968; 50(2): 277–286.
- [199] Wimmer C., Gluch H., Krismer M., Ogon M., Jesenko R., *AP-translation in the proximal disc adjacent to lumbar spine fusion. A retrospective comparison of mono- and polysegmental fusion in 120 patients*. Acta Orthop. Scand., 1997; 68(3): 269–272.
- [200] Wu H.C., Yao R.F., *Mechanical behavior of the human annulus fibrosus*, J. Biomech., 1976; 9(1): 1–7.
- [201] Wymysłowski P., Borkowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Zagrajek T., *Dobór kształtu protezy dysku w odcinku lędźwiowym kręgosłupa*, Acta Bioeng. Biomech., 2003; 5: 575–580.
- [202] Yang K.H., King A.I., *Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain*, Spine 1984; 9(6): 557–565.
- [203] Yasuma T., Makino E., Saito S., Inui M., *Histological development of intervertebral disc herniation*. J. Bone Joint Surg., 1986; 68-A: 1066–1072.

-
- [204] Yu J., Fairbank J.C., Roberts S., Urban J.P., *The elastic fiber network of the anulus fibrosus of the normal and scoliotic human intervertebral disc*. Spine 2005; 30(16): 1815–1820.
- [205] Yu J., Peter C., Roberts S., Urban J.P.G., *Elastic fibre organisation in the intervertebral discs of the bovine tail*. J. Anat., 2002; 201: 465–475.
- [206] Zhou S.H., McCarthy I.D., McGregor A.H., Coombs R.R., Hughes S.P., *Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae-analysis of data from digitised CT images*, Eur. Spine J., 2000; 9(3): 242–248.
- [207] www.pmctransducers.com/tranducers.html.
- [208] www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article1012.html.
- [209] www.sofamordanek.com/spineline/ACDF.pdf.

Spis treści

1. Wprowadzenie	5
2. Wybrane zagadnienia anatomii i biomechaniki kręgosłupa człowieka	7
2.1. Podstawy anatomii i fizjologii kręgosłupa	7
2.2. Charakterystyka kręgosłupa jako narządu ruchu	9
2.3. Systemy stabilizacji stosowane w urazach i uszkodzeniach kręgosłupa	10
3. Ocena stanu wiedzy z zakresu funkcjonowania i patomechaniki krążka międzykręgowego	13
3.1. Charakterystyka przenoszenia obciążeń przez połączenia stawowe kręgosłupa ..	13
3.2. Charakterystyka struktury nośnopodporowej kręgosłupa	16
3.3. Wpływ wprowadzenia implantów na zmiany w segmentach sąsiadujących	17
3.4. Krytyczna ocena stanu wiedzy z zakresu patomechaniki przeciążeń i stabilizacji kręgosłupa	20
4. Sformułowanie problemu badawczego	23
5. Analiza wpływu obciążeń zmiennych na zmiany ciśnienia wewnątrzdiskowego	27
5.1. Metodologia badań	28
5.2. Przebieg badań (wyniki)	32
5.2.1. Oddziaływanie obciążenia cyklicznego na zmiany ciśnienia wewnątrzdiskowego	33
5.2.2. Wpływ statycznego obciążenia ściskającego na zmiany zachodzące w segmencie ruchowym	35
5.2.3. Stan relaksacji a zmiany zachodzące w segmencie ruchowym	37
5.3. Ocena czynników wpływających na zmiany w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego	40
6. Analiza mikrobudowy i właściwości mechanicznych pierścienia włóknistego – badania mikroskopowe	51
6.1. Metodologia badań	52
6.2. Przebieg badań (wyniki)	55
6.2.1. Próba rozciągania pojedynczych blaszek pierścienia włóknistego – próbki obwodowe	56
6.2.2. Próba rozciągania zespołu blaszek pierścienia włóknistego – próbki promieniowe	60
6.3. Wpływ przestrzennej struktury połączeń kolagenowych pierścienia włóknistego na pracę i funkcje krążka międzykręgowego	64
6.4. Model pierścienia włóknistego jako warstwowej struktury ortotropowej	69

7. Wpływ wprowadzenia stabilizacji międzytrzonowej na zmiany w rejonie usztywnienia	79
7.1. Metodologia badań	80
7.2. Przebieg badań (wyniki)	84
7.2.1. Zmiany ciśnienia wewnątrzdyiskowego wywołanego obciążeniem ściskającym	84
7.2.2. Wpływ obciążenia zginającego na zmiany ciśnienia wewnątrzdyiskowego	88
7.3. Ocena zmian w układzie przenoszenia obciążeń w kolumnie kręgosłupa wywołana wprowadzeniem implantu	90
8. Podsumowanie osiągnięć pracy	97
Bibliografia	101





Kręgosłup człowieka to swoisty kościoskrzydło. Dzięki swej specyficznej budowie umożliwia przenoszenie zróżnicowanych obciążeń zmiennych inicjowanych w trakcie lokomocji i innych funkcji życiowych człowieka.

Najważniejszym elementem, dzięki któremu kręgosłup spełnia swe zadania, jest krążek międzykręgowy. Jednocześnie jest głównym źródłem zmian w statycznej i dynamicznej pracy kręgosłupa.

Skupiając się na szczególnej roli krążka międzykręgowego w układzie przenoszenia obciążeń w kręgosłupie, przeprowadzono badania doświadczalne oraz symulacje numeryczne wybranych właściwości mechanicznych i strukturalnych elementów kręgosłupa człowieka oraz identyfikację wybranych parametrów wpływających na jego pracę.

Określono m.in. rolę podparcia tylnej kolumny kręgosłupa na wyrostkach stawowych w systemie przenoszenia obciążeń i ich wpływu na generowanie nieciągłości odkształceń oraz powstawania przeciążeń krążków międzykręgowych. Opisano, na poziomie mikroskopowym, strukturalną odpowiedź anizotropowej struktury pierścienia włóknistego na wymuszoną deformację w obszarze pojedynczej blaszki pierścienia włóknistego oraz zespołu kolejnych, połączonych ze sobą blaszek. Przeanalizowano także wpływ wprowadzenia implantów na zaburzenia ciągłości odkształceń w ogniwach sąsiadujących z miejscem usztywnienia.



Wydawnictwa Politechniki Wrocławskiej
są do nabycia w księgarni „Tech”
plac Grunwaldzki 13, 50-377 Wrocław
budynek D-1 PWr., tel. 071 320 29 35
Prowadzimy sprzedaż wysyłkową

ISBN 978-83-7493-393-3