ZESZYTY NAUKOWE
POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ

P.3361/04

Antoni JOHN

IDENTYFIKACJA I ANALIZA PARAMETRÓW GEOMETRYCZNYCH I MECHANICZNYCH KOŚCI MIEDNICZNEJ CZŁOWIEKA

Gliwice 2004

POLITECHNIKA ŚLĄSKA
ZESZYTY NAUKOWE
Nr 1651

POLITECHNIKA ŚLĄSKA
BIBLIOTEKA GŁÓWNA
(1)
w Gliwicach

P. 3361/04

Antoni JOHN

IDENTYFIKACJA I ANALIZA PARAMETRÓW GEOMETRYCZNYCH I MECHANICZNYCH KOŚCI MIEDNICZNEJ CZŁOWIEKA

Gliwice 2004

Opiniodawcy

Prof. dr hab. inż. Stanisław MAZURKIEWICZ
Prof. dr hab. inż. Józef TELEGA

Kolegium redakcyjne

Redaktor naczelny – Prof. dr hab. inż. Andrzej BUCHACZ
Redaktor działu – Dr hab. inż. Ryszard NOWOSIELSKI
Prof. nzw. w Politechnice Śląskiej
Sekretarz redakcji – Mgr Elżbieta LEŚKO

Redakcja

Mgr Roma ŁOŚ

Redakcja techniczna

Alicja NOWACKA

Wydano za zgodą
Rektora Politechniki Śląskiej

PL ISSN 0434-0817

© Copyright by
Antoni JOHN
Gliwice 2004

SPIS TREŚCI

1. Wprowadzenie ... 7
2. Cel pracy ... 9
3. Przegląd stanu wiedzy z zakresu modelowania numerycznego kości miednicy człowieka ... 11
4. Podstawy biomechaniczne zagadnienia ... 15
   4.1. Staw biodrowy ... 15
   4.2. Miednica ... 15
   4.3. Biomechanika stawu biodrowego ... 17
   4.4. Układ mięśniowy ... 18
   4.5. Budowa tkanki kostnej ... 19
   4.6. Własności mechaniczne i fizyczne tkanki kostnej ... 22
5. Budowa modeli numerycznych kości miednicy człowieka ... 30
   5.1. Wprowadzenie ... 30
   5.2. Model powłokowy ... 32
   5.3. Model bryłowy, warstwowy tworzony manualnie ... 33
   5.4. Model warstwowy tworzony na podstawie danych z pomiarów współrzędnościowych i tomografii komputerowej ... 34
6. Modelowanie obciążenia kości miednicy ... 39
7. Warunki brzegowe w modelu numerycznym kości miednicy ... 46
8. Wyniki symulacji komputerowej ... 50
   8.1. Wpływ warunków brzegowych na rozkłady naprężeń i przemieszczeń w modelu powłokowym kości miednicy człowieka ... 50
   8.2. Hipotezy wytężeniowe w analizie numerycznej kości miednicy człowieka 52
   8.3. Rozkłady naprężeń i przemieszczeń w modelu bryłowym kości miednicy człowieka ... 56
   8.4. Model bryłowo-powłokowy kości miednicy ... 61
   8.5. Rozkłady naprężeń i przemieszczeń w modelu warstwowym kości miednicy człowieka ... 62
9. Wrażliwość modelu numerycznego na zmianę wartości stałych materiałowych .. 65
10. Weryfikacja doświadczalna modeli numerycznych ... 69
    10.1. Wprowadzenie ... 69

10.2. Metody doświadczalne ... 71
10.3. Metoda Elektronicznej Interferencji Obrazów Plamkowych ... 72
10.4. Pomiar przemieszczeń metodą elektronicznej interferencji obrazów plamkowych ... 73
10.5. Badanie własności mechanicznych struktur kostnych ... 76
10.5.1. Badanie własności mechanicznych tkanki gąbczastej ... 78
10.5.2. Badanie własności mechanicznych tkanki korowej ... 83
10.6. Analiza rozkładu gęstości i parametrów geometrycznych kości miednicznej ... 86
11. Identyfikacja stałych materiałowych kości miednicy człowieka ... 92
11.1. Sformułowanie zagadnienia ... 92
11.2. Zastosowanie algorytmu ewolucyjnego ... 93
11.3. Zastosowanie algorytmu ewolucyjnego i hiperpowierzchni ... 96
12. Opracowanie modelu miednicy człowieka uwzględniającego ortotropowe własności tkanki kostnej ... 101
13. Praktyczne wykorzystanie uzyskanych wyników ... 108
13.1. Opracowanie modeli numerycznych kości miednicznej po zabiegach chirurgicznych ... 108
13.2. Opracowanie wytycznych do przygotowania modelu numerycznego wspomagającego planowanie zabiegów operacyjnych ... 114
14. Podsumowanie ... 116
14.1. Ocena wyników pracy na tle badań literatury ... 116
14.2. Wnioski ... 118

Literatura ... 120
Streszczenia ... 136

CONTENTS

1. Introduction ... 7
2. The aim of work ... 9
3. Review of knowledge concerning numerical modeling of human pelvic bone ... 11
4. Biomechanical fundamentals ... 15
4.1. Pelvic joint ... 15
4.2. Pelvic bone ... 15
4.3. Biomechanics of pelvic joint ... 17
4.4. Muscle system ... 18
4.5. Bone tissue structure ... 19
4.6. The mechanical and physical properties of biological tissues ... 22
5. Numerical modeling of human pelvic bone ... 30
5.1. Introduction ... 30
5.2. Shell model ... 32
5.3. Layer solid model creating manually ... 33
5.4. 3-D layer model creating on the ground of the data from coordinating machine or CT ... 34
6. Modeling of pelvic bone load ... 39
7. Boundary conditions in numerical model of pelvic bone ... 46
8. Results of numerical simulations ... 50
8.1. The influence of boundary conditions on displacement and stress distributions in shell model of pelvic bone ... 50
8.2. Yield criteria in numerical analysis of human pelvic bone ... 52
8.3. The displacements and stress distribution in solid model of human pelvic bone ... 56
8.4. Results for solid-shell model of pelvic bone ... 61
8.5. The displacements and stress distribution in layer solid model of human pelvic bone ... 62
9. The sensitivity of numerical model on material coefficients ... 65
10. Experimental verification of numerical models ... 69
10.1. Introduction ... 69

10.2. Experimental methods ... 71
10.3. Electronic Speckle Pattern Interferometry Method ... 72
10.4. Measurement of displacement using ESPI ... 73
10.5. Testing of mechanical properties of bone tissue structure ... 76
10.5.1. Testing of mechanical properties of trabecular bone tissue ... 78
10.5.2. Testing of mechanical properties of cortical bone tissue ... 83
10.6 The experimental analysis of density distribution and geometrical parameters of human pelvic bone ... 86
11. The material coefficients identification of human pelvic bone ... 92
11.1. Introduction ... 92
11.2. Evolutionary algorithm application ... 93
11.3. Hipersurface and evolutionary algorithm application ... 96
12. The preparation of orthotropic model of human pelvic bone ... 101
13. The practical application of obtained results ... 108
13.1. The preparation of numerical model of pelvic bone after surgical intervention ... 108
13.2. Instruction for preparation the numerical model for computer aided planning of surgical interventions ... 114
14. Summaries ... 116
14.1. Evaluation of results versus literature knowledge ... 116
14.2. Conclusions ... 118

References ... 120
Abstracts ... 136

1. Wprowadzenie

Współczesna cywilizacja i postęp techniczno-naukowy wywierają coraz większy wpływ na nasze życie. Z jednej strony pomagają w utrzymaniu i przedłużeniu pełnej sprawności czy nawet życia ludzi, z drugiej zaś są przyczyną wielu chorób i uzależnień. Najnowsze osiągnięcia z dziedziny nauki i techniki mają coraz większe zastosowanie w medycynie. Istotnym elementem tego procesu jest wspomaganie zarówno diagnostyki klinicznej i laboratoryjnej, jak również wspomaganie procesu planowania zabiegów operacyjnych, co można zaobserwować w ostatnich latach w znaczących ośrodkach na całym świecie. Biomechanika jest nauką na pograniczu biologii, medycyny i mechaniki, która wykorzystuje osiągnięcia naukowe w praktyce klinicznej. W ostatnich latach obserwuje się intensywny rozwój tej dziedziny naukowej w powiązaniu z zastosowaniami praktycznymi (endoprotezy, stenty, płytki zespalające, urządzenia wspomagające rehabilitację i wiele innych). Prawidłowe zrozumienie funkcjonowania organizmu ludzkiego nie jest możliwe bez poznania anatomii, fizjologii i paru innych dziedzin medycyny. Jednocześnie zasady działania wielu organów i narządów oparte są na prawach mechaniki ogólnie rozumianej, w skład której wchodzą: teoria sprężystości, reologia, wytrzymałość materiałów, mechanika płynów, termodynamika, mechanika klasyczna z kinematyką, statyką, dynamiką i mikromechaniką. Znajomość praw mechaniki pozwala identyfikować stany patologiczne, określać ich przyczyny i przewidywać skutki. Powiązanie mechaniki z wiedzą medyczną może być pomocne zarówno w ocenie konkretnych przypadków klinicznych, jak i w planowaniu zabiegów w przypadku interwencji chirurgicznej. Szczególnie owocna współpraca mechaników i medyków uwidacznia się w zakresie stosowania endoprotez w układzie mięśniowo-szkieletowym człowieka. Powiązanie mechaniki, inżynierii materiałowej i medycyny jest tutaj szczególnie widoczne, a zarazem niezbędne.

Z punktu widzenia mechaniki organizm ludzki można traktować jako wysoko specjalizowaną maszynę, której poszczególne elementy można identyfikować w kategoriach mechanicznych. Na szczególną uwagę zasługuje układ lokomocyjny człowieka, gdzie interpretacja zjawisk fizycznych i stanów fizjologicznych (lub patologicznych) jest niemal intuicyjna. Jednym z najważniejszych elementów układu ruchowego człowieka jest staw biodrowy. Od jego prawidłowego funkcjonowania zależą w praktyce zdolności lokomocyjne człowieka. Elementy stawu biodrowego są podatne na zmiany zwyrodnieniowe, występujące w przypadku wielu schorzeń i to nie tylko w starszym wieku. Choroby reumatoidalne dotykają ludzi stosunkowo młodych, a choroba Pertesa występuje u dzieci. Ze względu na usytuowanie staw biodrowy jest narażony na urazy występujące w trakcie wypadków, głównie lokomocyjnych (zderzenia pojazdów, potrącenia przez samochód). Zachowanie prawidłowych relacji między anatomicznymi cechami kości miednicy a występującym w rejonie stawu biodrowego aparatem więzadłowo-mięśniowym decyduje o zdolnościach lokomocyjnych człowieka. Skomplikowana i nieregularna budowa geometryczna miednicy sprawia, że jest ona niezwykle wytrzymałą i prawdopodobnie optymalną, z punktu widzenia mechaniki (minimum masy, maksimum wytrzymałości), strukturą zdolną do przenoszenia bardzo dużych obciążeń, a jednocześnie odporną na znaczne przeciążenia, wynikające z oddziaływania sił mięśni działających w rejonie stawu biodrowego oraz sił masowych. Podstawowym zadaniem kości miednicy w oddziaływaniu z głową kości udowej jest przekazywanie obciążenia pochodzącego od górnych części ciała na kończyny dolne. Prawidłowa budowa panewki warunkuje poprawne ukształtowanie głowy kości udowej i na odwrót. Istnienie odchyleń w budowie anatomicznej stawu biodrowego, tzn. jego elementów kostnych lub układu mięśniowego sprzyja zaburzeniu rozwoju biodra oraz szybkiemu postępowaniu zmian zwyrodnieniowo – zniekształcających, np. choroba Pertesa czy zmiany dysplastyczne stawu biodrowego.

Staw biodrowy jest przestrzennym przegubem kulistym, w którym istotną rolę odgrywają aspekty trybologiczne i wytrzymałościowe. Ważnym, a jednocześnie mało zbadanym elementem stawu biodrowego jest kość miedniczna, zwana potocznie miednicą. Złożona geometria miednicy wiąże się ze złożoną strukturą. Talerz kości miednicznej jest typową konstrukcją warstwową (przekładkową), gdzie warstwa zewnętrzna ma dużo większą sztywność niż warstwa wewnętrzna (patrz rozdział 4). Warstwę zewnętrzną tworzy kość korowa o gęstości ok. 1,85 g/cm^3 i w miarę jednorodnej strukturze, natomiast warstwa wewnętrzna zbudowana jest z kości gąbczastej o gęstości ok. 0,9 g/cm^3 i niejednorodnej strukturze. Z punktu widzenia mechaniki jest to złożona konstrukcja przestrzenna poddana zmiennym, złożonym obciążeniom, z warunkami brzegowymi w przemieszczeniach (podpory) zależnymi od indywidualnych cech osobnika (np. stan zdrowia, wiek, środowisko, wykonywany zawód).

Próba naprawy uszkodzeń powstałych w obrębie stawu biodrowego wiąże się często z interwencją chirurgiczną, której efekty są uzależnione od prawidłowej oceny sytuacji (na podstawie danych rentgenograficznych i tomografii komputerowej), jak również przewidywanego (zaplanowanego) zakresu zabiegu.

Mimo wielu lat badań zagadnienia związane z miednicą nie doczekały się kompleksowych opracowań. Natomiast zagadnienia dotyczące kości udowej i doboru trzpienia endoprotezy mają w literaturze dość liczną reprezentację. Układ trzpień-kość udowa był i jest przedmiotem wielu badań. Rozkład naprężeń w części okołopanewkowej miednicy jest rzadko przedmiotem badań ze względu na jej skomplikowany kształt. Warto podkreślić, że najczęściej obluzowaniu ulega część panewkowa endoprotezy, a nie część udowa (trzpień). Należy przy tym pamiętać, że rozwiązania analityczne znane są tylko dla konstrukcji o regularnych kształtach, a nie dla dowolnych. Dopiero połączenie zaawansowanych technik komputerowych z nowoczesnymi badaniami doświadczalnymi (np. metoda ESPI) oraz wynikami badań uzyskanymi z tomografii komputerowej daje możliwość modelowania i rozwiązywania skomplikowanych zagadnień.

2. Cel pracy

Na podstawie przeprowadzonego w p. 3 niniejszej pracy przeglądu literatury z zakresu analizy numerycznej i doświadczalnej miednicy człowieka można stwierdzić, że dotychczas brak jest prac przedstawiających to zagadnienie kompleksowo. Mając powyższe na uwadze, autor niniejszego opracowania cele swojej pracy sformułował następująco:

1) identyfikacja parametrów geometrycznych (przestrzennych) miednicy człowieka; budowa modelu geometrycznego;
2) opracowanie metody analizy parametrów mechanicznych (wielkości wytrzymałościowych) kości miednicznej; budowa modelu numerycznego;
3) zaproponowanie warunków brzegowych w przemieszczeniach (podpór) i naprężeniach (sił);
4) opracowanie metodyki badań doświadczalnych w celu weryfikacji modelu numerycznego;
5) opracowanie metody identyfikacji parametrów materiałowych na podstawie badań doświadczalnych i metod komputerowych; zastosowanie algorytmu ewolucyjnego;
6) aplikacja uzyskanych wyników do wspomagania procesu planowania zabiegów operacyjnych w obrębie stawu biodrowego człowieka.

Ujmując zagadnienie syntetycznie, można powiedzieć, że celem niniejszej pracy było opracowanie metodyki badań komputerowych stanu naprężenia i odkształcenia w miednicy człowieka w aspekcie zmian wynikających z interwencji chirurgicznej. Punktem wyjścia do wyżej wymienionych rozważań było wyznaczenie stanu naprężenia i odkształcenia w stawie anatomicznie prawidłowym. Analiza odkształceń i naprężeń w obiektach o tak skomplikowanej geometrii jak miednica człowieka jest możliwa jedynie przy zastosowaniu metod komputerowych, w szczególności metody elementów skończonych.

Zasadniczym etapem podjętych badań było opracowanie modelu numerycznego istotnej części miednicy człowieka w rejonie stawu biodrowego. Poznanie charakteru i wartości przemieszczeń oraz naprężeń w kości miednicy w stanie anatomicznie prawidłowym oraz w stanach chorobowych daje podstawy do wyjaśnienia wielu zagadnień związanych z degeneracją stawu biodrowego. W dalszym etapie uzyskane wyniki powinny przyczynić się do zrozumienia biomechanicznych aspektów osteotomii korekcyjnej kości miednicy i kości udowej oraz alloplastyki stawu biodrowego. Pozwoli to na poprawienie procesu diagnozowania i dobór optymalnej techniki operacyjnej, zapewniającej skuteczność i trwałość zabiegu.

Poszczególne etapy pracy można przedstawić następująco:

1) opracowanie modelu numerycznego kości miednicy człowieka w stanach anatomicznie i fizjologicznie prawidłowych,
   - model powłokowy ze zmienną grubością i stałymi parametrami materiałowymi,
   - model bryłowy z uwzględnieniem struktury warstwowej tkanki kostnej, tworzony manualnie, na podstawie pomiaru preparatu na stanowisku badawczym,
   - model bryłowy z uwzględnieniem struktury warstwowej tkanki kostnej, budowany na podstawie pomiarów współrzędnościowych i danych z tomografii komputerowej;
2) sformułowanie warunków brzegowych w modelu numerycznym kości miednicy człowieka (współpracy z sąsiadującymi elementami anatomicznymi), a mianowicie przemieszczeniowych i naprężeniowych warunków brzegowych;
3) badanie stanu naprężenia i przemieszczeń w kości miednicy człowieka dla różnych założeń modelowych;
4) weryfikacja doświadczalna modeli numerycznych, a w szczególności opracowanie metody badań i przeprowadzenie pomiarów metodą elektronicznej interferencji

obrazów plamkowych (ESPI) oraz uwzględnienie badań własności mechanicznych (stałych materiałowych) tkanki kostnej prowadzonych z wykorzystaniem maszyn wytrzymałościowych;

5) opracowanie metody identyfikacji stałych materiałowych tkanki kostnej na podstawie pomiaru przemieszczeń metodą ESPI i wykorzystania algorytmów ewolucyjnych;
6) opracowanie modelu numerycznego kości miednicy człowieka uwzględniającego ortotropowe własności tkanki kostnej;
7) opracowanie modeli numerycznych kości miednicy człowieka po zabiegach chirurgicznych w przypadku modelu ze sztuczną panewką (3 rozmiary główki endoprotezy) oraz dla modelu z klinem kostnym po osteotomii Saltera;
8) opracowanie wytycznych do przygotowania modelu numerycznego wspomagającego planowanie zabiegów operacyjnych.

W rozdziale 4 pracy przedstawiono dodatkowo podstawy biomechaniczne zagadnienia, przyjmując, że pozwoli to lepiej zapoznać się z rozpatrywanym problemem.

W pracy wykorzystano również wyniki uzyskane w trakcie realizacji projektu badawczego „Komputerowe i doświadczalne modelowanie przeciążeń miednicy człowieka" finansowanego przez KBN, projekt nr 8T11F02618, którego kierownikiem był autor niniejszego opracowania oraz grantu habilitacyjnego autora (BW/RG-14/RMT-0/2003).

3. Przegląd stanu wiedzy z zakresu modelowania numerycznego miednicy człowieka

W literaturze krajowej i zagranicznej można znaleźć wiele publikacji dotyczących stawu biodrowego. Z punktu widzenia niniejszej pracy interesujące są pozycje związane z kością miedniczną, zarówno w aspekcie rozwiązań numerycznych i badań doświadczalnych stanu naprężenia, odkształcenia i pola przemieszczeń, jak i publikacje poświęcone badaniu współczynników materiałowych tkanki kostnej, czy też poszukiwaniu modeli konstytutywnych tkanek twardych w aspekcie ich zastosowania do rozwiązań numerycznych.

Staw biodrowy poddany jest biologicznie dość dużym obciążeniom. Z tego względu dość często ulega on uszkodzeniom mechanicznym. Nieprawidłowy rozkład obciążeń w stawie biodrowym, tj. istnienie odchyleń w budowie anatomicznej jego elementów kostnych lub układu mięśniowego, sprzyja zaburzeniu rozwoju biodra oraz szybkiemu postępowaniu zmian zwyrodnieniowo – zniekształcających, np. choroba Pertesa czy zmiany dysplastyczne stawu biodrowego. Nieprawidłowy dobór techniki operacyjnej może prowadzić do nawrotów choroby. Można tu przytoczyć prace Axera i innych [6,7], Arcta i innych [5], Bartkowiaka i Zwierzchowskiej [8], Baryluka i innych [9,10,11], Biry i innych [36,37], Bombelego [40], Cordeiro [60], Coltera [62], Craiga i innych [71], Goela i innych [129], Raba [241,242], a także wiele innych (np.[40,41,42,45,46,53,195,213,214,235,238,245,266,279-293]). Poznanie oraz zrozumienie procesów zachodzących w kości miednicznej w warunkach zmiennego obciążenia jest złożonym i dotychczas mało poznanym zagadnieniem. Analiza literatury wykazuje, że brak jest kompleksowego spojrzenia na tego typu zagadnienie oraz że prowadzone są nieliczne badania w tym kierunku. Wyniki prac są trudno porównywalne ze względu na duże różnice w przyjętych warunkach brzegowych oraz niejednolitość stosowanych uproszczeń. Przykładem mogą być prace Dalstry i Huiskesa [79], Huiskesa [143,145], Johna [154-161], Dąbrowskiej-Tkaczyk i Johna [102-106], Johna i Orantka [174-181], Johna i innych [169-171], Prendergasta [239], Bernakiewicza i innych [20,21], Będzińskiego i innych [28,30,32], Cartera i innych [56], Dąbrowskiej-Tkaczyk [89-91], Kreczki i innych [196], Oonishiego i innych [222], Zhenga i innych [295] czy też Goela i innych [129].

W praktyce nie do końca zostały przebadane związki między rodzajem, wartościami i rozkładem sił działających na staw biodrowy a czynnikami rządzącymi procesami przebudowy tkanki kostnej, warunkującymi osiągnięcie długoterminowego, zadowalającego rezultatu leczenia chirurgicznego. Ogólnie wiadomo, że rozkład odkształcenia i naprężenia pod wpływem fizjologicznych obciążeń jest bardzo skomplikowany i wciąż nie do końca wyjaśniony. Zaburzenie tego stanu, np. przez wprowadzenie wszczepu lub wykonanie osteotomii korekcyjnej, powoduje konieczność określenia wpływu konstrukcji implantu oraz zmian geometrycznych układu na charakter rozkładu i wartości odkształcenia i naprężenia w strukturach kostnych stawu biodrowego (Bergman i inni [16,18], Bernakiewicz i inni [21], Będziński [25,26], Brand [44], Carter i inni [56], Claramunt i Ros [59], Goel i inni [129], Himmelfarb [138], Huiskes [143,145], Iglic i Srakar [146], Jakubowicz i inni [148,149], Maquet [208], McNeice i inni [220], Oonishi i inni [222], Prendergast [238], Rab [242], Sochor i inni [261]).

Leczenie zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego stanowi jedno z najtrudniejszych zadań chirurga ortopedy. Szeroko stosowana na świecie metoda leczenia operacyjnego, polegająca na wszczepieniu całkowitego sztucznego stawu biodrowego (THA), obarczona jest stosunkowo dużym procentem powikłań. Alloplastyka stawu biodrowego bardzo często jest jedyną metodą zachowania fizjologicznych funkcji kończyny dolnej. Jest to zabieg polegający na zastąpieniu naturalnego stawu biodrowego sztucznym implantem (w celu poprawienia

fizjologicznych funkcji kończyny dolnej). Statystycznie rzecz biorąc, alloplastykę stawu biodrowego cechuje duży procent powikłań mających podłoże nie tylko kliniczne, ale również biomechaniczne. Niedostateczna znajomość biomechaniki układu, wynikająca przede wszystkim z niezachowania prawidłowych relacji mechanicznych współpracy implantu z kością, nieznajomość zachodzących po implantacji zjawisk fizycznych i ich skutków oraz mechanizmów nimi rządzących prowadzi w konsekwencji do utraty zespolenia implantu i kości. Z klinicznego punktu widzenia problemom jakości wykonania zabiegu oraz jego późniejszej efektywności poświęca się w literaturze wiele uwagi. Szczególnie interesujące są prace zawarte w tomach wydanych przez Ana i Draughna [2] oraz Kutza [200], a także prace Andriacchiego i innych [3], Baryluka i innych [9,11], Beletskiego i innych [13], Bergmana i innych [16,18], Bernakiewicza i innych [20,21,22], Będzińskiego [25,26,27], Będzińskiego i innych [24,28,32], Cartera i innych [55,56], Cheala i innych [58], Cowina [68], Ebramzadeha i innych [118], Hanka i innych [135], Mowa i Hayesa [213], Skalskiego i innych [257,258], Szavy i innych [265] (również wiele innych [46,60,74,76,81,111,1112,133,189,195,200,210, 218,226,235,238,239,242,248,285]).

W Zakładzie Wytrzymałości Materiałów w Instytucie Mechaniki i Podstaw Konstrukcji Maszyn Politechniki Śląskiej w Gliwicach od połowy lat 80. prowadzone były prace, pod kierunkiem prof. A. Jakubowicza (przy współudziale lekarzy - głównie doktora M.Baryluka ze Szpitala Miejskiego w Gliwicach [148,149]), mające na celu zbadanie stanu naprężenia i odkształcenia w kości miednicy pod kątem zabiegu osteotomii. Aktualnie podobne prace są kontynuowane w Katedrze Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki Politechniki Śląskiej. Mają one na celu wyznaczenie rozkładu naprężeń i przemieszczeń w kości miednicy prawidłowej anatomicznie pod wpływem typowych obciążeń statycznych i dynamicznych, jak również zbadanie zachowania się kości w przypadku zmian zwyrodnieniowych lub urazów mechanicznych pod wpływem obciążeń typowych i nietypowych (stany spastyczne, urazy mechaniczne, patrz prace Dąbrowskiej-Tkaczyk i Johna [104-106], Johna [154-161] oraz Johna i Orantka [174-181]).

Współczesne metody numeryczne w połączeniu z techniką komputerową umożliwiają przeprowadzenie pełnej analizy wytrzymałościowej struktur kostnych. Pomimo skomplikowanego rzeczywistego stanu obciążenia stawu biodrowego większość badań doświadczalnych wykorzystujących zaawansowane i skomplikowane techniki rejestracji i opracowywania pomiarów opiera się na uproszczonych modelach obciążenia stawu biodrowego, odbiegających często od stanu rzeczywistego. Wyniki badań publikowane w literaturze są trudno porównywalne, głównie ze względu na niejednolitość stosowanych warunków obciążenia oraz własności materiałowych i geometrycznych stosowanych próbek kości. Ponadto, badania prowadzone są w warunkach in vitro na preparatach sekcyjnych lub w warunkach modelowych. Istotnym problemem procesu przygotowania i prowadzenia eksperymentu jest zapewnienie odpowiednich identycznych warunków brzegowych i powtarzalności uzyskiwanych wyników (porównaj Będziński [26,27], Będziński i Tyndyk [34], Cowin [68], Knets [191], Kutz [200], Prendergast [239]).

Obecnie coraz częściej próbuje się uwzględniać w badaniach trójwymiarowy charakter oraz odpowiednie fazy obciążenia. Podjęto także próby analizy wpływu i charakteru oddziaływania odpowiednich grup mięśniowych w poszczególnych fazach poruszania się oraz budowy odpowiednich modeli obciążenia, niemniej jednak podstawowym problemem jest pomiar in vivo wartości, kierunków działania oraz stosunków ilościowych działania poszczególnych grup mięśniowych. Jedne z najlepszych modeli obciążenia stawu biodrowego można znaleźć w pracach Bergmanna [15], Bergmana i innych [17,18], Będzińskiego [26], Dudy i innych [115,116,117], Dąbrowskiej-Tkaczyk i Johna [103,105], Bombelego [40], Pauwelsa [288] czy Maqeta [208] (patrz również [79,92,158,220,228,234,252,290,291,295]).

Badania modelowe kości miednicy człowieka prowadzone były pod kątem oceny rozkładów naprężeń i odkształceń w strukturach kostnych w stanach fizjologicznych oraz po zabiegach chirurgicznych ([3,20,21,28,29,30,60,74,75,79,89-91,100,102-106,129,143,145,154-161,174-182,220,230,257,258,295]).

Odwzorowanie geometrycznych cech modelu wiąże się między innymi z wprowadzeniem warstwowej budowy kości. Dotychczas niewiele jest prac dotyczących miednicy człowieka, które uwzględniają warstwową strukturę kości (Burczyński, John i inni [48-50], Dąbrowska-Tkaczyk i John [104,106], Dalstra i Huiskes [79], Huiskes i inni [143], John [156,158-162], John i Kuś [166-168], John i Orantek [174-181], John i inni [169-173, 183,184], Piszczatowski i inni [230], Skalski i inni [257,258]). Modele numeryczne budowane na bazie metody elementów skończonych mają z reguły wiele uproszczeń dotyczących zarówno sposobu podparcia i obciążenia jak i własności fizycznych tkanki kostnej. Zazwyczaj analizuje się kość jako jednorodny, izotropowy ośrodek sprężysty. Na struktury kostne oddziałują siły ciężkości oraz napięcia aktonów mięśniowych. Modele obciążenia mogą symulować hipotetyczne obciążenia minimalne (gdy działa tylko siła ciężkości) lub maksymalne (gdy działają wszystkie aktony jednocześnie siłami o wartościach maksymalnych, wyznaczonych dla mięśni aktywnie pobudzonych). Tego typu modele obciążenia są przydatne do badania własności opracowanego modelu numerycznego ([25,28,30,32,89,92,100,102-106,154-162,177-182]). Stosowane są również modele obciążenia symulujące quasi-statyczną zmianę postawy ciała, np. pochylenia tułowia i inne, pozwalające na ocenę zmian rozkładów i wartości naprężeń i przemieszczeń w kolejnych położeniach statycznych. Wartości obciążenia w tych przypadkach otrzymuje się w wyniku rozwiązania wieloczłonowych modeli dyskretnych układu ruchu człowieka.

Dokładniejszym sposobem modelowania obciążenia kości miednicy w stanach fizjologicznych i patologicznych jest wprowadzenie charakterystyk tkanek miękkich, tj. modeli konstytutywnych mięśnia pobudzonego i niepobudzonego, ścięgien i więzadeł (Bergman i inni [17], Crownishield i Brand [73], Dąbrowska-Tkaczyk [84,86-88,93,95,99, 101], Dąbrowska-Tkaczyk i John [103,105], Dąbrowska-Tkaczyk i inni [107-109], Duda i inni [115,116], John [154-156,158,160], Yamaguchi i inni [291], Woo i inni [290], Zagrajek [293], Wittek i Kajzer [287], Winter [285],Winters [286], Seireg [252], Siemieński [255]). Z punktu widzenia biernych własności mechanicznych, tkanki miękkie charakteryzują się zróżnicowaną zdolnością do dużych nieliniowych deformacji oraz wykazują własności lepkosprężyste (Seireg [252], Woo i inni [290], Mazurkiewicz [209], Dąbrowska-Tkaczyk [84,86,87,93], Johnson i inni [185]). Ogólne trójwymiarowe zależności opisujące stan naprężenia i odkształcenia są formułowane na bazie teorii lepkosprężystości, z uwzględnieniem specyficznych funkcji w modelach nawiązujących do mikrostruktury tkanek. Wprowadzane są również koncepcje upraszczające opis matematyczny i procedury obliczeniowe, jak np. teoria quasi- liniowej lepkosprężystości lub teoria pseudosprężystości. Uwzględniana bywa również czasami porowatość, która pozwala lepiej opisać zjawiska na poziomie komórkowym.

Podsumowując aktualny stan wiedzy, można stwierdzić, że brak jest w literaturze zgodności co do modeli obciążenia stawu biodrowego w poszczególnych fazach aktywności ruchowej. Stwierdza się natomiast jednoznacznie, że ogólnie stosowane modele są zbyt uproszczone. Ponadto wszelkie badania związane z analizą układu kość-implant wymagają stosowania modeli przestrzennych. Brak jest natomiast zgodności co do określenia najbardziej odpowiedniej fazy ruchu oraz ilościowego i jakościowego udziału w niej poszczególnych grup mięśniowych.

Wielu badaczy zajmuje się opisem matematycznym tkanki kostnej (Carter i inni [57], Cowin [63,68], Cosmi i Di Mariano [61], Homminga i inni [141], Jemioło i Telega [151-153], Kabel i inni [186], Kowalczyk [193], Skalski i Sługocki [256], Tokarzewski i inni [275,276],

Yoon i inni [292], Zeng i inni [294]). Większość modeli wykazuje jednak pewne rozbieżności od stanu rzeczywistego spowodowane głównie uproszczeniami założeń oraz bazowaniem na współczynnikach określanych doświadczalnie w sposób uproszczony. Wyprowadzone równania konstytutywne tkanki kostnej opierają się z reguły na modelach materiałów sprężystych lub lepkosprężystych, co jest pewnym uproszczeniem. Ciekawe i zarazem obiecujące podejście stanowi wprowadzenie tensora struktury do opisu tkanki kostnej. Można się z nim spotkać między innymi w pracach Jemioły i Telegi [151,152], Homminga i innych [141], Cowina [63,68], Zenga i Cowina [294] czy opracowaniu Kutza [200].

Wiele prac dotyczy oceny doświadczalnej własności mechanicznych kości. Jednak wyniki badań trudno przyjąć za wiarygodne źródło danych, gdyż przeprowadzono je w różnych warunkach różnymi metodami, co utrudnia porównywanie wyników. Dotychczas nie dopracowano się jednoznacznej teorii oraz metodyki określania własności tkanki kostnej. Analiza literatury wykazuje, że prowadzonych jest wiele badań mających na celu określenie wpływu mikrostruktury tkanki kostnej na własności mechaniczne. Wiele uwagi poświęca się również badaniom własności mechanicznych i struktury kości, a także doświadczalnemu wyznaczaniu naprężeń i przemieszczeń. Tutaj można wyróżnić prace poświęcone zastosowaniu maszyn wytrzymałościowych i metod optycznych (Będziński i inni [22,23,27-34], Gawin i inni [121-125], John i Pilarski [183,184], Petrtyl i inni [229], Pilarski i inni [231-233], Stempniewicz i inni [262]), metod ultradźwiękowych (Bensamoun i inni [14], Bira i Synder [36,37], Druyts i Van der Perre [114], Hakulinen i inni [134], Ho Ba Tho [139], Kaczmarek i inni [187], Kubik i inni [198,199], Litniewski i inni [2050], Pakuła i inni [224,225], Trębacz i Gawda [277]), metod innych (Prendergast [238], Mazurkiewicz [209], Litak i inni [203,204], Holy i inni [140], Davy i inni [82], Carter i inni [54], Borejko i Dziak [41], Binkowski i inni [35], Zioupas i inni [297]) oraz prace zbiorcze i przeglądowe (An i Draughn [2], Będziński [26], Cowin [68], Fung [120], Knets [191], Kutz [200], Mow i Hayes [213], Nałęcz (red.) [218], Patrick i Mcintire [226], Mrozowski i Awrejcewicz [214]). Zrozumieniu i opisowi matematycznemu czynników rządzących procesami przebudowy tkanki kostnej poświęconych jest również wiele prac. Różne kryteria i różne metody analizy są prezentowane. Jako przykład można podać prace Cowina [64-70], Frosta [119], Gawin i Będzińskiego [124], Huiskesa i innych [142], Doblare'a i Garcii [113], Herta i innych [137], Jemioły i Telegi [153], Mullendera i innych [217], Pettemanna i innych [234], Prendergasta [239], Ruimermana i Huiskesa [248], Skalskiego i innych [258], Tabera [266].

Podjęto także próby wyznaczenia anizotropowych własności tkanki kostnej (Będziński i Gawin [29], Carter i inni [57], Cosmi i Di Marino [61], Cowin [63,68], Dalstra i inni [78], Fung [120], Goulet i inni [130], Jemioło i Telega [151-153], Kutz (ed.) [200], An i Draughn (ed.) [2], Mow i Hayes [213], Stempniewicz i inni [262], Trębacz i Gawda [277]) oraz modelowania numerycznego tego typu zagadnień (John i Kokot [163-165], Krzesiński i Zagrajek [197], Zagrajek [293], Telega i inni [267-270], Cowin [63,68], Doblare i Garcia [113]), ale nadal brak jest odpowiedniej ilości wiarygodnych danych dotyczących anizotropowych (czy też ortotropowych) stałych materiałowych. Dlatego też modelowanie numeryczne kości (szczególnie miednicy) jako ośrodka anizotropowego nie może być w pełni wykorzystane.

W literaturze można również spotkać prace poświęcone rozwiązywaniu złożonych zagadnień związanych ze stawem biodrowym. Oprócz zagadnień kontaktu i tarcia uwzględniane są również zjawiska adhezji i dyfuzji, a niekiedy również naprężeń wstępnych i inne (Carter [54], Rojek i Telega [246,247], Shillor i inni [253], Wierzcholski [284], Zeng i inni [294], Cowin i inni [65], Cowin [67], Daniel i inni [80,81], Czajkowski [75,76], Claramunt [59], Telega i Wojnar [273]). Nadal jednak wiele problemów jest nierozwiązanych i czeka na kompleksowe opracowanie.

4. Podstawy biomechaniczne zagadnienia

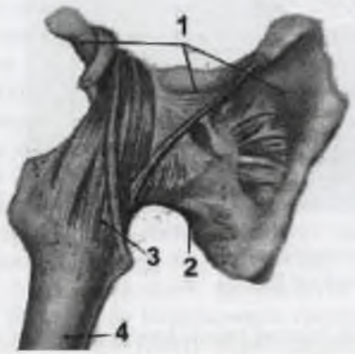
4.1. Staw biodrowy

Przedmiotem rozważań prowadzonych w niniejszej pracy jest kość miedniczna zwana potocznie miednicą, która jest ważnym elementem stawu biodrowego. W celu lepszego zobrazowania problemów, z którymi należy się zmierzyć, niezbędne wydaje się przedstawienie podstaw biomechanicznych, dotyczących miednicy i stawu biodrowego. Ujęcie zadania od strony anatomii i fizjologii (Abrahams [1], Będziński [26], Bober [38], Bochenek i Reicher [39], Borejko i Dziak [41], Borkowska [42], Gruca [133], Krämer [195], Michajlik i Ramotowski [210], Mrozowski i Awrejcewicz [214], Nałęcz [218], Piątkowski [235], Sinielnikow [254], Stevens i Lowe [263], Sylwanowicz [264], Wierusz-Kozłowska [282,283]) pozwala zachować odpowiedni dystans w trakcie tworzenia modelu numerycznego i symulacji komputerowej.

Staw biodrowy (*articulatio coxae*) łączy obręcz kończyny dolnej z kończyną dolną wolną. Składa się z panewki, będącej częścią miednicy i bliższego końca kości udowej (w skład której wchodzą: głowa, szyjka i okolica krętarzy). Staw biodrowy należy do stawów wielo-osiowych. Jednym z warunków zachowania stabilności stawu jest poprawne scentrowanie głowy kości udowej. Istnienie odchyleń w budowie biodra powoduje przeważnie zmianę warunków biomechanicznych i może prowadzić do ograniczenia ruchomości stawu, a w odległych wynikach do powstania wtórnych zmian zwyrodnieniowo-zniekształcających. Schemat stawu biodrowego oraz jego przekrój przedstawiają odpowiednio rysunki 4.1 i 4.2 (wg [1]).

4.2. Miednica

Miednica stanowi pierścień kostny, zbudowany z dwóch kości miedniczych, kości krzyżowej i guzicznej. Górną część miednicy określa się jako miednicę większą, dolną zaś jako miednicę mniejszą. W miednicy większej wyróżnia się trzy ściany: tylną – utworzoną przez kręgosłup lędźwiowy i boczne - utworzone przez talerze kości biodrowych. Tylną ścianę miednicy mniejszej tworzy kość krzyżowa i guziczna, ściany boczne – kości kulszowe i części kości biodrowych, przednią zaś – kości łonowe i spojenie łonowe. Przejście miednicy większej w mniejszą na poziomie kresy granicznej nazywa się otworem górnym miednicy.

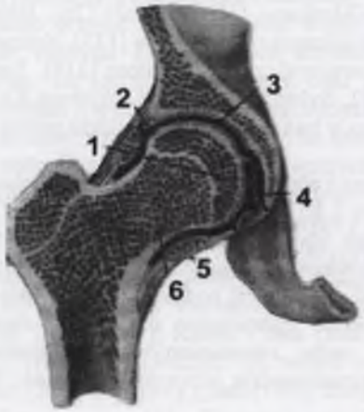


1. Kość miedniczna
2. Więzadło kulszowo-udowe
3. Więzadło biodrowo-udowe
4. Kość udowa

Rys. 4.1. Budowa stawu biodrowego [1]
Fig. 4.1. The scheme of pelvic joint [1]

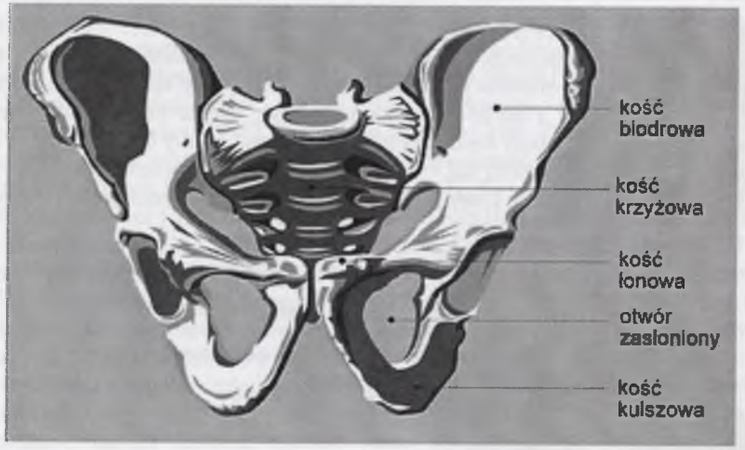
Otwór dolny miednicy ograniczony jest gałęziami kości kulszowych i łonowych, więzadłami krzyżowo – guzowymi i wierzchołkiem kości guzicznej.

Gałęzie przeciwległych kości kulszowych i ich przednie przedłużenia, gałęzie dolne przeciwległych kości łonowych zbiegają się z przodu w spojeniu łonowym, tworząc w całości tzw. łuk łonowy. Kąt zawarty między gałęziami dolnymi kości łonowych nosi nazwę kąta podłonowego i wykazuje dużą zmienność uzależnioną od płci. Miednica większa uzupełnia dolny odcinek jamy brzusznej. Właściwą jamę miednicy stanowi miednica mniejsza. Kości miednicy człowieka przedstawia rys. 4.3 ([1]).



1. Głowa kości udowej
2. Obrąbek panewkowy
3. Panewka
4. Więzadło głowy kości udowej
5. Włókna warstwy okrężnej
6. Szyjka kości udowej

Rys. 4.2. Przekrój stawu biodrowego [1]
Fig. 4.2. The cross section of pelvic joint [1]



Rys. 4.3. Kości miednicy człowieka [1]
Fig. 4.3. The human pelvic bone [1]

Panewka stawowa (*acetabulum*) położona jest na bocznej stronie każdej połowy miednicy i skierowana jest do przodu i bocznie. W jej skład wchodzą trzony trzech składowych kości: biodrowej, łonowej i kulszowej. Te trzy kości tworzące panewkę łączy chrząstka Y. Na brzegu panewki przymocowuje się chrzęstny *obrąbek panewkowy* (*labrum acetabulare*),

który znacznie ją pogłębia. Dzięki niemu panewka otacza głowę kości udowej poza jej równik. Ten włóknisty pierścień, trójkątny w przekroju poprzecznym, przylega z obu stron do wolnego brzegu panewki, obejmując ją dookoła. Jedynie w miejscu wcięcia panewki nie styka się z podłożem, przekracza wcięcie jako *więzadło poprzeczne panewki* (*ligamentum transversum acetabuli*) i w ten sposób przekształca je w otwór. Przez ten otwór przechodzi do dna panewki gałąź panewkowa tętnicy zasłonowej, unaczyniając tkankę tłuszczową i więzadło głowy kości udowej. Tylko odcinek obwodowy panewki, z wyjątkiem części położonej powyżej wcięcia, pokryty jest chrząstką. Przez wzgląd na półksiężycowaty kształt nosi nazwę *powierzchni półksiężycowej* (*facies lunata*). Stanowi ona właściwą powierzchnię stawową panewki. Odcinek środkowy, nie pokryty chrząstką, zagłębia się poniżej poziomu otaczającej go chrząstki jako *dół panewkowy* (*fossa acetabuli).* Dół panewki wypełniony jest skupieniem tkanki tłuszczowej, kosmykami maziowymi i więzadłem głowy kości udowej.

4.3. Biomechanika stawu biodrowego

Staw biodrowy odgrywa podstawową rolę w przenoszeniu obciążeń całego ciała na kończyny oraz w lokomocji. Uczestniczy w przekazywaniu obciążeń z kręgosłupa lędźwiowego, poprzez miednicę do kończyn dolnych. Z punktu widzenia biomechaniki uważany jest za dźwignię dwustronną nierównomierną z punktem podparcia w środku głowy, z krótszym ramieniem dźwigni siły mięśniowej oraz dłuższym ramieniem siły ciężaru ciała. Równowaga na dźwigni występuje, gdy momenty sił po obu stronach są równe. Staw ten jest parą kinematyczną o trzech stopniach swobody w płaszczyznach: czołowej, strzałkowej i poziomej, umożliwiającą ruch kulisty. Niepełne zamknięcie pary i wystąpienie dodatkowych stopni swobody określamy jako niestabilność stawu biodrowego. Wszystkie ruchy kończyny można rozpatrywać w odniesieniu do trzech płaszczyzn i określić je za pomocą tzw. kątów stawowych:

- w płaszczyźnie czołowej – odwodzenie i przywodzenie;
- w płaszczyźnie poziomej – obrót uda na zewnątrz i do wewnątrz;
- w płaszczyźnie strzałkowej - zgięcie i prostowanie.

Stan obciążenia całego układu kostnego stawu biodrowego wynika ze wzajemnego oddziaływania głowy kości udowej i panewki stawu biodrowego, napięć układu mięśniowego, masy ciała, przyśpieszenia i przyciągania ziemskiego. Obciążenia przenoszone przez staw biodrowy mogą wynosić u mężczyzn od czterokrotnej do siedmiokrotnej wartości masy ciała. U kobiet obciążenia te są mniejsze i mogą wynosić od 2,5-krotnej do 4-krotnej wartości masy ciała.

Istnieje wiele modeli obciążenia stawu biodrowego. Najbardziej znane to modele Pauwelsa [26,288], Maqueta [26,208], Bombelego [26,40], Huiskesa [2,79], Bergmanna [15,17,18], Dudy i innych [115-117] czy też Będzińskiego i innych [26]. Jednym z najczęściej stosowanych jest model Pauwelsa. W roku 1935 Pauwels w oparciu o wyniki badań Brauna i Fischera określił rozkład sił w stawie biodrowym w różnych fazach chodu. Wyniki jego prac do dnia dzisiejszego stanowią podstawę do analizy biomechanicznej kończyn dolnych. Teoretycznie wyniki prac Pauwelsa zostały później potwierdzone przez wielu autorów, m.in. przez Paula, który w latach 1965-1967 opracował trójwymiarową analizę biomechaniczną stawu biodrowego. Pomimo intensywnego rozwoju i doskonalenia technik rejestracji i analizy zjawisk biomechanicznych zachodzących w stawie biodrowym model Pauwelsa nadal stanowi podstawę do konstruowania endoprotez i planowania alloplastyk stawu biodrowego (porównaj Włodarski [288]). W poszczególnych fazach chodu zmienia się kierunek i wielkość wektora siły wypadkowej stawu biodrowego jak również położenie środka ciężkości ciała, który przemieszcza się w stronę przeciwną do obciążonej kończyny. Wypadkowa siła

pochodzi od zredukowanej masy ciała i siły mięśni odwodzących w stawie biodrowym, stabilizujących miednicę i równoważących masę ciała. Naprężenia, które powstają pod wpływem obciążeń w trzonie kości udowej, są częściowo pomniejszane przez pasmo dolne (biodrowo-piszczelowe) napinające mięśnie pośladkowy wielki i naprężacz powięzi szerokiej. W płaszczyźnie horyzontalnej Pauwels uwzględnił siłę mięśni rotujących udo. Wynikiem działania tych obciążeń są naprężenia: ściskające, rozciągające, tnące i skręcające występujące w kości udowej i panewce stawowej.

Bardziej szczegółowe omówienie biomechaniki stawu biodrowego, włącznie z animacjami dotyczącymi zmiany obciążenia i położenia poszczególnych mięśni w obrębie stawu biodrowego, można znaleźć w pracach Bergmanna [15], Bergmanna i innych [16-18] oraz Dudy i innych [115-117].

4.4. Układ mięśniowy

Układ mięśniowy stawu biodrowego składa się z ponad 30 grup mięśniowych. W jego skład wchodzą [1,39]:

- *mięsień biodrowo - lędźwiowy (iliopsoas),* składający się z mięśnia lędźwiowego większego i biodrowego, przy ustalonym udzie pochyla miednicę do przodu;
- *mięsień lędźwiowy większy (psoas major),* przyczep początkowy to trzony i wyrostki poprzeczne od 1 do 4 kręgu lędźwiowego, przyczep końcowy, krętarz mniejszy kości udowej, zgina i obraca na zewnątrz udo;
- *mięsień biodrowy (iliacus),* jest to wewnętrzna powierzchnia talerza biodrowego;
- *mięsień lędźwiowy mniejszy (psoas minor),* przyczep początkowy to trzon 12 kręgu piersiowego i 1 lędźwiowego, przyczep końcowy to powięź biodrowa i wyniosłość biodrowo - łonowa;
- *mięsień pośladkowy wielki (gluteus maximus),* przyczep początkowy to tylna część talerza biodrowego, kość krzyżowa, więzadło krzyżowo - guzowe, przyczep końcowy to guzowatość pośladkowa kości udowej, przegroda międzymięśniowa boczna, prostuje, odwodzi i obraca na zewnątrz udo w stawie biodrowym;
- *mięsień pośladkowy średni (gluteus medius),* przyczep początkowy to środkowa część zewnętrznej powierzchni talerza biodrowego, przyczep końcowy to krętarz większy kości udowej, odwodzi, obraca na zewnątrz udo, część przednia mięśnia obraca udo do wewnątrz;
- *mięsień pośladkowy mały (gluteus minimus),* przyczep początkowy to przednia część zewnętrznej powierzchni talerza biodrowego;
- *mięsień gruszkowaty (piriformis),* przyczep początkowy to powierzchnia miednicza kości krzyżowej, przyczep końcowy to przyśrodkowa powierzchnia krętarza większego, obraca udo na zewnątrz;
- *mięsień zasłaniacz wewnętrzny (obturatorius internus),* przyczep początkowy to powierzchnia wewnętrzna błony zasłonowej;
- *mięśnie bliźniacze (gemelli),* przyczep początkowy to kolec kulszowy, guz kulszowy;
- *mięsień czworoboczny uda (quadratus femoris),* przyczep początkowy to guz kulszowy, przyczep końcowy to krętarz większy i grzebień międzykrętarzowy;
- *mięsień zasłaniacz zewnętrzny (obturatorius externus),* przyczep początkowy to zewnętrzna powierzchnia błony zasłonowej, przyczep końcowy to dół krętarzowy, przyśrodkowa strona krętarza większego;
- *mięsień krawiecki (sartorius),* przyczep początkowy to kolec biodrowy przedni górny, przyczep końcowy to kość piszczelowa przyśrodkowo od guzowatości piszczeli, zgina, odwodzi i obraca na zewnątrz udo w stawie biodrowym;
- *mięsień czworogłowy uda (quadriceps femoris),* w skład którego wchodzą:

  a) *mięsień prosty uda (rectus femoris),* przyczep początkowy to kolec biodrowy przedni dolny, zgina udo;
  b) *mięsień obszerny boczny (vastus lateralis),* przyczep początkowy to kresa chropowa na kości udowej, przyczep końcowy to rzepka i za pośrednictwem więzadła właściwego rzepki do guzowatości kości piszczelowej, prostują staw kolanowy;
  c) *mięsień obszerny pośredni (vastus intermedius),* przyczep początkowy to przednia powierzchnia trzonu kości udowej;
  d) *mięsień obszerny przyśrodkowy (vastus medialis),* przyczep początkowy to kresa chropowa na kości udowej;
- *mięsień dwugłowy uda (biceps femoris),* w skład którego wchodzą dwie głowy:
  a) *głowa krótka*, przyczep początkowy to kresa chropowa kości udowej, przyczep końcowy to głowa strzałki, są silnymi zginaczami stawu kolanowego;
  b) *głowa długa*, przyczep początkowy to guz kulszowy, przyczepiając się do niego prostują również staw biodrowy;
- *mięsień półścięgnisty (semitendinosus),* przyczep początkowy to guz kulszowy, przyczep końcowy to kość piszczelowa poniżej guzowatości kości piszczelowej;
- *mięsień smukły (gracilis),* przyczep początkowy to dolna gałąź kości udowej, przyczep końcowy to przyśrodkowa powierzchnia piszczeli (gęsia stopa), przywodzi udo, zgina staw kolanowy;
- *mięsień grzebieniowy (pectineus),* przyczep początkowy to grzebień kości łonowej, przyczep końcowy to górna część kresy chropawej;
- *mięsień przywodziciel krótki (adductor brevis),* przyczep początkowy to przednia powierzchnia górnej gałęzi kości łonowej, przyczep końcowy to środkowa część kresy chropawej;
- *mięsień przywodziciel długi (adductor longus),* przyczep początkowy to kość łonowa poniżej guzka łonowego, przywodzą udo;
- *mięsień przywodziciel wielki (adductor magnus),* przyczep początkowy to dolna gałąź kości łonowej i kości kulszowej, przyczep końcowy to dolna część kresy chropawej, kłykieć przyśrodkowy kości udowej;
- *mięsień napinający powięź szeroką (tensor faciae latae)*;
- *mięsień półbłoniasty (semimembranous).*

Na staw biodrowy działają zarówno siły zewnętrzne, jak i wewnętrzne. Do sił zewnętrznych zaliczamy siły, z jakimi działają inne ciała na staw, przyciąganie ziemskie i reakcje podporowe. Natomiast siły wewnętrzne to siły pochodzące od mięśni wprawiających staw w ruch. Ocena tych sił jest trudna z powodu dużej ich ilości, określenia ich punktów przyłożenia w zależności od położenia połączonych za sobą elementów ciała. Masa ciała, siły mięśni działających na staw, przyśpieszenie i przyciąganie ziemskie powodują, że staw biodrowy przenosi zarówno obciążenia statyczne, jak i dynamiczne. Kąty i kierunki wektorów sił mięśni działających na staw biodrowy zależą od wykonywanych funkcji i fazy chodu. Wartość obciążeń występujących w stawie zmienia się wraz ze zmianą fazy chodu. W poszczególnych fazach chodu zmienia się położenie środka ciężkości, który przemieszcza się w kierunku nogi nieobciążonej. W rozważaniach dotyczących modelu obciążenia miednicy pod uwagę wzięto 23 aktony mięśniowe co bardziej szczegółowo omówiono w rozdziale 6. Widok mięśni w otoczeniu stawu biodrowego przedstawia rys. 4.4 (wg [1,264]).

4.5. Budowa tkanki kostnej

Podstawową tkanką, która będzie podlegała modelowaniu w ramach tworzenia modelu numerycznego, jest tkanka kostna. Tkanka kostna zbudowana jest z dwóch podstawowych składników:

Rys. 4.4. Mięśnie obręczy kończyny dolnej i mięśnie uda [1,264]
Fig. 4.4. The lower limb muscles and the thigh muscles [1,264]

- organicznego tzw. oseiny, nadającej kości elastyczność,
- mineralnego, głównie soli kwasu fosforowego i węglowego, hydroksyapatytu; fosforan wapnia i magnezu oraz węglan wapnia nadają kości odpowiednią twardość.

Wzajemny stosunek ilościowy i jakościowy oseiny i składnika mineralnego warunkuje właściwości mechaniczne kości. Kości u dzieci, bogate w składniki organiczne, są elastyczne i odporne na złamania. Kości u ludzi w wieku starszym są mało elastyczne i kruche ze względu na przewagę w nich składników mineralnych.

Na poziome makroskopowym kości tworzą dwie podstawowe tkanki:

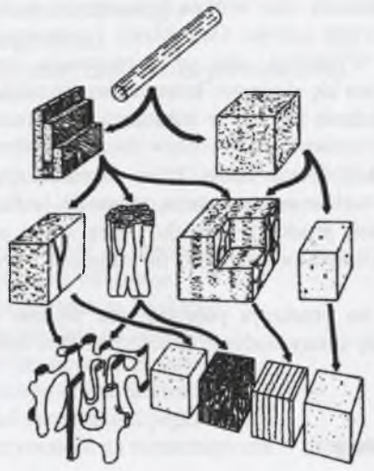
- zbitą, czyli korową (zewnętrzną),
- gąbczastą, czyli beleczkową (wewnętrzną).

Obie tkanki znacznie różnią się od siebie własnościami mechanicznymi i budową:

- tkanka korowa jest strukturą zbitą, zbudowaną z blaszek, osteonów i kanałów Haversa. Kanały te zawierają naczynia odżywcze, nerwy oraz tkankę łączną,
- struktura gąbczasta często nazywana jest beleczkową, ponieważ w szczególnym przypadku składa się z krótkich, różnie zorientowanych beleczek kostnych (może składać się również z blaszek). Dotychczas w wielu pracach przyjmowano, że ułożenie beleczek jest uzależnione od kierunku działania długotrwałych obciążeń; według Mayera, Culmana i Wolffa układają się one wzdłuż występujących naprężeń głównych, ponadto, przy zwiększonym obciążeniu rośnie gęstość tkanki kostnej. Aktualnie teorie te są negowane i udowadnia się, że stwierdzenia te są nieprawdziwe w przypadku obciążeń wielokrotnych (np. Cowin [69], Telega i Lekszycki [271]).

Tkanka kostna, jako struktura żyjąca, podlega ciągłemu procesowi wzrostu, umocnienia, osłabienia, mineralizacji, demineralizacji, sorpcji, resorpcji. Zjawiska te są nazywane przebudową i wiążą się z dopasowaniem struktury kości do panujących warunków zewnętrznych i wewnętrznych.

Bardziej szczegółowy opis tkanki kostnej wymaga przejścia do mikrostruktury, która ma charakter hierarchiczny. Takie podejście można znaleźć w opracowaniu Ana i Draughna [2], pracach Buechnera i Lakesa [47], Cowina [68,69,70], Keaveny'ego i innych [189], jak również Telegi i innych [267,269,270]. Schematycznie strukturę hierarchiczną przedstawia rys. 4.5 (za Keaveny'em i inni [189]).



1. Włókna kolagenowe (średnica włókna 0,1 μm)
2. Struktura płytkowa (grubość płytki 10 μm)
3. Pierwotna struktura warstwowa (grubość warstwy 500 μm)
4. Struktura gąbczasta (beleczkowa) Struktura zbita (korowa) (grubość warstwy >1000 μm)

Rys. 4.5. Hierarchiczna struktura kości [189]
Fig. 4.5. The hierarchical structure of the bone [189]

Kość składa się z substancji organicznej i nieorganicznej określanej nazwą macierzy kostnej, która zawiera 95 – 99% kolagenu w postaci włókien poprzecznie prążkowanych ułożonych w wiązki. Włókna te wiążą się z białkiem i mukoproteidami w jedną całość. Wiązki włókien kolagenowych w dojrzałych kościach układają się równolegle do kanałów Haversa, natomiast w niedojrzałych są ułożone nieregularnie. Kolagen kości różni się od kolagenu innych tkanek zdolnością resorbowania wapnia. Tę właściwość zawdzięcza on obecności kwaśnych mukopolisacharydów, które wiążą kationy. Mukopolisacharydy dostarczają kościom substancji kitowej, której konsystencja zależy od stopnia polimeryzacji.

Włókna kolagenowe mają szerokość kilku mikronów i są widoczne w zwykłym mikroskopie; składają się one z włókienek o szerokości kilkuset angstremów. Kolagen jest białkiem złożonym z glicyny, proliny, hydroksyproliny i hydroksylizyny. Te kwasy aminowe tworzą łańcuchy peptydowe. Drobina kolagenu jest syntezowana wewnątrzkomórkowo przez osteo- i chondroblasty. Polimeryzacja drobin prowadząca do włókienek zachodzi w przestrzeni pozakomórkowej. Synteza kolagenu dochodzi do skutku przy współudziale kortizonu, który działa jako inhibitor, oraz przy udziale witamin, zwłaszcza witaminy C.

W kości świeżo zwapniałej stosunek wapnia do fosforu Ca/P = 1; z biegiem czasu w dojrzałej kości stosunek ten rośnie do 1,7. Pierwszym produktem mineralizacji jest niestabilny drugorzędowy fosforan wapnia. Jego przemiana w trzeciorzędowy fosforan wapnia odbywa się zgodnie z chemicznymi zasadami. Przy przemianie trudno

rozpuszczalnego trójfosforanu wapnia powstaje rozpuszczalny, kwaśny fosforan, który dyfundując do przestrzeni pozakomórkowej, powoduje jej zakwaszenie. Przez odkładanie soli i jej uwodnienie powstaje hydroksyapatyt. Kryształy hydroksyapatytu są trudno rozpuszczalne i uchodzą za stabilną postać odłożonego wapnia. Prócz tego istnieje labilna, łatwo dysocjująca forma wapnia w postaci węglanów i cytrynianów.

Za tworzenie tkanki kostnej odpowiedzialne są osteoblasty, za resorpcję zaś osteoklasty. Fizjologicznie niszczenie tkanki kostnej odbywa się przez usuwanie za pośrednictwem komórek organicznych i nieorganicznych składników kości. Skład substancji podstawowej kości i jej budowa zależne są od procesów przemiany materii i wyposażenia w fermenty osteobastów, osteoklastów i osteocytów, które są komórkami bardzo ważnymi w układzie kostnym. Wytwarzają one substancję międzykomórkową oraz włókna kolagenowe w ilości zależnej od warunków, wieku i stanu czynnościowego ustroju. Osteoblasty i osteocyty są producentami fosfatazy alkalicznej i kwaśnej. Występują one przy tworzeniu kości. Odkładanie się substancji podstawowej kości odbywa się skokami, które uzewnętrzniają się występowaniem blaszek kostnych. Natomiast odkładanie się soli w substancji podstawowej odbywa się w sposób ciągły.

Niszczenie tkanki kostnej wiąże się z czynnością osteoklastów, które rozpuszczają jej organiczne i nieorganiczne składniki. Osteoklasty wykazują wzmożoną czynność fosfatazy kwaśnej, która bierze udział w rozpuszczaniu kości; produkty rozpadu wiążą się w estry fosforowe i przechodzą do krwi. Ogólna demineralizacja polega więc na zmianach fizyko-chemicznych, które są kierowane przez komórki.

W kości miednicy udział kości beleczkowej na przekroju poprzecznym wynosi 3/5, pozostały przypada na kość korową - po 1/5 z każdej strony. Jedynie w obszarze dołu talerza biodrowego nie występuje kość gąbczasta.

4.6. Własności mechaniczne i fizyczne tkanki kostnej

Wiedza związana ze znajomością własności mechanicznych i strukturalnych tkanek miękkich oraz kostnych jest podstawowym warunkiem wstępnym dla teoretycznych i numerycznych analiz fizjologicznych funkcji ciała.

Uszkodzenia narządów w wielu przypadkach zależą od własności materiałów; zarówno kości, jak i tkanek miękkich. Dotyczy to urazów i zmian chorobotwórczych wynikających z patologii. Przeważnie badania własności omawianych struktur przeprowadza się na małych próbkach wypreparowanych z kości lub całych więzadłach, ścięgnach itp. Badania na próbkach odbywają się w ściśle określonych warunkach obciążeń, gdy są znane kierunki i wartości naprężeń oraz odkształceń. Ogólnie, w badaniach własności materiałów tkanek określa się je podczas rozciągania, ściskania, zginania oraz skręcania. Zaznaczyć należy miejsce pobrania, czy była to tkanka świeża, balsamowana czy suszona, opis dawcy (wiek, waga, płeć itp.) oraz warunki realizacji pomiaru (porównaj Będziński [26], Knets [191], Prendergast [239]).

W tablicy 4.1 zestawiono średnie wartości własności mechanicznych części zbitej ludzkiej kości udowej dla grupy ludzi dorosłych, w tablicy 4.2 zaś własności średnie świeżej i suchej kości korowej podczas próby rozciągania. Wyniki przedstawiono w oparciu o [26]. Podobne wartości można również znaleźć w pracach [2,68,200,213,214]. Widoczne są wyższe wartości wytrzymałości na rozciąganie próbek wysuszonych, maksymalne wydłużenie tych próbek uległo natomiast obniżeniu. Największą wytrzymałością charakteryzują się kości kończyny górnej. Istotne różnice występują również między własnościami próbek pobranych z kości świeżych i wysuszonych.

Często przyjmuje się, że w kości miednicznej, oprócz struktur korowej i gąbczastej, występuje również trzecia struktura - podchrzęstna, o własnościach przejściowych między

ww. tkankami. Wypełnia ona panewkę kości miednicy. W tablicy 4.3 są zamieszczone parametry (E, ν) wszystkich trzech struktur kostnych występujących w kości miednicy [26,68,200].

Innymi cechami charakteryzującymi struktury kostne są lepkosprężystość i anizotropia. W pracy Gouleta i innych [130] przedstawiono wyniki badań nad własnościami anizotropowymi kości beleczkowej. Próbki do badań omówionych w pracy [130] pobrano z następujących miejsc szkieletu człowieka:

- proksymalnej części kości piszczelowej,
- dystalnej części kości udowej,
- proksymalnej części kości udowej,
- talerza biodrowego,
- kręgosłupa,
- dystalnej części kości promieniowej.

Tablica 4.1

Średnie wartości własności mechanicznych części zbitej ludzkiej kości udowej dla grupy ludzi dorosłych [26]

Wytrzymałość na rozciąganie	107 MPa
Graniczne wydłużenie	135 %
Wytrzymałość na ściskanie	159 MPa
Wytrzymałość na zginanie	160 MPa
Wytrzymałość na skręcanie	53 MPa
Graniczne odkształcenie skręcające	0.0276 ± 0.0005
Moduł sprężystości poprzecznej	3.14GPa
Wytrzymałość na rozszczepianie w kierunku promieniowym	84MPa

W tablicy 4.4 przedstawione są średnie wartości mierzonych parametrów wszystkich badanych próbek podczas ściskania. Wyniki przedstawione w tablicy 4.4 potwierdzają anizotropię kości beleczkowej, są jednak uśrednione dla wszystkich próbek. W pracy brak jest wyników osobnych dla talerza biodrowego.

W innych pracach (Dalstra i inni [79], Będziński i Gawin [29], Gawin i Będziński [122], Mazurkiewicz [209]) udowodniono, że struktura beleczkowa w kości miednicy nie wykazuje znacznej anizotropii.

Na parametry mechaniczne struktur kostnych mają również wpływ takie czynniki, jak:

- miejsce pobrania próbki,
- czas, jaki upłynął od chwili śmierci dawcy do chwili pomiaru (mniejszy czas - własności kości bardziej zbliżone do własności w stanie naturalnym - kość świeża),
- metody pomiaru.

Cechą materiałów lepkosprężystych jest zależność charakterystyk mechanicznych od poziomu odkształceń i od czasu. Stwierdzono, że przy ściskaniu próbek kości udowej wzrost prędkości odkształceń $\dot{\varepsilon}$ powoduje wzrost modułu sprężystości i naprężeń granicznych oraz maleje wartość odkształceń granicznych. Podobne zależności uzyskano dla skręcania. Reologiczne zależności pomiędzy naprężeniem granicznym σ^x a prędkością odkształcenia $\dot{\varepsilon}$ mają postać [209]:

$$\sigma^x = \sigma^x_o + K \lg (\dot{\varepsilon} / \dot{\varepsilon}_o) \qquad (4.1)$$

gdzie: σ^x_o i $\dot{\varepsilon}_o$ - stałe, a K - funkcja wilgotności.

Z praktycznego punktu widzenia szczególnie cenne są badania własności lepkosprężystych przy obciążeniach cyklicznych. Ze wzrostem częstotliwości deformacji rośnie dynamiczny moduł sprężystości, z jednym lub dwoma obniżeniami jego wartości w zależności od wieku. Charakterystyki pełzania zależą od zawartości wilgoci w kości i wieku, przy czym z wiekiem szybkość pełzania ε̇ (t) maleje, powyżej 50 lat praktycznie maleje do zera (rys.4.6, wg [209], porównaj również Sasaki w [2] oraz Keaveny [189]).

Tablica 4.2
Własności średnie świeżej i suchej kości korowej podczas próby rozciągania [26]

Nazwa kości	Kość świeża	Kość wysuszona
Graniczna wytrzymałość na rozciąganie [MPa]		
Udo	121	151
Podudzie	140	170
Strzałka	146	175
Ramienna	122	154
Promieniowa	149	179
Łokciowa	148	177
Wartość średnia	137,3	168,7
Graniczne wydłużenie procentowe		
Udo	1,41	1,24
Podudzie	1,50	1,29
Strzałka	1,59	1,38
Ramienna	1,43	1,28
Promieniowa	1,50	1,31
Łokciowa	1,49	1,30
Wartość średnia	1,49	1,30
Moduł sprężystości [GPa]		
Udo	17,26	20,202
Podudzie	19,04	20,59
Strzałka	18,53	21,08

Tablica 4.3
Własności materiałowe struktur kostnych występujących w kości miednicy człowieka [26,68,200]

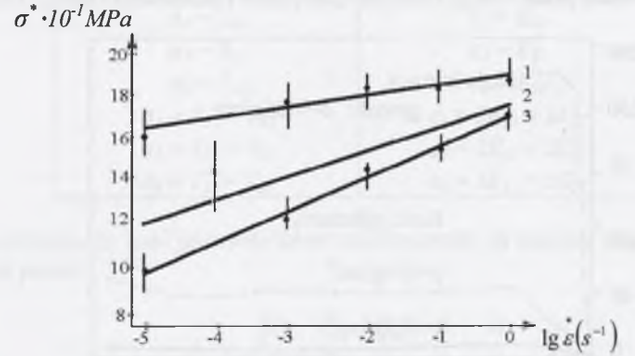
Rodzaj kości	Moduł sprężystości E [MPa]	Liczba Poissona ν
kość korowa	10000-20000	0,3
kość gąbczasta	1-200	0,4
podchrzęstna	150-2000	0,2

Interesujące jest również zaobserwowane zróżnicowanie szybkości pełzania w zależności od miejsca pobrania próbki w przekroju kości. Zróżnicowanie to zanika w starszym wieku, co może być interpretowane jako utrata zdolności adaptacyjnych kości do mechanicznych obciążeń i wzrost stopnia mineralizacji.

Badania na próbkach komplikują się z uwagi na stwierdzoną zmienność własności mechanicznych w zależności od miejsca w przekroju poprzecznym kości i wieku biologicznego. Składowa E_1 modułu sprężystości anizotropowej tkanki kostnej zmienia się dla kości długich wzdłuż obwodu (rys. 4.7, wg [209]), a także wzdłuż długości.

Tablica 4.4
Średnie wartości parametrów materiałowych struktury beleczkowej [130]

Mierzona wielkość	Wartość średnia [MPa]
Moduł sprężystości oś strzałkowa	173
Moduł sprężystości oś poprzeczna	123
Moduł sprężystości oś pionowa	287
Graniczna wytrzymałość oś strzałkowa	3,31
Graniczna wytrzymałość oś poprzeczna	2,58
Graniczna wytrzymałość oś pionowa	4,63

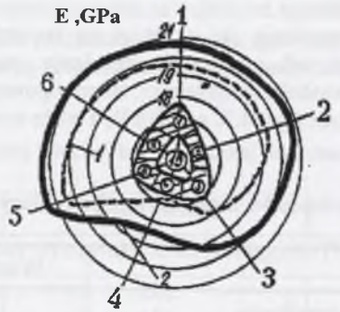


Rys. 4.6. Zależność naprężenia granicznego σ^* od prędkości odkształcenia $\dot{\varepsilon}$ dla wilgotności W(%)=2,5(1), 8,5(2), 10.3(3) [209]

Fig. 4.6. The dependence between the critical stresses σ^* and the strain rate $\dot{\varepsilon}$ for the humidity W(%)=2,5(1), 8,5(2), 10.3(3) [209]

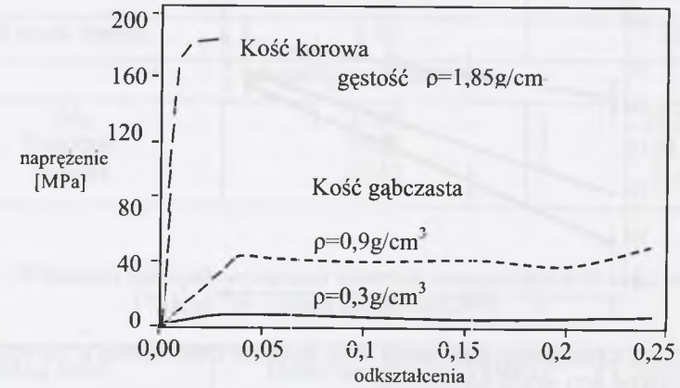
Wartości modułu E zależą od zastosowanej metody - moduł statyczny ma niższą wartość niż dynamiczny, wyznaczony dla częstości 150 Hz (2). Zmienia się również po obwodzie skład chemiczny kości. Przykładowo: w strefie (1) - występuje minimum związków fosforu i maksimum heksozaminy, której minimum z kolei znajduje się w strefie (4). Stwierdzono

ujemną korelację pomiędzy wartością modułu E i naprężeniami zrywającymi a zawartością oksyprolenu, dodatnią zaś pomiędzy odkształceniem a zawartością heksozaminy.



Rys. 4.7. Zmiana modułu sprężystości: statycznego (1) i dynamicznego (2) w zależności od strefy w przekroju poprzecznym kości [209]
Fig. 4.7. The elastic modulus changing: static (1) and dynamic (2) depending on the location in cross section [209]

Wartości modułu E zmieniają się z wiekiem. Jego wpływ jest związany ze zmianą stopnia mineralizacji, ale również wynika z zachodzących zmian w strukturze kości. Stopień mineralizacji jest różny dla różnych typów kości i wpływa istotnie na własności mechaniczne. Wysoki stopień mineralizacji silnie koreluje z wysokim E i równocześnie zwiększa kruchość. Niska mineralizacja zwiększa pracę potrzebną na złamanie i podwyższa odkształcalność. Z wiekiem własności wytrzymałościowe kości korowej ulegają znacznemu obniżeniu, stąd zwiększona podatność na wszelkiego rodzaju złamania. Na rys. 4.8 przedstawiono wpływ zróżnicowanej gęstości kości na własności wytrzymałościowe zarówno części korowej, jak i gąbczastej (patrz również prace Telega i inni [267,268] oraz Tokarzewski i inni [275]).



Rys. 4.8. Krzywe naprężeniowo-odkształceniowe dla części korowej i gąbczastej kości [26]
Fig. 4.8. The stress-strain relationship for cortical and trabecular tissues [26]

Ważną rolę w badaniach struktury i własności mechanicznych tkanki kostnej odgrywają w ostatnich latach badania ultradźwiękowe. Zazwyczaj parametry materiałowe (głównie moduł Younga) przyjmują wyższe wartości dla metod ultradźwiękowych w porównaniu z innymi metodami (porównaj: Będziński [26], Cowin [68], Konofagou w [212], Kutz [200]). Bada się

zarówno gęstość, parametry mechaniczne, jak również własności anizotropowe struktur kostnych (Bensamoun i inni [14], Bira i Synder [36,37], Druyts i Van der Perre [114], Hakulinen i inni [134], Ho Ba Tho [139], Kaczmarek i inni [187], Kubik i inni [198,199], Litniewski i inni [105], Moore i Zouridakis [212], Pakuła i inni [224,225], Trębacz i Gawda [277]).

Kość jest materiałem niejednorodnym i anizotropowym o właściwościach lepkosprężystych. Dlatego też pomiary dokładnych właściwości poszczególnych struktur kości są utrudnione. Ze względu na niewielki wpływ własności lepkosprężyste są najczęściej pomijane. Warunkiem niezbędnym określenia charakterystyk fizycznych kości są dokładne pomiary, w zasadzie punktowe. W większości analiz struktur kostnych zakłada się liniową zależność, zgodnie z równaniem konstytutywnym:

$$T_{ij} = \hat{C}_{ijkl} E_{kl} \tag{4.2}$$

gdzie: (T_{ij}) - oznacza tensor naprężeń, (E_{kl}) - jest tensorem małych odkształceń, zaś $\hat{C}_{ijkl}$ - są składowymi tensora sprężystości.

Dla ciała liniowo-sprężystego można wprowadzić oznaczenia pojedynczych indeksów dla naprężeń i odkształceń zgodnie z tablicą 4.5.

Zgodnie z tymi oznaczeniami równania konstytutywne (4.2) przybierają postać:

$$\sigma_i = C_{ij}\varepsilon_j, \tag{4.3}$$

gdzie $[C_{ij}]$ oznacza macierz współczynników sprężystości (sztywności).

Tablica 4.5

Równoważniki tensora naprężeń i odkształceń

Naprężenia	Odkształcenia
$\sigma_1 = T_{11}$	$\varepsilon_1 = E_{11}$
$\sigma_2 = T_{22}$	$\varepsilon_2 = E_{22}$
$\sigma_3 = T_{33}$	$\varepsilon_3 = E_{33}$
$\sigma_4 = T_{23} = T_{32}$	$\varepsilon_4 = 2E_{23} = 2E_{32}$
$\sigma_5 = T_{13} = T_{31}$	$\varepsilon_5 = 2E_{13} = 2E_{31}$
$\sigma_6 = T_{12} = T_{21}$	$\varepsilon_6 = 2E_{12} = 2E_{21}$

Jeśli założymy, że kość jest materiałem ortotropowym, to macierz sztywności przyjmuje następującą postać:

$$[C_{ij}] = \begin{vmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{vmatrix} \tag{4.4}$$

W macierzy tej wystąpi 12 niezerowych współczynników, z czego 9 jest niezależnych. Przyjmując, że kość jest transwersalnie (poprzecznie) izotropowa, można założyć, że $C_{11} = C_{22}, C_{13} = C_{23}, C_{44} = C_{55}$ oraz $C_{66} = 0{,}5(C_{11} - C_{12})$. Ponadto założono, iż trzecia oś jest

symetryczna równoległa do wzdłużnej osi kości. Mamy wówczas 12 niezerowych współczynników, lecz tylko 5 jest niezależnych.

Zależności odkształceniowo-naprężeniowe mogą być określone z warunków macierzy podatności S_{ij} i tak $\varepsilon_i = S_{ij} * \sigma_j$. Współczynnik podatności może być wyrażony poprzez stałe materiałowe, np.: moduł Younga, współczynnik Poissona, moduł Kirchhoffa. Podane stałe materiałowe wyznacza się zazwyczaj na maszynie wytrzymałościowej, na próbkach poddanych jednoosiowemu rozciąganiu lub wyłącznie ściskaniu.

Przedstawione stałe materiałowe definiuje się dla określonych kierunków:

E_j - moduł Younga w j-tym kierunku,

ν_{ij} - współczynnik Poissona dla j-tego odkształcenia przy naprężeniu w i-tym kierunku,

G_{ij} - moduł ścinania = $T_{ij}/2E_{ij}$ dla $i \neq j$ (T - siły tnące).

Dla materiałów ortotropowych macierz podatności można wyrazić poprzez stałe materiałowe w następującej postaci:

$$[S_{ij}] = \begin{vmatrix} E_1^{-1} & -\nu_{21}E_2^{-1} & -\nu_{31}E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}E_1^{-1} & E_2^{-1} & -\nu_{32}E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{13}E_1^{-1} & -\nu_{23}E_2^{-1} & E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{23}^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{31}^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12}^{-1} \end{vmatrix} \quad (4.5)$$

Macierz ta zawiera 12 różnych współczynników; tylko 9 jest niezależnych. Z symetrii macierzy sztywności wynika, że:

$$\frac{\nu_{12}}{E_1} = \frac{\nu_{21}}{E_2}, \qquad \frac{\nu_{13}}{E_1} = \frac{\nu_{31}}{E_3} \qquad \text{oraz} \qquad \frac{\nu_{23}}{E_2} = \frac{\nu_{32}}{E_3} \quad (4.6)$$

Dla materiałów transwersalnie izotropowych mamy:

$$E_1 = E_2, \qquad \nu_{12} = \nu_{21}, \qquad \nu_{31} = \nu_{32}, \qquad G_{23} = G_{31} \quad (4.7)$$

Omawiane stałe materiałowe (E, ν, G), wyznaczone przez różnych autorów w trzech kierunkach, przedstawiono w tablicy 4.6. Stałe te wyznaczono różnymi metodami (wytrzymałościowa, ultradźwiękowa) dla ludzkiej tkanki kostnej kości długich kończyn dolnych (porównaj także [68,153,189]). Oś 3 jest zgodna z długą osią kości. Indeksy 1 i 2 oznaczają kierunki, odpowiednio promieniowy i obwodowy.

Przy opisie matematycznym i wyznaczaniu własności materiałowych tkanki kostnej w ostatnich latach często wprowadza się tensor struktury, który pozwala lepiej uwzględnić własności anizotropowe kości. Przykłady takiego podejścia można znaleźć w pracach Jemioły i Telegi [151,152], Homminga i innych [141], Cowina [63,68], Zenga i Cowina [294], Keaveny'ego [189] czy Kutza [200]. Równocześnie przykłady wyznaczania efektywnych własności sprężystych tkanki kostnej można znaleźć w pracach Cowina [63], Dalstra i inni [78], Funga [120], Gawin i Będzińskiego [122,123,125], Jemioły i Telegi [151,152], Kabela i innych [186], Stempniewicz i innych [262], Telegi i innych [267,268], Tokarzewskiego i innych [275], Yoona i innych [292] zarówno na drodze matematycznej (numerycznej), jak i doświadczalnej.

Tablica 4.6

Stałe materiałowe ludzkich kości długich na podstawie badań różnych autorów wg [26]

Według / Właściwości	Reilly i Burstein (1975)	Yoon i Katz (1976)	Knets i Malmeisters (1977)	Ashman et al. (1983)
rodzaj kości	kość udowa	kość udowa	kość piszczelowa	kość piszczelowa
Założona Symetria	izotropia poprzeczna	izotropia poprzeczna	ortotropia	ortotropia
Metoda Pomiaru	maszyna wytrzymałościowa	ultradźwiękowa	maszyna wytrzymałościowa	ultradźwiękowa
E_1[GPa]	11,5	18,8	6,91	12,0
E_2[GPa]	11,5	18,8	8,51	13,4
E_3[GPa]	17,0	27,4	18,4	20,0
G_{12}[GPa]	3,6	7,17	2,41	4,53
G_{13}[GPa]	3,3	8,71	3,56	5,61
G_{23}[GPa]	3,3	8,71	4,91	6,23
ν_{12}	0,58	0,321	0,49	0,376
ν_{13}	0,31	0,193	0,12	0,222
ν_{23}	0,31	0,193	0,14	0,235
ν_{21}	0,58	0,312	0,62	0,422
ν_{31}	0,46	0,281	0,32	0,371
ν_{32}	0,46	0,281	0,31	0,350

W przypadku przyjęcia najprostszego modelu kości, jako ośrodka izotropowego liniowo-sprężystego, macierz współczynników sprężystości (4.4) jest macierzą symetryczną, dla której zachodzą następujące zależności:

$$C_{11} = C_{22} = C_{33} = [E(1 - \nu)/(1 + \nu)(1-2\nu)],$$

$$C_{12} = C_{21} = C_{13} = C_{31} = C_{23} = C_{32} = (E\nu)/(1 + \nu)(1-2\nu), \quad (4.8)$$

$$C_{44} = C_{55} = C_{66} = E/2(1 + \nu),$$

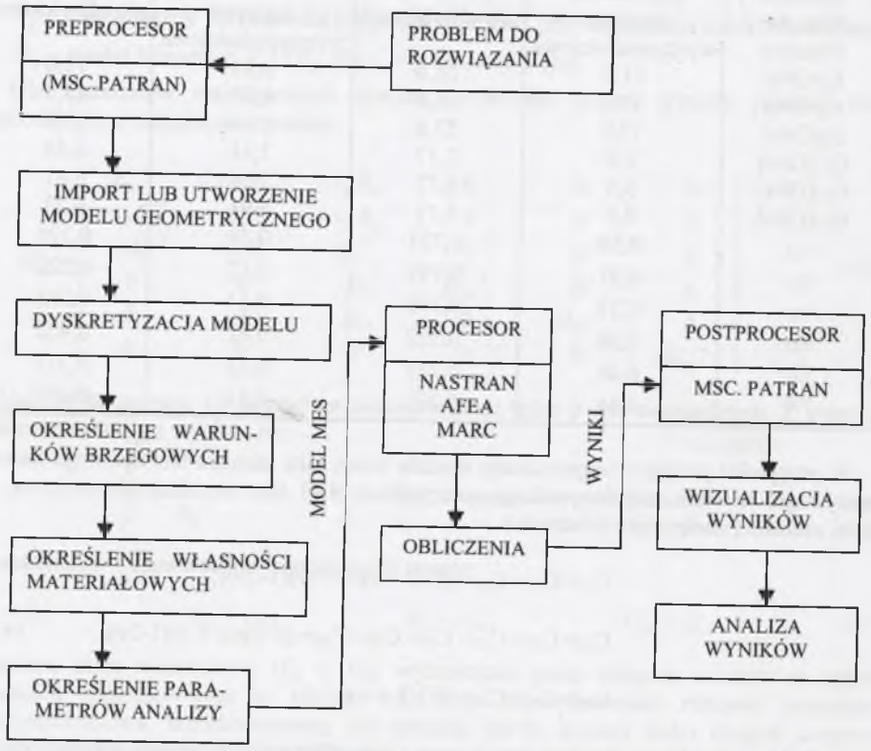
gdzie E i ν to odpowiednio moduł Younga i współczynnik Poissona wyznaczone dla jednoosiowego rozciągania lub ściskania.

Izotropowy model liniowo-sprężysty bywa często stosowany ze względu na brak wiarygodnych i porównywalnych danych, dotyczących stałych materiałowych dla kości traktowanej jako ośrodek anizotropowy czy ortotropowy. Także badania doświadczalne wykazały, że tkanka kostna w zakresie obciążeń fizjologicznych zachowuje się jak materiał liniowo-sprężysty [25,209]. Najwięcej też jest danych w literaturze dotyczących współczynników materiałowych, które zostały opracowane w oparciu o próby wytrzymałościowe przeprowadzone dla zakresu sprężystego tkanki kostnej (jednoosiowe rozciąganie i ściskanie, trójpunktowe zginanie). Dotychczas w zastosowaniach praktycznych z reguły pomija się porowatość tkanki (patrz również [57,61,66]).

5. Budowa modeli numerycznych kości miednicy człowieka

5.1. Wprowadzenie

Analiza wytrzymałościowa kości miednicznej wymaga rozwiązania zagadnienia brzegowego (statyka) lub początkowo-brzegowego (dynamika lub quasi-statyka) mechaniki ciał odkształcalnych. Obecny etap rozwoju MES polega na zintegrowaniu opracowanych systemów z systemami modelowania graficznego CAD w jedną całość (rys. 5.1).



Rys. 5.1. Algorytm rozwiązywania zagadnień wytrzymałościowych z zastosowaniem MES
Fig. 5.1. The flowchart of FEM analysis of engineering problems

Miednica jest obiektem o skomplikowanej geometrii, poddanym obciążeniom przestrzennym, a także charakteryzującym się specyficznymi warunkami brzegowymi (podporami) odzwierciedlającymi współpracę z sąsiadującymi elementami układu kostnego. Modelowanie tego typu obiektów jest czaso- i pracochłonne, jeżeli nie jest sprzężone z automatycznym generowaniem geometrii na bazie pomiarów dokonywanych przy wykorzystaniu rezonansu elektromagnetycznego lub tomografii komputerowej. W przypadku preparatów można także zastosować maszynę współrzędnościową lub skaner 3D. Analizę wytrzymałościową tego typu obiektów można przeprowadzić jedynie przy wykorzystaniu zaawansowanych pakietów programów metody elementów skończonych. W niniejszej pracy wykorzystano system programów Promes w wersji 4.4 oraz profesjonalny pakiet programów

metody elementów skończonych MSC.Patran (w połączeniu z programami obliczeniowymi, takimi jak FEA/Nastran/Marc), który stanowi jeden z wiodących systemów profesjonalnych na rynku światowym [215,216].

Pierwsze uproszczenia występują w modelowaniu na etapie przyjmowania własności ośrodka i budowy warstwowej. Ze względu na ograniczone możliwości stosowanych programów numerycznych z reguły pomija się niejednorodność i anizotropię tkanki kostnej. Z kolei, ograniczenia sprzętowe i programowe powodują czasem pominięcie struktury warstwowej kości miednicy ([89-91,100,102,103,155]). Ze względu na symetrię układu względem płaszczyzny strzałkowej można zamodelować tylko połowę układu leżącą po jednej stronie płaszczyzny strzałkowej.

Mając na uwadze spotykane w literaturze dane odnośnie do stałych materiałowych kości miednicznej (rozdz. 4.10), jak również ograniczone możliwości realizacji badań doświadczalnych zdecydowano się w zagadnieniach testowych i modelach symulacyjnych przyjąć kość jako ośrodek jednorodny linowo-sprężysty. Uwzględniono fakt, że badania doświadczalne wykazały, że kość pod wpływem niewielkich wartości obciążeń (w zakresie fizjologicznym) zachowuje się jak materiał liniowo-sprężysty (rozdz. 4 i 10). Przyjęcie jednorodności tkanki kostnej w obliczeniach numerycznych z jednej strony wynika z warunków przeprowadzania badań doświadczalnych, z drugiej z prostoty implementacji numerycznej. W rozdziale 11.3 przedstawiono metodę identyfikacji stałych materiałowych kości miednicznej jak dla ośrodka niejednorodnego.

Uwzględnienie lepkosprężystych własności tkanki kostnej wydaje się celowe w przypadku analizy wytrzymałościowej układu pod wpływem długotrwałych obciążeń o znacznej wartości, jak też zmiennych w czasie [26,68,200,209]. Ma to większe znaczenie w przypadku kości u osobników młodych, małe lub praktycznie pomijalne u osób w starszym wieku. W pracy obciążenia przyjmowano jako statyczne, odpowiadające danej fazie ruchu. Pominięto siły bezwładności ze względu na małą masę miednicy w porównaniu z masą ciała człowieka, a także małe wartości przyspieszeń występujące w typowych fazach ruchu człowieka (pomijamy sportowców i sytuacje ekstremalne).

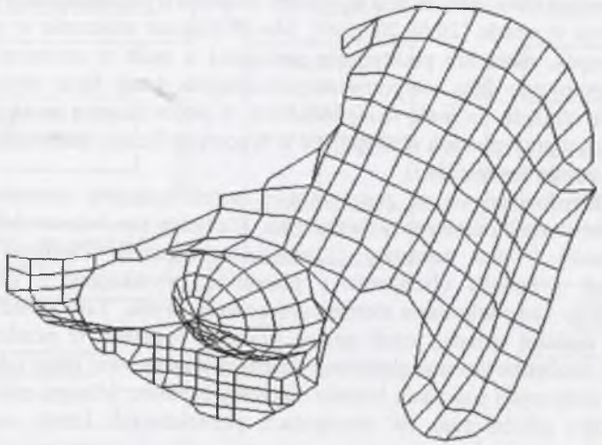
W pracy zdecydowano się na zastosowanie dwóch rodzajów elementów skończonych: elementów powłokowych i elementów bryłowych. Elementy powłokowe dobrze modelują stan płytowy (zginanie) i stan tarczowy (ściskanie-rozciąganie). Zarówno geometria kości miednicznej, jak i sposób obciążenia i podparcia, wynikający z pełnionych funkcji, predysponują ją do zamodelowania elementami powłokowymi. Taki model będzie poprawny przy globalnej analizie układu, jeżeli można pominąć rozkłady w przekrojach i otoczeniu panewki. Jeżeli niezbędne jest uwzględnienie struktury warstwowej kości i dokładnej geometrii panewki, to do dyspozycji pozostają jedynie elementy bryłowe, którymi należy dyskretyzować cały obszar kości miednicznej. W elementach powłokowych każdy węzeł ma 6 stopni swobody, dlatego warunki brzegowe mogą dotyczyć zarówno przemieszczeń liniowych, jak i kątowych (obrotów). W podporach można więc wyznaczać wartości sił podporowych i momentów utwierdzenia. Jest to pomocne w badaniu oddziaływania na elementy sąsiadujące. W elementach bryłowych węzły mają 3 stopnie swobody, dlatego jako reakcje otrzymuje się jedynie siły podporowe.

W niniejszej pracy przedstawiono kilka etapów modelowania kości miednicznej: od prostego modelu powłokowego, tworzonego na podstawie pomiarów manualnych preparatu, poprzez model przestrzenny, bryłowy, do modelu warstwowego tworzonego na podstawie pomiarów współrzędnościowych i danych z tomografii komputerowej. W modelu powłokowym występuje wiele uproszczeń, co powoduje, że uzyskane wyniki tylko w pewnym zakresie są miarodajnym źródłem informacji o zachowaniu się miednicy. Z tego powodu zarówno model powłokowy, jak i otrzymane dla niego wyniki przedstawione zostały w pracy w sposób skrótowy.

5.2. Model powłokowy

Model powłokowy został opracowany w systemie Promes ([131]) na podstawie pomiarów manualnych zewnętrznych wymiarów preparatu kości miednicznej w przygotowanym w tym celu stanowisku. Geometrię wprowadzono zadając współrzędne węzłów leżących na powierzchni środkowej. Wymiary zadawano z dokładnością do 1 mm. Do modelowania użyto elementów powłokowych czterowęzłowych, zadając średnią grubość w obrębie danego elementu. Zastosowane elementy skończone modelują stan płytowy i tarczowy w obrębie każdego elementu, zgodnie z teorią powłok cienkich. Przyjęto, że materiał jest izotropowy, liniowo sprężysty, o module Younga 15 000 MPa i współczynniku Poissona 0.4. Analizując dane z tablicy 4.3 można zauważyć, że wartość modułu Younga podaje się w zakresie od 10000 MPa do 20000 MPa, choć zgodnie z tablicą 4.2 wartości te są bliskie górnej granicy. Kość gąbczasta charakteryzuje się znacznie mniejszą wartością modułu Younga (1–200 MPa), jednak jej udział procentowy w całej strukturze jest większy. Mając to na uwadze, podano uśrednioną wartość modułu Younga. Wartość współczynnika Poissona przyjęto jak dla kości korowej. Równocześnie na podstawie danych literaturowych przyjęto, że stosunek wytrzymałości na ściskanie do wytrzymałości na rozciąganie wynosi 1.5 (R_c/ R_r = 1.5). Pozwala to, w przypadku wyznaczania rozkładu naprężeń zredukowanych, stosować poprawnie hipotezą Burzyńskiego lub Mohra (więcej o hipoteach wytężeniowych w rozdz. 8).

Przykładowy widok modelu numerycznego miednicy człowieka zbudowanego z elementów powłokowych przedstawia rys. 5.2.



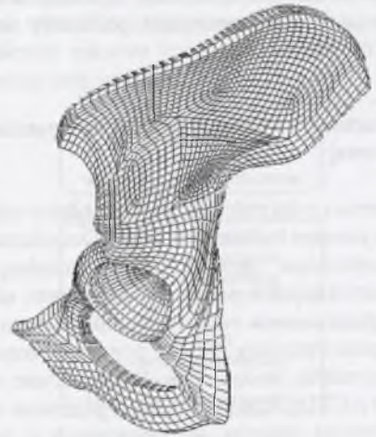
Rys. 5.2. Model powłokowy miednicy człowieka
Fig. 5.2. The shell model of pelvic bone

Model powłokowy ze względu na własności elementów użytych do modelowania jak i na geometrię miednicy dobrze odzwierciedla stan płytowo-tarczowy panujący w talerzu kości miednicznej, natomiast w otoczeniu panewki mogą wystąpić błędy numeryczne spowodowane modelowaniem (zbyt duża grubość elementów powłokowych). Model taki nadaje się do badania wpływu warunków brzegowych (sposobu podparcia kości) oraz obciążenia na rozkłady przemieszczeń i naprężeń. Umożliwia również przyjęcie różnych hipotez wytężeniowych w przypadku wyznaczania naprężeń redukowanych i badania wpływu tychże hipotez na otrzymane wyniki. Zasadniczą wadą modelu powłokowego jest pominięcie struktury warstwowej kości, co uniemożliwia badanie naprężeń w przekrojach poprzecznych kości, a pozwala jedynie badać naprężenia na powierzchniach zewnętrznych i na powierzchni

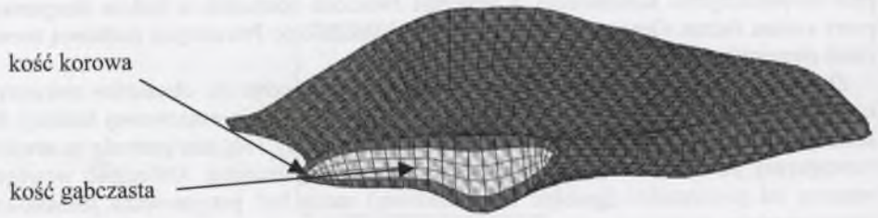
środkowej. Ta niedogodność nie dyskwalifikuje jednak modelu powłokowego bo z innych doświadczeń [26,68,79] wiadomo, że maksymalne wartości naprężeń pojawiają się na powierzchniach zewnętrznych i szybko maleją wraz z przesuwaniem się do środka przekroju. Również ze względu na przemieszczenia wystarczy operowanie powierzchniami zewnętrznymi kości miednicy.

5.3. Model bryłowy, warstwowy tworzony manualnie

W kolejnym etapie pracy modelowanie numeryczne przeprowadzono na bazie pakietu programów MSC.Patran/FEA w wersji 1.2, a następnie MSC.Nastran. Do modelowania użyto elementów bryłowych odwzorowujących przestrzenny stan naprężenia. Osobnymi warstwami elementów bryłowych modelowane są kość korowa i kość gąbczasta. Na tym etapie pominięto złożoną budowę tkanki kostnej i przyjęto jednorodne liniowe własności sprężyste w obrębie danej grupy tkanek jak dla ośrodka ciągłego. Nadal podstawą tworzenia modelu są pomiary (manualne) zewnętrznych wymiarów preparatu kości miednicznej. Widok modelu z podziałem na elementy skończone przedstawia rys. 5.3, a strukturę warstwową w przekroju modelu numerycznego - rys. 5.4. Ciemniejsze elementy reprezentują kość korową, jaśniejsze zaś kość gąbczastą.



Rys. 5.3. Widok w płaszczyźnie strzałkowej na model lewej kości miednicznej
Fig. 5.3. A view of the numerical model of the left pelvic bone



Rys. 5.4. Struktura warstwowa w modelu bryłowym kości miednicy – przekrój poprzeczny w okolicach trzonu kości biodrowej
Fig. 5.4. The layer structure of bone in 3D model – the cross section in ilium near acetabulum

W kości miednicy oprócz struktur korowej i gąbczastej wyróżnia się czasami również trzecią strukturę – kość podchrzęstną (tzw. subchondral) o własnościach przejściowych między kością korową a kością gąbczastą. Wypełnia ona panewkę kości miednicy. Dane materiałowe przyjęto po analizie prac [26,68,200,214], zgodnie z tablicą 4.3.

W modelu przyjęto, że udział kości gąbczastej na grubości przekroju poprzecznego wynosi 3/5, pozostały przypada na kość korową - po 1/5 z każdej strony. Jedynie w obszarze dołu talerza biodrowego nie występuje kość gąbczasta. Do budowy modelu użyto dwóch rodzajów elementów skończonych: bryłowych ośmiowęzłowych oraz bryłowych sześciowęzłowych. Przedstawiony model numeryczny zbudowany jest z 9355 elementów bryłowych rozpiętych na 12495 węzłach. W przekroju poprzecznym w każdym miejscu, z wyjątkiem panewki, na grubość kości przypada po pięć elementów.

Wykorzystując możliwości sprzętowe (stacja robocza SUN) oraz oprogramowanie (pakiety programów Patran/Nastran, Patran/FEA), zaproponowano model kości miednicy złożony w całości z elementów bryłowych, czym między innymi różni się od modeli przedstawianych dotychczas ([79,85,89-91,100,102,105,148,149,154). Po pierwsze, w prezentowanym modelu uwzględniono strukturę warstwową kości miednicy, a po drugie dokładnie odwzorowano rejon panewki, co umożliwia z jednej strony dokładniejsze zadanie warunków brzegowych w tym obszarze, a z drugiej pozwala planować zabiegi alloplastyki stawu biodrowego. Zaproponowany model daje możliwość obserwacji wyników w dowolnych przekrojach kości miednicznej. Dostępny sprzęt i oprogramowanie pozwoliły dokładniej zamodelować kość miednicy, co ma wpływ na otrzymane wyniki.

5.4. Model warstwowy tworzony na podstawie danych z pomiarów współrzędnościowych i tomografii komputerowej

W analizie stanu naprężenia i odkształcenia kości miednicy człowieka istotną rolę odgrywa etap budowy modelu numerycznego badanego obiektu. Dotychczas, w większości przypadków, tworzenie modelu numerycznego polegało na manualnej translacji współrzędnych geometrycznych punktów uzyskanych z pomiarów do formatu akceptowanego przez program numeryczny przy użyciu preprocesora właściwego dla danego oprogramowania. W pracy zaprezentowano program przetwarzający dane z pomiarów maszyną współrzędnościową do kodów odtwarzających geometrię w systemie Patran. Dane wejściowe stanowi zbiór z rozszerzeniem *.igs (format AUTOCADa) uzyskany z pomiarów maszyną współrzędnościową. Jako dane można użyć również zbiorów otrzymywanych z tomografii komputerowej (po odpowiednim przetworzeniu). Skanowanie powierzchni było dokonywane w odstępach co 1 mm. Zbiór punktów generowany przez maszynę współrzędnościową był przetwarzany przy użyciu komend dostępnych w Patranie. Sprawdzano poprawność danych na poziomie każdej pętli (w płaszczyźnie skanowania), a następnie tworzono geometrię w kodzie akceptowanym przez system Patran. Geometria wczytywana bezpośrednio do Patrana jest podstawą tworzenia siatki elementów skończonych [174-178,180-182].

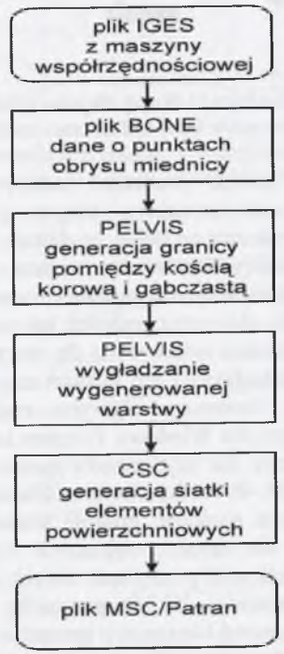
Zbudowany program nie tylko tworzy geometrię na podstawie obmiarów zewnętrznych kości miednicy człowieka, ale umożliwia również uwzględnienie warstwowej budowy tkanki kostnej (kość korowa z zewnątrz i kość gąbczasta w środku). Program pozwala na stworzenie wewnętrznej powierzchni na granicy kości korowej i gąbczastej. Odległość wewnętrznej warstwy od powierzchni (grubość kości korowej) może być przyjmowana jednakowa dla całego modelu, zadawana procentowo w stosunku do grubości kości miednicy w danym przekroju lub sterowana manualnie dla każdej powierzchni przekroju.

Celem algorytmu i realizującego go programu komputerowego jest wygenerowanie granicy oddzielającej od siebie warstwy kości korowej i beleczkowej na podstawie zbioru punktów opisujących powierzchnię kości. Algorytm uwzględnia miejscową grubość kości oraz pewne

zadane minimalne wartości ograniczające grubość warstwy korowej (np. 0,5 mm). Obecnie przeprowadzane są próby zaadoptowania go do innych rodzajów kości (kość krzyżowa).

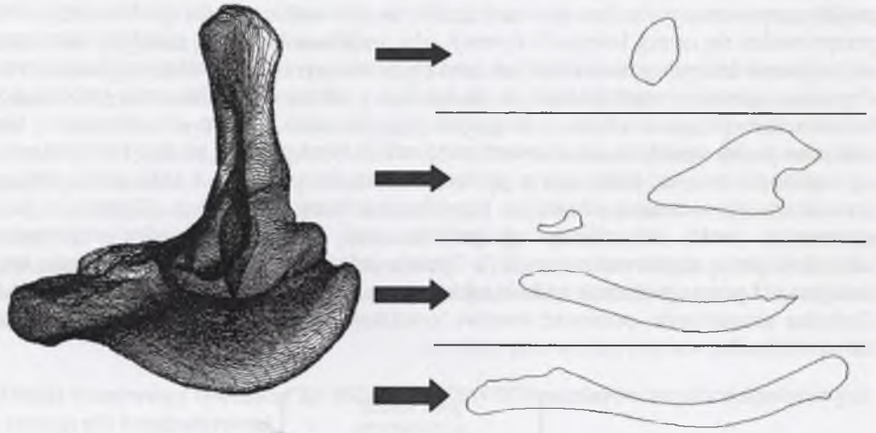
Zbiór danych, z których korzysta algorytm, pochodzi z pomiarów współrzędnościowych lub tomografii komputerowej. Wynikiem takiego pomiaru jest zbiór łamanych zamkniętych, będących obrysami kości na pewnej wysokości. Na podstawie tychże obrysów algorytm generuje granicę pomiędzy kością korową a gąbczastą. Schemat blokowy algorytmu przedstawiono na rys. 5.5.

Pierwszym krokiem algorytmu jest odczytanie danych oraz rozdzielenie brzegów zewnętrznych (obrysów) mających taką samą wysokość (rys. 5.6). Jest to konieczne, ponieważ punkty generowane są osobno dla każdego obrysu. Dla każdego z tak rozdzielonych obrysów przeprowadza się szereg kolejnych operacji, aby wygenerować zbiór punktów wewnętrznych, na podstawie których generowana jest granica pomiędzy dwoma rodzajami kości (rys. 5.7). Pierwszą z operacji przeprowadzanych dla każdego z obrysów jest obliczenie grubości kości w kierunku normalnym do obrysu w kolejnych jego punktach. W tym celu sumuje się kierunki normalne dwóch sąsiadujących elementów i uśrednia. Następnie dla takiego kierunku sprawdza się najbliższe miejsce przecięcia z jakimś z elementów obrysu. Każdy punkt obrysu jest przesuwany do wewnątrz obrysu w kierunku normalnym do niego. Dystans, o jaki jest przesuwany punkt, jest zależny od grubości oraz pewnego parametru wprowadzonego arbitralnie przez użytkownika (rys. 5.7). Istnieje jednak warunek, aby przesunięcie nie było mniejsze niż pewna graniczna wartość także wprowadzana przez użytkownika. Wartość ta ma fizykalne uzasadnienie, ponieważ warstwa kości korowej ma w praktyce określoną grubość, której minimalną wartość można tutaj zadawać.



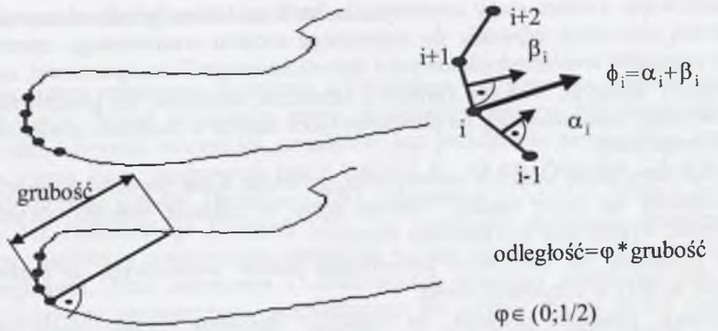
Rys. 5.5. Algorytm tworzenia modelu miednicy
Fig. 5.5. The flowchart of creation of pelvic bone model

Kolejną operacją jest sprawdzenie, czy punkt nie jest zbyt blisko innego odcinka łamanej. Jeśli taka sytuacja wystąpi, wtedy punkt jest usuwany. Istnieje więc możliwość, że na podstawie jednej łamanej określającej obrys może powstać kilka łamanych, określających granicę (rys. 5.8). Może wystąpić także sytuacja taka, że wszystkie punkty będą usunięte i dla danego obrysu granica nie powstanie, co będzie świadczyło o tym, iż istnieje tylko warstwa kości korowej. Wygenerowane punkty (dla wszystkich obrysów), na podstawie których budowana jest łamana określająca granicę pomiędzy poszczególnymi warstwami kości, są wynikiem działania algorytmu.

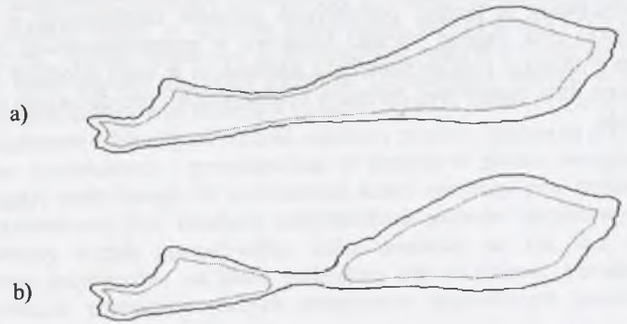


Rys. 5.6. Miednica i kilka jej obrysów (przekrojów)
Fig. 5.6. The pelvic bone and its cross sections

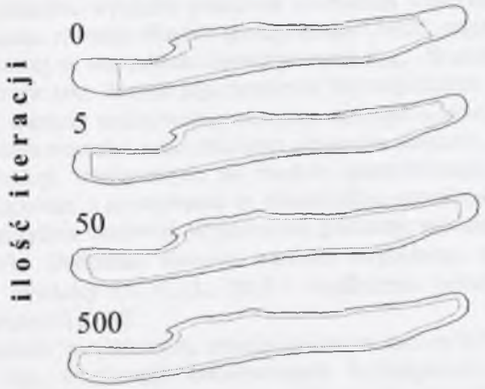
Początkowo występowały pewne trudności natury matematycznej związane z wyznaczaniem grubości w kierunku normalnym. Mogło się zdarzyć, że grubość liczona w sąsiednich punktach różniła się znacznie od siebie, co dawało nieprawidłowe w odniesieniu do rozpatrywanego zagadnienia rezultaty. Wprowadzono zatem operację wygładzania, polegającą na obliczeniu odległości na podstawie dwóch sąsiednich wartości. Oczywiście operacja taka wykonywana była po pierwotnym obliczeniu grubości, jak to opisano wcześniej. Okazało się, że jedna taka iteracja przeprowadzona jednokrotnie dla wszystkich elementów niezbyt wiele zmieniała, jednak powtarzana kilkadziesiąt lub kilkaset razy dawała bardzo zadowalające i ciekawe rezultaty (rys. 5.9). Stworzony algorytm realizowany jest przez program komputerowy pracujący w środowisku Windows. Program komputerowy jest wyposażony w dość rozbudowany, lecz przyjazny dla użytkownika moduł, pozwalający ręcznie sterować budową modelu na każdym etapie. W każdej chwili można uzyskać informacje o tworzonym modelu (liczba przekrojów, liczba punktów, grubość warstw) oraz graficznie przedstawić wygenerowany zbiór punktów dla całości, wybranych fragmentów czy poszczególnych warstw. Zaletą programu jest możliwość przesyłania danych do aplikacji dokonującej analizy wytrzymałościowej danego zagadnienia. W tym przypadku zbiorem wyjściowym jest plik „session.file", będący zbiorem komend tworzących geometrię w systemie Patran. W dalszym etapie należy wygenerować siatkę elementów skończonych i zadać warunki brzegowe w przemieszczeniach i obciążeniach. Ostatnim etapem są obliczenia numeryczne, które można wykonać posługując się jednym z dostepnych programów w systemie MSC Patran (Nastran, Advanced FEA, Thermal czy Dytran).



Rys. 5.7. Schemat generowania powierzchni wewnętrznej w przekroju
Fig. 5.7. The scheme of internal surface generation (in cross section)



Rys. 5.8. Przykład wygenerowania w przekroju: a) jednej łamanej, b) dwóch łamanych
Fig. 5.8. An example of generation: a) a single broken line, b) two broken lines



Rys. 5.9. Granica pomiędzy warstwami kości (w przekroju) generowana dla różnej ilości iteracji wygładzania
Fig. 5.9. The interface between bone layers (in cross section) for different number of smooth iterations

Podsumowując kolejne etapy modelowania kości miednicy przedstawione w niniejszej pracy, można stwierdzić odnośnie do autorskiego modelu warstwowego utworzonego na podstawie pomiarów współrzędnościowych i danych z tomografii komputerowej, że:

- zbudowany algorytm stanowi szybkie i skuteczne narzędzie do generowania modelu warstwowego kości miednicy na podstawie tylko danych o punktach znajdujących się na powierzchni kości;
- algorytm uwzględnia wszelkie przewężenia, generując kilka obrysów wewnętrznych oraz jest odporny na nagłe zmiany kształtu kości w zakresie jednego obrysu, poprzez możliwość wygładzenia otrzymanego obrysu;
- zaletą programu jest możliwość generowania plików wejściowych do profesjonalnych narzędzi analizy wytrzymałościowej;
- zbudowany program pozwala na znaczne skrócenie czasu tworzenia modelu numerycznego kości miednicy w porównaniu z dotychczasowymi metodami. Dodatkowo, wykorzystanie wyników tomografii komputerowej (TK) umożliwia wprowadzenie grubości poszczególnych rodzajów tkanki kostnej w modelu numerycznym;
- przykładając obciążenia w postaci oddziaływań aktonów mięśniowych w zadanych obszarach (rozdz.6) oraz zadając warunki brzegowe w przemieszczeniach (podparcia, rozdz.7), można wyznaczyć rozkład naprężeń i odkształceń w kości miednicy człowieka, co bywa pomocne przy planowaniu zabiegów operacyjnych i projektowaniu endoprotez stawu biodrowego.

6. Modelowanie obciążenia kości miednicy

Staw biodrowy przekazuje obciążenia z kręgosłupa lędźwiowego, poprzez miednicę do kończyn dolnych. Układ obciążenia stawu biodrowego jest na tyle skomplikowany, że dokładne zamodelowanie wszystkich czynników jest praktycznie niemożliwe. Istnieje wiele modeli obciążenia stawu biodrowego (patrz rozdział 4), jak np. Pauwelsa [26,288], Maqueta [26,208], Bombelego [26,40], Huiskesa [2,79], Bergmanna [15,17,18], Dudy i innych [115-117] czy też Będzińskiego i innych [26]. Na podstawie przeglądu literatury najlepiej opracowany i najbliższy rzeczywistym warunkom wydaje się być rozwijany w ostatnich latach model Bergmanna. Stan naprężenia i odkształcenia miednicy człowieka jest wynikiem działania obciążenia zewnętrznego, pochodzącego od ciężaru górnej części ciała oraz sił mięśniowych oddziałujących na kość poprzez ścięgna w miejscach przyczepów (rys.4.11). W nawiązaniu do wcześniejszych prac (Dąbrowska-Tkaczyk [83,92,96-99], Dąbrowska-Tkaczyk i John [103,105]) oraz modeli Bergmanna i Będzińskiego w opracowanym tutaj modelu przyjęto 23 aktony mięśniowe, działające na miednicę w czasie wypełniania przez nie podstawowych funkcji w układzie ruchu, tj. zginania, prostowania, przywodzenia i odwodzenia oraz funkcji stabilizujących. Aktony mięśniowe są przyczepione jednym końcem do kości miednicznej, a drugim do kości udowej lub kości podudzia. Usytuowanie mięśnia w stosunku do kości i stawów jest powiązane z jego funkcją w układzie ruchu [1,95-99,133,264] (rozdział 4).

Siły mięśniowe oddziałujące na kość miednicy poprzez ścięgna są przyłożone w miejscach przyczepów mięśniowych i przedstawione w modelu w postaci obciążenia rozłożonego w sposób ciągły, nachylonego do powierzchni kości miednicy pod kątem określonym przez cosinusy kierunkowe linii działania odpowiednich aktonów mięśniowych. Ze względu na skomplikowany kształt geometryczny kości miednicy na rys. 6.1 zostały zaznaczone powierzchnie przyczepów, na które oddziałują siły mięśniowe przedstawione w modelu. Wyniki obliczeń charakterystycznych parametrów mięśniowych zostały przedstawione w tablicy 6.1.

Wartości cosinusów kierunkowych w globalnym układzie współrzędnych oraz długości l poszczególnych aktonów mięśniowych obliczono na podstawie współrzędnych punktów przyczepów mięśniowych, odpowiadających środkom powierzchni przyczepów, wyznaczonych na podstawie wyników pomiarów na modelu stawu biodrowego. Dla każdego aktonu została obliczona również długość spoczynkowa l_o=0.8l, odpowiadająca maksymalnej wartości siły mięśniowej w warunkach izometrycznych F_{max}. Wartości sił F_{max} dla każdego aktonu zostały obliczone jako iloczyn jego przekroju fizjologicznego A oraz przyjmowanej w literaturze [26, 252] wartości maksymalnej naprężeń w mięśniu aktywnie pobudzonym σ_{max}= 0.5 MPa. Na podstawie wartości maksymalnego skrócenia aktonów, w czasie wykonywania przypisanych im funkcji, zmierzonych na modelu prawidłowego stawu biodrowego, w zakresach ruchów zginania i prostowania w płaszczyźnie strzałkowej oraz przywodzenia i odwodzenia w płaszczyźnie czołowej, wyznaczono graniczne wartości względnego skrócenia każdego aktonu $\Delta l/l_o$. Obliczono również wartości względnego wydłużenia aktonów po zabiegu osteotomii miednicy $(\Delta l_1+l_o)/l_o$, (Δl_1) - wydłużenie bezwzględne aktonu po tym zabiegu dla kąta osteotomii $\alpha=30^o$.

Wartości parametrów mięśniowych, przedstawione w tablicy 6.1 (Dąbrowska-Tkaczyk i John [103,105]), dają możliwość konstruowania fizjologicznie uzasadnionych modeli obciążenia kości miednicy ze strony układu mięśniowego, stanowią również podstawę do oszacowania możliwych zakresów zmian wartości sił wynikających z prawidłowości charakterystyk mięśniowych, tj. charakterystyki statycznej dla mięśnia pobudzonego oraz biernej charakterystyki mięśnia w stanie nie pobudzonym [92,93,120].

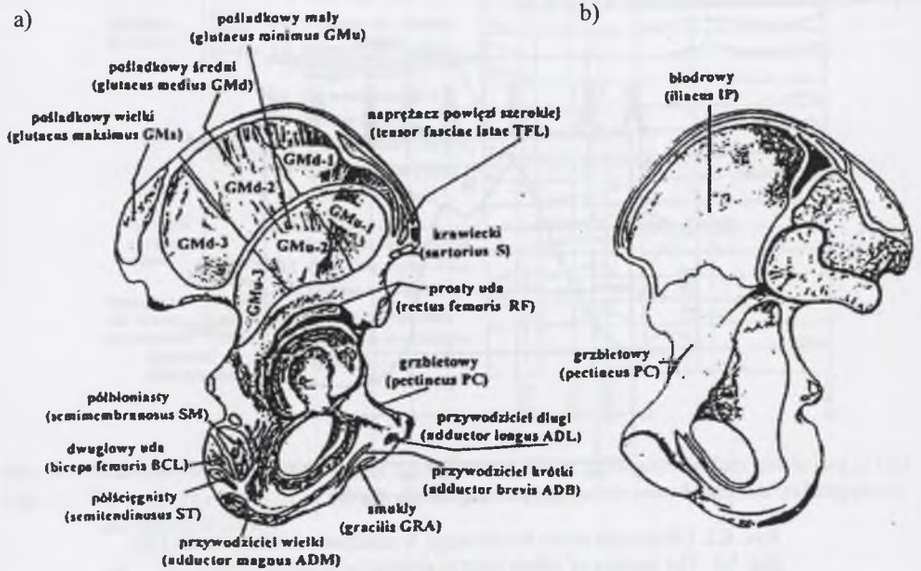
Tablica 6.1

Wybrane parametry charakteryzujące model układu mięśni oddziałujących na kość miednicy [103,105]

LP.	MIĘŚIEŃ	l [mm]	l_o [mm]	$\Delta l/l_o$	$(\Delta l_1+l_o)/l_o$	A [cm^2]	F_{max} [N]
Mięśnie zginacze							
1	RF	385	308	0,19	0,97	16,69	835
2	S	455	364	0,37	1,07	2,95	148
3	IP-1	233	187	0,32	1,19	20,1	1006
4	IP-2	388	310	0,20	1,25	20,1	1006
5	GRA	366	293	0,14	1,05	3,30	165
Mięśnie prostowniki							
6	GMx-1	134	107	0,49	1,18	31,18	1559
7	GMx-2	159	128	0,41	1,15	15,60	780
8	ST	342	273	0,27	1,07	4,51	226
9	SM	347	277	0,27	1,08	27,18	1359
10	BCL	346	277	0,36	1,10	14,89	745
Mięśnie przywodziciele							
11	ADM-1	114	91	0,99	1,30	7,08	354
12	ADM-2	195	156	0,58	1,18	21,25	1063
13	ADM-3	302	242	0,37	1,10	7,08	354
14	ADL	189	151	0,59	1,06	11,85	593
15	ADB	130	104	0,86	1,18	9,04	452
16	PC	128	102	0,39	1,07	3,76	188
Mięśnie odwodzące i stabilizujące miednicę							
17	GMd-1	136	109	0,38	1,23	8,50	425
18	GMd-2	146	117	0,36	1,24	8,50	425
19	GMd-3	145	116	0,36	1,23	8,50	425
20	Gmu-1	112	90	0,47	1,29	4,97	249
21	GMu-2	117	94	0,45	1,30	4,97	249
22	Gmu-3	119	95	0,44	1,25	4,97	249
23	TFL	457	365	0,42	1,08	5,71	286

Oznaczenia mięśni: RF – prosty uda (rectus femoris), S – krawiecki (sartorius), IP – biodrowo-lędźwiowy (iliopsoas): IP-1 – biodrowy (iliacus), IP-2 – lędźwiowy większy (psoas major), GRA – smukły (gracilis), GMx – pośladkowy wielki (glutaeus maximus), ST – półścięgnisty (semitendinosus), SM – półbłoniasty (semimembranosus), BCL – dwugłowy uda (biceps femoris caput longum), ADM – przywodziciel wielki (adductor magnus), ADL – przywodziciel długi (adductor longus), ADB – przywodziciel krótki (adductor brevis), PC – grzebieniowy (pectineus), GMd – pośladkowy średni (glutaeus medius), GMu – pośladkowy mały (glutaeus minimus),TFL – napinacz powięzi szerokiej (tensor fasciae-latae).

Określony stan naprężenia w przyjętym modelu numerycznym kości miednicy jest rezultatem oddziaływania sił zewnętrznych oraz sił ze strony układu mięśniowego. O ile wyznaczenie sił zewnętrznych jest zadaniem stosunkowo prostym, mając do dyspozycji metody statystyczne antropometrii, o tyle wyznaczenie sił oddziaływania ze strony aktonów mięśniowych wymaga rozwiązania zadania symulacji komputerowej współdziałania mięśni metodą optymalizacji lub oszacowań na podstawie charakterystyk mięśniowych.

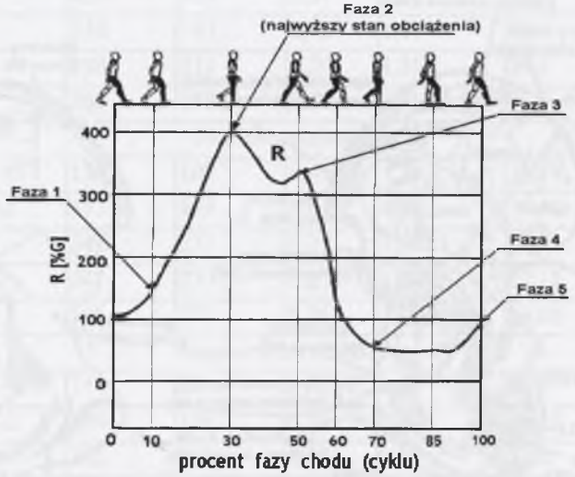


Rys. 6.1. Powierzchnie przyczepów mięśniowych na kości miednicy – widok na płaszczyznę strzałkową: a) od strony zewnętrznej, b) od strony wewnętrznej [39,254]

Fig. 6.1. The areas pelvic bone loading by the muscles tensions: a) the outside view, b) the inside view [39,254]

Charakterystyki mięśniowe przedstawiane w literaturze mają najczęściej znaczenie ogólne i poglądowe. Można oszacować niektóre ich punkty i parametry na podstawie wyników badań doświadczalnych; jak np. F_{max}, l_o lub przyrosty długości Δl i na ich podstawie wnioskować o tendencjach zmian siły mięśniowej. Tę metodykę zastosowano w niniejszej pracy. Stosunkowo małe wartości względnego skrócenia mięśni w odniesieniu do wartości l_o dla maksymalnych wartości kątów zginania i prostowania w płaszczyźnie strzałkowej oraz przywodzenia i odwodzenia w płaszczyźnie czołowej wynikają z przyjętej metody wyznaczania długości mięśni, w której zawiera się również długość ścięgna. Jest to znaczne uproszczenie, biorąc pod uwagę fakt dużych różnic we własnościach materiałowych tych tkanek, a zwłaszcza ich sztywności i rozciągliwości. Stąd wynikają również małe bierne wydłużenia względne mięśni po zabiegu osteotomii miednicy przy znacznej wartości kąta osteotomii $\alpha = 30^o$. Podane wartości wydłużenia odpowiadają pomijalnie małym wartościom biernej siły mięśniowej, która w tym przypadku nie ma istotnego wpływu na całkowitą siłę mięśniową. Jednakże należy się spodziewać, że przy analizowaniu zmian długości samych włókien mięśniowych w warunkach statycznych i dynamicznych relacje wartości względnych wydłużenia i skrócenia mięśni ulegną zmianom, co będzie mieć wpływ na relacje między aktywną i bierną siłą mięśniową oraz wartości siły całkowitej.

Analizując modele obciążenia spotykane w literaturze (Bergmann [15,17,18], Będziński [26], Bombeli [40], Dalstra i Huiskes [79], Dąbrowska-Tkaczyk i John [103,105], Pauwels [288], Seireg [252]), opracowano kilka modeli obciążenia kości miednicznej. Część modeli związana jest z fazami chodu inne modelują hipotetyczne obciążenia maksymalne (wszystkie aktony mięśniowe jednocześnie) lub minimalne (tylko ciężar ciała). Opracowując modele związane z fazami chodu, skorzystano z wykresu przedstawionego na rys. 6.2 (wg [26]). Udział poszczególnych mięśni wynika z rys. 6.3. Ostatecznie opracowano 5 wariantów dla wybranych faz chodu, zgodnie z rys. 6.2.



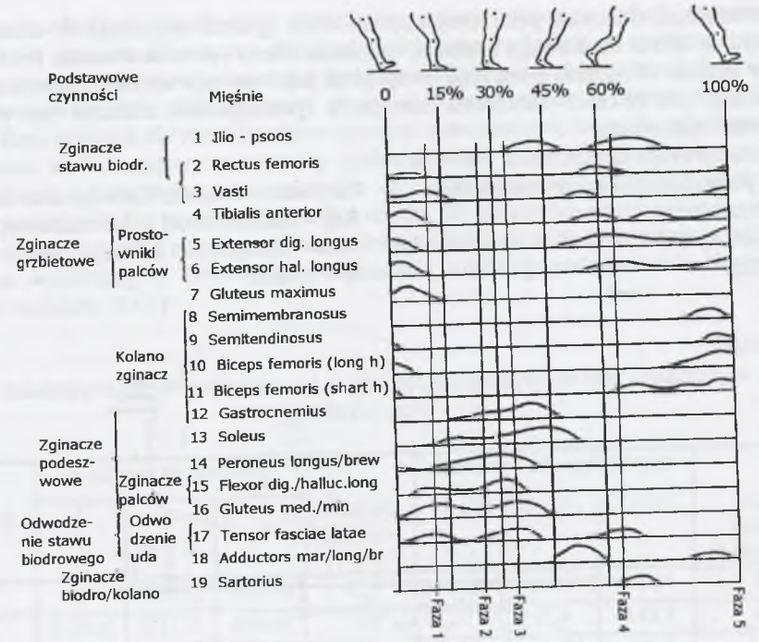
Rys. 6.2. Obciążenie stawu biodrowego w zależności od fazy chodu [26]
Fig. 6.2. The loading of pelvic joint in depend on walking phase [26]

Hipotetyczne maksymalne obciążenie kości miednicy zamodelowano korzystając z danych przedstawionych w tablicy 6.1 ([103,105]). Równoczesne działanie wszystkich aktonów mięśniowych nie jest obciążeniem fizjologicznym, może jedynie występować w stanach patologicznych (stany spastyczne, przykurcze mięśni), ale przez to może być bardziej niebezpieczne niż obciążenie fizjologiczne.

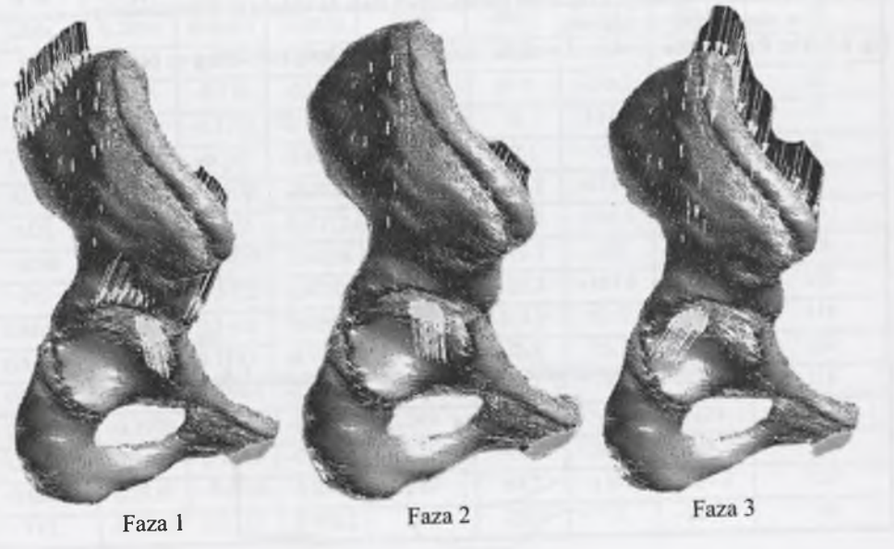
Jako minimalne obciążenie przyjęto oddziaływanie ciężaru górnej części ciała przekazywane przez kręgosłup i przyłożone w obszarze styku kości miednicznej z kością krzyżową jako siła pionowa odpowiadająca masie 80 kg. Schematy obciążenia dla trzech różnych faz chodu przedstawia rys. 6.4.

W tablicy 6.2 przedstawiono składowe sił pochodzących od mięśni zaczepionych jednym końcem do kości miednicy. Podane są również maksymalne wartości sił mięśniowych, ich cosinusy kierunkowe oraz liczba węzłów w modelu przypadająca na dany przyczep mięśniowy. Wartości cosinusów kierunkowych zostały określone w pracy [148] dla prawej kości miednicy odpowiednio względem osi: l (strzałkowej x), m (poziomej y), n (pionowej z). W pracy analizowano lewą kość miednicy, dlatego znaki cosinusów kierunkowych osi poziomej zostały zmienione. Powyższe ustalenia odnoszą się do modelu bryłowego.

Inną grupą sił czynnych, działających na kość miednicy, są siły pochodzące od ciężaru górnej części ciała. W jednym z wariantów obciążenia siła pochodząca od górnej części ciała G działająca w punkcie B (rys. 6.5) jest zastąpiona przez siłę G' = G (a / b) (rys. 6.6) działającą w punkcie D (styk z kością krzyżową). Wynika to z założenia, że środek panewki (C) jest punktem, względem którego siła G wywołuje moment w płaszczyźnie strzałkowej.



Rys. 6.3. Miara aktywności mięśni okolicy stawu biodrowego w zależności od fazy chodu (wg [210])
Fig. 6.3. The measure of activity of muscles in surroundings of pelvic joint depend on walking phase (according to [210])

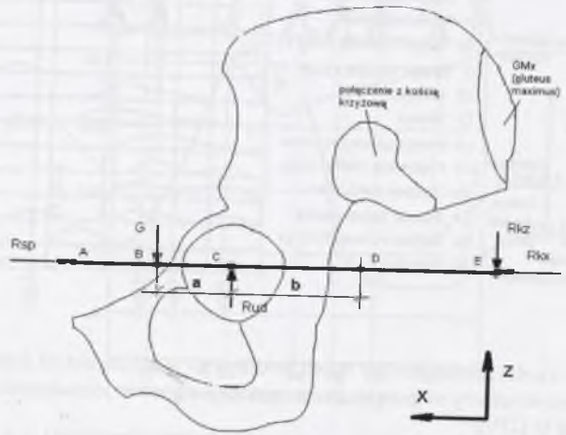


Rys. 6.4. Schemat obciążenia modelu w zależności od fazy chodu
Fig. 6.4. The scheme of loading in numerical model depend on walking phase

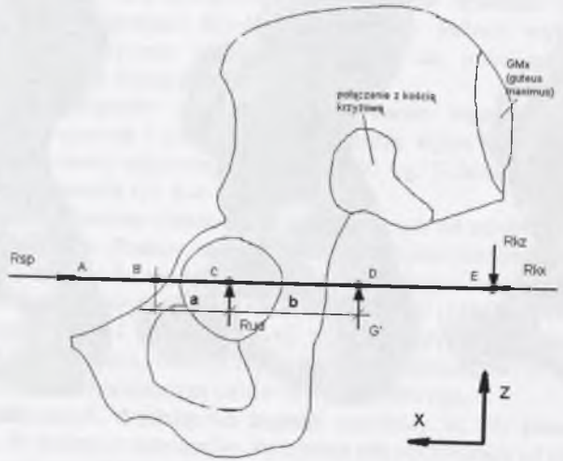
Rolę stabilizatora miednicy pełni tutaj mięsień GMx (gluteus maximus). W obszarze jego przyczepu do talerza biodrowego odebrano wszystkie obroty i przemieszczenia. Przedstawione w pracy modele obciążenia pozwalają uwzględnić zarówno typowe stany panujące w kości miednicznej, jak również obciążenia nietypowe (patologiczne) znacznie przewyższające obciążenia fizjologiczne.

Oznaczenia przyjęte na rysunkach 6.5 i 6.6:

G - siła pochodząca od górnej części ciała,
G' - siła zastępcza,
G' = G (a / b) = 164 N,
a = 30 mm,
Rk - reakcja mięśnia GMx (gluteus maximus),
Rsp - reakcja prawej kości miednicy,
Rud - reakcja kości udowej,
b = 55 mm.



Rys. 6.5. Układ sił związanych z ciężarem górnej części ciała działający na kość miednicy w płaszczyźnie strzałkowej
Fig. 6.5. The force system connected with the weight of upper body part acting on pelvic bone



Rys.6.6. Zastępczy układ sił
Fig. 6.6. The equivalent force system

W przypadku badania wrażliwości modelu na zmianę wartości stałych materiałowych posłużono się prostym schematem obciążenia zakładając podparcie w spojeniu łonowym i stawie krzyżowo-biodrowym a obciążenie (w postaci sił skupionych przyłożonych w węzłach) zadano na powierzchni półksiężycowej panewki. Równie prosty schemat zakładano we wstępnej fazie obliczeń dla modelu z ortotropowymi własnościami materiału (porównaj rozdz. 12). Schemat ten był najpierw poszerzony o oddziaływanie mięśnia pośladkowego wielkiego na grzebieniu biodrowym, a następnie o oddziaływanie aktonów mięśniowych charakterystycznych dla poszczególnych faz chodu. W przypadku porównywania wyników obliczeń numerycznych z rezultatami badań doświadczalnych zakładano schemat podparcia i obciążenia wynikający z mocowania i obciążania miednicy na stanowisku badawczym, porównaj rozdziały 10 i 11.

Tablica 6.2
Wykaz składowych sił pochodzących od mięśni przyczepionych do kości miednicy w modelu bryłowym

Mięsień	Cosinusy kierunkowe			Max siła mięśnia F [N]	Składowe sił mięśniowych			Liczba węzłów obciążonych
	l	m	n		Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]	
RF	0	-0.0182	-0.9998	835	0.00	-15.2	-834.8	61
S	0.1826	0.1716	-0.9681	148	27	25.4	-143.3	13
IP-1	-0.0318	0.1972	-0.9798	503	-16	99.2	-492.8	143
IP-2	-0.7388	-0.0396	-0.6728	503	-371.6	-19.9	-338.4	130
IP-3	-0.0162	-0.1455	-0.9892	503	-8.2	-73.2	-497.6	88
IP-4	0.7129	0.0382	0.7002	503	358.6	19.2	352.2	79
GMx	0.2096	-0.4492	-0.8685	2339	490.2	-1050.7	-2031.4	28
ST	0.0263	0.0527	-0.9983	226	5.9	11.9	-225.6	6
SM	0.026	-0.176	-0.984	1359	35.3	-239.2	-1337.3	18
BCL	0	-0.1761	-0.9844	745	0	-131.2	-733.4	9
GRA	-0.1039	-0.216	-0.9708	165	-17.1	-35.6	-160.1	8
ADM	-0.0665	-0.3838	-0.921	1771	-117.8	-679.7	-1631.1	25
ADL	-0.4338	-0.455	-0.7777	593	-257.2	-269.8	-461.2	4
ADB	-0.6056	-0.6439	-0.4676	452	-273.7	-291	-211.4	18
PC	-0.6663	-0.5722	-0.4782	188	-125.2	-107.6	-89.9	130
GMd-1	-0.5057	0.1466	-0.8502	425	-214.9	62.3	-361.3	116
GMd-2	-0.0959	0.1781	-0.9793	425	-40.8	75.7	-416.2	161
GMd-3	0.0895	-0.0964	-0.9913	425	38	-41	-421.3	116
GMu-1	-0.3928	0	-0.9196	249	-97.8	0	-229	90
GMu-2	-0.1194	0.1535	-0.9809	249	-29.7	38.2	-244.2	75
GMu-3	0.2436	-0.4703	-0.8482	249	60.7	-117.1	-211.2	127
TFL	-0.0832	0.0263	-0.9962	286	-23.8	7.5	-284.9	10

7. Warunki brzegowe w modelu numerycznym kości miednicy

Istotną rolę w modelowaniu numerycznym kości miednicznej odgrywają warunki brzegowe, które można zadać na kilka sposobów. W przypadku kości miednicznej warunki brzegowe w przemieszczeniach występują w trzech obszarach:
1) w panewce, na styku z głową kości udowej,
2) na styku kości miednicy i kości krzyżowej,
3) w spojeniu łonowym, w płaszczyźnie strzałkowej.
Są to w praktyce warunki kontaktu z sąsiadującymi elementami układu kostnego. Warunki brzegowe w przemieszczeniach można zamodelować jako więzy sztywne, jako podpory podatne, w postaci elementów prętowych o zadanej sztywności lub wprowadzając elementy współpracujące w postaci elementów kontaktowych. Warunki brzegowe mogą być zadane w jednym punkcie lub w wielu punktach leżących na powierzchni styku współpracujących elementów. Siły pochodzące od aktonów mięśniowych można przykładać w pojedynczych punktach modelujących przyczepy aktonów lub rozkładać na całą strefę rzeczywistego obszaru przyczepu aktonu mięśniowego. Może to być obciążenie o stałym lub zmiennym natężeniu.

W pracy przyjmowano różne modele podparcia panewki: panewka podparta jest na całym obwodzie, panewka podparta jest w węzłach leżących na jej powierzchni, panewka podparta za pomocą jednej podpory, która znajduje się wewnątrz i połączona jest z węzłami panewki za pośrednictwem elementów prętowych o dużej sztywności. Kolejny obszar z zadawanymi warunkami brzegowymi to grupa węzłów leżących na styku kości miednicy i kości krzyżowej, w których zostały odebrane wszystkie obroty oraz przemieszczenia w płaszczyźnie XY, jedynie przemieszczenia w kierunku osi Z są dopuszczalne. Trzeci obszar określa grupę węzłów leżących w spojeniu łonowym w płaszczyźnie strzałkowej, gdzie odebrane zostały przemieszczenia liniowe w płaszczyźnie poprzecznej XY (horyzontalnej), oraz obroty względem osi X i Z. W kolejnych etapach pracy modele podparcia rozszerzano i ulepszano.

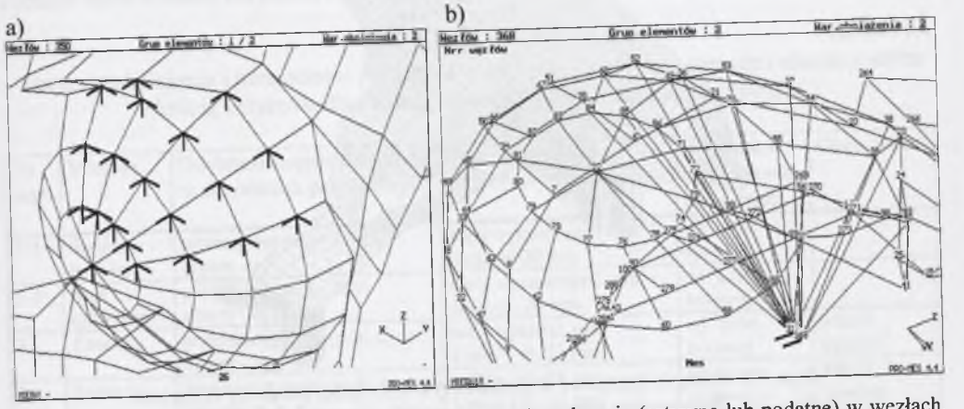
Przykładowe sposoby podparcia w panewce (dla modelu powłokowego) przedstawiono na rysunkach 7.1 a) i b), natomiast przykładowe modelowanie warunków brzegowych w strefie połączenia kości miednicy z kością krzyżową zaprezentowano na rysunkach 7.2 a) i b).

Rysunek 7.1 a) przedstawia fragment modelu kości miednicy z panewką, w której warunki brzegowe zadano w postaci podpór w węzłach leżących bezpośrednio na jej powierzchni w obszarze styku z głową kości udowej. Na rys. 7.1 b) panewka podparta jest za pomocą 20 elementów prętowych, których jeden koniec zaczepiony jest w węzłach leżących bezpośrednio na powierzchni panewki w obszarze styku z głową kości udowej, drugi zaś koniec prętów leży w środku krzywizny panewki i ma odebrane wszystkie przemieszczenia linowe. Na rys. 7.2 przedstawiono warunki brzegowe w obszarze styku kości miednicy z kością krzyżowa, przy czym podpory zadane bezpośrednio w węzłach leżących na powierzchni panewki przedstawia rys 7.2 a), a podparcie układem elementów prętowych w kierunkach dwóch osi układu współrzędnych rys. 7.2 b).

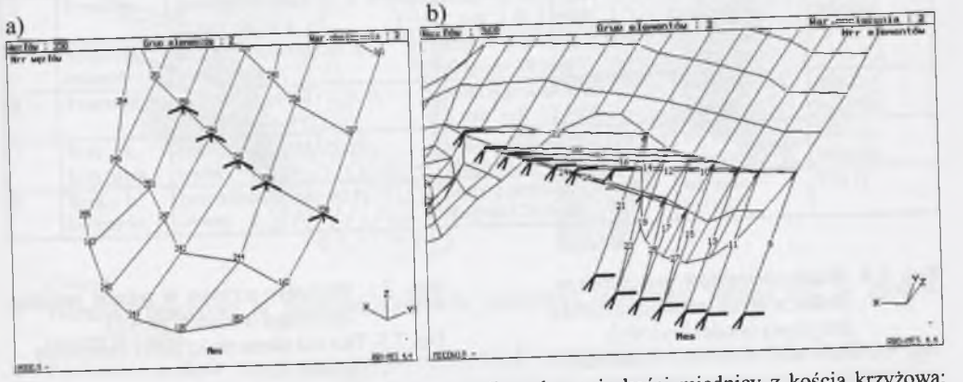
Analizie numerycznej poddano układy, w których zmieniano zarówno liczbę, jak i sztywność elementów prętowych. Podpory zakładano także bezpośrednio na powierzchni modelu kości i jednocześnie odbierano odpowiednie składowe przemieszczeń kątowych. Miało to istotny wpływ na otrzymane rozkłady przemieszczeń i naprężeń. Wprowadzenie podpór podatnych jest nowością w stosunku do dotychczas proponowanych modeli.

W podobny sposób zadawano warunki brzegowe w modelu bryłowym kości miednicy. W tym przypadku starano się zawsze uwzględnić podatność połączenia z pozostałymi elementami układu kostnego. Podparcie realizowano poprzez elementy prętowe i belkowe o różnej sztywności. Widok modelu bryłowego z elementami prętowymi i belkowymi modelującymi podparcie w odpowiednich strefach przedstawia rys. 7.3. Na rysunkach 7.4 i 7.5 przedstawiono

podparcie w strefie połączenia z kością krzyżową oraz w spojeniu łonowym. W węzłach leżących na styku obu kości miednicznych zaczepiono elementy prętowe w kierunkach osi strzałkowej i poprzecznej. Węzły wolne podparto w kierunku odbieranego przemieszczenia, odebrano również obroty względem osi strzałkowej. W węzłach leżących na styku kości biodrowej z kością krzyżową zaczepiono elementy prętowe w kierunku osi strzałkowej i poprzecznej. Węzły wolne tych elementów podparto w kierunku odbieranego przemieszczenia i odebrano wszystkie obroty. Podparcie elementami prętowymi w panewce zamodelowano podobnie jak dla modelu powłokowego (rys. 7.1b). W pozycji stojącej główka kości udowej nie styka się całą swą powierzchnią z panewką. Wynika to z kształtu główki. W czasie ruchu między panewką a główką tworzy się klin smarny z płynu synowialnego, co powoduje rozłożenie obciążenia na większy obszar. W węzłach panewki odpowiadających stykowi zaczepiono elementy belkowe na powierzchni ok. 3/8 panewki. W węzłach wolnych elementów odebrano wszystkie obroty i przemieszczenia.

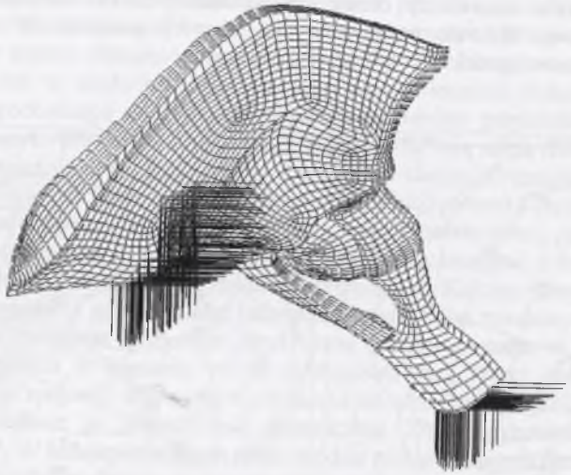


Rys. 7.1. Przykładowe warunki brzegowe w panewce: a) podparcie (sztywne lub podatne) w węzłach, b) podparcie prętami o zadanej sztywności
Fig. 7.1. The boundary conditions in acetabulum: a) support in nodes (fixed or flexible), b) support by rods with given rigidity

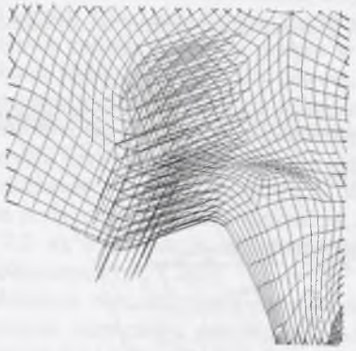


Rys. 7.2. Przykłady warunków brzegowych w strefie połączenia kości miednicy z kością krzyżową: a) podparcie w węzłach, b) podparcie prętami o zadanej sztywności
Fig. 7.2. The boundary conditions in contact area with sacral bone: a) support in nodes, b) support by rods with given rigidity

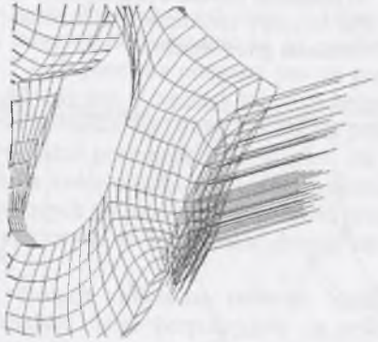
W tablicy 7.1 zestawiono rodzaje i własności elementów podporowych zastosowanych w spojeniu łonowym, panewce i obszarze styku z kością krzyżową dla 8 różnych wariantów testowanych w modelu bryłowym. Dodatkowo podano również przyjęte dla poszczególnych wariantów obciążenia. Jako że zmiany parametrów elementów podporowych w wariantach 1 – 5 występowały tylko w panewce, dlatego dla spojenia łonowego i obszaru styku z kością krzyżową podano te same parametry dla wszystkich 5 wariantów, wpisując je tylko jeden raz. Obciążenie podano dla poszczególnych wariantów, zapisując je równocześnie ze zmiennymi parametrami podparcia w panewce. Obciążenie siłą G wynikającą z ciężaru ciała przyłożono w obszarze styku z kością krzyżową. Określenie „mięśnie" oznacza działanie sił pochodzących od aktonów mięśniowych.



Rys. 7.3. Warunki brzegowe w modelu bryłowym kości miednicy człowieka
Fig. 7.3. The boundary conditions in 3D model of human pelvic bone



Rys. 7.4. Widok elementów prętowych w obszarze styku miednicy z kością krzyżową (model bryłowy)
Fig. 7.4. The rod elements in contact area with sacral bone (model 3D)



Rys. 7.5. Elementy prętowe w rejonie spojenia łonowego (model bryłowy)
Fig. 7.5. The rod elements in pubic symphysis (model 3D)

Nieco inne warunki brzegowe zakładano w modelu warstwowym tworzonym na podstawie pomiarów współrzędnościowych lub danych z tomografii komputerowej. W przypadku badania

wpływu stałych materiałowych na rozkłady naprężeń i przemieszczeń przyjmowano utwierdzenie w spojeniu łonowym i w obszarze styku z kością krzyżową. Fragment powierzchni panewki obciążano siłą pochodzącą od oddziaływania głowy kości udowej. W trakcie weryfikacji modelu numerycznego na podstawie pomiarów doświadczalnych realizowano takie same (lub bardzo zbliżone) warunki brzegowe jak założone na stanowisku pomiarowym. Kość miedniczna została podparta w dwóch obszarach: w okolicach spojenia łonowego i w okolicach styku z kością krzyżową. Ze względu na zastosowanie na stanowisku badawczym śrub z podkładkami (bez luzów) przyjęto sztywne utwierdzenie w modelu numerycznym. Układ był obciążany w panewce poprzez stalową kulę, wobec tego w modelu numerycznym zadano obciążenie punktowe działające w punkcie styku kulki z panewką, zadając kierunek zgodny z kierunkiem działającej siły. Badano również rozkłady naprężeń i przemieszczeń dla wybranych faz chodu człowieka, przyjmując obciążenia pochodzące od aktonów mięśniowych oraz siły działające w panewce. Podparcie zadano w spojeniu łonowym i strefie styku z kością krzyżową odbierając stopnie swobody związane z przemieszczeniem.

Tablica 7.1

Warianty obciążenia i parametrów podparcia w spojeniu łonowym, panewce i obszarze styku z kością krzyżową dla modelu bryłowego kości miednicy człowieka

Nr war.	Miejsce	Odebrane stopnie swo-body w elementach podporowych	Rodzaj elementów podporowych	Własności materiałowe elem. podp.	Obciążenie
1-5	Spojenie łonowe	przemieszczenia - x, y; obroty - x	pręty o przekroju 2 mm^2 i długości 20 mm	wł. kości korowej	
1-5	Styk z k. krzyżową	przemieszczenia - x, y; obroty - x, y, z	pręty o przekroju 2 mm^2 i długości 20 mm	wł. kości korowej	
1	Panewka	przemieszczenia - x, y, z; obroty - x, y, z	belki o przekr. okr. 2 mm^2 i dł. 22 mm	wł. kości korowej	Siła G, mięśnie
2	Panewka	przemieszczenia - x, y, z; obroty - x, y, z	belki o przekr. okr. 1 mm^2 i dł. 22 mm	wł. kości korowej	Siła G, mięśnie
3	Panewka	przemieszczenia - x, y, z; obroty - x, y, z	belki o przekr. okr. 0,25 mm^2 i dł. 22 mm	wł. kości korowej	Siła G, mięśnie
4	Panewka	przemieszczenia - x, y, z; obroty - x, y, z	belki o przekr. okr. 4 mm^2 i dł. 22 mm	wł. kości korowej	Siła G, mięśnie
5	Panewka	przemieszczenia - x, y, z; obroty - x, y, z	belki o przekr. okr. 2 mm^2 i dł. 22 mm	wł. kości gąbczastej	Siła G, mięśnie
6	Spojenie łonowe	przemieszczenia - oś x, y; obroty - oś x	pręty o przekroju 2 mm^2 i długości 20 mm	wł. kości gąbczastej	
6	Panewka	przemieszczenia - x, y, z; obroty - x, y, z	belki o przekr. okr. 2 mm^2 i dł. 22 mm	wł. kości korowej	Siła G, mięśnie
7	Styk z k. krzyżową	przemieszczenia - x, y; obroty - x, y, z	pręty o przekroju 2 mm^2 i długości 20 mm	wł. kości gąbczastej	Siła G, mięśnie
8	Styk z k. krzyżową	przemieszczenia - x, y; obroty - x, y, z	pręty o przekroju 2 mm^2 i długości 20 mm	wł. kości korowej	Siła G

Uwagi:

- Warunki brzegowe w przemieszczeniach (podpory) odgrywają istotną rolę w modelu numerycznym.
- Podatność podpór ma istotny wpływ na rozkłady naprężeń i przemieszczeń. Zastosowanie elementów prętowych i belkowych w podporach umożliwia sterowanie podatnością podpór.
- Zaproponowany sposób podparcia umożliwia zadawanie warunków brzegowych lepiej odpowiadającym warunkom rzeczywistym niż w dotychczas proponowanych modelach.

8. Wyniki symulacji komputerowej

Dla każdego, przedstawionego w punkcie 5 modelu numerycznego przeprowadzono numeryczną analizę wytrzymałościową wyznaczając rozkłady przemieszczeń i naprężeń. Przyjmowano różne sposoby podparcia i zadawano różne warianty obciążenia. Różnice w podparciu dotyczą ilości odebranych stopni swobody w węzłach podpartych oraz podatności podpór w przypadku zastosowania elementów prętowych lub belkowych w podporze. Obciążenie zadawano zgodnie z ustaleniami poczynionymi w rozdziale 6. Jako hipotetyczne obciążenie maksymalne przyjmowano oddziaływanie wszystkich 23 wyróżnionych aktonów mięśniowych działających z maksymalną siłą (tabl.6.1); jako minimalne obciążenie przyjmowano oddziaływanie ciężaru górnej części ciała w pozycji stojącej (masa ciała 80 kg). Inny rodzaj obciążenia to oddziaływanie aktonów mięśniowych w poszczególnych fazach chodu (rys. 6.2). Badano wpływ poszczególnych czynników na otrzymane wartości naprężeń, przemieszczeń i odkształceń. Symulację komputerową przeprowadzano w następujący sposób: dla zadanego wariantu obciążenia zmieniano warunki brzegowe (podparcia) i badano ich wpływ na wartości naprężeń i przemieszczeń lub dla ustalonych warunków brzegowych zmieniano obciążenia i dla poszczególnych przypadków wyznaczano rozkłady naprężeń i przemieszczeń. Poniżej przedstawiono wybrane przykłady obliczeń dla poszczególnych modeli.

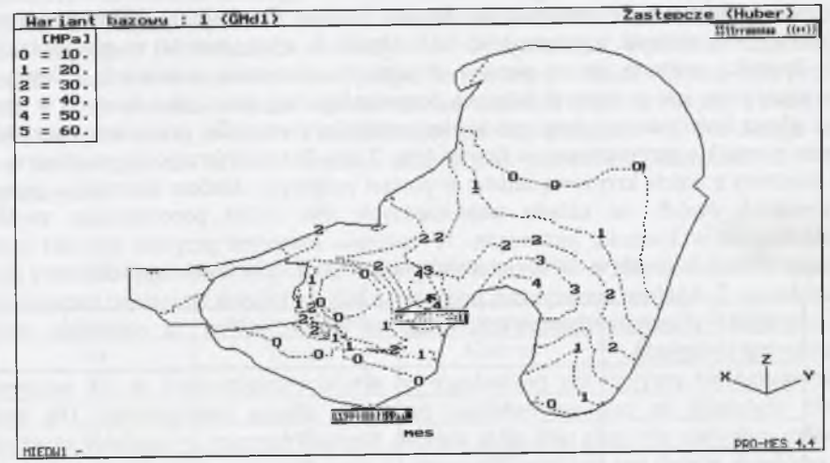
8.1. Wpływ warunków brzegowych na rozkłady naprężeń i przemieszczeń w modelu powłokowym kości miednicy człowieka

Analizując naprężenia i przemieszczenia w modelu powłokowym, przygotowano różne warianty obciążenia i podparcia modelu. Dla modeli powłokowych omówionych w pkt.7 wyznaczono rozkłady naprężeń zredukowanych. W pierwszym podejściu dla obciążenia maksymalnego (wszystkie aktony mięśniowe działają równocześnie z maksymalną siłą) zmieniano podparcie w panewce miednicy. Rozkład naprężeń w kości miednicy uzyskany dla poszczególnych modeli jest podobny. Występują jednak różnice w wartościach maksymalnych naprężeń zredukowanych i ich rozmieszczeniu. Dla modeli z utwierdzeniem panewki na obwodzie (model 1) oraz z podparciem za pośrednictwem elementów prętowych (model 2) maksymalne wartości naprężeń występują w pobliżu połączenia z kością krzyżową i osiągają odpowiednio 57 MPa i 87 MPa. Dla modelu z utwierdzeniem panewki w jednym punkcie (model 3) maksymalne wartości naprężeń występują w otoczeniu tego punktu i dochodzą do 119 MPa. Do wyznaczania naprężeń zredukowanych zastosowano hipotezę energii odkształcenia postaciowego Hubera-Misesa. Rozkłady naprężeń zredukowanych uzyskane dla modelu z panewką utwierdzoną na obwodzie przedstawia rys. 8.1.

Porównując otrzymane wyniki, należy stwierdzić, że maksymalne wartości naprężeń zredukowanych otrzymane dla modelu 3 wynikają z nieprawidłowego zamodelowania warunków brzegowych w panewce (utwierdzenie tylko w jednym punkcie).

Badano także wpływ warunków brzegowych zadanych na styku kości miednicy z kością krzyżową. Porównanie przeprowadzono dla przypadku odebrania możliwości obrotu węzłów względem osi Z oraz dla przypadku swobodnego obrotu węzłów względem osi Z, przy zachowaniu więzów narzuconych na przemieszczenia w płaszczyźnie XY. Zmiana warunków brzegowych symuluje sztywne lub podatne połączenie miednicy z kością krzyżową. Analiza numeryczna wykazała 3- do 4-krotny spadek naprężeń zredukowanych w pobliżu punktów podparcia (na styku z kością krzyżową) dla drugiego sposobu zadawania warunków brzegowych.

Analizowano również wpływ warunków brzegowych na przemieszczenia kości miednicy. Podobnie jak w przypadku naprężeń również przemieszczenia zależą od sposobu podparcia modelu. Wartości przemieszczeń otrzymane dla poszczególnych modeli różnią się nawet kilkakrotnie, jednak strefy występowania maksymalnych wartości są zbliżone. Największe wartości przemieszczeń każdorazowo występują w części grzebieniowej talerza miednicy, najmniejsze w panewce i jej otoczeniu. Maksymalne przemieszczenia wypadkowe zmieniają się od 1,377 mm w modelu pierwszym do 4,62 mm w modelu 3, składowa Y zaś zmienia się od 0,24 mm w modelu 1 do 2,404 mm w modelu 3. W tablicy 8.1 zestawiono maksymalne wartości przemieszczeń całkowitych i składowych dla trzech modeli powłokowych zaprezentowanych wcześniej. Przedstawione wartości uzyskano dla tego samego wariantu obciążenia. Dla wszystkich przypadków otrzymywano podobny rozkład różniący się jedynie wartościami maksymalnymi. Znaczne wartości przemieszczeń wypadkowych dla modelu 2 (4,488 mm) wynikają z podatnego podparcia miednicy w panewce i nie prowadzą do nieliniowych odkształceń, natomiast przemieszczenia wyznaczone dla modelu 3 (4,62 mm) wynikają z punktowego podparcia w panewce (odebranie przemieszczeń w punkcie leżącym na powierzchni panewki) i mogą prowadzić do nieliniowych odkształceń.



Rys. 8.1. Rozkłady naprężeń zredukowanych dla modelu powłokowego z utwierdzeniem w panewce (model 1)
Fig. 8.1. The reduced stress distribution for shell model with fixed acetabulum (model 1)

Tablica 8.1

Wartości maksymalnych ugięć powierzchni środkowej w [mm] dla jednego wariantu obciążenia

	XYZ	X	Y	Z	XY	YZ	ZX
model 1	1,377	1,002	0,2408	1,191	1,026	1,196	1,369
model 2	4,488	2,664	2,333	3,491	3,444	3,687	4,173
model 3	4,62	2,84	2,404	3,524	3,63	3,73	4,28

Analizując wyniki obliczeń numerycznych dla powłokowego i bryłowego modelu kości miednicy człowieka, można stwierdzić, że warunki brzegowe w przemieszczeniach (podparcia) mają istotny wpływ zarówno na rozkłady naprężeń, jak i przemieszczeń miednicy. Konieczne jest ustalenie rzeczywistych warunków w obszarach styku i ich możliwie dokładne zamodelowanie. Można zaobserwować, że punktowe przesztywnienie układu (model 3), jak i duża podatność w podporze (model 2) wpływają niekorzystnie na rozkłady naprężeń, powodując wzrost koncentracji naprężeń w pobliżu utwierdzenia przy równoczesnym wzroście maksymalnych wartości naprężeń. Wyniki przeprowadzonej symulacji wskazują, że w przypadku obciążeń pochodzących od aktonów mięśniowych istotne jest zbadanie rozkładu obciążenia od aktonów mięśniowych w miejscach ich przyczepów i uwzględnienie tego w modelu numerycznym.

8.2. Hipotezy wytężeniowe w analizie numerycznej kości miednicy człowieka

W kolejnych rozważaniach analizę numeryczną przeprowadzono dla modelu powłokowego miednicy z uwzględnieniem różnej wytrzymałości tkanki kostnej na rozciąganie i ściskanie. Przyjęto następujące stałe materiałowe: moduł Younga E = 10000 MPa, współczynnik Poissona ν = 0.3, stosunek wytrzymałości na ściskanie do wytrzymałości na rozciąganie R_c/R_r = 1.5. Panewka podparta jest za pomocą dwudziestu elementów prętowych, których jeden koniec zaczepiony jest w węzłach leżących bezpośrednio na powierzchni panewki w obszarze styku z głową kości udowej, drugi zaś koniec prętów leży w środku krzywizny panewki i ma odebrane wszystkie przemieszczenia linowe (rys. 7.1b). Warunki brzegowe w obszarze styku kości miednicy z kością krzyżową zadano w postaci podparcia układem elementów prętowych w kierunkach dwóch osi układu współrzędnych (rys. 7.2b) pozostawiając możliwość przemieszczenia w kierunku pionowym. W spojeniu łonowym przyjęto warunki symetrii, odbierając przemieszczenia w osi X i obrót względem osi Y oraz wstawiając elementy prętowe w kierunku osi Z. Analizie numerycznej poddano układy, w których zmieniano zarówno liczbę, jak i sztywność elementów prętowych. Miało to istotny wpływ na otrzymane rozkłady przemieszczeń i naprężeń.

Jako obciążenie przyjęto siły pochodzące od aktonów mięśniowych w ich maksymalnej wartości rozłożone na całą powierzchnię przyczepu aktonu mięśniowego. Dla każdego przypadku zadawane siły mają taką samą wartość. Rozkład naprężeń w miednicy uzyskany dla poszczególnych modeli jest podobny. Koncentracja naprężeń występuje w obszarze połączenia z kością krzyżową, w strefie przejścia z talerza do panewki, w pobliżu sklepienia panewki, a także w kości kulszowej. Występują jednak różnice w wartościach maksymalnych naprężeń zredukowanych i ich rozmieszczeniu. Analizując naprężenia zredukowane, skorzystano z kilku hipotez wytężeniowych: hipotezy największych naprężeń stycznych Treski, hipotezy energii odkształcenia postaciowego Hubera – Misesa, hipotezy Burzyńskiego (rozszerzona hipoteza Hubera oparta na niezmiennikach stanu naprężenia) oraz hipotezy Mohra (rozszerzona hipoteza Treski).Według hipotezy największych naprężeń stycznych, zaproponowanej przez Coulomba i rozwiniętej przez Treskę i Guesta, naprężenia zredukowane wyraża się zależnością:

$$\sigma_{red} = \sigma_{max} - \sigma_{min}. \qquad (8.1)$$

Użycie tej hipotezy do materiałów o różnej wytrzymałości na rozciąganie i ściskanie zaproponował Mohr w postaci:

$$\sigma_{red} = \sigma_{max} - (1/\kappa)\,\sigma_{min}, \qquad (8.2)$$

gdzie κ oznacza stosunek wytrzymałości na ściskanie i na rozciąganie. W hipotezie energii odkształcenia postaciowego Hubera (znanej również jako hipoteza Misesa) naprężenia zredukowane wyznacza się z zależności:

$$\sigma_{red} = \sqrt{\sigma_x^2+\sigma_y^2+\sigma_z^2 - \sigma_x\sigma_y - \sigma_y\sigma_z - \sigma_z\sigma_x + 3\,(\tau^2_{xy}+\tau^2_{yz}+\tau^2_{zx})}\,. \qquad (8.3)$$

Rozszerzenie możliwości zastosowań wyników hipotezy Hubera podał Burzyński. Zgodnie z uproszczoną hipotezą Burzyńskiego wzór na naprężenia zredukowane ma postać:

$$\sigma_{red} = (\kappa+1/2\kappa)\sqrt{\sigma_x^2+\sigma_y^2+\sigma_z^2 - \sigma_x\sigma_y - \sigma_y\sigma_z - \sigma_z\sigma_x + 3\,(\tau^2_{xy}+\tau^2_{yz}+\tau^2_{zx})} + (\kappa-1)/2(\sigma_x+\sigma_y+\sigma_z) \qquad (8.4)$$

Więcej informacji dotyczących hipotezy Burzyńskiego można znaleźć w pracach Burzyńskiego [52], Jakubowicza i Orłosia [147] oraz Bąka i Burczyńskiego [12]. Różnice w maksymalnych wartościach naprężeń zredukowanych wg poszczególnych hipotez dochodziły do kilkudziesięciu procent w zależności od rozpatrywanego modelu warunków brzegowych. W tablicy 8.2 zestawiono maksymalne wartości naprężeń zredukowanych dla wybranych 6 modeli. Rozkłady naprężeń zredukowanych dla modelu 5 wg wybranych hipotez prezentują rysunki 8.2 – 8.4, przy czym na rysunkach a) przedstawiono wyniki dla powierzchni zewnętrznej miednicy (od strony wgłębienia panewki), zaś na b) dla powierzchni wewnętrznej (po stronie przeciwnej). Wybrane modele różnią się sposobem podparcia (sztywnością podpór). Analiza numeryczna kości miednicy człowieka wykazała zależność rozkładu naprężeń i przemieszczeń od warunków brzegowych (przy takich samych stałych obciążeniach), czyli od podatności założonych więzów. Wraz ze zmianą podatności podpór zmieniają się maksymalne wartości naprężeń redukowanych i strefy ich występowania. Podobnie zachowują się przemieszczenia układu, duża sztywność podparcia (modele 3 i 5), jak również duża podatność (modele 4 i 6). Ponadto okazało się, że rozkład naprężeń zredukowanych i maksymalne wartości naprężeń zależą również od zastosowanej hipotezy wytężeniowej. Dla danego modelu różnice dochodzą do 50 MPa, co stanowi kilkadziesiąt procent (w odniesieniu do wartości maksymalnych).

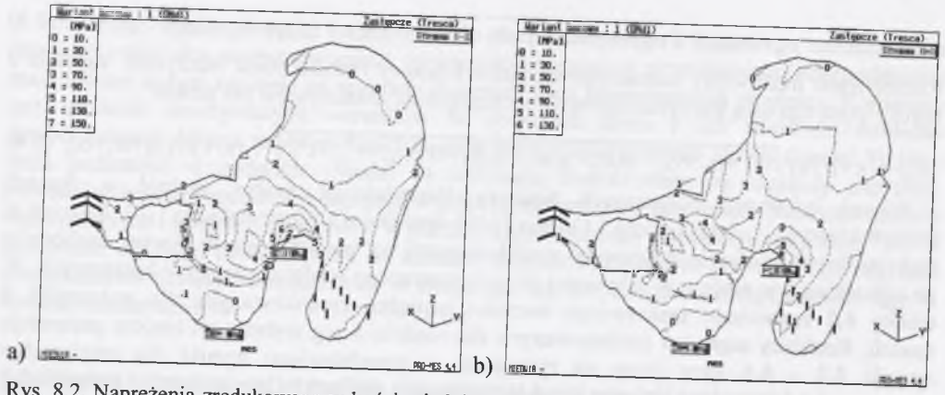
Tablica 8.2

Maksymalne wartości naprężeń redukowanych dla wybranych modeli

Model	Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych w MPa		
Nr	Treski	Hubera	Burzyńskiego
1	69	62	56
2	87	84	55
3	143	133	93
4	149	144	145
5	157	150	112
6	171	162	157

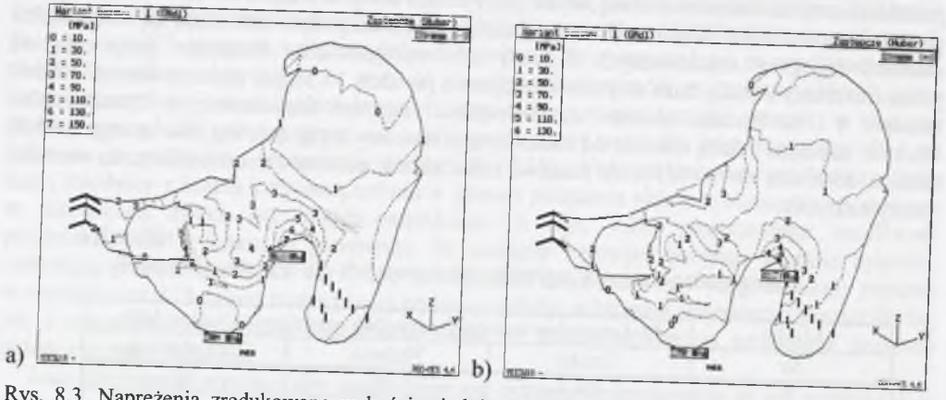
Przyjęcie hipotezy Burzyńskiego prowadzi do obniżenia wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych i zmiany obszaru ich występowania. Zastosowanie hipotezy Burzyńskiego wydaje się być bliższe warunkom rzeczywistym. Kolorowe mapy naprężeń zredukowanych dla tego samego sposobu podparcia i obciążenia (hipoteza Burzyńskiego) przedstawia rys. 8.5. Obliczenia przeprowadzono dla czterech hipotez wytężeniowych: Hubera-Misesa, Burzyńskiego, Mohra i Treski. Tak jak poprzednio (rys. 8.2 – 8.4) można zauważyć różnice w rozkładzie naprężeń zredukowanych dla poszczególnych hipotez, jak również różnice w wartościach maksymalnych wyznaczonych naprężeń. W hipotezach Burzyńskiego i Mohra można uwzględnić różną wytrzymałość na ściskanie i rozciąganie, co jest istotne w przypadku tkanki kostnej, gdzie stosunek wytrzymałości na ściskanie do wytrzymałości na rozciąganie wynosi ok. 1.5 (R_c/R_r = 1.5).

Dla rozpatrywanych modeli z takim samym obciążeniem, lecz różnymi sztywnościami podpór analizowano również wartości reakcji podporowych w poszczególnych strefach. Wyniki zestawiono w tablicy 8.3.



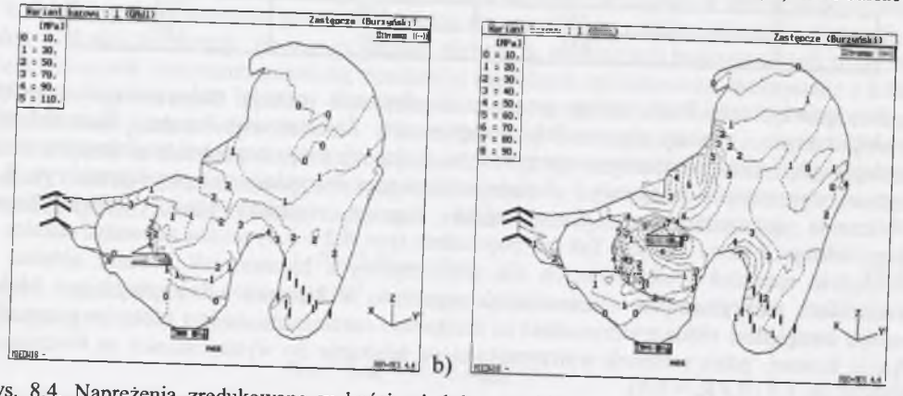
Rys. 8.2. Naprężenia zredukowane w kości miednicy wg hipotezy Treski: a) powierzchnia zewnętrzna, b) powierzchnia wewnętrzna

Fig. 8.2. The reduced stresses (Tresca criterion) in pelvic bone: a) outer surface, b) inner surface



Rys. 8.3. Naprężenia zredukowane w kości miednicy wg hipotezy Hubera-Misesa: a) powierzchnia zewnętrzna, b) powierzchnia wewnętrzna

Fig. 8.3. The reduced stresses (Huber-Mises criterion) in pelvic bone: a) outer surface, b) inner surface



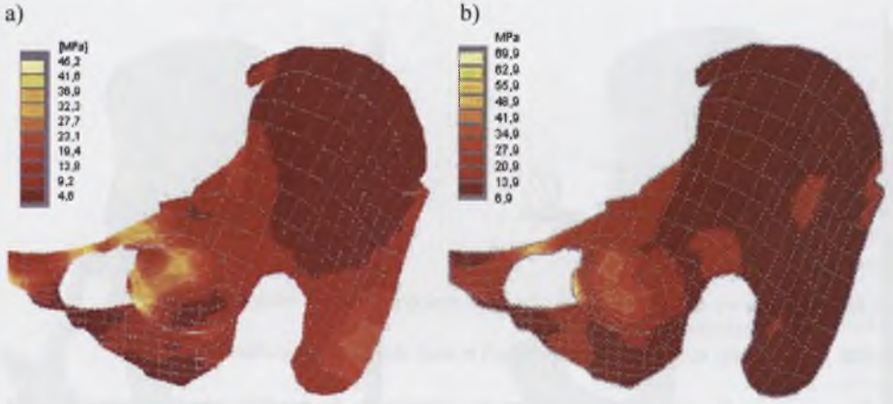
Rys. 8.4. Naprężenia zredukowane w kości miednicy wg hipotezy Burzyńskiego: a) powierzchnia zewnętrzna, b) powierzchnia wewnętrzna

Fig. 8.4. The reduced stresses (Burzynski criterion) in pelvic bone: a) outer surface, b) inner surface

Tablica 8.3

Zestawienie wartości reakcji w podporach względem osi X,Y,Z dla modelu powłokowego kości miednicznej

		Obszar/Wartość reakcji podporowej w [N]			
Nr wariantu	0sie współ.	Spojenie łonowe	Panewka	Obszar styku z kością krzyżową	Suma [N]
1	X	-32,1	-1128,4	1329,59	**169,09**
	Y	53,97	-127,5	-100,5	**-174,03**
	Z	-	1124,0	-	**1124,0**
2	X	-37,2	-1106,6	1312,7	**168,9**
	Y	25,19	-74,15	-125,51	**-174,47**
	Z	-	1124,2	-	**1124,2**
3	X	-42,1	-1116,7	1328,14	**169,34**
	Y	45,79	-101,3	-118,84	**-174,35**
	Z	-	1123,9	-	**1123,9**
4	X	-22,9	-1118,5	1310,55	**169,15**
	Y	55,38	-143,5	-86,42	**-174,54**
	Z	-	1124,0	-	**1124,0**
5	X	-19,0	-1113,5	1301,6	**169,1**
	Y	39,3	-122,2	-91,2	**-174,1**
	Z	-	1124,6	-	**1124,6**



Rys. 8.5. Naprężenia zredukowane wg hipotezy Burzyńskiego (model powłokowy): a) powierzchnia wewnętrzna, b) powierzchnia zewnętrzna

Fig. 8.5. The reduced stresses (Burzynski criterion) in shell model: a) inner surface, b) outer surface

Analizując wartości reakcji podporowych, można zauważyć, że poszczególne składowe zmieniają się dla różnych wariantów podparcia. Najmniejsze zmiany występują w panewce, gdzie jest najsztywniejsze podparcie, a największe w spojeniu łonowym gdzie jest większa podatność. Całkowita suma reakcji w poszczególnych kierunkach nie ulega zmianie (co powinno również wynikać z warunków równowagi). Dla różnych wariantów warunków brzegowych wyznaczano również naprężenia główne w modelu powłokowym. Kierunki naprężeń głównych wpływają na układ kierunków beleczek kostnych budujących tkankę kostną.

Przez długi czas uważano, że jeżeli rozkład naprężeń (zmieniony, podwyższony) utrzymuje się odpowiednio długo w danym obszarze, to występuje zjawisko przebudowy struktury tkanki

kostnej (remodelingu) odpowiednio do kierunków naprężeń głównych. Jest to zgodne z prawem Wolfa, które jednak w ostatnich latach jest krytykowane i podważane (np. Cowin [68], Jemioło i Telega [153], Telega i Lekszycki [271]).

Dla poszczególnych wariantów podparcia i obciążenia można wyznaczyć również rozkłady naprężeń głównych maksymalnych i minimalnych. Na rys. 8.6 przedstawiono rozkład naprężeń głównych maksymalnych dla wybranego wariantu podparcia (wszystkie aktony działają równocześnie). Analizując otrzymane wyniki, można zauważyć, że rozkłady i kierunki naprężeń głównych w rejonie panewki stawu biodrowego, w obszarze kości kulszowej i biodrowej mają podobną postać i zbliżone wartości. Na rys. 8.6 naprężenia główne przedstawione są odcinkami o różnej długości. Kierunek odcinka zgodny jest z kierunkiem naprężenia, wartość zaś jest proporcjonalna do długości odcinka. Kolorem fioletowym oznaczone są wartości dodatnie, natomiast wartości ujemne mają kolor żółty. Na rysunku dodatkowo oznaczono i podano największe wartości dodatnie i ujemne dla każdego rodzaju naprężenia.

Uzyskane rozkłady naprężeń głównych potwierdzają znany z literatury układ struktury kostnej w okolicach panewki stawu biodrowego [25,65,272,273]. Może to być również potwierdzeniem słuszności założeń przyjętych w modelu numerycznym.

Rys. 8.6. Przykładowy rozkład naprężeń głównych maksymalnych w modelu powłokowym (powierzchnia zewnętrzna)
Fig. 8.6. The principal stress distribution (major) in shell model (outer surface)

W programie Promes, zastosowanym w odniesieniu do modelu powłokowego, nie ma możliwości wyznaczania i prezentowania odkształceń. Z tego też powodu nie ma możliwości porównania rozkładów odkształceń wyznaczonych za pomocą innych programów. Wydaje się jednak, że w większości przypadków dostatecznej informacji o obiekcie dostarczają rozkłady naprężeń zarówno głównych, jak i zredukowanych.

8.3. Rozkłady naprężeń i przemieszczeń w modelu bryłowym kości miednicy człowieka

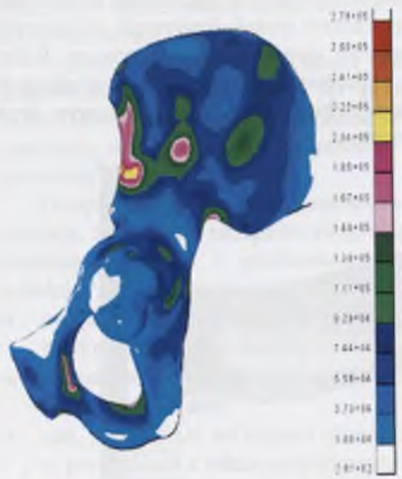
W kolejnym etapie analizę numeryczną przeprowadzono w oparciu o model bryłowy zbudowany na podstawie pomiarów manualnych. Do analizy stanu naprężenia i odkształcenia kości miednicy przyjęto model obciążenia składający się z siły pionowej równej 600 N przyłożonej do kości krzyżowej, modelującej siłę ciężkości ze strony górnej części ciała oraz sił oddziaływania głównych aktonów mięśniowych na powierzchnie przyczepów na kości miednicy. Tym samym model badany był w warunkach maksymalnego fizjologicznego

obciążenia ze strony aktonów mięśniowych, bez uwzględniania napięć mięśniowych wynikających z jednoczesnego biernego rozciągania włókien. Wyniki uzyskane dla wybranych wariantów obciążenia (rozdziały 6 i 7, tabl. 7.1) dla modelu bryłowego przedstawiono graficznie na rysunkach 8.7 – 8.12.

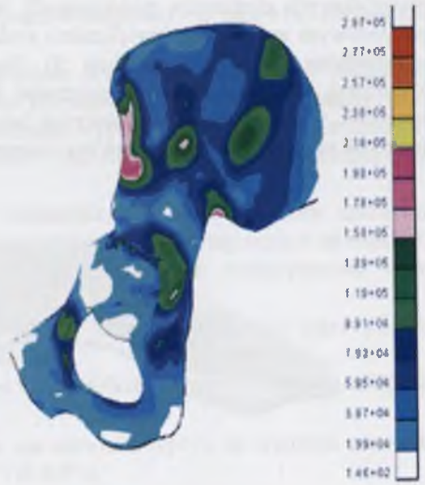
W wariancie 1 obszary koncentracji naprężeń obejmują część trzonu biodrowego przy panewce po stronie wewnętrznej (obszar maksymalnych naprężeń 278 MPa – lokalnie, na bardzo małym obszarze), przód talerza biodrowego (150 MPa), zagłębienie talerza biodrowego (130 MPa), wcięcie kulszowe większe (150 MPa), przód otworu zasłonionego (170 MPa). Największe przemieszczenia występują w okolicach kolca biodrowego przedniego górnego (9,9 mm). Największe odkształcenia występują w panewce w rejonie podparcia. Duże wartości przemieszczeń i naprężeń wynikają z podatności zastosowanych podpór (tabl. 7.1), przez co nie odzwierciedlają warunków fizjologicznych a jedynie stany patologiczne.

Dla wariantów 2 – 4 nie przedstawiono rysunków wyznaczonych wielkości z powodu małych różnic w stosunku do wariantu 1. Wyniki otrzymane dla wariantu 5 znacznie odbiegają od pozostałych. Bardzo duże wartości naprężeń i przemieszczeń wynikają z przyjęcia w panewce podpór podatnych o własnościach kości gąbczastej. W pozostałych przypadkach elementy podporowe mają własności kości korowej.

W wariancie 6 obszary koncentracji naprężeń obejmują część trzonu biodrowego przy panewce po stronie wewnętrznej (obszar maksymalnych naprężeń 297 MPa), przód talerza biodrowego (200 MPa), zagłębienie talerza biodrowego (160 MPa), wcięcie kulszowe większe (200 MPa), kość łonową (100 MPa). Największe przemieszczenia występują w okolicach kolca biodrowego przedniego górnego (11,1 mm). W obszarze guza kości kulszowej wynoszą 5 mm.



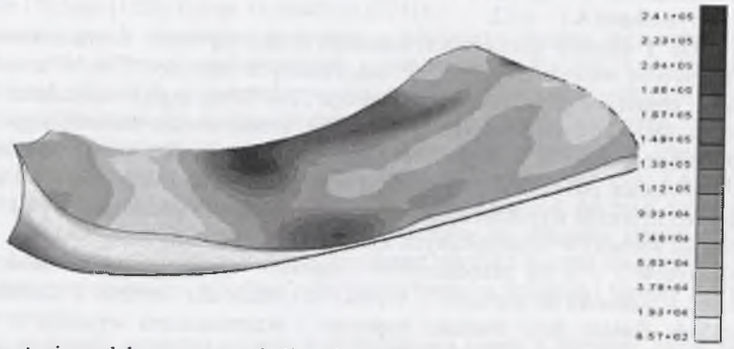
Rys. 8.7. Wykres naprężeń zredukowanych (strona zewnętrzna, [kPa]) – wariant 1
Fig. 8.7. The reduced stresses (outer surface, in [kPa]) – load case 1



Rys. 8.8. Wykres naprężeń zredukowanych (strona zewnętrzna, [kPa]) – wariant 6
Fig. 8.8. The reduced stresses (outer surface, in [kPa]) – load case 6

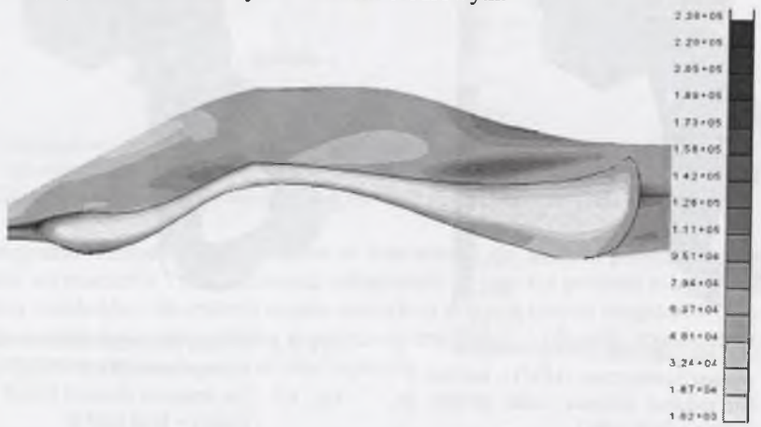
Największe odkształcenia występują w panewce w rejonie podparcia. Odnośnie do naprężeń i przemieszczeń ważność zachowują uwagi poczynione dla wariantu 1. Dla wariantu 7 otrzymano podobne wartości jak dla wariantu 6. W wariancie 8 (obciążenie tylko ciężarem górnej części ciała) wartość maksymalnych naprężeń zredukowanych nieznacznie przekracza 9 MPa. Niezależnie od wartości maksymalnych naprężeń można wyróżnić obszary koncentracji wspólne dla wszystkich wariantów. Są one następujące:

- przejście między panewką a talerzem biodrowym po stronie wewnętrznej,
- wcięcie kulszowe większe,
- przednia cześć talerza biodrowego.



Rys. 8.9. Naprężenia zredukowane – przekrój wzdłuż talerza miednicy (wariant 1, w [kPa])
Fig. 8.9. The reduced stresses – the cross section along ilium (load case 1, in [kPa])

Inne obszary największych naprężeń są charakterystyczne dla poszczególnych wariantów. Wartość naprężeń nieznacznie się zmieniała w wariantach od 1 do 4 (od 278 MPa do 296 MPa). Zmienność tych wariantów polegała na zmianie średnic elementów belkowych, podpierających kość w panewce. Znacznie większy wpływ miała zmiana własności materiałowych elementów podporowych. Nadanie własności struktury gąbczastej elementom podporowym w panewce (zwiększenie podatności w podporze) ponad dwukrotnie zwiększyło maksymalne naprężenia (wariant 5). Podobnie nadanie elementom podporowym kości krzyżowej, własności struktury gąbczastej zwiększyło naprężenia. Do obszarów największych naprężeń, w tym przypadku dołączyły inne, takie jak zagłębienie w talerzu biodrowym oraz przejście między kolcem kulszowym i talerzem biodrowym.



Rys. 8.10. Naprężenia zredukowane, przekrój w poprzek talerza miednicy (wariant 1, w [kPa])
Fig. 8.10. The reduced stresses – the cross section across ilium (load case 1, in [kPa])

Nadanie własności struktury gąbczastej oprócz kości krzyżowej elementom w spojeniu łonowym (wariant 7) zwiększyło naprężenia tak jak w wariancie 5. Również znacznej zmianie uległa lokalizacja tego naprężenia. Wystąpiło ono na części łonowej nad otworem zasłonionym. Zmiana jedynie własności materiałowych elementów podporowych w spojeniu

łonowym (na kość gąbczastą) nie powodowała znacznego wzrostu naprężeń (297 MPa). Do wymienionych wcześniej obszarów występowania największych naprężeń dołączyć trzeba obszar bliski przyczepowi mięśnia GMx (gluteus maksimus), który w tym przypadku pełni rolę podpory. Obciążenie jedynie ciężarem górnej części ciała zmniejszyło wartość maksymalnych naprężeń do 9 MPa (wariant 8). Obszar ich występowania ograniczył się do wcięcia kulszowego większego oraz wcięcia kulszowego większego i przyczepu GMx.

Powyższe dane dotyczyły kości korowej. Dla struktury gąbczastej wyniki te są ok. 70% mniejsze dla jej powierzchni i ok. 90% mniejsze dla jej środka. We wszystkich wariantach dla struktury podchrzęstnej (subchondral), czyli w panewce, maksymalne naprężenia wyniosły ok. 30% maksymalnych naprężeń dla całej kości. Mieściły się w górno-tylnej części panewki.

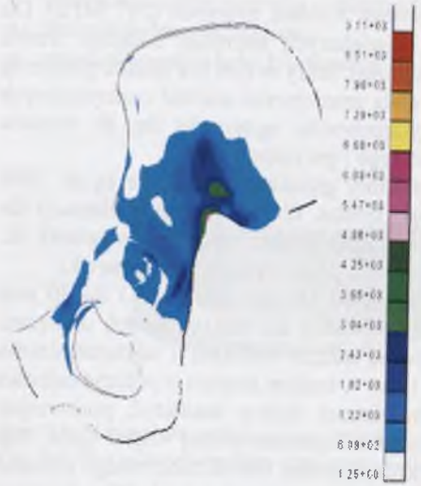
Wartość maksymalnych przemieszczeń zmieniała się od 10 mm (wariant 1) do 30 mm (wariant 5) przy całkowitym obciążeniu i była proporcjonalna do maksymalnych naprężeń. Należy podkreślić, że wartość przemieszczeń w głównej mierze wynikała z odkształcalności podpór i przemieszczeń elementów podporowych, a tylko w małym stopniu z odkształcalności miednicy. Różnice w obszarach największych przemieszczeń można zauważyć, porównując model przy całkowitym obciążeniu i obciążeniu jedynie ciężarem górnej części ciała. Dla pierwszego przypadku obszar ten znajdował się w przedniej części talerza biodrowego (okolice kolca biodrowego przedniego górnego), dla drugiego w jego tylnej części. Dla drugiego sposobu podparcia, przy obciążeniu wszystkimi siłami i ciężarem górnej części ciała, maksymalne przemieszczenie wystąpiło w okolicy kolca biodrowego przedniego górnego i wyniosło 7,9 mm. Dla obciążenia jedynie siłą górnej części ciała owo przemieszczenie wystąpiło oprócz kolca biodrowego przedniego górnego na kolcu kulszowym i wyniosło 0,013 mm. Największe odkształcenia niezależnie od wariantu występowały w panewce. Ich wartość nie przekraczała 0,00039.

Wartości wybranych wielkości dla poszczególnych wariantów podparcia i obciążenia zestawiono w tablicy 8.4. W poszczególnych pozycjach przedstawiono maksymalne odkształcenia wypadkowe, maksymalne przemieszczenia wypadkowe. Trzy ostatnie kolumny zawierają składowe reakcji w panewce odpowiednio w osi strzałkowej, osi poprzecznej i osi pionowej.

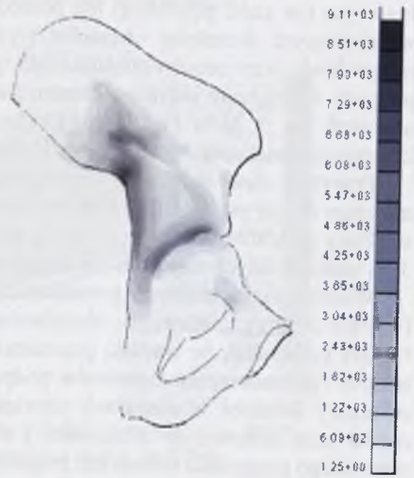
Przeprowadzona analiza wariantowa modelu numerycznego kości miednicy człowieka ukazuje, że warunki brzegowe związane z przemieszczeniami mają istotny wpływ na rozkład i wielkość naprężeń i przemieszczeń w przygotowanych modelach numerycznych kości miednicy. Najistotniejsze spostrzeżenia to:

- zwiększona podatność podpór - kości krzyżowej, a w szczególności kości udowej (staw biodrowy), wpływa znacząco na zwiększenie naprężeń ,
- zmiana podatności podpór w spojeniu łonowym w niewielkim stopniu wpływa na wielkość i rozkład naprężeń,
- siła, pochodząca od ciężaru górnej części ciała, ma niewielki wpływ na wielkość naprężeń w porównaniu z siłami mięśniowymi (9 MPa - 278 MPa),
- przyjęcie przypadku obciążenia ciężarem ciała oraz przyjęcie mięśnia gluteus maximus jako „podpory" w modelu nieznacznie zmniejszyło naprężenia maksymalne (ok. 11%).

Tylko w kilku wariantach obciążenia i warunków brzegowych wyznaczone wartości naprężeń maksymalnych dla obciążenia całkowitego w strukturze korowej mieszczą się poniżej granicy wytrzymałości. Dla struktury beleczkowej naprężenia w wyżej wymienionych wariantach przekraczają wartość dopuszczalną. Jak widać z przedstawionych wyników symulacji komputerowej, tylko niektóre warianty obciążenia i podparcia mogą odpowiadać warunkom fizjologicznym ze względu na występujące maksymalne wartości naprężeń i przemieszczeń. Pozostałe mogą jedynie modelować stany patologiczne spowodowane dysfunkcjami poszczególnych elementów stawu biodrowego.



Rys. 8.11. Wykres naprężeń zredukowanych (strona zewnętrzna, [kPa]) – wariant 8
Fig. 8.11. The reduced stresses (outer surface, in [kPa]) – load case 8



Rys. 8.12. Wykres naprężeń zredukowanych (strona wewnętrzna, [kPa]) – wariant 8
Fig. 8.12. The reduced stresses (inner surface, in [kPa]) – load case 8

Przeprowadzone obliczenia stanowią jednak użyteczną pomoc w badaniach nad rozkładem naprężeń w kości miednicy:

- określają wpływ warunków brzegowych na rozkład naprężeń i przemieszczeń w modelu numerycznym kości miednicy człowieka,
- określają rozkłady naprężeń, przemieszczeń i odkształceń w modelu bryłowym (warstwowym) kości miednicy,
- mogą być pomocne w chirurgii stawu biodrowego, np. przy rekonstrukcji kości miednicy,
- określają siły działające na główkę kości udowej, co może być pomocne między innymi przy projektowaniu endoprotez stawu biodrowego.

Tablica 8.4
Zestawienie wybranych wyników dla poszczególnych wariantów podparcia i obciążenia dla modelu bryłowego

Wariant obciążenia	Maksymalne odkształcenia	Składowe reakcji w panewce		
		oś strzałkowa [N]	oś poprzeczna [N]	oś pionowa [N]
1	0,000142	-7660	-7170	-6800
2	0,000158	-7700	-7380	-6480
3	0,000142	-7660	-7170	-6800
4	0,000127	-8190	-7690	-7490
5	0,000386	-6830	-10700	-4080
6	0,000161	-7610	-6670	-7480
7	0,000157	-8490	-6380	-6210
8	0,000003	-94,3	-202	-136

8.4. Model bryłowo-powłokowy kości miednicy

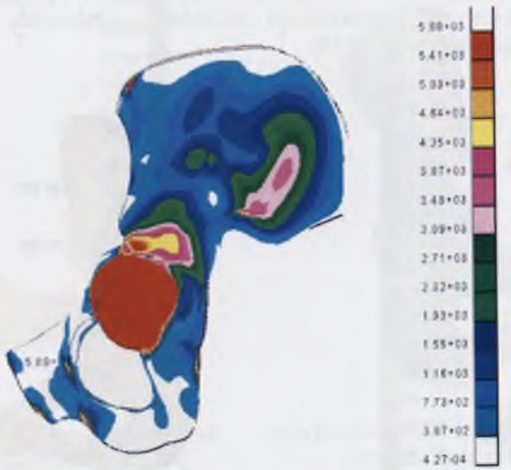
Oprócz modelu bryłowego zbudowano również model bryłowo-powłokowy. Elementy powłokowe zostały zaczepione na węzłach zewnętrznych warstwy zewnętrznej elementów bryłowych. Elementy bryłowe odpowiadały kości gąbczastej i tkance podchrzęstnej (w panewce), elementy powłokowe - kości korowej. Taki model umożliwia porównanie uzyskanych wyników z pracą Dalstry i Huiskesa [79].

Aby uzyskać poprawne wyniki analizy takiego modelu, należało wstawić elementy przejściowe w węzły sąsiadujących różnych rodzajów elementów skończonych (bryłowych i powłokowych). Miałyby one przenieść obroty w węzłach elementów powłokowych na przesunięcia w węzłach elementów bryłowych. Jest to spowodowane różnicą ilości stopni swobody w węzłach opisujących elementy powłokowe (6 stopni swobody) i bryłowe (3 stopnie swobody). Zadanie to okazało się jednak, na ówczesnym etapie, bardzo czaso- i pracochłonne (12495 węzłów) i nie zostało zrealizowane, ponieważ nie można było zautomatyzować tego procesu. Zamiast powyższego, w modelu przyjęto istnienie węzłów wspólnych dla obu rodzajów elementów, w których dopuszczalne byłyby jedynie przesunięcia.

Przyjęto, podobnie jak w [79], następujące własności materiałowe struktur kostnych:

- kość korowa - elementy powłokowe o grubości 4 mm,
- kość gąbczasta - wszystkie elementy bryłowe z wyjątkiem panewki,
- struktura podchrzęstna - elementy bryłowe w panewce.

Warunki brzegowe związane z siłami i przemieszczeniami przyjęto jak w wariancie 1 (patrz tabl. 7.1). Ze względu na wspólne węzły elementów bryłowych i powłokowych wykresy dla warstwy zewnętrznej struktury korowej i gąbczastej są takie same. Maksymalne naprężenia występują w panewce i wynoszą ok. 150 MPa (rys. 8.13). W pozostałym obszarze, naprężenia maksymalne wynoszą 5,8 MPa i występują na przejściu między talerzem biodrowym i panewką oraz po przeciwnej stronie obszaru styku z kością krzyżową. Tak znaczna różnica wyników między ww. miejscami wynika z braku elementów powłokowych w panewce. Maksymalne przemieszczenie występuje w przedniej części grzebienia biodrowego.



Rys. 8.13. Naprężenia zredukowane w modelu bryłowo-powłokowym (strona zewnętrzna, w [kPa])
Fig. 8.13. The reduced stresses in solid-shell model (outer surface, in [kPa])

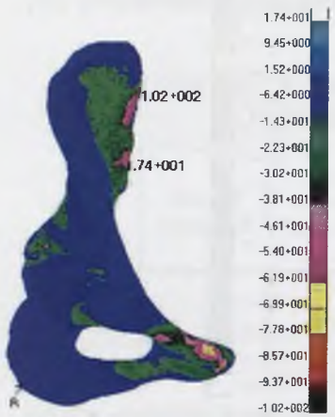
Wyniki te nie są w pełni wiarygodne ze względu na uproszczenia zastosowane w modelu (brak obrotów w węzłach elementów powłokowych). Dają jednak obraz różnicy wyników

uzyskanych przy stosowaniu elementów powłokowych i elementów bryłowych do modelowania kości korowej. Ponadto wiadomo, że uwzględnienie tylko stopni swobody w przemieszczeniach (bez obrotów) przy połączeniu elementów bryłowych i powłokowych daje różnice w wynikach rzędu od kilku do kilkunastu procent ([190,244,249,296]). Taki model pozwala jednak porównywać wyniki uzyskane przez Dalstrę i Huiskesa [79], przy braku szczegółowego opisu tworzenia modelu bryłowo-powłokowego w wymienionej pracy. Rozkłady naprężeń i przemieszczeń są bardzo podobne, wartości maksymalne nieco się różnią. Większe wartości uzyskano w niniejszej pracy.

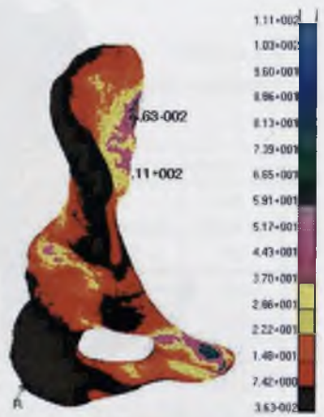
8.5. Rozkłady naprężeń i przemieszczeń w modelu warstwowym kości miednicy człowieka

Model warstwowy kości miednicy utworzony na podstawie pomiarów współrzędnościowych lub tomografii komputerowej charakteryzuje się znacznie lepszym (dokładniejszym) odwzorowaniem cech geometrycznych specyficznych dla danego osobnika. Również wprowadzona struktura warstwowa lepiej przybliża rzeczywiste własności kości miednicznej. Przetestowane wcześniej sposoby podparcia i obciążenia znalazły tutaj zastosowanie. Potwierdzenie poprawności założeń wprowadzonych w trakcie tworzenia modelu numerycznego zostało dokonane w trakcie weryfikacji doświadczalnej przeprowadzonej przy użyciu metody optycznej ESPI (rozdział 10).

Model warstwowy został zastosowany do identyfikacji stałych materiałowych tkanki kostnej (rozdział 11), do budowy modelu z ortotropowymi własnościami materiału (rozdział 12) i symulacji zabiegów operacyjnych (rozdział 13). Używając modelu warstwowego badano również wpływ stałych materiałowych na wartości naprężeń i przemieszczeń w miednicy (rozdział 9). Najwięcej obliczeń przeprowadzono dla modelu warstwowego przyjmując liniowo-sprężysty model materiału i jednorodne własności w obrębie poszczególnych rodzajów tkanek (kości korowej i beleczkowej). Obciążenia i warunki brzegowe przyjmowano zgodnie z uwagami przedstawionymi w rozdziale 7. Badano, między innymi, rozkłady naprężeń, przemieszczeń i odkształceń dla wybranych faz chodu człowieka, przyjmując w danych fazach obciążenia pochodzące od odpowiednich aktonów mięśniowych. Przykładowe wyniki przedstawiono na rysunkach 8.14 – 8.19.

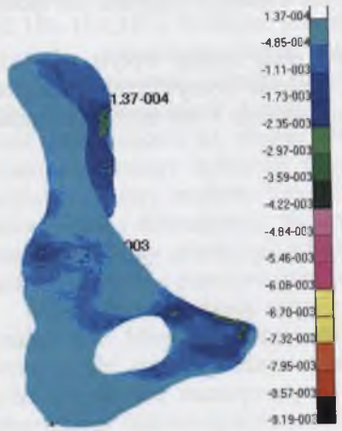


Rys. 8.14. Maksymalne naprężena główne (model warstwowy, [MPa])
Fig. 8.14. The principal stresses (major, layer model, in [MPa])

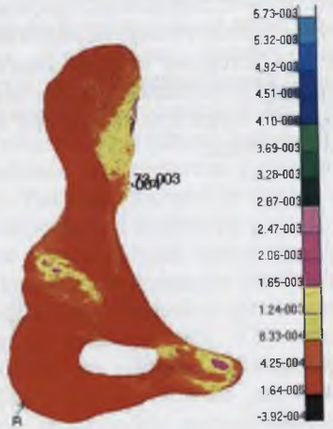


Rys. 8.15. Wykres naprężeń zredukowanych (model warstwowy, [MPa])
Fig. 8.15. The reduced stresses (layer model, in [MPa])

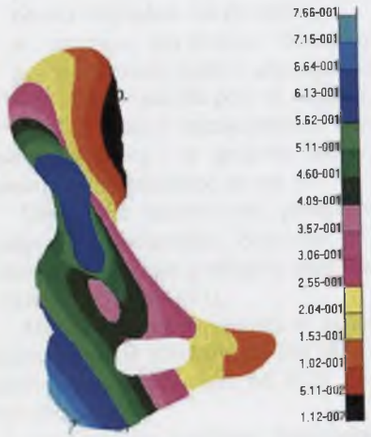
Kolejne rysunki przedstawiają rozkłady maksymalnych naprężeń głównych, rozkłady naprężeń zredukowanych, minimalnych i maksymalnych odkształceń głównych, przemieszczeń wypadkowych i składowej pionowej przemieszczenia. Naprężenia wszędzie podane są w MPa, a przemieszczenia w mm. W zależności od fazy chodu wartości maksymalne poszczególnych wielkości mogą się różnić dość znacznie, np. maksymalne naprężenia zredukowane mogą przyjmować wartość od 111 MPa do 290 MPa, przemieszczenia wypadkowe (maksymalne) mogą przyjmować wartości od 0.766 mm do 2.36 mm.



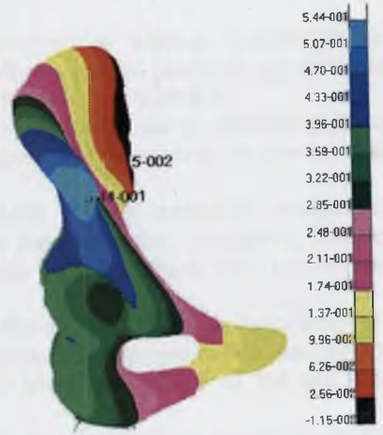
Rys. 8.16. Odkształcenia główne minimalne (model warstwowy)
Fig. 8.16. The principal strain (major, layer model)



Rys. 8.17. Odkształcenia główne maksymalne (model warstwowy)
Fig. 8.17. The principal strain (minor, layer model)



Rys. 8.18. Przemieszczenia wypadkowe (model warstwowy, [mm])
Fig. 8.18. The resultant displacement (layer model, in [mm])



Rys. 8.19. Przemieszczenia –składowa pionowa (model warstwowy, [mm])
Fig. 8.19. Vertical component of displacement (layer model, in [mm])

Analizując wyniki obliczeń numerycznych dla powłokowego i bryłowego modelu kości miednicy człowieka, można sformułować następujące uwagi:

- rodzaj zastosowanych elementów skończonych (powłokowe, bryłowe) ma wpływ na otrzymane wyniki; celowe wydaje się być stosowanie elementów bryłowych z uwzględnieniem warstwowej budowy miednicy,
- dokładność odwzorowania geometrii ma wpływ na otrzymane wyniki, jednak niewielkie odstępstwa od kształtów rzeczywistych nie mają istotnego wpływu na globalne zachowanie się układu,
- uwzględnienie anizotropii i niejednorodności materiałowej pozwoliłoby dokładniej zamodelować zagadnienie; wprowadzenie ortotropowych własności materiału jest możliwe pod warunkiem posiadania odpowiednich danych,
- warunki brzegowe w przemieszczeniach (podparcia) mają istotny wpływ na rozkład naprężeń i przemieszczeń w miednicy; konieczne jest ustalenie rzeczywistych warunków w obszarach styku z sąsiadującymi elementami układu kostnego i ich możliwie dokładne zamodelowanie.

9. Wrażliwość modelu numerycznego na zmianę wartości stałych materiałowych

Podstawowe problemy modelowania numerycznego kości miednicy to: budowa adekwatnego modelu geometrycznego miednicy, dobór warunków brzegowych oraz dobór materiału i przyjęcie stałych materiałowych [23,26,33,58,78,79,85,119-123,136,154-162,180-184,197]. Wiadome jest, na podstawie przeglądu literatury i badań własnych autora, że stałe materiałowe mają istotny wpływ na otrzymywane wartości wielkości wytrzymałościowych, głównie przemieszczeń i naprężeń. W celu zobrazowania ilościowego wpływu poszczególnych stałych na otrzymywane wartości, a równocześnie w celu zbadania wrażliwości modelu na zmianę stałych materiałowych, przeprowadzono test pozwalający rejestrować zmiany ilościowe i jakościowe w rozkładzie przemieszczeń i naprężeń pod wpływem zmiany modułu Younga i współczynnika Poissona zarówno w obszarze kości korowej, jak i beleczkowej. W przeprowadzonych obliczeniach testowych przyjęto prosty schemat statyczny układu, gdyż badano jedynie wpływ poszczególnych stałych na rozkłady i wartości naprężeń i przemieszczeń, a nie analizowano konkretnego przypadku klinicznego.

W niniejszym rozdziale wszystkie obliczenia przedstawiono dla modelu opracowanego wg punktu 5.4. Miednicę obciążono siłą przyłożoną w panewce (rys. 9.1), zmieniając równocześnie moduł Younga i współczynnik Poissona w zakresie fizjologicznym, na podstawie danych zaczerpniętych z literatury [26,68]. Przyjęto, że kość jest materiałem jednorodnym liniowo-sprężystym. Dla prezentowanego tutaj modelu geometrycznego kości miednicy człowieka wprowadzono następujące warunki brzegowe:

1. w obszarze styku z kością krzyżową w węzłach odebrano możliwość przemieszczeń we wszystkich kierunkach,
2. w spojeniu łonowym odebrano przemieszczenie węzłów w płaszczyźnie poziomej, pozostawiając możliwości przemieszczeń pionowych, dodatkowo odebrano możliwość obrotu względem osi pionowej,
3. w panewce przyłożono obciążenie siłami skupionymi w węzłach położonych na powierzchniach styku z głową kości udowej (ok. 3/8 powierzchni panewki), kąt działania siły przyjęto jak dla pozycji stojącej, zadano całkowitą wartość siły 2000 N.

Model wraz z zaznaczonymi warunkami brzegowymi (podparcie w obszarze styku z kością krzyżową i w spojeniu łonowym oraz obciążenie siłą w węzłach na powierzchni panewki) przedstawiono na rys. 9.1.

Obliczenia numeryczne przeprowadzono dla takich samych warunków brzegowych (podparcia i obciążenia). Założono, że badany ośrodek jest jednorodny, izotropowy, liniowo-sprężysty. Zmianom podlegały stałe materiałowe zarówno w odniesieniu do kości korowej, jak i beleczkowej [169-171].

Moduł Younga zmieniano w zakresie od 10000 MPa do 20000 MPa dla kości korowej i odpowiednio od 100 MPa do 200 MPa dla kości beleczkowej. Współczynnik Poissona przyjęto odpowiednio w zakresie od 0.25 do 0.35 dla kości korowej i od 0.3 do 0.4 dla kości beleczkowej.

Analizowano rozkłady przemieszczeń i naprężeń w zależności od przyjętych stałych materiałowych dla poszczególnych warstw tkanki kostnej. Porównanie przeprowadzono uwzględniając wartości naprężeń i przemieszczeń maksymalne dla danego wariantu oraz w wybranych punktach na powierzchni kości kulszowej (naprężenia w węźle 148860, przemieszczenia w węźle 153557, rys. 9.2). Wyniki zestawiono w tabl. 9.1.

Na podstawie wyników zestawionych w tabl. 9.1 można przeanalizować wpływ stałych materiałowych przyjętych dla kości korowej i beleczkowej na rozkłady naprężeń i przemieszczeń w kości miednicy człowieka.

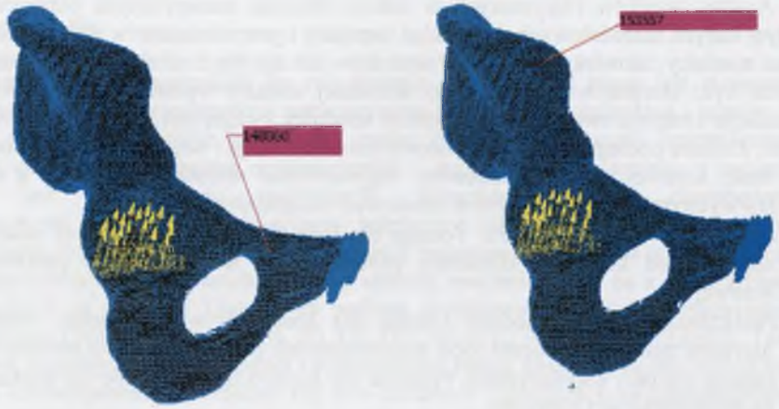
Rys. 9.1. Model numeryczny kości miednicy z zadanymi warunkami brzegowymi
Fig. 9.1. The numerical model of pelvic bone with boundary conditions

Tablica 9.1
Wartości naprężeń i przemieszczeń w modelu miednicy człowieka, maksymalne i w wybranym węźle, dla różnych stałych materiałowych kości korowej i beleczkowej

Stałe materiałowe				Naprężenia [MPa]		Przemieszczenia [mm]	
Kość korowa		Kość gąbczasta					
E [MPa]	ν	E [MPa]	ν	Max	148860	max	153557
10000,00	0,30	100,00	0,30	110,0	58,3	1,5300	1,3040
10000,00	0,30	100,00	0,40	111,0	58,2	1,5300	1,3095
10000,00	0,30	200,00	0,30	104,0	50,1	1,3100	1,0943
10000,00	0,30	200,00	0,40	104,0	50,1	1,3200	1,1021
15000,00	0,30	100,00	0,30	113,0	63,4	1,1200	0,9569
15000,00	0,30	100,00	0,40	106,0	62,2	1,1200	0,9628
15000,00	0,30	200,00	0,30	108,0	54,8	0,9600	0,8077
15000,00	0,30	200,00	0,40	108,0	54,8	0,9600	0,8134
20000,00	0,25	100,00	0,40	118,0	67,2	0,8800	0,7655
20000,00	0,25	200,00	0,30	113,0	58,8	0,7600	0,6446
20000,00	0,30	100,00	0,30	115,0	67,1	0,8890	0,7686
20000,00	0,30	100,00	0,40	115,0	66,6	0,8870	0,7722
20000,00	0,30	200,00	0,30	110,0	58,3	0,7660	0,6504
20000,00	0,35	100,00	0,40	112,0	66,1	0,8900	0,7764
20000,00	0,35	200,00	0,30	107,0	57,8	0,7700	0,6542

Wartości maksymalne naprężeń zredukowanych (wg hipotezy Hubera-Misesa) zmieniają się od 104 MPa - w przypadku przyjęcia dla kości korowej E = 10000 MPa, ν = 0.3, a dla kości beleczkowej E = 200 MPa, ν = 0.4 (lub 0.3), do 118 MPa - w przypadku przyjęcia dla kości korowej E = 20000 MPa, ν = 0.25, dla kości beleczkowej zaś E = 100 MPa, ν = 0.4. Odnosząc różnicę do wartości najmniejszej, otrzymuje się zmianę rzędu 13,5%. W przypadku analizy zmian naprężeń zredukowanych w węźle 148860 obserwuje się zmianę wartości naprężeń od 50,1 MPa do 67,2 MPa dla takich samych stałych materiałowych jak w przypadku naprężeń

maksymalnych. Odnosz7ąc maksymalną różnicę do wartości najmniejszej, otrzymuje się zmianę rzędu 34%.



Rys. 9.2. Położenie węzłów, dla których porównywano wartości naprężeń i przemieszczeń
Fig. 9.2. The location of nodes with trade-off studies of the stress and displacement

Analizując wartości maksymalnych przemieszczeń obserwuje się proporcjonalnie większe zmiany niż w przypadku naprężeń. Wartości maksymalnych przemieszczeń zmieniają się od 0,76 mm - w przypadku przyjęcia dla kości korowej E = 20000 MPa, ν = 0.25, a dla kości beleczkowej E = 200 MPa, ν = 0.3, do 1,53 mm - w przypadku przyjęcia dla kości korowej E = 10000 MPa, ν = 0.3, a dla kości beleczkowej E = 100 MPa, ν = 0,4 (lub 0,3). Odnosząc różnicę do wartości najmniejszej, otrzymuje się zmianę rzędu 101%. W przypadku analizy zmian przemieszczeń w węźle 153557 obserwuje się zmianę wartości od 0,6446 mm do 1,3 mm dla takich samych stałych materiałowych jak w przypadku przemieszczeń maksymalnych. Odnosząc maksymalną różnicę do wartości najmniejszej, otrzymuje się zmianę rzędu 102%.

Zwiększenie wartości modułu Younga dla kości beleczkowej ze 100 MPa do 200 MPa powoduje spadek wartości maksymalnych naprężeń ze 110 MPa do 104 MPa (z 58,3 MPa do 50,1 MPa w węźle 148860) przy niezmienionych współczynnikach Poissona w obydwóch rodzajach tkanki kostnej. Zwiększenie wartości modułu Younga dla kości korowej z 10000 MPa do 15000 MPa powoduje wzrost wartości maksymalnych naprężeń ze 110 MPa do 113 MPa (z 58,3 MPa do 63,4 MPa w węźle 148860) przy niezmienionych współczynnikach Poissona w obydwóch rodzajach tkanki kostnej. Przy dalszym wzroście wartości modułu Younga dla kości korowej (z 15000 MPa do 20000 MPa) tendencja wzrostu naprężeń zostaje zachowana.

Zmiana wartości współczynnika Poissona dla kości beleczkowej nie ma istotnego wpływu na zmianę wartości naprężeń. Zwiększenie wartości współczynnika Poissona dla kości korowej o 0,05 powoduje spadek wartości naprężeń o kilka MPa.

Analizując przemieszczenia, można zauważyć, że zmiana współczynnika Poissona, zarówno dla kości korowej, jak i beleczkowej, nie ma większego wpływu na zmianę wartości przemieszczeń, natomiast zmiana modułu Younga zarówno dla kości korowej, jak i beleczkowej ma istotny wpływ na zmianę wartości przemieszczeń. Przykładowo, zwiększenie wartości modułu Younga dla kości beleczkowej ze 100 MPa do 200 MPa powoduje spadek wartości maksymalnych przemieszczeń ze 1,53 mm do 1,31 mm (z 1,304 mm do 1,0943 mm w węźle 153557), tj. ok. 17% (19% w węźle 153557), zwiększenie zaś wartości modułu Younga dla kości korowej z 10000 MPa do 15000 MPa powoduje spadek wartości maksymalnych

przemieszczeń ze 1,53 mm do 1,12 mm (z 1,304 mm do 0,9569 mm w węźle 153557), tj. ok. 37% (36% w węźle 153557).

Analiza wyników otrzymanych w trakcie obliczeń numerycznych potwierdziła istotny wpływ stałych materiałowych na rozkład naprężeń i przemieszczeń w modelu numerycznym kości miednicy człowieka. Większość wniosków jest zgodna z oczekiwaniami, jednak niektóre można było sformułować dopiero po dokładnej analizie wyników. Należy podkreślić, że symulacja komputerowa dotyczyła modelu miednicy uwzględniającego warstwową strukturę kości. Zmianie podlegały stałe materiałowe (moduł Younga i współczynnik Poissona) zarówno dla kości korowej, jak i beleczkowej. Najważniejsze wnioski wynikające z numerycznej analizy wytrzymałościowej można sformułować następująco:

- zwiększenie wartości modułu Younga dla kości beleczkowej powoduje spadek wartości naprężeń od kilku do kilkunastu procent (przy niezmienionych parametrach kości korowej),
- zwiększenie wartości modułu Younga dla kości korowej powoduje wzrost wartości naprężeń rzędu kilku procent (przy niezmienionych parametrach kości beleczkowej),
- zmiana wartości współczynnika Poissona dla kości beleczkowej nie ma istotnego wpływu na zmianę wartości naprężeń,
- zwiększenie wartości współczynnika Poissona dla kości korowej o 0,05 powoduje spadek wartości naprężeń o kilka MPa,
- zmiana współczynnika Poissona zarówno dla kości korowej, jak i beleczkowej nie ma większego wpływu na zmianę wartości przemieszczeń,
- zwiększenie wartości modułu Younga dla kości beleczkowej powoduje spadek wartości maksymalnych przemieszczeń o kilkanaście procent,
- zwiększenie wartości modułu Younga dla kości korowej powoduje spadek wartości maksymalnych przemieszczeń o ponad 35%.

Przechodząc do uogólnień, można sformułować następujące wnioski:

- model numeryczny jest mało wrażliwy na zmianę wartości współczynnika Poissona zarówno dla kości korowej, jak i beleczkowej,
- znacznie większą wrażliwość obserwuje się w przypadku zmiany wartości modułu Younga zarówno w przypadku kości korowej, jak i beleczkowej, przy czym większe zmiany obserwuje się w przypadku przemieszczeń (do kilkudziesięciu procent) niż w przypadku naprężeń (do kilkunastu procent).

Powyższa analiza została przeprowadzona w celu weryfikacji modelu numerycznego. Porównywane były wyniki doświadczalne uzyskane na stanowisku pomiarowym w Zakładzie Doświadczalnej Analizy Konstrukcji Inżynierskich i Biomedycznych Politechniki Wrocławskiej metodą ESPI (Electronic Speckle Pattern Interferometry) z wynikami symulacji komputerowej uzyskanymi przez autora w Katedrze Wytrzymałości Materiałów i Metod Komputerowych Mechaniki Politechniki Śląskiej. W metodzie doświadczalnej przemieszczenia i odkształcenia są uzyskiwane bez konieczności przyjmowania stałych materiałowych. W przypadku symulacji komputerowej niezbędne jest podanie wszystkich parametrów materiałowych. Zachowanie analogicznych tendencji w modelu numerycznym i w doświadczeniu (przy zmianie obciążenia) pozwala pozytywnie ocenić weryfikację i w następnym kroku dobrać stałe materiałowe odpowiadające otrzymanym wynikom. W następnym etapie pracy została przeprowadzona identyfikacja stałych materiałowych na podstawie danych doświadczalnych (przemieszczeń).

10. Weryfikacja doświadczalna modeli numerycznych

10.1. Wprowadzenie

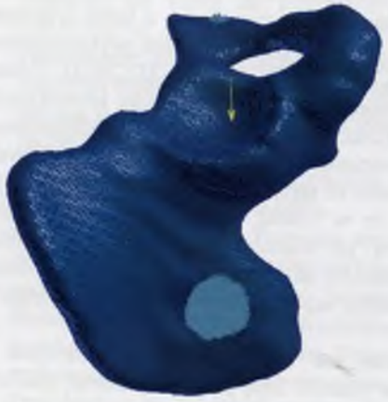
Miednica człowieka ze względu na swą funkcję oraz warunki pracy jest elementem układu kostnego człowieka szczególnie narażonym na powstawanie uszkodzeń i urazów. W związku z tym, że niemożliwe lub bardzo trudne byłoby analizowanie przemieszczeń, odkształceń czy naprężeń struktur anatomicznych i implantów bezpośrednio u pacjenta, konieczne jest symulowanie naturalnych warunków, stanów chorobowych, zwyrodnieniowych czy też prób chirurgicznej interwencji rekonstrukcyjnej w laboratorium doświadczalnym czy komputerowym. Coraz bardziej zaawansowane modele wymagają coraz wierniejszego odwzorowania warunków pracy struktur anatomicznych, co z kolei wymaga różnych spojrzeń na problem. Dlatego też podczas przeprowadzania badań wykorzystano modele fizyczne i numeryczne ([29-31,121,122,125,160,162,174-182,231-233,262]). Takie kompleksowe rozpatrywanie zagadnienia (wykonywanie badań dwoma różnymi technikami) pozwala na ich wzajemne sprawdzenie się, a w rezultacie zmniejsza prawdopodobieństwo wystąpienia nieprawidłowości (błędnej symulacji warunków brzegowych, nieprawidłowej dyskretyzacji modeli numerycznych, brak uwzględnienia sił tarcia układu obciążającego itp.). Za technikami doświadczalnymi przemawia fakt, że w czasie modelowania można nie uwzględniać bądź ograniczać wpływ takich elementów, jak mięśnie, ścięgna, więzadła. Takie wyłączenie dodatkowego oddziaływania innych elementów daje możliwość skoncentrowania się na konkretnym zagadnieniu, na wybranym czynniku bez tzw. „szumu informacyjnego", związanego ze zbyt dużą liczbą niewiadomych.

Badania eksperymentalne prowadzone zarówno na modelach fizycznych, jak i numerycznych w połączeniu z analizą histogramów chorób dają pełniejszy obraz zjawisk zachodzących w badanym obszarze i pozwalają na pełniejsze ich zrozumienie ([5,15, 28,32,120,125,162,183,184,232,233,278]). Podczas realizacji tego typu prac napotyka się dwie główne trudności: po pierwsze - jak przenieść zarys geometrii ludzkiej miednicy do modelu numerycznego, a po drugie - jak zamodelować warunki brzegowe. Wcześniejsze prace bazowały na danych dotyczących geometrii struktur anatomicznych zbieranych ręcznie z próbek klinicznych (wiązało się to najczęściej z ich zniszczeniem [102-105,148,149,154-161]). W trakcie realizacji niniejszych badań wykorzystano preparaty sekcyjne. Przeprowadzono na nich trójwymiarowe skanowanie laserowe. Pozwoliło to na wykonanie bazy danych wykorzystanej później do skonstruowania powierzchni zewnętrznej modelu miednicy (podrozdział 5.4).

W modelach numerycznych uwzględniono uproszczone warunki obciążenia po analizie podstawowych modeli stawu biodrowego ([15,26,40,79,89,90,105,154-161,176-181]).

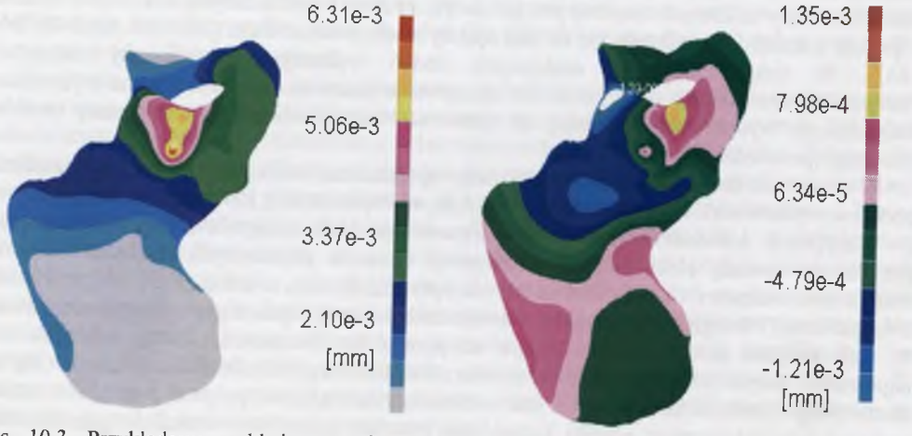
Weryfikacji doświadczalnej modelu warstwowego omówionego w rozdz. 5.4 dokonano przy użyciu metody elektronicznej interferencji obrazów plamkowych (Electronic Speckl Pattern Interferometry - ESPI). Jest to metoda optyczna łącząca w sobie zalety interferometrii holograficznej i fotografii plamkowej, a dzięki dodatkowemu sprzężeniu z komputerem klasy PC daje potężne narzędzie, pozwalające na pomiar przemieszczeń, analizę odkształceń i naprężeń w całym polu rejestracji na powierzchni badanego obiektu. Zdecydowano się na zastosowanie techniki laserowej, bo jest to metoda bezdotykowa, polowa, pozwala w czasie rzeczywistym rejestrować wyniki badań, jak również umożliwia wizualnie przedstawiać przemieszczenia, co pozwala w prosty sposób porównywać wyniki uzyskane dla modelu numerycznego. Konieczne jest w tym przypadku zadanie takich samych warunków brzegowych i obciążenia w modelu numerycznym i na stanowisku pomiarowym.

Analizę numeryczną przeprowadzono dla modelu miednicy jak na rys. 10.1, przyjmując identyczne (lub prawie identyczne) warunki brzegowe (podparcia) i obciążenia jak na stanowisku pomiarowym (rys. 10.2). W miejscu mocowania śrubą talerza kości miednicy odebrano przemieszczenia liniowe we wszystkich kierunkach w obszarze działania śruby wraz z podkładką. Uwzględniono węzły leżące po obydwóch stronach kości miednicznej. Również w rejonie kości kulszowej wprowadzono takie same warunki mocowania. Siłę działającą poprzez stalową kulę przyłożono w punkcie leżącym na powierzchni panewki w rejonie styku kuli stalowej z kością. Przykładowy rozkład przemieszczeń wypadkowych i składowej Y przedstawia rys. 10.3. Założono, że badany ośrodek jest jednorodny, izotropowy, liniowo-sprężysty.



Rys. 10.1. Model numeryczny kości miednicy
Fig. 10.1. Numerical model of pelvic bone

Rys. 10.2. Stanowisko badawcze
Fig. 10.2. The measurement station



Rys. 10.3. Przykładowe rozkłady przemieszczeń wypadkowych i składowej Y na powierzchni miednicy od strony wgłębienia panewki
Fig. 10.3. The displacement distributions on external surface of pelvic bone (view from acetabulum side): resultant and Y component respectively

W metodzie doświadczalnej przemieszczenia są uzyskiwane bez konieczności przyjmowania stałych materiałowych. W przypadku symulacji komputerowej niezbędne jest podanie wszystkich parametrów materiałowych. Zachowanie analogicznych tendencji w modelu numerycznym i w doświadczeniu (przy zmianie obciążenia) pozwala pozytywnie ocenić weryfikację i w następnym kroku dobrać stałe materiałowe, odpowiadające otrzymanym wynikom.

10.2. Metody doświadczalne

Zazwyczaj, w badaniach z zakresu biomechaniki, celem pracy jest określenie rozkładów naprężeń, odkształceń lub przemieszczeń preparatów anatomicznych, lub modeli fizycznych elementów układów funkcjonalnych ciała człowieka. Przedmiotem badań są części układu mięśniowo-szkieletowego człowieka (kości, stawy, więzadła, mięśnie lub inne tkanki miękkie) lub implanty i instrumentarium ortopedyczne. W dziedzinie biomechaniki ortopedycznej prowadzone są badania części szyjnej i lędźwiowej kręgosłupa, stawu biodrowego, stawu kolanowego, kości miednicy, biomechaniki tkanki kostnej (w tym adaptacji funkcjonalnej).

Niemal wszystkie metody mechaniki ciała stałego są używane w trakcie pomiarów. Do najpopularniejszych metod pomiarowych należą tensometria oporowa oraz badania z użyciem maszyn wytrzymałościowych. Współcześnie zwiększa się zakres i rola optycznych metod mechaniki ciała stałego. Metody stosowane w badaniach stanu naprężenia i odkształcenia są następujące:

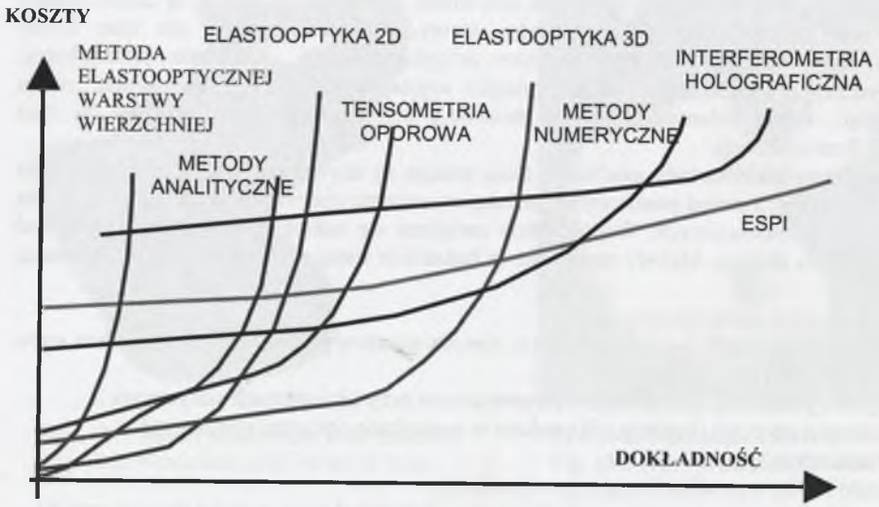
- interferometria holograficzna,
- elastooptyka (modele 2- i 3-wymiarowe, metoda warstwy powierzchniowej, analiza stanu naprężeń),
- fotografia plamkowa (analiza stanu przemieszczeń przy obciążeniach statycznych),
- tensometria oporowa (badania odkształceń w warunkach obciążeń statycznych i dynamicznych),
- techniki Moire'a (analiza kształtu powierzchni),
- ESPI (analiza stanu przemieszczeń w warunkach obciążeń statycznych i dynamicznych).

Zależność kosztów badania i dokładności wyników na podstawie [34] przedstawia rys. 10.4. Jak widać z wykresu, tylko interferometria holograficzna, ESPI i metody numeryczne pozwalają uzyskać zadowalającą jakość przy realnych kosztach badania. Kontrowersyjny wydaje się przebieg krzywej przedstawiającej metody analityczne, ponieważ ich stosowanie jest możliwe tylko w ograniczonym zakresie, a z drugiej strony wiadomo, że pozwalają uzyskać największą dokładność przy minimalnych kosztach. Również krzywa przedstawiająca metody numeryczne powinna mieć, zdaniem autora, przebieg zbliżony do krzywej obrazującej metodę ESPI (równoległy) bez znaczącego odchylenia w górę w końcowej fazie przebiegu.

W badaniach biomechanicznych, szczególnie na strukturach ludzkich, powinno się zapewnić powtarzalność pomiarów. Jest to często przyczyną uzyskania znacząco różnych wyników, pomimo że doświadczenia zostały pomyślane tak, aby były zrealizowane w identycznych warunkach. Powtarzalność pomiarów często zależy od precyzji, z którą umiejscowione są punkty pomiarowe, od rozmieszczenia kierunków i miejsc przyłożenia obciążeń. Kiedy badamy struktury tkankowe, można napotkać problemy związane z własnościami materiałowymi badanego elementu. Są to: stałość i powtarzalność własności próbek oraz efekt temperatury i uwodnienia w fizycznych własnościach tkanek.

Wiele różnych technik pomiarowych znajduje zastosowanie w analizie stanu naprężenia i odkształcenia struktur kostnych. Najszersze zastosowanie w metodach eksperymentalnej oceny przemieszczeń i odkształceń znajdują techniki tensometryczne, elastooptyka, kruche

pokrycia (metody pomiarowe nieoptyczne) oraz metody laserowe, tj. interferometria holograficzna, czy też fotografia plamkowa, a także najnowszej generacji techniki laserowe, jak ESPI (metoda elektronicznej interferencji obrazów plamkowych). W niniejszej pracy przedstawiono metodę elektronicznej interferencji obrazów plamkowych i pomiar przemieszczeń tą metodą. Zaprezentowano również metodę pomiaru i wyniki uzyskane w trakcie badań wytrzymałościowych przeprowadzonych na mikrozrywarce i maszynie wytrzymałościowej MTS Mini-Bionix 858 w Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki w Instytucie Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn Politechniki Wrocławskiej. W końcowej części niniejszego rozdziału przedstawiono analizę rozkładu gęstości i parametrów geometrycznych miednicy ludzkiej przeprowadzoną z wykorzystaniem tomografii komputerowej.



Rys. 10.4. Dokładność a koszty badania wg [33]
Fig. 10.4. The accuracy and costs of testing according to [33]

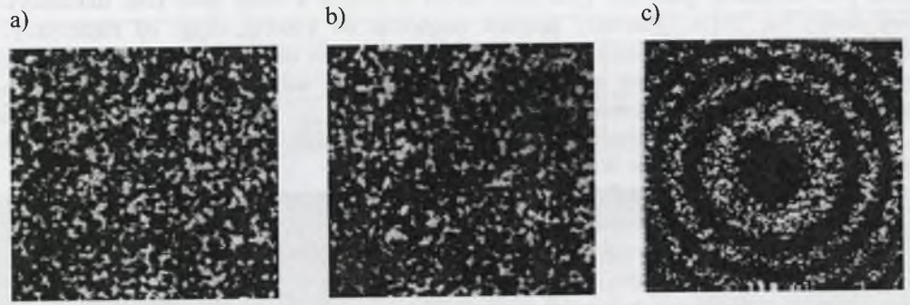
10.3. Metoda Elektronicznej Interferencji Obrazów Plamkowych

Interesującą weryfikację wyników otrzymywanych na podstawie symulacji komputerowej można przeprowadzić wykorzystując metodę elektronicznej interferencji obrazów plamkowych (Electronic Speckle Pattern Interferometry - ESPI). ESPI jest metodą optyczną najnowszej generacji, która pozwala na otrzymanie pełnej informacji o rozkładzie przemieszczeń na powierzchni badanego elementu. Do najważniejszych zalet tej techniki pomiarowej należy możliwość bezkontaktowego dokonania pomiaru w czasie rzeczywistym, możliwość obliczenia naprężeń i odkształceń (po wprowadzeniu stałych materiałowych, tylko dla obciążeń statycznych), automatyczny pomiar przemieszczeń na całej powierzchni pomiarowej, automatyczna analiza i wizualizacja wyników. ESPI jest metodą pomiarową powstałą z połączenia interferometrii holograficznej, fotografii plamkowej i komputera klasy PC. ESPI łączy w sobie zalety wymienionych wyżej metod optycznych, a więc:

- możliwość pomiaru bardzo małych przemieszczeń (rozdzielczość metody 0,05μm-1μm, w zależności od zastosowanego powiększenia),
- możliwość dokonywania analizy polowej (analiza dowolnego punktu w polu rejestracji),
- możliwość dokonywania pomiarów w sposób nieinwazyjny i bezkontaktowy,

- możliwość zapisania wyników pomiarów, a także możliwość wielokrotnej analizy uzyskanych wielkości,
- możliwość wykonywania pomiarów przy świetle białym, dzięki wykorzystaniu diody laserowej emitującej fale podczerwone.

ESPI jest metodą wykorzystującą zdolność światła laserowego do interferencji. Analizowany obiekt jest oświetlony wiązką światła laserowego. Obraz zarejestrowany jest przez kamerę wideo. Fale świetlne, które zostają odbite przez pojedynczy punkt na powierzchni obiektu, interferują ze sobą, tworząc plamkę (speckle pattern). Plamki takie w połączeniu (obraz plamkowy) reprezentują mikrostrukturę powierzchni elementu. Plamka ta nałożona jest na wiązkę odniesienia. W wyniku interferencji pomiędzy wiązką odniesienia i obrazem plamkowym powstaje nowy obraz plamkowy, który definiuje położenie interesującej nas powierzchni. Ten obraz (rys. 10.5 a) zapamiętany jest w pamięci komputera jako obraz odniesienia (referencyjny). Kiedy obiekt się poruszy, obraz plamkowy się zmieni (rys. 10.5b). Przez porównanie tego nowego obrazu plamkowego z obrazem odniesienia powstaje tzw. mapa fazowa, na której widoczne są prążki korelacyjne (rys. 10.5 c), reprezentujące przemieszczenia obiektu i odpowiednio składową odkształcenia powierzchni obiektu w kierunku pomiaru. Dołączone do zestawu oprogramowanie „ISTRA" pozwala na analizę i przeliczenie tych prążków korelacyjnych na wartości przemieszczeń, odkształceń i naprężeń w poszczególnych kierunkach [34].



Rys. 10.5. Przykładowe obrazy plamkowe powstające podczas pomiarów: a) na powierzchni bez odkształceń, b) na powierzchni odkształconej, c) interferencja obrazów plamkowych [33]
Fig. 10.5. The examples of speckle patterns forming during measurement: a) without strains, b) with strains, c) spackle patterns interference [33]

Metoda ESPI umożliwia pomiar przemieszczeń powierzchni ciał stałych przy obciążeniach statycznych i dynamicznych, jak również analizę stanu odkształceń powierzchni płaskich. Metoda pozwala na wykonywanie pomiarów w sposób bezkontaktowy przy wykorzystaniu światła spójnego. Za pomocą układu pomiarowego można prowadzić ocenę stanu przemieszczeń i odkształceń w sposób polowy, tzn. na całej powierzchni pomiarowej. Układ umożliwia jednoczesny pomiar trzech składowych stanu przemieszczeń dla obciążeń statycznych oraz pomiar jednej składowej stanu przemieszczeń dla obciążeń dynamicznych.

10.4. Pomiar przemieszczeń metodą elektronicznej interferencji obrazów plamkowych

Weryfikacji doświadczalnej modelu numerycznego przedstawionego w podrozdziale 5.4 dokonano przy użyciu elektronicznej interferencji obrazów plamkowych (ESPI). Badania części doświadczalnej przeprowadzono na preparatach sekcyjnych, które zostaną opisane poniżej, w specjalnie zbudowanym do tego celu układzie obciążającym, realizującym

podstawowe schematy obciążeniowe. Pozwoliły one na porównanie i interpretację zmian charakteru przemieszczeń kości miedniczej, ze szczególnym uwzględnieniem okolicy okołopanewkowej dla wszystkich rozpatrywanych przypadków.

Podczas realizacji pracy zaprojektowano i wykonano układ obciążający, pozwalający na zadawanie obciążenia miednicy poprzez stempel i kulkę na panewkę stawu biodrowego. Dzięki modułowej budowie układu mocującego możliwe jest zamocowanie w układzie kości o różnej wielkości i kształcie (możliwe jest zamocowanie również kości długiej). W etapie weryfikacyjnym stanowiska oraz dla opracowanych do tej pory badań preparaty kości miednicy zamocowane były w ten sposób, że płaszczyzna stempla dociskowego i linki obciążającej przecina punkt mocowania kości na talerzu biodrowym (rys. 10.6). Dla następnej serii badań preparaty zamocowane były w ułożeniu anatomicznym stania na jednej nodze. W układzie tym obciążenie przekazywane jest poprzez przekładnię śrubową, czujnik siły, linkę i zespół krążków na stempel dociskowy, a dalej przez kulkę na kość miedniczną.

W układzie wykorzystano tensometryczny czujnik siły, który umożliwia (po odpowiednim wyskalowaniu) bezpośredni pomiar siły działającej na preparat. Na rys. 10.7 przedstawiono mostek tensometryczny wraz z aparaturą pomiarową do 3D ESPI (na całość układu pomiarowego składa się również holokamera rejestrująca wspomniane obrazy plamkowe, widoczna na rys. 10.6.

W trakcie badań wykorzystano dwa preparaty sekcyjne o podobnej wielkości, różniące się jednak pod względem geometrii (pierwszy model to prawa, a drugi lewa kość miednicy). Wiek dawcy ok. 50 lat. Pierwszy preparat pochodził od kobiety, drugi od mężczyzny. Pierwszy preparat został wysuszony, przebywał w powietrzu ok. 3 lat. Drugi początkowo został wysuszony, a następnie moczony był w roztworze soli fizjologicznej przez dwa tygodnie przed dokonaniem pomiarów.

Na pobranie i przeprowadzenie badań preparatów kości ludzkich uzyskano zgodę Komisji Etyki Akademii Medycznej we Wrocławiu (listopad 2002).

W początkowym etapie badań wykonano dla pierwszego preparatu (suchego) 25 cykli obciążeniowych, w celu stwierdzenia poprawności wykonania układu obciążającego. Dokonano zapisu trójosiowego stanu przemieszczeń metodą podwójnej ekspozycji. Obciążenie wstępne (odniesienia) wynosiło 170 N, natomiast obciążenie właściwe wynosiło 200 N. Przedmiotem analizy była różnica przemieszczeń pomiędzy obciążeniem wstępnym a właściwym. W etapie tym ograniczono się do porównania charakteru przebiegu składowych przemieszczenia, miejsca i wartości występowania ekstremum oraz określono procedurę wykonywania badań. Ustawienie preparatu w układzie obciążającym przedstawione jest na rys. 10.6. Ze względu na niskie wartości sił obciążających w trakcie realizacji badań nie pojawiły się mikropęknięcia w żadnym rejonie badanej miednicy.

Drugi etap stanowiły badania właściwe. W tym celu zamocowano w układzie kolejno dwa preparaty sekcyjne, dla których wykonano po sześć pełnych serii obciążenia metodą wielokrotnej ekspozycji. Obciążenie wstępne dla obu preparatów wynosiło 200 N, natomiast na obciążenie właściwe przypadało od 225 N do 350 N (tabl. 10.1.). Dla obu preparatów w trakcie badań odrzucono po jednej serii, jako najbardziej odbiegającą od średniej i do dalszego etapu analizy przyjęto po pięć serii. Poniżej przedstawiono przykładowe pola przemieszczeń dla obu modeli. Na rys. 10.8 przedstawiono wyniki dla preparatu pierwszego, a na rys. 10.9 dla preparatu drugiego. Kolejno przedstawiono składowe X, Y i Z przemieszczenia oraz przemieszczenia wypadkowe.

W tym etapie badań ograniczono się do analizy jakościowej pól przemieszczeń uzyskanych dla poszczególnych preparatów i dla poszczególnych wartości obciążenia. Analiza ta obejmowała lokalizację miejsc z dużym gradientem przemieszczeń, porównanie rozkładu poszczególnych składowych oraz porównanie charakteru przemieszczeń. Następnie dokonano szczegółowej analizy punktów pomiarowych rozmieszczonych w okolicy

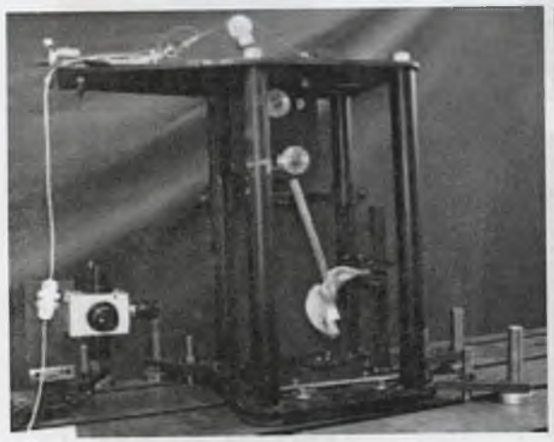
okołopanewkowej i na talerzu miednicy (rys. 10.10). Na pierwszym z preparatów rozmieszczonych było 8, a na drugim 10 punktów pomiarowych. Rozmieszczone one były wg następującego planu:

- punkty B i G leżą w płaszczyźnie działania siły, przy czym punkt B oddalony jest od krawędzi panewki o 5 mm, natomiast punkt G o 3 mm od punktu B (8 mm od krawędzi),
- punkty A i C leżą na kierunku prostopadłym do płaszczyzny działania obciążenia, na wysokości punktu B w skrajnych położeniach panewki,
- punkty F i H leżą na kierunku prostopadłym do płaszczyzny działania obciążenia, na wysokości punktu G w skrajnych położeniach panewki,
- punkty D i E rozmieszczone na talerzu kości miedniczej. Ich położenie podyktowane było kształtem miednicy. Służyły one do orientacyjnej oceny zachowania się kości i punktach skrajnie oddalonych od okolicy okołopanewkowej i utwierdzenia (wedle potrzeby możliwe jest określenie ich położenia względem punktu B w płaszczyźnie widoku),punkty I i J określono dodatkowo dla preparatu nr 2. Podyktowane było to geometrią panewki. Lewa jej strona (rys. 10.10) podnosi się znacznie w stosunku do prawej, w związku z tym zdecydowano się na dodanie dwóch punktów pomiarowych w 1/3 i 2/3 odległości punktu C od krawędzi panewki.

Tablica 10.1

Wartości obciążeń zadawanych w trakcie pomiarów

	F_0	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	F_6
Oznaczenie obciążenia	R	1	2	3	4	5	6
Wartość obciążenia [N]	200	225	250	275	300	325	350



Rys. 10.6. Układ obciążający
Fig. 10.6. The loading system

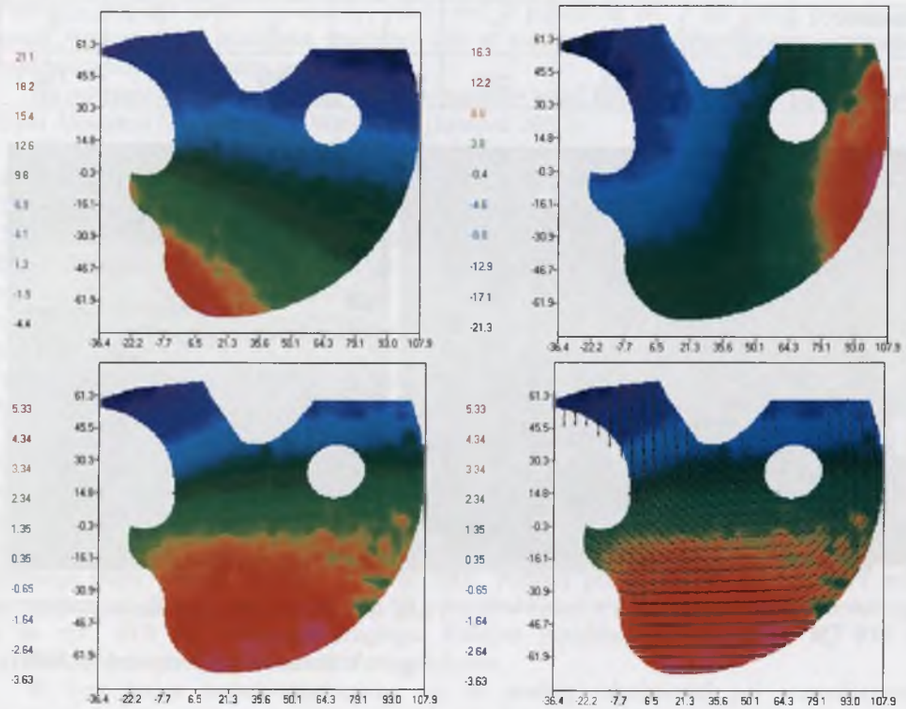
Rys. 10.7. Mostek tensometryczny i 3D ESPI komputer
Fig. 10.7. The resistance bridge and 3D ESPI computer

Dla tak rozmieszczonych punktów pomiarowych wykonano wykresy pokazujące wartości przemieszczeń w zależności od obciążenia. Poniżej przedstawiono jako przykład wykresy wypadkowego wektora przemieszczeń dla obu modeli. Rysunek 10.11 obrazuje zależność

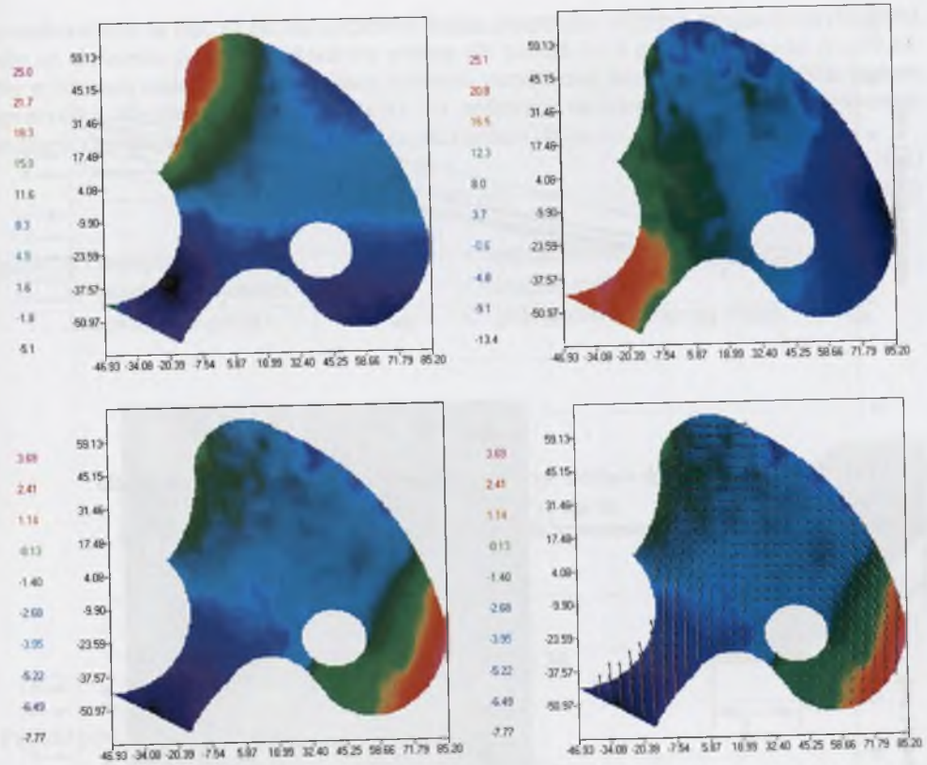
przemieszczeń od obciążenia dla pierwszego preparatu, a rys. 10.12 dla drugiego preparatu. W obydwóch przypadkach zależności zbliżone są do liniowych, przy czym dla pierwszego preparatu jest to wyraźniejsze.

10.5. Badanie własności mechanicznych struktur kostnych

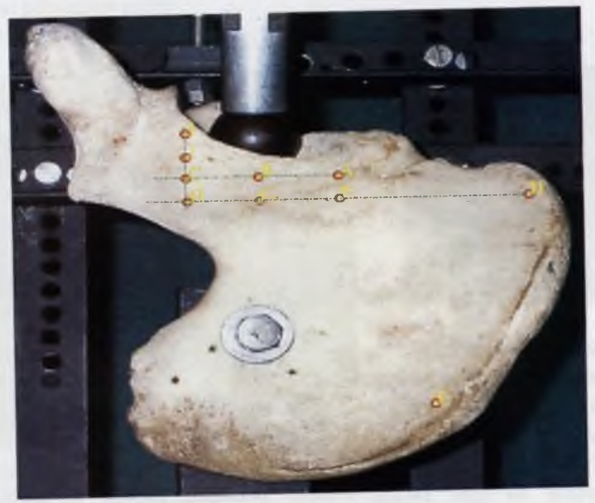
Właściwości kości w dużym stopniu zależą od warunków realizacji badań, a także od zastosowanej metody badawczej. Dlatego też ogromne znaczenie ma wybór odpowiedniej metody, tak aby uzyskiwane wyniki mogły posłużyć, w powiązaniu z danymi z diagnostyki medycznej, do pełnego opisu jakościowego i ilościowego kości. Zastosowanie kilku metod eksperymentalnych pozwala na uniknięcie błędów związanych z wpływem warunków badań na otrzymywane wyniki. Aby uzyskiwane wyniki w maksymalnym stopniu odzwierciedlały właściwości materiału, a nie wpływ warunków badania, konieczne jest spełnienie określonych zasad, żeby zapewnić niezmienność wyników przy wielokrotnym powtarzaniu badań. Próba rozciągania i ściskania umożliwia doświadczalne ustalenie związków między odkształceniem i naprężeniem w jednoosiowym stanie naprężenia. Związki te dla większości materiałów konstrukcyjnych, przynajmniej w pewnym zakresie (do granicy proporcjonalności), są liniowe i wyrażone prawem Hooke'a. Próbę ściskania stosuje się przede wszystkim dla materiałów kruchych, dzieje się tak dlatego, że materiały te wykazują dużo większą wytrzymałość na ściskanie niż na rozciąganie – tak samo jak kość.



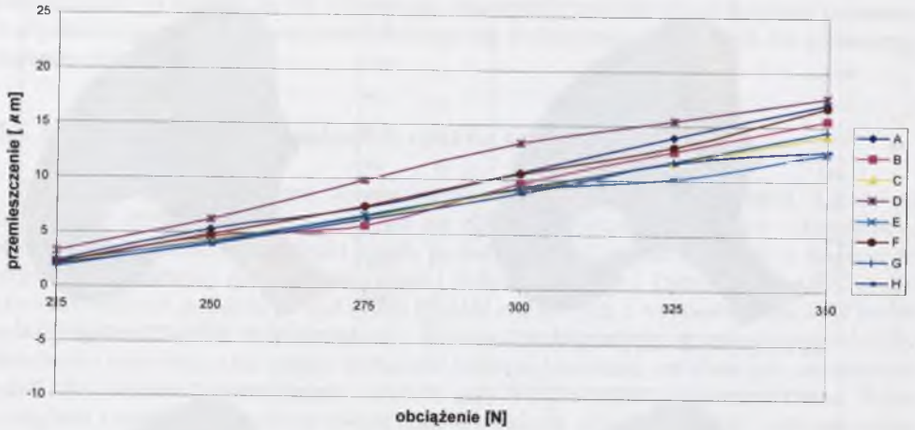
Rys. 10.8. Przykładowe pola przemieszczeń przedstawiające kolejno przemieszczenia w kierunku osi X, Y i Z oraz wypadkowe dla preparatu pierwszego
Fig. 10.8. The displacement fields for preparation 1: X, Y and Z components and resultant



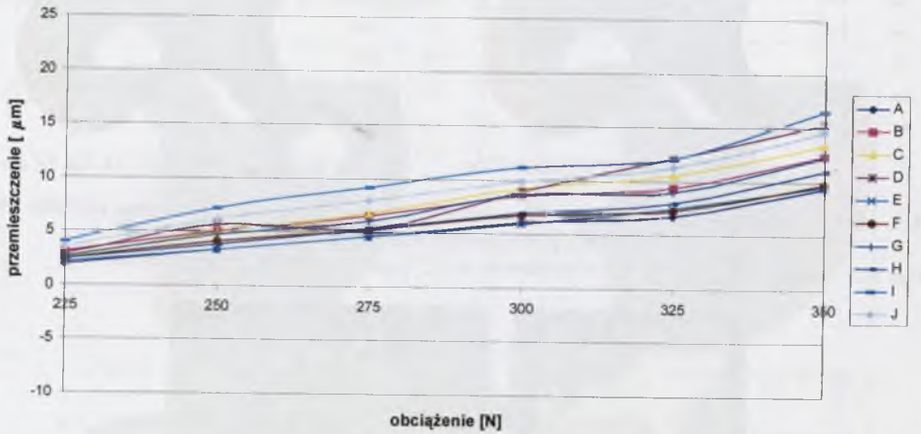
Rys. 10.9. Przykładowe pola przemieszczeń przedstawiające kolejno przemieszczenia w kierunku osi X, Y i Z oraz wypadkowe dla preparatu drugiego
Fig. 10.9. The displacement fields for preparation 2: X, Y and Z components and resultant



Rys. 10.10. Rozmieszczenie punktów pomiarowych na powierzchni preparatu
Fig. 10.10.The location of measuring points on preparation surface



Rys.10.11. Zestawienie średnich wartości wektora przemieszczeń punktów pomiarowych dla preparatu 1
Fig. 10.11. The average value statement of displacement for measuring points (preparation 1)



Rys.10.12. Zestawienie średnich wartości wektora przemieszczeń punktów pomiarowych dla preparatu 2
Fig. 10.12. The average value statement of displacement for measuring points (preparation 2)

10.5.1. Badania własności mechanicznych tkanki gąbczastej

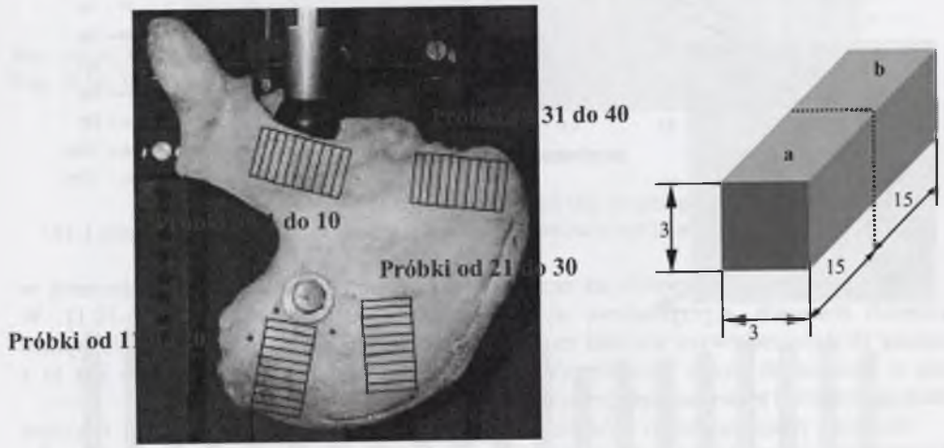
Badania własności próbek wyciętych z tkanki gąbczastej kości miednicy człowieka zostały wykonane na maszynie wytrzymałościowej, gdzie zrealizowano próbę ściskania. Badania przeprowadzono na próbkach wyciętych z kości miednicy człowieka. Wykorzystano preparat omówiony w podrozdziale 10.4 (kość sucha). Przebadano ogółem 80 próbek o wymiarach 3 mm×3 mm×15 mm pobranych z tkanki gąbczastej. Próbki numerowano zgodnie z numeracją podaną na rys. 10.13. Próbki poddano próbie ściskania na maszynie wytrzymałościowej MTS Mini-Bionix 858. Widok stanowiska badawczego z powiększonym szczegółem pokazującym mocowanie próbki w uchwytach maszyny wytrzymałościowej

przedstawiono na rys. 10.14. Na podstawie badań otrzymano wykresy zależności przyłożonej siły od skrócenia próbki. Przykładowy wykres dla próbek 1-10 przedstawiono na rys. 10.15. Na wykresach widać wyraźnie liniową zależność przyłożonej siły od skrócenia próbki (zakres sprężysty - obowiązuje prawo Hooke'a). Na podstawie otrzymanych wartości wyznaczono moduły Younga, korzystając z zależności (10.1) oraz (10.2):

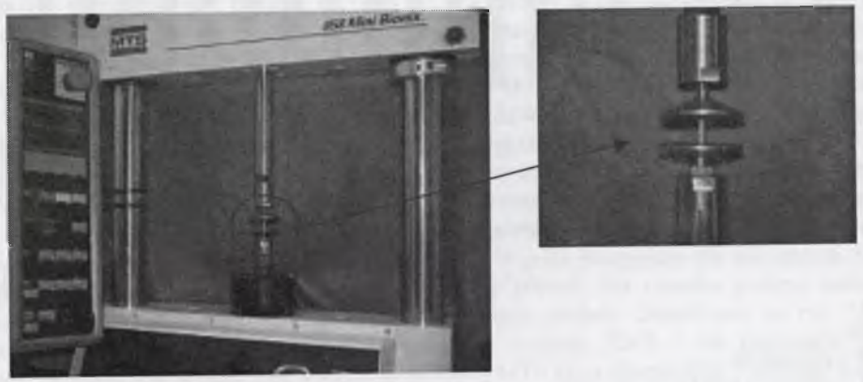
$$\sigma = \varepsilon E \quad (10.1)$$

$$E = (F\,l)/(S\,\Delta l) \quad (10.2)$$

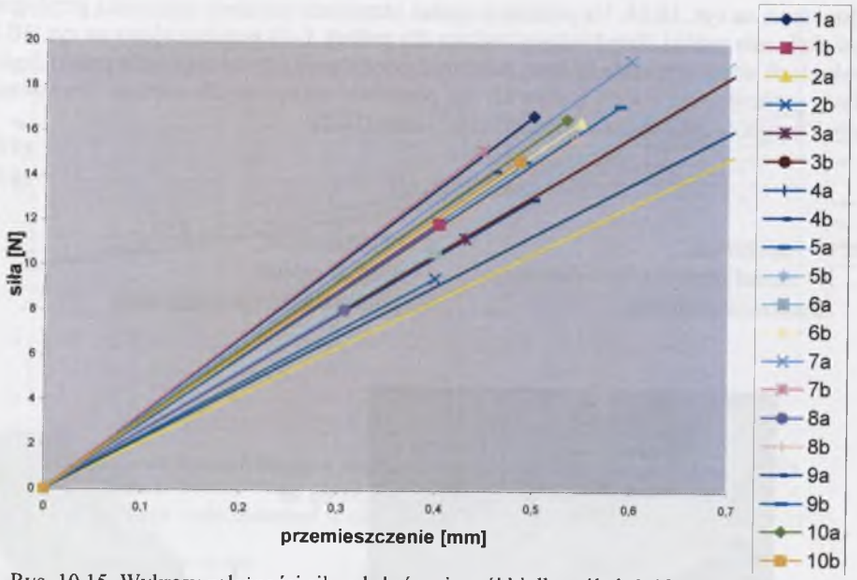
gdzie: σ - naprężenia,
ε - odkształcenie,
E - moduł sprężystości wzdłużnej,
l - długość próbki,
Δl - skrócenie próbki,
S - pole przekroju poprzecznego.



Rys. 10.13. Schemat pobierania próbek
Fig. 10.13. The scheme of sampling



Rys. 10.14. Stanowisko badawcze
Fig. 10.14. The test stand



Rys. 10.15. Wykresy zależności siły od skrócenia próbki dla próbek 1-10
Fig. 10.15. The diagram of the relationship between force and shortening of the samples 1-10

Badania miednicy pozwoliły na określenie modułów Younga dla tkanki gąbczastej w czterech obszarach, a przykładowe wyniki przedstawiono na rysunkach 10.16-10.17. W rejonie okołopanewkowym wartości modułu Younga tkanki gąbczastej są 2-krotnie wyższe niż w pozostałych trzech rejonach talerza miednicy. Prawdopodobnie związane jest to z funkcją panewki i przenoszeniem przez nią dużych obciążeń.

Badania przeprowadzono również metodą Elektronicznej Interferencji Obrazów Plamkowych na próbkach wyciętych z kości miednicy człowieka podobnie jak w przypadku badań mechanicznych (kość sucha). Próbki kostne pobrano z miejsc, które wcześniej określono na podstawie badań makroskopowych miednicy z wykorzystaniem metody ESPI. Przebadano ogółem 40 próbek o wymiarach 2,5 mm×2,5 mm×25 mm pobranych z tkanki gąbczastej. Próbki numerowano zgodnie z numeracją podaną na rys. 10.18. Badano przemieszczenia czterech boków próbki podczas próby zginania trójpunktowego z obciążeniem wstępnym wynoszącym 45 g i przyrostem obciążenia 50 g oraz z obciążeniem wstępnym 95 g i przyrostem 50 g. Widok ogólny stanowiska badawczego przedstawia rys. 10.19, a schemat statyczny układu oraz widok próbki na stanowisku pomiarowym rys. 10.20. Wartości przemieszczeń otrzymanych podczas pomiarów metodą ESPI w czasie zginania trójpunktowego posłużyły do wyznaczenia modułu Younga dla każdej z badanych powierzchni próbki zgodnie z zależnością:

$$E = \frac{Fl^3}{48Jx_{max}} \tag{10.3}$$

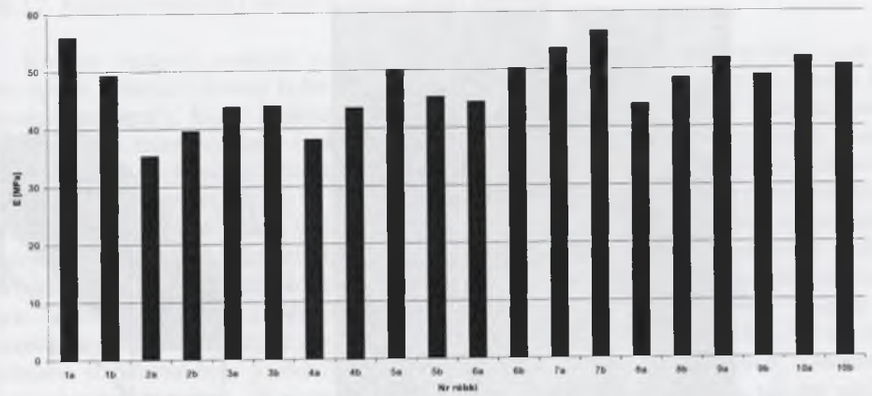
gdzie:

F - obciążenie,

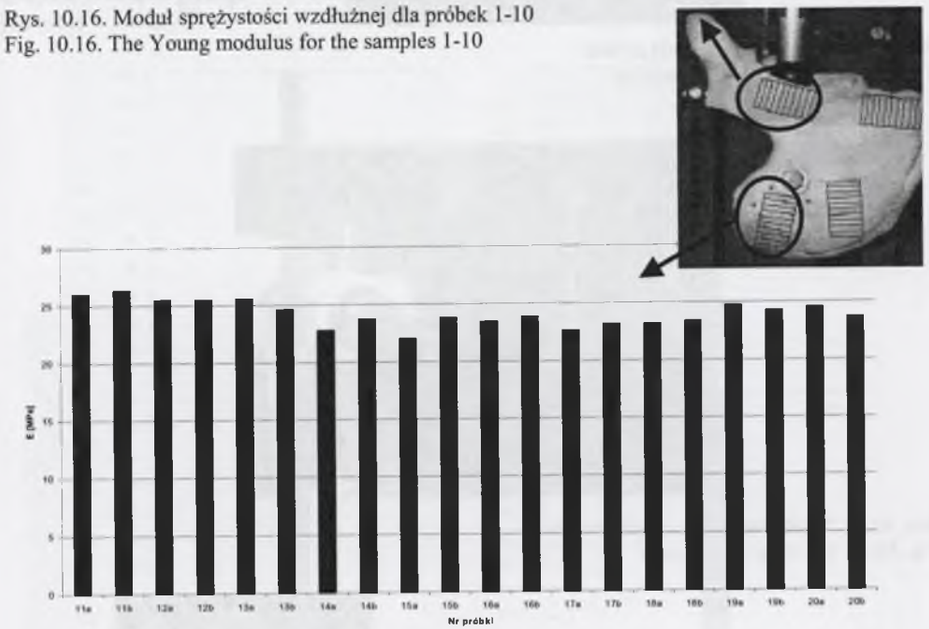
l - odległość między podporami,

J - moment bezwładności (na zginanie),

x_{max} - maksymalna wartość przemieszczenia w kierunku osi X.

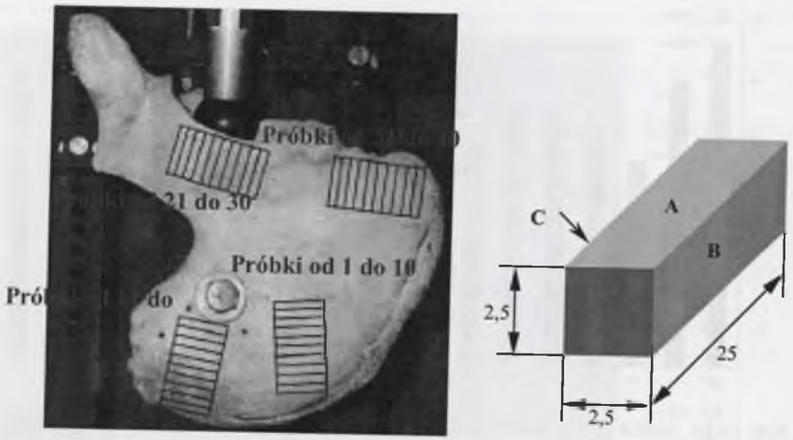


Rys. 10.16. Moduł sprężystości wzdłużnej dla próbek 1-10
Fig. 10.16. The Young modulus for the samples 1-10



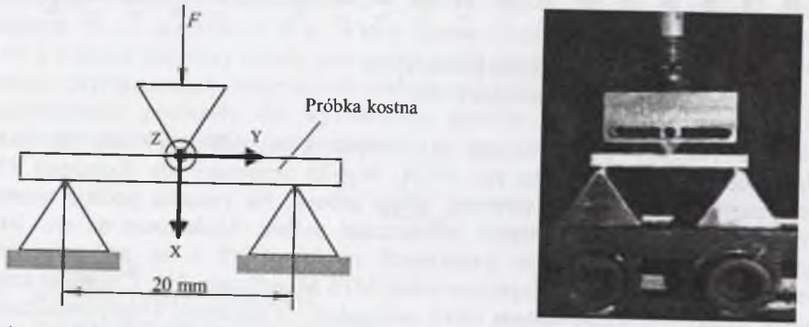
Rys. 10.17. Moduł sprężystości wzdłużnej dla próbek 11-20
Fig. 10.17. The Young modulus for the samples 11-20

Przykładowe rozkłady przemieszczeń składowych i wypadkowych dla tej samej powierzchni próbki przedstawiono na rys. 10.21. Wyniki otrzymane dla obciążenia 95 g zaprezentowano na rys. 10.22 dla wybranej grupy próbek. Na rysunku podano wartości modułu Younga dla wszystkich czterech powierzchni próbek. Dodatkowo na rys. 10.23 przedstawiono porównanie wyników uzyskanych metodą ESPI i na podstawie prób przeprowadzonych na maszynie wytrzymałościowej MTS Mini-Bionix 858. Czerwone kropki przedstawiają wyniki otrzymane metodą ESPI, niebieskie – z maszyny wytrzymałościowej. Dla wszystkich przypadków wartości modułu Younga otrzymane metodą ESPI są nieco niższe niż wartości wyznaczone na maszynie wytrzymałościowej. Różnica może wynikać ze sposobu pomiaru i wielkości próbek.



Rys. 10.18. Schemat pobierania próbek
Fig. 10.18. The scheme of sampling

Rys. 10.19. Widok stanowiska badawczego
Fig. 10.19. The view of test stand



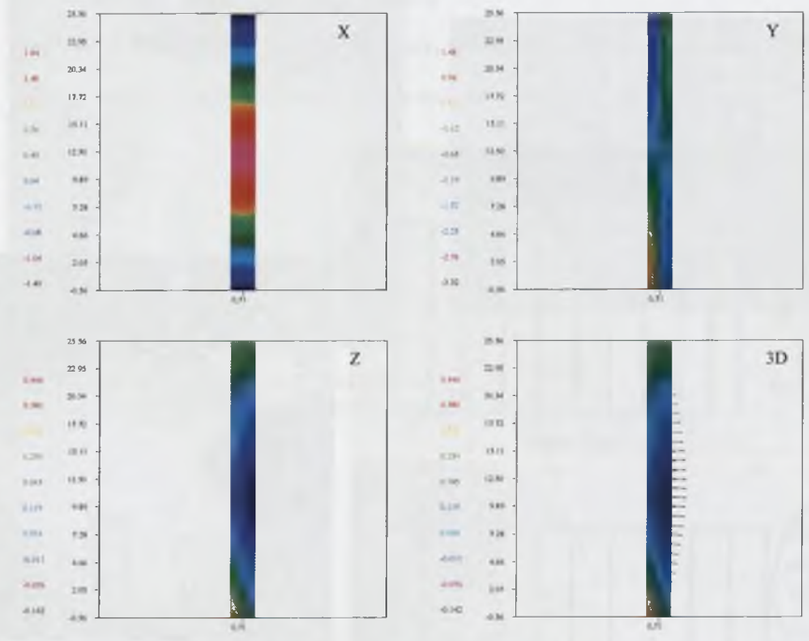
a)

b)

Rys. 10.20. Stanowisko badawcze: a) schemat, b) próbka na stanowisku badawczym
Fig. 10.20. The test stand: a) a scheme, b) a sample in the test stand

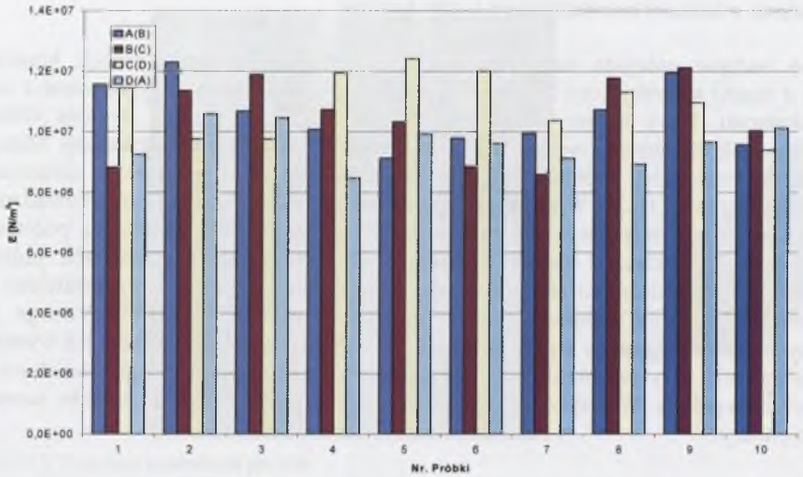
10.5.2. Badania własności mechanicznych tkanki korowej

Kolejne badanie polegało na przeprowadzeniu próby rozciągania próbek kostnych wyciętych z tkanki korowej kości miednicy człowieka. Próbki zostały przygotowane z tego samego preparatu, który badano w podrozdziale 10.5.1 (kość sucha). Badania zostały wykonane na mikrozrywarce (rys. 10.24) w Instytucie Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn Politechniki Wrocławskiej. Próbki wycięto z tkanki kostnej zbitej zgodnie ze schematem przedstawionym na rys. 10.25. W badaniach użyto kości suchej. W wyniku przeprowadzonej próby rozciągania otrzymano wykresy zależności siły od wydłużenia próbki, na podstawie których wyznaczono wartości modułów Younga dla wszystkich przebadanych próbek. Przykładową krzywą zależności siły rozciągającej od wydłużenia próbki przedstawiono na rys. 10.26. Na rys. 10.27 zaprezentowano otrzymane wartości modułów Younga dla przebadanych próbek. Ogromny wpływ na uzyskane wyniki miał kształt próbek, ich wymiary pomimo starań nie były jednakowe, co związane było z kształtem i stanem miednicy w miejscu pobrania próbek. W przyszłości należy zmniejszyć wymiary próbek, tak aby uzyskać jednolite wymiary.

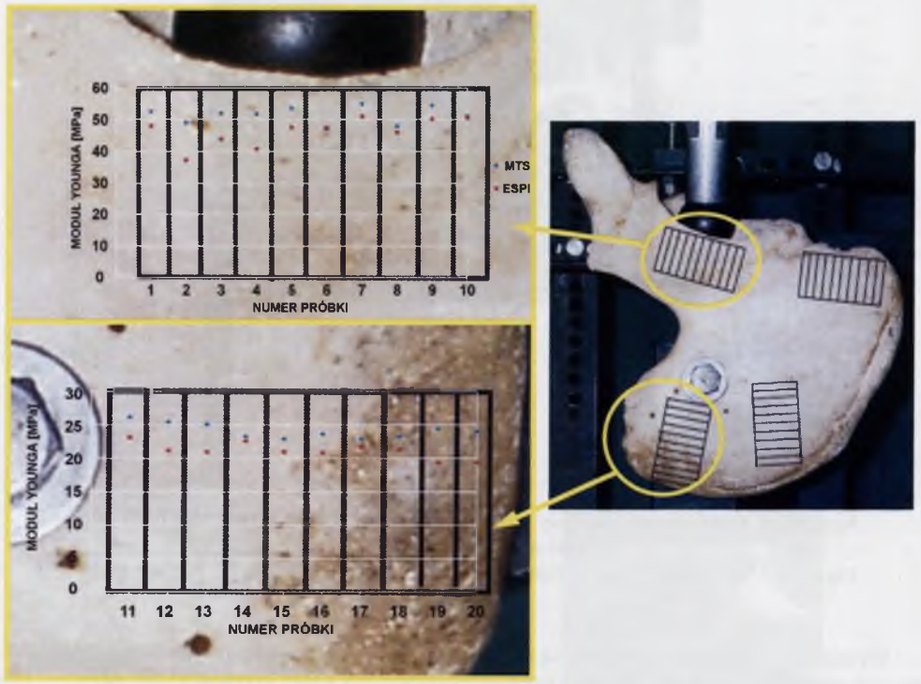


Rys.10.21. Przykładowe rozkłady przemieszczeń otrzymanych metodą ESPI dla powierzchni A próbki nr 1
Fig. 10.21. The displacement distributions obtained using ESPI for surface A of sample 1

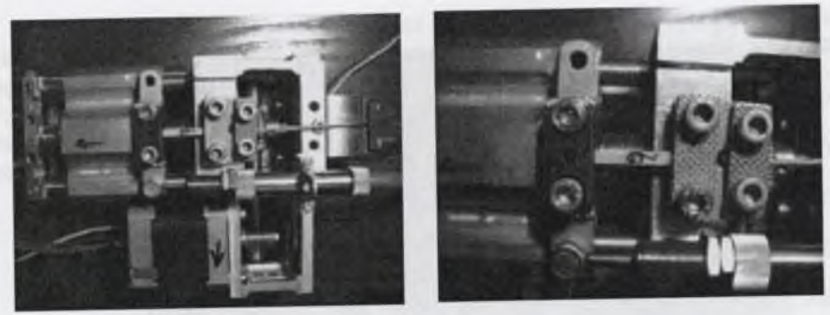
Wymiary próbek uwarunkowane są rozmiarami i wielkością kości miednicznej człowieka. Stosunkowo niskie wartości modułu Younga uzyskane dla kości korowej (5200 MPa – 7100 MPa) w głównej mierze związane są ze stanem preparatu i indywidualnymi cechami kości użytej do badań. Uzyskane wyniki z pewnością lepiej odzwierciedlałyby własności badanego preparaty, gdyby można było wyznaczyć osie główne struktury korowej i wyciąć próbki wzdłuż osi głównej.



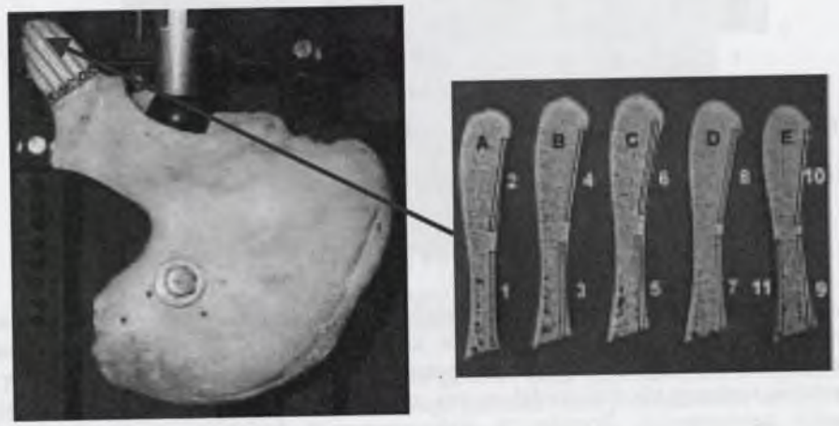
Rys. 10.22. Wykres modułu Younga dla czterech powierzchni pierwszych 10 próbek (obciążenie wstępne 95 g)
Fig. 10.22. The chart of Young modulus for the four surface of 10 samples (preload load 95 g))



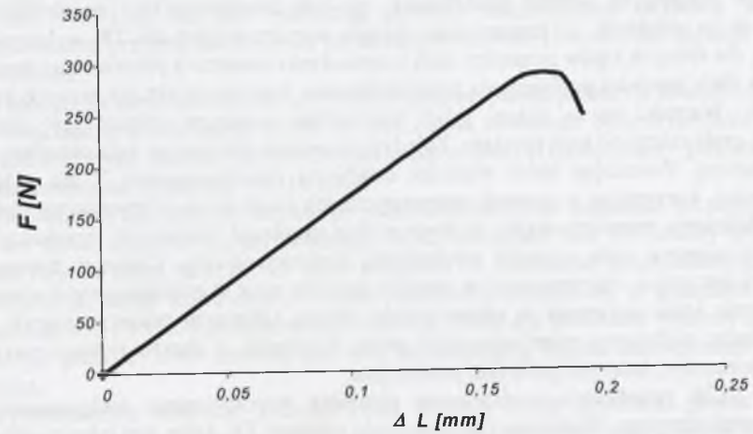
Rys. 10.23. Wartości modułów Younga w zależności od miejsca pobrania próbki oraz zastosowanej metody pomiaru (MTS – niebieskie punkty, ESPI – czerwone)
Fig. 10.23. The Young modulus value in dependence on the location of sampling and applied method (MTS – blue points, ESPI – red points)



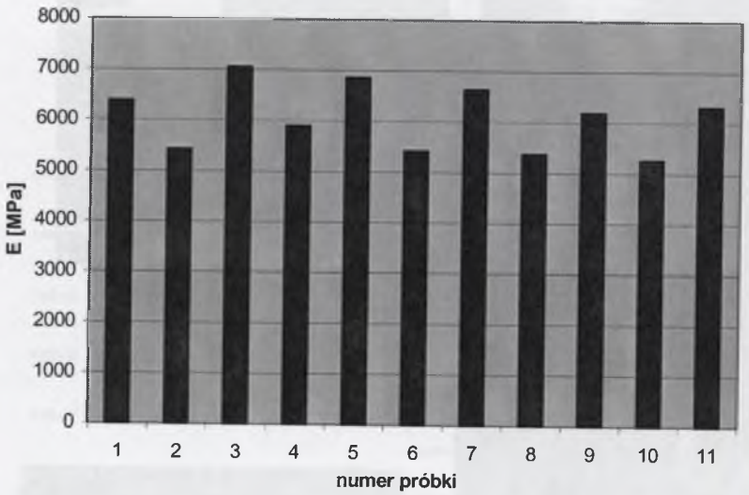
Rys. 10.24. Mikrozrywarka: widok stanowiska oraz próbka w uchwytach
Fig. 10.24. Micro tensile testing machine: test stand and sample in holder



Rys. 10.25. Schemat pobierania i oznaczania próbek
Fig. 10.25. The sheme of sampling and marking of the samples



Rys. 10.26. Przykładowa krzywa zależności siły od wydłużenia dla próbki pobranej z tkanki korowej
Fig. 10.26. The diagram of the relationship between force and elongation for cortical bone sample



Rys. 10.27. Zestawienie wartości modułów Younga dla tkanki zbitej uzyskane podczas próby rozciągania
Fig. 10.27. The statement of the Young modulus values for cortical bone (during tensile test)

10.6. Analiza rozkładu gęstości i parametrów geometrycznych kości miednicznej

Analizę rozkładu gęstości kości miednicznej dokonano na podstawie badań przeprowadzonych przy użyciu tomografii komputerowej ([220]). Podstawowa zasada działania rentgenowskiej tomografii komputerowej (RTK) opiera się na założeniu, że wewnętrzną strukturę obiektu (ciała) można zrekonstruować na podstawie pewnej liczby pomiarów zewnętrznych. Pomiary te wykonywane są podobnie jak w obrazowaniu klasycznym RTG, tzn. promieniowanie X jest emitowane przez lampę, następnie promieniowanie to napotyka obiekt (ciało) i w zależności od struktury materiału jest w większym lub mniejszym stopniu pochłaniane, co jest odzwierciedlane na detektorach umieszczonych za obiektem. Ta transmisyjna metoda pomiarowa jest dla TK wykonywana wielokrotnie, dla różnych kątów pomiędzy osią lampa-obiekt-detektor a pionem. Uzyskuje się w ten sposób zbiór wartości pochłaniania promieniowania X przez obiekt dla różnych kątów pomiarowych. Wartości te są różne, gdyż wewnętrzna struktura obiektu jest funkcją przestrzenną, czyli zależy od kąta pomiaru. Pojedynczy pomiar dla danego kąta określany jest w RTK projekcją. Posiadając zbiór wartości osłabienia promieniowania X dla różnych projekcji, można, korzystając z operacji matematycznych tworzących równomierny rozkład wartości pochłaniania promieniowania w płaszczyźnie przekroju (projekcji), uzyskać obraz reprezentujący poprzez skalę szarości wewnętrzną strukturę obiektu. Obraz w tomografii komputerowej jest zatem otrzymywany w wyniku pomiaru oraz skomplikowanych obliczeń matematycznych, które nazywane są rekonstrukcją obrazu. Głównym celem tomografii jest uzyskanie obrazu wybranego przekroju ciała przez eliminację z obrazu rentgenowskiego wszystkich elementów, leżących poza tym przekrojem.

Rysunek 10.28 przedstawia podstawowe elementy współczesnego rentgenowskiego tomografu komputerowego. Widoczna jest tu ta część systemu TK, która jest odpowiedzialna za akwizycję danych, poza tym w osobnym pomieszczeniu znajduje się komputer zajmujący się rekonstrukcją obrazów i panel operatora.

Analizie tomograficznej poddano obręcz miednicy ludzkiej składającą się z dwóch kości miednicznych oraz z kości krzyżowej. Skanowania dokonywano w płaszczyźnie czołowej z częstotliwością 2 mm. W rezultacie uzyskano 115 skanów, będących poziomymi cięciami przez preparat. Na rys. 10.29 przedstawiono przykładowe kształty przekrojów oraz miejsce ich występowania. Następnie dla każdego przekroju (oddzielnie dla kości lewej i prawej) dokonano pomiaru gęstości kości gąbczastej na całej jego długości.

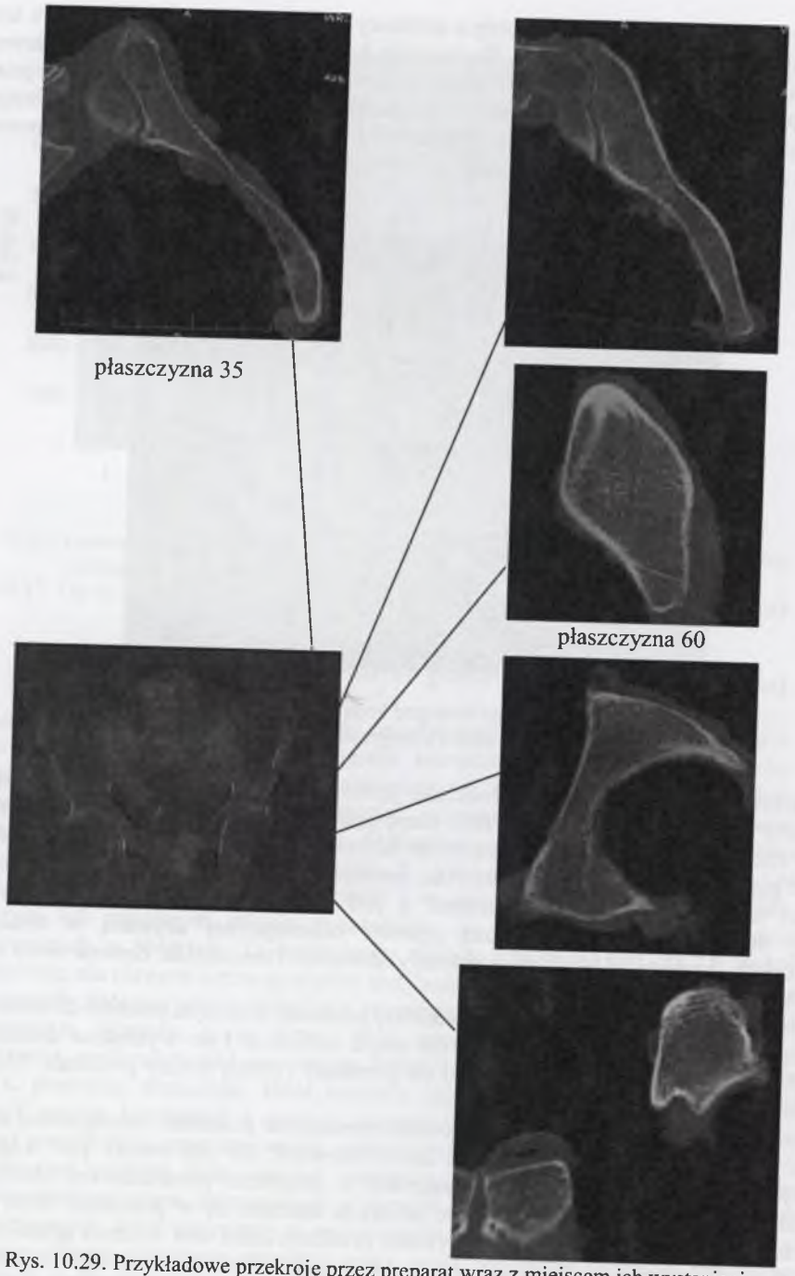
Rys.10.28. Rentgenowski tomograf komputerowy
Fig. 10.28. Computer-assisted tomograph

Po zebraniu danych dotyczących rozkładu gęstości kości gąbczastej dla wszystkich 115 przekrojów kości lewej i prawej stworzono mapę gęstości kości przedstawioną na rys. 10.30. Z mapy rozkładu gęstości kości wynika, że na talerzu, łuku kości miedniczej oraz wewnątrz panewki gęstość kości nie przekracza 200 Hu, natomiast w okolicy okołopanewkowej oraz na krawędzi talerza kości miedniczej gęstość ta jest wyraźnie wyższa (miejscowo wynosi powyżej 400 Hu). Hu jest jednostką gęstości radiologicznej używaną w tomografii komputerowej, przyjętą od nazwiska wynalazcy tomografu Hounsfielda. Gęstość wody równa jest 1000 Hu.

Tomografia komputerowa obręczy miedniczej preparatu posłużyła również do stworzenia map rozkładu grubości kości zbitej. W tym etapie konieczne było wykonanie dwóch map przedstawiających rozkład grubości kości od przedniej i tylnej strony preparatu. Mapy te przedstawiono na rysunkach 10.31 i 10.32.

Dodatkowo, dla sześciu charakterystycznych przekrojów dokonano szczegółowej analizy udziału kości zbitej w całym przekroju kości. Stosunek ten jest ważny pod względem rozpatrywania kości miedniczej jako materiału o strukturze przekładkowej. Analiza ta wykazała, że udział kości zbitej w całym przekroju zmienia się w granicach 10-20%. Na rysunkach 10.33 i 10.34 przedstawiono wybrane przekroje kości oraz wykresy grubości całej kości (g), grubości kości korowej (g_k) oraz stosunek g_k/g wzdłuż zaznaczonego na przekroju odcinka.

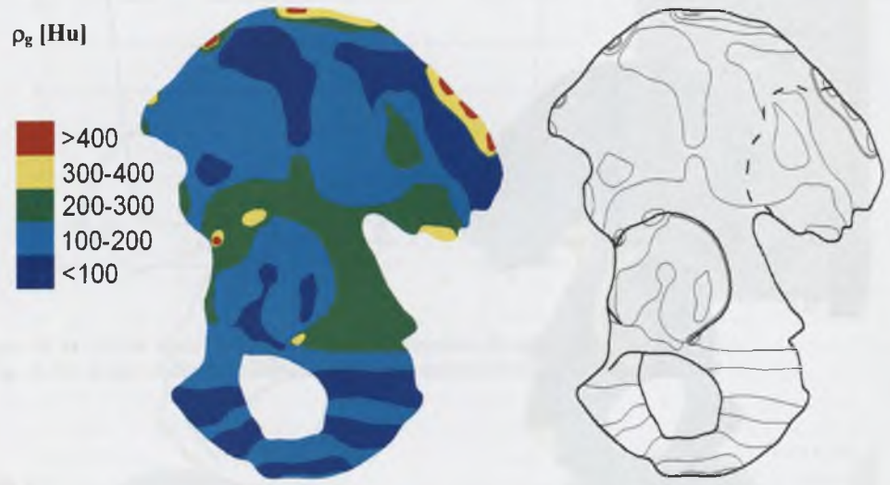
Przedstawione rozkłady grubości kości korowej mogą ilustrować proces przebudowy tkanki kostnej, który przebiega nieustannie zarówno w zdrowym, jak i chorym organizmie.



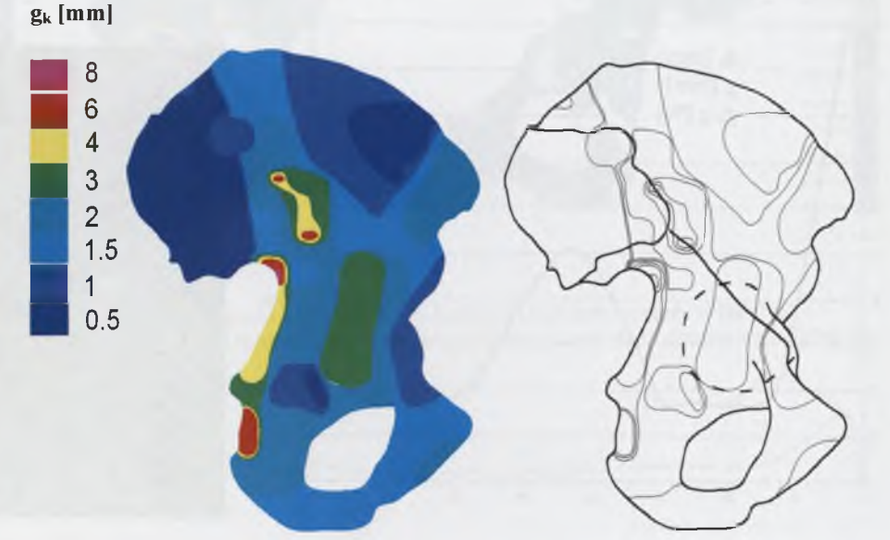
Rys. 10.29. Przykładowe przekroje przez preparat wraz z miejscem ich wystąpienia
Fig. 10.29. The cross sections of preparation and their location

Jeżeli porównamy rozkłady naprężeń zredukowanych otrzymane w rozdziale 8. dla różnych schematów obciążenia (patrz rysunki 8.9, 8.10, 8.13), to widać wyraźnie, że największe wartości grubości kości korowej występują w miejscach koncentracji naprężeń w

modelu warstwowym kości miednicznej przy założeniu stałej grubości kości korowej w przekroju. Analizując wyniki badań, można przyjąć, że kość miedniczna dostosowuje się do warunków pracy i obciążeń, jakim jest poddawana w różnych fazach chodu. Potwierdza to również, po części, poprawność przyjmowanego schematu obciążenia. W rzeczywistych warunkach kość miedniczna dąży do takiej przebudowy struktury kostnej, aby w całej konstrukcji uzyskać w miarę jednakowe wytężenie.

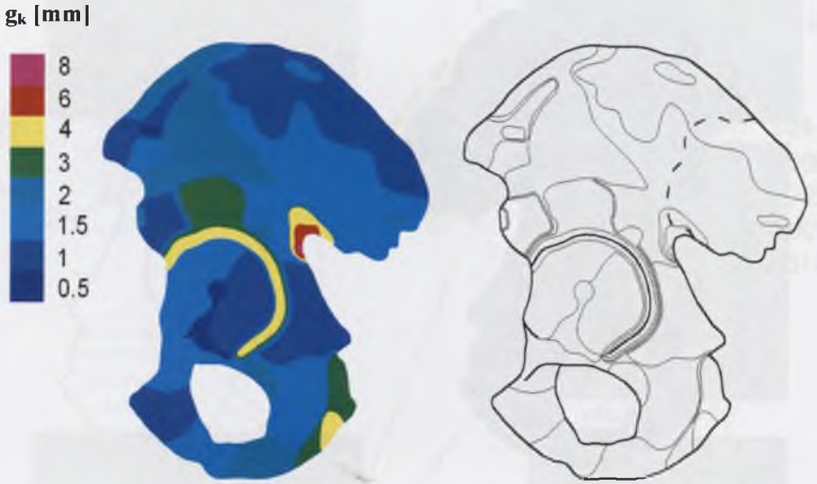


Rys. 10.30. Rozkład gęstości radiologicznej części zbitej kości miednicy człowieka ρ_g w [Hu]
Fig. 10.30. The radiological density distribution of cortical tissue of human pelvic bone, in [Hu]

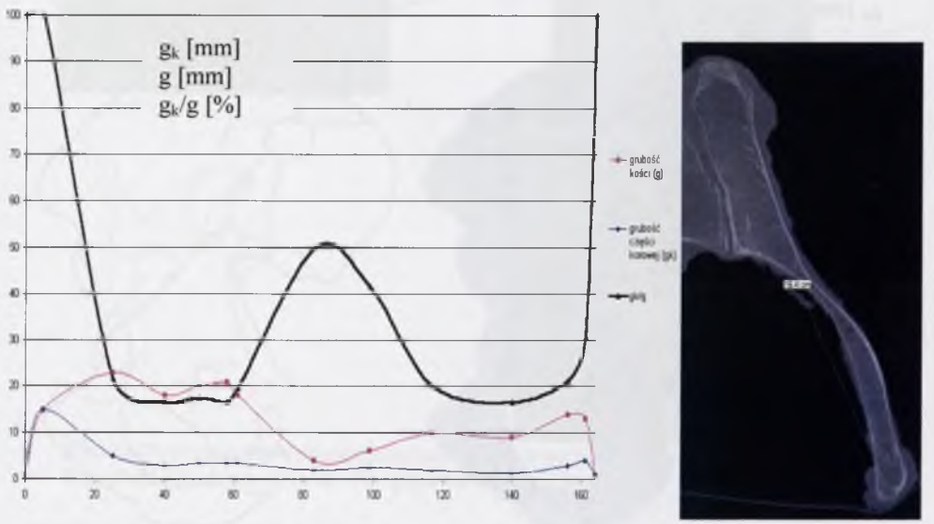


Rys.10.31. Rozkład grubości części zbitej kości miednicy człowieka g_k w [mm] - widok od tyłu
Fig. 10.31. The cortical bone density distribution of human pelvic bone g_k in [mm] – back view

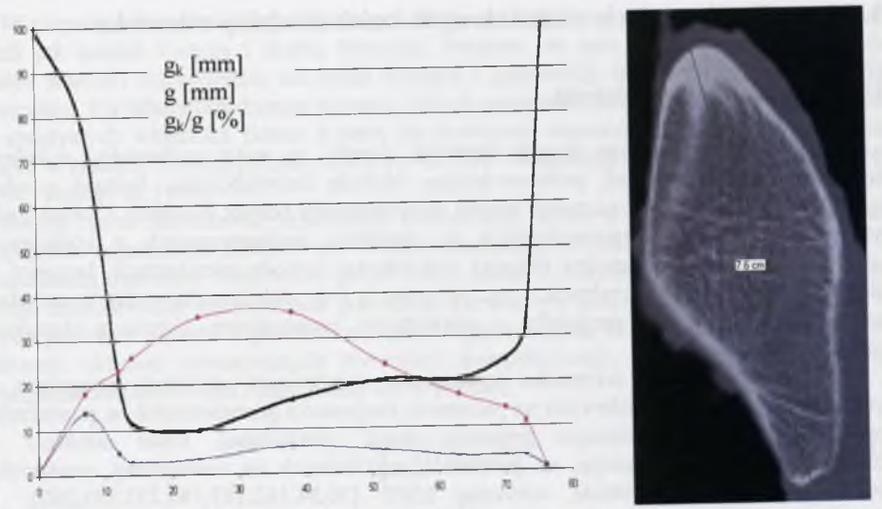
Jest to naturalny proces optymalizacji struktury kości miednicznej, który potwierdzają badania doświadczalne i symulacja komputerowa. Współcześnie przyjmuje się, że wiele innych czynników ma wpływ na proces przebudowy tkanki kostnej (porównaj Burger i inni [51], Cowin [69], Smit i Burger [259], Smit i inni [260]). Na rys. 10.35 zestawiono wyniki pomiaru grubości kości korowej metodą tomografii komputerowej (a) i przykładowe wyniki rozkładu naprężeń w modelu bryłowym dla wybranego wariantu obciążenia przy przyjęciu stałej grubości kości korowej w modelu (b).



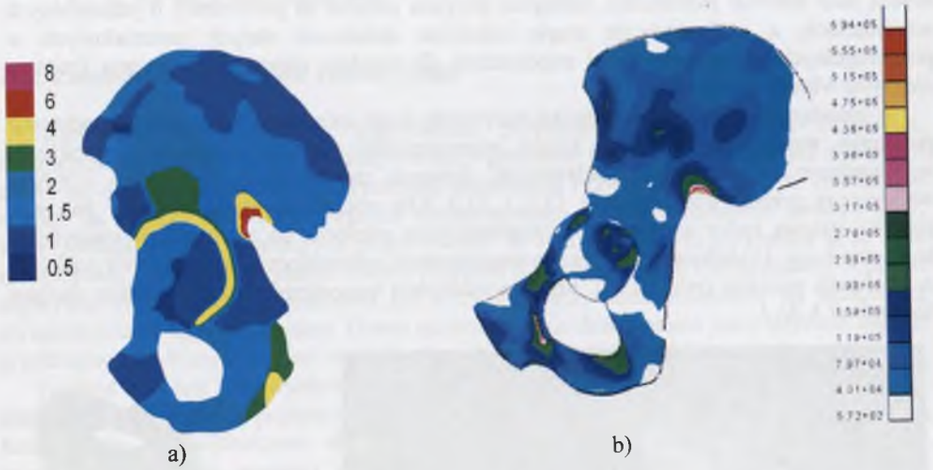
Rys. 10.32. Rozkład grubości części zbitej kości miednicy człowieka g_k w [mm] - widok od przodu
Fig. 10.32. The cortical bone density distribution of human pelvic bone g_k in [mm] –front view



Rys. 10.33. Udział kości korowej w przekroju preparatu dla płaszczyzny 35
Fig. 10.33. A part of cortical bone tissue in cross section of preparation for plane 35



Rys. 10.34. Udział kości korowej w przekroju preparatu dla płaszczyzny 60
Fig. 10.34. A part of cortical bone tissue in cross section of preparation for plane 60



Rys. 10.35. Porównanie grubości kości korowej w [mm] (a) i rozkładu naprężeń w [kPa] (b)
Fig. 10.35. The comparison of cortical bone thickness in [mm] (a) and stress distribution in [kPa] (b)

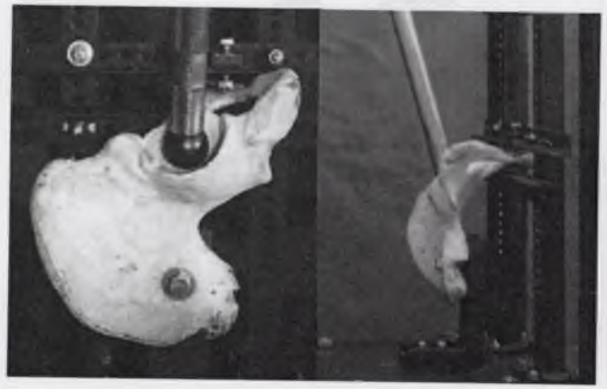
11. Identyfikacja stałych materiałowych kości miednicy człowieka

11.1. Sformułowanie zagadnienia

Modelowanie numeryczne tkanek kostnych natrafia na wiele problemów, z których większość można rozwiązać, przeprowadzając badania doświadczalne. Jednym z takich zagadnień jest problem wyznaczania stałych materiałowych tkanek kostnych. Oprócz badań wytrzymałościowych, przeprowadzanych na próbkach przygotowanych z konkretnych materiałów (rozdział 10), można również wykorzystać metody nieniszczące, bazujące na połączeniu metod doświadczalnych – np. optycznych (lub ultradźwiękowych), z metodami numerycznymi – w tym przypadku z algorytmem ewolucyjnym i metodą elementów skończonych.

W omawianym tutaj przypadku rozwiązano zagadnienie odwrotne, polegające na wyznaczeniu stałych materiałowych na podstawie znajomości przemieszczeń na powierzchni zewnętrznej (brzegu) badanego preparatu kości miednicznej. Dane odnośnie do przemieszczeń przyjęto, bazując na pomiarach wykonanych na zewnętrznej powierzchni miednicy nowoczesną metodą optyczną ESPI [30,34,162,183,184,232,233,262]. W rozwiązaniu numerycznym wykorzystano algorytmy genetyczne (własny program) sprzężone z programem metody elementów skończonych MSC/Nastran [48-50,166-168,172,173]. Jest to pierwsze tego typu podejście do problemu wyznaczania stałych materiałowych tkanki kostnej. Na uwagę zasługuje fakt, że zagadnienie rozwiązano, traktując w pierwszym podejściu tkankę kostną jako materiał jednorodny, następnie przyjęto podział na podobszary o jednorodnych własnościach, a w końcowym etapie założono zmienność stałych materiałowych w poszczególnych przekrojach kości miednicznej. Za każdym razem przyjmowano liniowo-sprężyste własności ośrodka.

W rozwiązaniu wykorzystano model warstwowy kości miednicy zbudowany na podstawie pomiarów współrzędnościowych. Model odzwierciedlał warunki podparcia i obciążenia wprowadzone na stanowisku badawczym. Schemat stanowiska pomiarowego i model numeryczny przedstawiają rysunki 11.1 i 11.2. Dla obciążenia zadawanego w panewce poprzez stalową kulkę wyznaczano przemieszczenia punktów na zewnętrznej powierzchni kości miednicy. Dodatkowo pomierzono tensometrami odkształcenia w wybranych punktach w okolicach panewki (rys. 10.10). Miejsca naklejenia tensometrów (rozet) opisano dużymi literami od A do J.



Rys. 11.1. Stanowisko pomiarowe
Fig. 11.1. The test stand

Rys. 11.2. Model numeryczny
Fig. 11.2. Numerical model

W rozpatrywanym tutaj zagadnieniu poszukuje się stałych materiałowych tkanki kostnej, takich jak moduł Younga i liczba Poissona. Przyjęto, że stałe materiałowe reprezentują średnie wartości odpowiednio dla kości korowej i gąbczastej, traktowanych jako materiał jednorodny. Przykłady uśredniania wartości stałych materiałowych i poszukiwania zależności dla sprężystych własności tkanki kostnej na podstawie własności anizotropowych można znaleźć w pracach Cowina [63,68], Dalstry i in. [79], Hengsbergera [136], Kabela i in. [186] czy też Yoona i in. [292].

Należy zatem zdefiniować zagadnienie identyfikacji, które w praktyce sprowadza się do rozwiązania zagadnienia odwrotnego. Wektor zmiennych projektowych **x** jest związany z własnościami materiału. Stałe materiałowe mogą zostać wyznaczone poprzez minimalizację funkcji zdefiniowanej jako różnica pomiędzy wartościami przemieszczeń zmierzonych w danych punktach obiektu a przemieszczeniami wyznaczonymi w tych samych punktach na podstawie obliczeń numerycznych (symulacji komputerowej). Zagadnienie identyfikacji wymaga zatem zbudowania funkcji celu, np. w postaci:

$$f = \sum_k \sum_i (\hat{u}_i - u_i)^2 \tag{11.1}$$

gdzie:

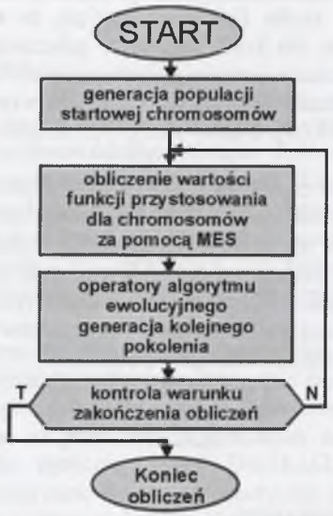
$\hat{u}_i$ – przemieszczenia zmierzone,
u_i – przemieszczenia obliczone,
i – liczba punktów pomiarowych,
k – liczba wariantów obciążenia.

11.2. Zastosowanie algorytmu ewolucyjnego

Algorytmy ewolucyjne są algorytmami przeszukującymi przestrzeń rozwiązań, bazującymi na analogii do biologicznej ewolucji gatunków ([4,211]). Podobnie jak w biologii mówi się o osobnikach, którzy reprezentują pojedyncze rozwiązanie. Algorytm ewolucyjny operuje na zbiorze osobników zwanych chromosomami. Każdy chromosom zawiera geny, które posiadają dane o zmiennych projektowych. W tym konkretnym przypadku są to stałe materiałowe, czyli moduł Younga i liczba Poissona dla kości korowej i beleczkowej. Schemat algorytmu ewolucyjnego przedstawia rys. 11.3. Przystosowanie osobników do środowiska zwiększa szansę jego przetrwania. Ocena przystosowania dokonywana jest z użyciem funkcji przystosowania. Wszystkie geny osobnika decydują o wartości funkcji przystosowania.

Funkcja celu jest odpowiednikiem funkcjonału optymalizacyjnego i jest wyznaczana dla każdego chromosomu z populacji. Populacja startowa jest generowana losowo. Następnie funkcja celu jest wyznaczana dla wszystkich osobników. W kolejnym kroku operatory ewolucyjne zmieniają wartości genów (zmiennych) w wybranych chromosomach. Nowa populacja jest generowana w wyniku selekcji poszczególnych osobników. Kolejna iteracja zostaje przeprowadzona, jeżeli kryterium zakończenia nie zostanie spełnione. Stosowane są następujące operatory ewolucyjne:

- mutacja równomierna – zmienia losowo wartości genów w chromosomie,
- mutacja z rozkładem Gaussa – działa podobnie jak mutacja jednorodna, nowa wartość jest wprowadzana na podstawie rozkładu Gaussa,
- krzyżowanie proste – nowy chromosom jest tworzony na podstawie dwóch chromosomów (rodziców), część genów nowego chromosomu jest wzięta z jednego, a pozostała część z drugiego chromosomu rodziców,
- krzyżowanie arytmetyczne – nowy chromosom jest tworzony z genów dwóch chromosomów rodziców na bazie kombinacji liniowej.



Rys. 11.3. Schemat algorytmu ewolucyjnego
Fig. 11.3. The scheme of evolutionary algorithm

Ważnym składnikiem algorytmu ewolucyjnego jest mechanizm selekcji. Prawdopodobieństwo przetrwania osobnika zależy od wartości funkcji przystosowania. Selekcja rankingowa wykonywana jest w kilku etapach. W pierwszej kolejności sortuje się osobniki, biorąc pod uwagę wartości funkcji przystosowania, następnie każdemu z osobników przypisuje się wartość rangi. Zależy ona od numeru osobnika oraz od funkcji rangi. Najlepsze osobniki otrzymują największą wartość rangi, najgorsze - najmniejszą. Ostatni etap polega na wylosowaniu osobników do pokolenia potomnego, przy czym prawdopodobieństwo wylosowania poszczególnych osobników jest ściśle związane z wartością rangi osobników.

Przy obliczaniu funkcji celu rozwiązuje się zadanie bezpośrednie. Tutaj wykorzystano pakiet programów MSC.Nastran, tworząc odwołania w języku wewnętrznym systemu. Najpierw przygotowywany jest plik wsadowy w kodzie MSC.Nastran. Stałe materiałowe są określane przez wartości genów. Wywołuje się program MSC.Nastran i rozwiązuje zagadnienie bezpośrednie. Następnie wyniki zostają wyselekcjonowane z pliku wynikowego MSC.Nastran i funkcja celu zostaje wyznaczona na podstawie wartości pomierzonych (z doświadczenia) i wyznaczonych numerycznie. Rozwiązano dwa zagadnienia:

- dla jednego obszaru (cała miednica ma takie same parametry materiałowe, inne kość korowa, inne kość gąbczasta),
- dla dwóch podobszarów (podział miednicy na dwa podobszary o różnych wartościach parametrów materiałowych jak na rys. 11.4).

Podziału na podobszary dokonano ze względu na występowanie największych różnic w wartościach stałych materiałowych pomiędzy obszarem talerza miednicy a rejonem okołopanewkowym (porównaj podrozdziały 10.6, 10.7). Przykładowe rozkłady przemieszczeń uzyskane metodą ESPI przedstawiono na rysunkach 10.8 i 10.9. Na osiach zaznaczone są wymiary w mm. Przyporządkowanie kolorów wartościom przemieszczeń przedstawia skala w postaci kolorowych liczb zamieszczonych z lewej strony wykresów – wartości przemieszczeń podano w μm.

Dla pierwszego zagadnienia (jeden obszar) każdy chromosom miał 4 geny (4 zmienne). Zadane ograniczenia zestawiono w tabl. 11.1, a uzyskane wyniki w tabl. 11.2. W drugim

przypadku (dwa podobszary) zadane ograniczenia przedstawia tabl. 11.3, otrzymane zaś wyniki tabl. 11.4.

Tablica 11.1
Ograniczenia – przypadek 1

Gen	minimum	maximum
moduł Younga dla kości korowej	2000 MPa	8000 MPa
współcz. Poissona dla kości korowej	0.2	0.45
moduł Younga dla kości beleczkowej	50 MPa	600 MPa
współcz. Poissona dla kości beleczk.	0.2	0.45

Tablica 11.2
Wyniki – przypadek 1

Gen	wartość
moduł Younga dla kości korowej	4283 MPa
współcz. Poissona dla kości korowej	0.2
moduł Younga dla kości beleczkowej	531 MPa
współcz. Poissona dla kości beleczkowej	0.2

Tablica 11.3
Ograniczenia – przypadek 2

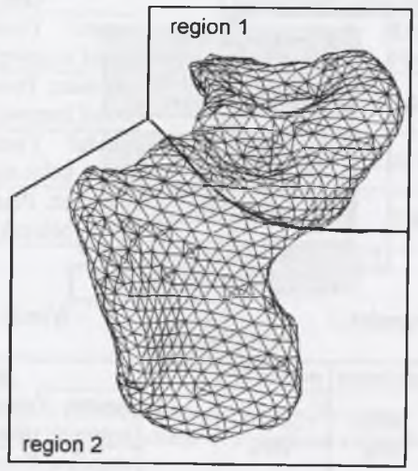
Gen	minimum	maximum
moduł Younga dla kości korowej obszar 1	2000 MPa	28000 MPa
współcz. Poissona dla kości korowej obszar 1	0.2	0.4
moduł Younga dla kości beleczkowej obszar 1	50 MPa	600 MPa
współcz. Poissona dla kości beleczk. obszar 1	0.2	0.4
moduł Younga dla kości korowej obszar 2	2000 MPa	8000 MPa
współcz. Poissona dla kości korowej obszar 2	0.2	0.4
moduł Younga dla kości beleczkowej obszar 2	50 MPa	600 MPa
współcz. Poissona dla kości beleczk. obszar 2	0.2	0.4

Tablica 11.4
Wyniki – przypadek 2

gen	wartość
moduł Younga dla kości korowej, obszar 1	15826 MPa
współcz. Poissona dla kości korowej, obszar 1	0.2
moduł Younga dla kości beleczkowej, obszar 1	50 MPa
współcz. Poissona dla kości beleczkowej, obszar 1	0.2
moduł Younga dla kości korowej, obszar 2	2828 MPa
współcz. Poissona dla kości korowej, obszar 2	0.2
moduł Younga dla kości beleczkowej, obszar 2	54 MPa
współcz. Poissona dla kości beleczkowej, obszar 2	0.2

Model numeryczny zaprezentowany na rys. 11.2 składa się z 42601 węzłów i ma 127803 stopnie swobody. Do budowy modelu użyto dziesięciowęzłowych elementów czworościennych z kwadratowymi funkcjami kształtu. Zagadnienie rozwiązano dla siedmiu różnych wartości obciążenia, stosując komputer klasy PC z procesorem Pentium Xeon 1.4GHz, z pamięcią RAM 512 MB. Czas rozwiązania zadania bezpośredniego wynosił ok. 40

sekund, natomiast zagadnienia identyfikacji od kilkudziesięciu do kilkuset godzin, w zależności od przyjętych parametrów algorytmu ewolucyjnego. Dodatkowo, w celu weryfikacji otrzymanych rezultatów, przeprowadzono badania wytrzymałościowe próbek pobranych z badanego preparatu. Badania wykonano na maszynie MTS Mini-Bionix 858 w Instytucie Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn Politechniki Wrocławskiej.



Rys. 11.4. Podział modelu na dwa podobszary
Fig. 11.4. Zoning of the model into two regions

11.3. Zastosowanie algorytmu ewolucyjnego i hiperpowierzchni

W kolejnym etapie identyfikacja stałych materiałowych została przeprowadzona z wykorzystaniem algorytmów ewolucyjnych i zastosowaniu dodatkowo hiperpowierzchni. Terminologia stosowana w tym rozdziale bazuje na określeniach używanych w teorii algorytmów ewolucyjnych ([4,211,236]). Wprowadzenie hiperpowierzchni pozwala sterować zmiennymi (tutaj stałymi materiałowymi) w całym obszarze kości miednicy, co jednocześnie pozwala na zmianę, a tym samym identyfikację parametrów materiałowych w dowolnym przekroju modelu. Sterowanie polega tutaj na możliwości przyjęcia różnych wartości stałych materiałowych w poszczególnych wyróżnionych przekrojach ([48-50,236]). Liczba punktów kontrolnych na hiperpowierzchni oraz liczba punktów pomiarowych i ich rozmieszczenie na powierzchni kości miednicy mają zasadniczy wpływ na dokładność uzyskanych wyników. Podobnie jak w punkcie 11.2 moduł Younga i współczynnik Poissona są przyjmowane jako średnie wartości w danym przekroju dla materiału izotropowego.

Podstawy matematyczne można sformułować następująco. Załóżmy, że analizowany obiekt na początku procesu ewolucyjnego zajmuje obszar Ω_0 (w E^3), ograniczony brzegiem Γ_0. Niech obszar Ω_0 będzie wypełniony jednorodnym izotropowym materiałem o module Younga E_0 i współczynniku Poissona ν. Obiekt (trójwymiarowy) analizowany jest zgodnie z założeniami teorii sprężystości. W trakcie procesu ewolucyjnego obszar Ω, brzeg Γ oraz pole opisujące moduł Younga $E(x,y,z) = E_t(x,y,z) \in \Omega$ mogą się zmieniać dla każdego t (dla t = 0, E_0 = const, t – czas). Zmiana czasu jest równoznaczna ze zmianą populacji. W tym sensie moduł Younga $E_t(x,y,z)$ może być inny dla każdej populacji. Nie oznacza to zmienności w czasie w sensie reologicznym.

Proces ewolucyjny przebiega w otoczeniu, dla którego funkcja celu jest opisana równaniem (11.1). Optymalna wartość funkcji (11.1) jest znana i równa zeru. Rozkład modułu Younga $E(x,y,z)$, $(x,y,z) \in \Omega_t$ opisany jest poprzez hiperpowierzchnię $W(x,y,z)$, $(x,y,z) \in H^3$. Hiperpowierzchnia $W(x,y,z)$ jest rozciągnięta na $H^3 \subset E^3$ i obszar Ω_t zawarty jest w H^3, tj. $(\Omega_t \subseteq H^3)$.

Kształt hiperpowierzchni jest kontrolowany za pomocą genów d_j, j=1,…,N, które tworzą chromosom

$$ch = \langle d_1, d_2, ..., d_j, ..., d_N \rangle \tag{11.2}$$

Geny chromosomu są wartościami funkcji $W(x,y,z)$ dla węzłów interpolacyjnych $(x,y,z)_j$:

$$d_j = W\left[(x,y,z)_j\right], \text{ j=1,2,…,N.}$$

Na geny nałożone są następujące ograniczenia:

$$d_j^{\min} \le d_j \le d_j^{\max} \tag{11.3}$$

gdzie: $d_j^{\min}$ - minimalna wartość genu i $d_j^{\max}$ - maksymalna wartość genu. Hiperpowierzchnia określona jest za pomocą wyrażeń [4,211,236]:

$$W(x,y,z) = \Phi\left(X^{-1} \otimes Y^{-1} \otimes Z^{-1}\right) \begin{bmatrix} d_1 \\ \vdots \\ d_{27} \end{bmatrix} \tag{11.4}$$

gdzie

$$\begin{aligned} &\Phi = [1,x,x^2] \otimes [1,y,y^2] \otimes [1,z,z^2] = \\ &[1,z,z^2,y,yz,yz^2,y^2,y^2z,y^2z^2,x,xz,xz^2,xy,xyz,xyz^2,xy^2,xy^2z,xy^2z^2, \\ &x^2,x^2z,x^2z^2,x^2y,x^2yz,x^2yz^2,x^2y^2,x^2y^2z,x^2y^2z^2] \end{aligned} \tag{11.5}$$

oraz X, Y i Z są macierzami:

$$X = Y = Z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 4 \end{bmatrix} \tag{11.6}$$

Optymalizowany układ (tutaj miednica) musi być wpisany w sześcian H^3 o długościach boków A=2, B=2, C=2 (rys.11.5). Zatem model zostaje przeskalowany za pomocą wyrażeń:

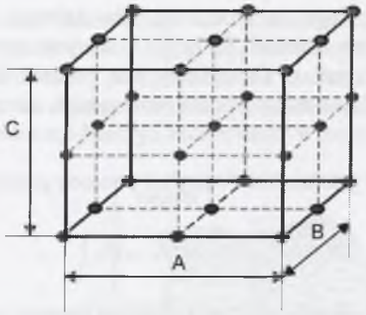
$$\begin{aligned} x &= (A * \text{współrzędna x})/\text{długość modelu} \\ y &= (B * \text{współrzędna y})/\text{szerokość modelu} \\ z &= (C * \text{współrzędna z})/\text{wysokość modelu} \end{aligned} \tag{11.7}$$

Minimalizacja funkcji przystosowania (11.1) względem chromosomu (11.2) jest wykonywana za pomocą algorytmu ewolucyjnego z reprezentacją zmiennoprzecinkową.

Moduł Younga dla każdego elementu Ω_e, $e = 1,2,...,R$ wyznacza się przez odwzorowanie:

$$E_e = W\left[(x,y,z)_e\right], (x,y,z)_e \in \Omega_e, \; e = 1,2,...,R \tag{11.8}$$

Oznacza to, że każdy element skończony może mieć inny moduł Younga.



Rys.11.5. Rozmieszczenie punktów kontrolnych
Fig. 11.5. The location of control points

Zwiększenie szybkości działania algorytmu ewolucyjnego w większości przypadków związane jest ze skróceniem czasu obliczeń funkcji celu i odpowiednim doborem parametrów algorytmu. W przypadku zadań optymalizacji, dla których czas obliczeń funkcji przystosowania jest bardzo krótki, a zastosowanie operatorów i realizacja selekcji zajmują najwięcej czasu procesora, istotne jest zoptymalizowanie kodu algorytmu ewolucyjnego. Ponieważ zadania mechaniki (tutaj identyfikacji) są zadaniami, które pochłaniają dużo czasu obliczeniowego komputera, zdecydowano się na skrócenie czasu obliczeń poprzez skrócenie czasu obliczeń funkcji przystosowania oraz dobór parametrów algorytmu ewolucyjnego.

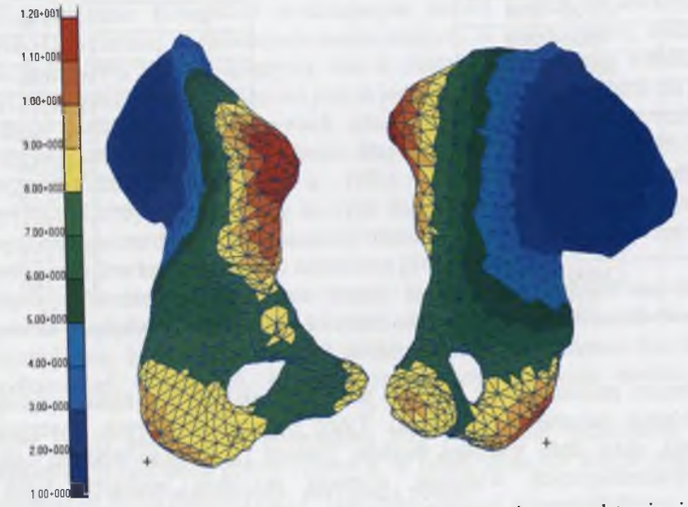
W celu zwiększenia szybkości działania algorytmu ewolucyjnego, szczególnie w przypadku stosowania komputerów wieloprocesorowych czy też klastrów obliczeniowych, stosuje się równoległe, rozproszone oraz komórkowe algorytmy ewolucyjne [211].

W przypadku zastosowania rozproszonego algorytmu ewolucyjnego (DEA) liczba obliczeń funkcji celu może być mniejsza niż w przypadku algorytmu równoległego. DEA pracuje w układzie równoległym. Każdy z algorytmów ewolucyjnych działa na oddzielnej jednostce liczącej (oddzielnym komputerze). Teoretycznie skrócenie czasu może być większe niż liczba jednostek liczących. Populacja startowa tworzona jest losowo. Operatory ewolucyjne zmieniają chromosomy i funkcja celu jest liczona dla każdego chromosomu (zbioru zmiennych, które tutaj są stałymi materiałowymi). Podczas etapu migracji część chromosomów jest wymieniana między podpopulacjami. W trakcie etapu selekcji zostają podjęte decyzje, które chromosomy będą w nowej populacji. Selekcja dokonywana jest losowo, jednak chromosomy tworzone (nowe) mają większe prawdopodobieństwo znalezienia się w nowej populacji. Selekcja dokonywana jest na chromosomach zmienianych przez operatory i migrujących. Następna iteracja odbywa się, jeżeli nie jest spełniony warunek zakończenia (zatrzymania). Warunek zatrzymania może być określony jako maksymalna liczba iteracji. W przedstawionym algorytmie zastosowano następujące operatory ewolucyjne: mutację z rozkładem Gaussa, krzyżowanie proste i arytmetyczne. Selekcję przeprowadzono stosując metodę rankingową. Prawdopodobieństwo zaistnienia w nowej populacji nie zależy od wartości funkcji celu, a jedynie od liczby chromosomów przyporządkowanych odpowiednio do funkcji celu.

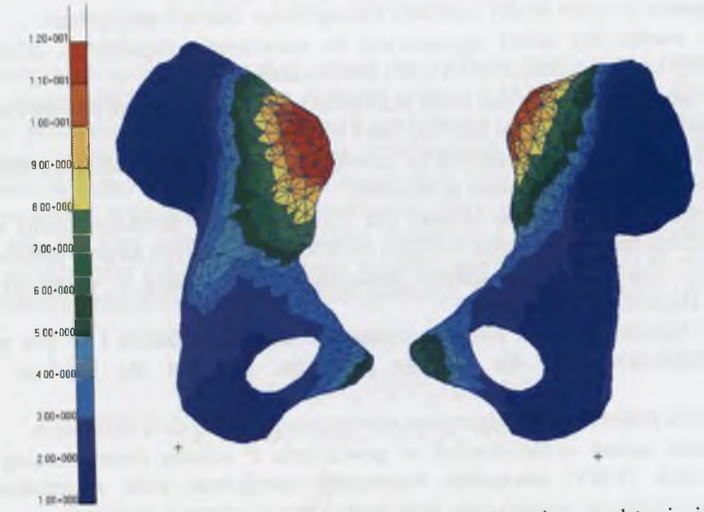
W wyniku przeprowadzonych obliczeń otrzymano rozkłady wartości modułu Younga zarówno w kości korowej, jak i beleczkowej. Przykładowe rozkłady przedstawiono na rysunkach 11.6 – 11.7. Prezentowane tutaj wyniki uzyskano przy założeniu stałej wartości współczynnika Poissona równej 0.4. Zmienność współczynnika Poissona pominięto ze względu na jej niewielki wpływ na rozkłady naprężeń i przemieszczeń, co wykazano w rozdziale 9. Pozwoliło to jednak znacznie skrócić czas obliczeń. Rozkłady uzyskano dla różnych zbiorów ograniczeń narzuconych na wartości stałych materiałowych w kości korowej

i gąbczastej. Wartości modułu Younga reprezentowane są kolorami w skali od 1 do 12. Każdy kolor odpowiada innemu zakresowi wartości. Najniższe wartości modułu Younga mają na skali kolorów wartość 1, a najwyższe wartość 12. Zakres wartości dla poszczególnych numerów kolorów przedstawiają odpowiednio tablice:

- dla kości korowej tabl. 11.5,
- dla kości beleczkowej tabl. 11.6.



Rys. 11.6. Rozkład wartości modułu Younga w kości korowej na podstawie identyfikacji z zastosowaniem hiperpowierzchni
Fig. 11.6. The distribution of Young modulus value in cortical bone after identification with hipersurface



Rys. 11.7. Rozkład wartości modułu Younga w kości beleczkowej na podstawie identyfikacji z zastosowaniem hiperpowierzchni
Fig. 11.7. The distribution of Young modulus value in trabecular bone after identification with hipersurface

Tablica 11.5
Zakres wartości modułu Younga dla kości korowej

Nr koloru	Wartość modułu Young MPa
1	3000-5000
2	5000-7000
3	7000-9000
4	9000-11000
5	11000-13000
6	13000-15000
7	15000-17000
8	17000-19000
9	19000-21000
10	21000-23000
11	23000-25000
12	>25000

Tablica 11.6
Zakres wartości modułu Younga dla kości beleczkowej

Nr koloru	Wartość modułu Young MPa
1	100-122
2	122-144
3	144-166
4	166-188
5	188-211
6	211-234
7	234-256
8	256-279
9	279-301
10	301-323
11	323-346
12	>346

Większość obszaru zarówno kości korowej jak i beleczkowej, ma niskie wartości modułu Younga (z dolnego zakresu ograniczenia). Tylko obszary, w których występują znaczne przemieszczenia, mają duże wartości modułu Younga (z górnego zakresu ograniczenia). Otrzymanie dokładniejszych wyników wymaga przyjęcia większej ilości punktów kontrolnych i zmodyfikowania hiperpowierzchni. Jednak otrzymane wyniki pokazują, że można wyznaczać numerycznie stałe materiałowe, zmieniające się w dowolnym przekroju miednicy. Jest to równoznaczne z zamodelowaniem niejednorodnych własności materiału w obrębie miednicy.

Uwagi:

- W rozwiązaniu przyjęto model materiału izotropowego liniowo-sprężystego.
- Algorytm ewolucyjny został zastosowany do rozwiązania zagadnienia odwrotnego – identyfikacji stałych materiałowych kości miednicznej.
- Przyjęcie modelu warstwowego kości pozwoliło wyznaczyć stałe materiałowe uśrednione po grubości zarówno dla kości korowej, jak i beleczkowej.
- Przemieszczenia punktów leżących na zewnętrznej powierzchni miednicy otrzymano z pomiaru metodą ESPI i tensometrią oporową.
- Numeryczne i doświadczalne wyniki (na podstawie prób mechanicznych) są bardzo bliskie, szczególnie w przypadku podziału modelu numerycznego na dwa podobszary.
- Relatywnie niskie wartości stałych materiałowych wynikają z własności użytego preparatu (kość stara, wysuszona).

Zastosowanie hiperpowierzchni pozwala wyznaczać stałe materiałowe (w tym przypadku wartości uśrednione) różne dla każdego przekroju, a nawet dla każdego elementu skończonego.

- Zastosowanie rozproszonego algorytmu ewolucyjnego przyspiesza obliczenia.
- Zastosowanie metod numerycznych w powiązaniu z metodą doświadczalną pomiaru przemieszczeń (ESPI) pozwoliło wyznaczyć uśrednione stałe materiałowe kości miednicznej (traktując ośrodek jako izotropowy) bez zniszczenia preparatu.
- Obciążenia zadawane na stanowisku pomiarowym nie powodowały mikropęknięć preparatu.

12. Opracowanie modelu miednicy człowieka uwzględniającego ortotropowe własności tkanki kostnej

Numeryczne modelowanie kości miednicy człowieka jest procesem złożonym, wymagającym uwzględnienia wielu zagadnień. Oprócz dokładnego odwzorowania geometrii, zadania obciążeń i warunków brzegowych (współpracy z elementami sąsiadującymi) istotne jest również przypisanie elementom modelującym tkankę kostną odpowiednich stałych materiałowych. Dotychczas, w aplikacjach numerycznych, w ujęciu makro, traktuje się kość jako ośrodek izotropowy, liniowo-sprężysty. Jest to znaczne uproszczenie, jednak ze względu na brak danych i ograniczenia programowe jest to jedyne efektywne podejście do problemu.

Pewne dane dotyczące anizotropowych własności tkanki kostnej można znaleźć w literaturze, dotyczą one jednak głównie kości długich [26,68,120,122,130,151-153,186,187, 200,205,209,214,262,267-270,275,292], a tylko w nielicznych przypadkach kości miednicznej [79,125,130]. Opierając się na tych danych, w niniejszej pracy podjęto próbę zbadania wpływu anizotropowych własności materiałowych tkanki kostnej na rozkład naprężeń i odkształceń w kości miednicy człowieka [163-165].

W praktyce własności anizotropowe tkanki kostnej sprowadzają się do własności ortotropowych ze względu na wyróżnione kierunki układu beleczek kostnych (w skali mikro). Z kolei przyjmuje się, że (w uproszczeniu) ułożenie beleczek związane jest z kierunkami głównych odkształceń i naprężeń. Matematyczne ujęcie problemu można przedstawić następująco.

Jeśli przez każdy punkt ciała przechodzą trzy wzajemnie prostopadłe płaszczyzny sprężystej symetrii, to równania prawa Hooke`a, w odniesieniu do współrzędnych x, y, z z osiami prostopadłymi do tej płaszczyzny, przyjmują postać:

$$\left.\begin{aligned} \varepsilon_x &= a_{11}\sigma_x + a_{12}\sigma_y + a_{13}\sigma_z, \gamma_{yz} = a_{44}\tau_{yz}, \\ \varepsilon_y &= a_{12}\sigma_x + a_{22}\sigma_y + a_{23}\sigma_z, \gamma_{xz} = a_{55}\tau_{yz}, \\ \varepsilon_z &= a_{13}\sigma_x + a_{23}\sigma_y + a_{33}\sigma_z, \gamma_{xy} = a_{66}\tau_{xy}. \end{aligned}\right\} \qquad (12.1)$$

Liczba niezależnych sprężystych stałych równa się 9. Przez każdy punkt przechodzą trzy wzajemnie prostopadłe kierunki główne. Materiał mający w każdym punkcie trzy wzajemnie prostopadłe płaszczyzny sprężystej symetrii nazywamy ortotropowym. Wydzielony z ortotropowego materiału element w formie prostokątnego graniastosłupa z krawędziami prostopadłymi do płaszczyzn sprężystej symetrii przy rozciąganiu (ściskaniu) w jednym kierunku pozostaje prostokątnym graniastosłupem, przy deformacji długości krawędzie zmieniają się, ale kąty między krawędziami pozostają niezmienione. Równania (12.1) przyjmują przejrzystszą postać, jeśli zamiast współczynników deformacji a_{ij} wprowadzi się stałe materiałowe: współczynnik sprężystości podłużnej E (moduł Younga) i współczynnik Poissona:

$$\left.\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{1}{E_1}\sigma_x - \frac{\nu_{21}}{E_2}\sigma_y - \frac{\nu_{31}}{E_3}\sigma_z, \gamma_{yz} = \frac{1}{G_{23}}\tau_{yz}, \\ \varepsilon_y &= \frac{\nu_{12}}{E_1}\sigma_x - \frac{1}{E_2}\sigma_y - \frac{\nu_{32}}{E_3}\sigma_z, \gamma_{xz} = \frac{1}{G_{13}}\tau_{xz}, \\ \varepsilon_z &= \frac{\nu_{13}}{E_1}\sigma_x - \frac{\nu_{23}}{E_2}\sigma_y - \frac{1}{E_3}\sigma_z, \gamma_{xy} = \frac{1}{G_{12}}\tau_{xy}. \end{aligned}\right\} \qquad (12.2)$$

gdzie:

E_1, E_2, E_3 - moduły Younga dla rozciągania (ściskania) wzdłuż głównych kierunków sprężystości x,y,z,

ν_{12} - współczynniki Poissona, charakteryzujące skrócenie w kierunku y przy rozciągnięciu w kierunku x,

ν_{21} - współczynnik Poissona, charakteryzujący skrócenie w kierunku x, przy rozciąganiu kierunku y i analogicznie dla pozostałych współczynników Poissona,

G_{23}, G_{13}, G_{12} - moduły charakteryzujące zmiany kątów między głównymi kierunkami y i z, x i z, x i y.

Między modułami Younga i współczynnikami Poissona istnieją zależności:

$$E_1\nu_{21} = E_2\nu_{12}, E_2\nu_{32} = E_3\nu_{23}, E_3\nu_{13} = E_1\nu_{31}. \tag{12.3}$$

Sprężyste stałe ortotropowego ciała, wchodzące w równania uogólnionego prawa Hooke`a (12.1) i (12.2), zapisane dla głównych kierunków sprężystości x, y, z nazywa się głównymi niezmiennymi stałymi sprężystymi (w odróżnieniu od stałych wchodzących w równania dla dowolnego układu współrzędnych). Rodzaj sprężystej symetrii o trzech płaszczyznach jest najczęściej obserwowany w praktyce. Takie materiały, jak drewno (z prawidłowymi rocznymi słojami), sklejka i fornir, przede wszystkim można uważać za jednorodne i ortotropowe.

Kość najczęściej zalicza się do materiałów ortotropowych, dlatego aby zadać stałe materiałowe, potrzebna jest macierz podatności:

$$S_{ij} = \begin{vmatrix} E_1^{-1} & -\nu_{12}^{-1}E_2^{-1} & -\nu_{31}E_2^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}E_1^{-1} & E_2^{-1} & -\nu_{32}E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{13}E_1^{-1} & -\nu_{23}E_2^{-1} & E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{23}^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{31}^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12}^{-1} \end{vmatrix} \tag{12.4}$$

Dla transwersalnej izotropii zachodzi:

$$E_1 = E_2\,,\ \nu_{12} = \nu_{21},\ \nu_{31} = \nu_{32},\ G_{23} = G_{31} \tag{12.5}$$

$$\frac{\nu_{12}}{E_1} = \frac{\nu_{21}}{E_2}; \frac{\nu_{13}}{E_1} = \frac{\nu_{31}}{E_3}; \frac{\nu_{23}}{E_2} = \frac{\nu_{32}}{E_3} \tag{12.6}$$

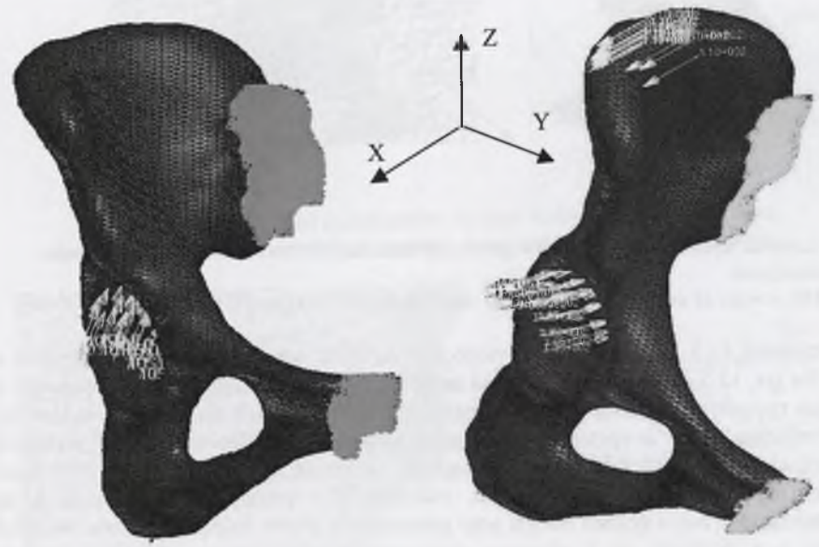
Wartości współczynników przyjęto na podstawie tabl. 4.6 wg danych uzyskanych metodą ultradźwiękową przez Ashmana [26]. Z nowszych badań można znaleźć dane w pracach [68,189,200,153].

W pierwszym etapie rozwiązano zagadnienie, traktując ośrodek (miednicę) jako liniowo-sprężysty, izotropowy, z uwzględnieniem warstwowej struktury tkanki kostnej (na zewnątrz kość korowa, w środku kość beleczkowa). Początkowe testy przeprowadzono modelując samą panewkę jako czaszę kulistą o przekładkowej konstrukcji – na zewnątrz kość korowa, w środku kość beleczkowa. Model podparto na brzegu odbierając przemieszczenia we wszystkich kierunkach oraz obciążono niesymetrycznie siłami skupionymi w górnej części panewki. Obciążenie siłami symulować miało sytuację w fazie chodu człowieka podczas stania na jednej nodze. W tym stanie obciążenie stawu wynosi ok.400% wagi ciała przyjętej

jako 80 kg. Następnie przeprowadzono obliczenia celem wyznaczenia kierunków naprężeń głównych, występujących w poszczególnych warstwach modelu. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń model został podzielony na obszary o różnych kierunkach, występujących w nim naprężeń głównych. Ze względu na ortotropowe właściwości modelu poszczególnym obszarom przyporządkowano odpowiedni układ współrzędnych, skierowany zgodnie z kierunkami naprężeń głównych (i przypuszczalnie z kierunkiem ułożenia beleczek kostnych), jakie występują w danym obszarze, oraz zadano własności materiałowe. Przyporządkowano odpowiednio warstwom zewnętrznym własności kości korowej, a wewnętrznym kości gąbczastej. Przeprowadzono obliczenia tak przygotowanego modelu dla trzech różnych sytuacji obciążenia stawu tj. w różnych fazach chodu.

Następnie analizę przeprowadzono dla całej miednicy. W pierwszym etapie przyjęto dwa schematy obciążenia układu: obciążenie tylko w panewce oraz obciążenie w panewce i w talerzu kości miednicznej. Podparcie w obu przypadkach było takie samo: w spojeniu łonowym i w strefie połączenia z kością krzyżową (rys. 12.1). Dla takiego modelu wyznaczono kierunki główne odkształcenia i naprężenia, a następnie na bazie kierunków głównych wprowadzono stałe materiałowe i ponownie wykonano analizę dla takiego samego schematu statycznego.

W pierwszym podejściu obszar miednicy został podzielony na 12 podobszarów o różnych kierunkach naprężeń głównych. W następnym etapie obszar miednicy podzielono na 52 podobszary o różnych kierunkach naprężeń i odkształceń głównych, a w kolejnym na 60. Poszczególne etapy przetwarzania danych i określania kierunków głównych przedstawiono na rys. 12.2.

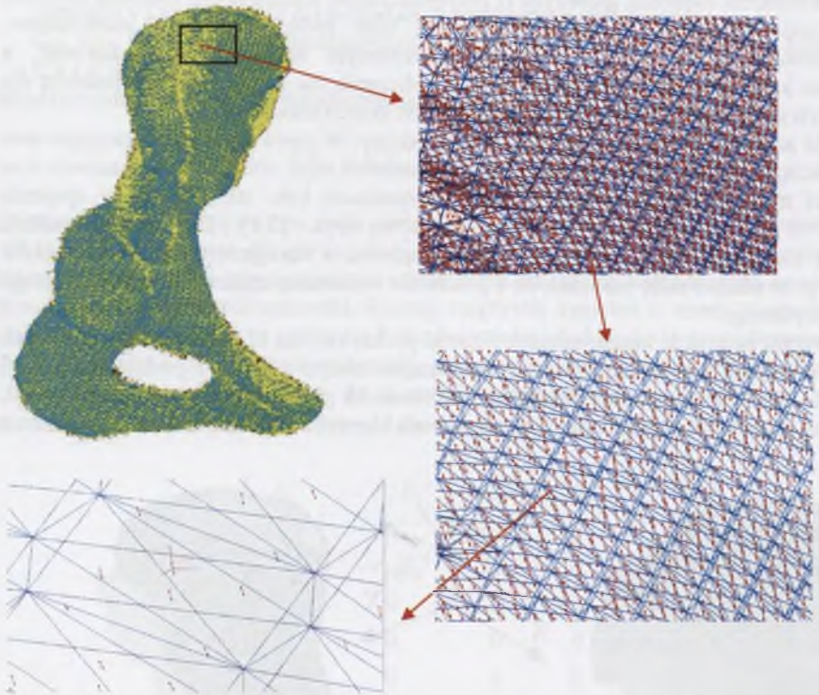


Rys. 12.1. Model numeryczny kości miednicy człowieka: schematy 1 i 2
Fig. 12.1. The numerical model of pelvic bone: scheme 1 and 2

Opracowany został również model z automatyczną generacją kierunków głównych w każdym elemencie skończonym. Podział na podobszary przedstawia rys. 12.3.

Rozkład kierunków naprężeń głównych dla modelu izotropowego w wybranym fragmencie modelu numerycznego kości miednicy ilustruje rys. 12.4, przy czym na rysunku a) przedstawiono większy fragment modelu ze wszystkimi warstwami elementów

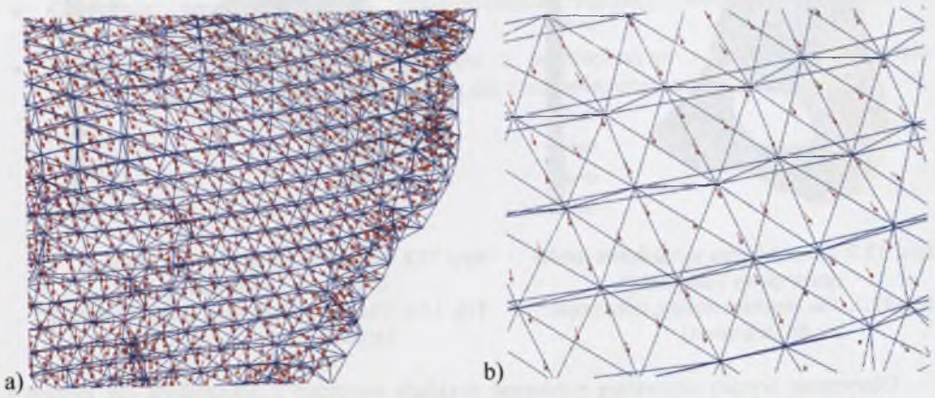
skończonych, natomiast na rysunku b) pojedynczą warstwę elementów skończonych z zaznaczonymi kierunkami głównymi naprężeń w poszczególnych elementach. Obserwując rysunki rozkładów kierunków głównych, daje się zauważyć w miarę regularny przebieg linii łączących wektory kierunków w poszczególnych elementach, co pozwoliło na wyodrębnienie podobszarów o zbliżonych kierunkach głównych naprężeń.



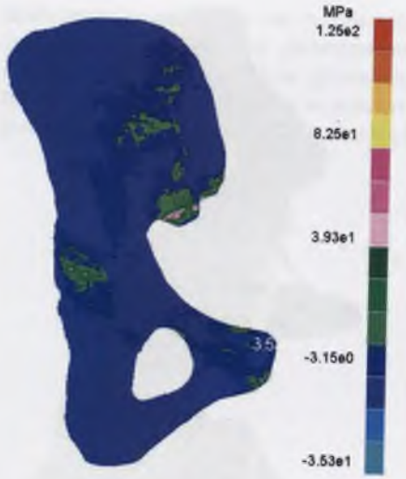
Rys. 12.2. Schemat wyznaczania kierunków głównych stanu naprężenia dla przyjętego schematu obciążenia
Fig. 12.2. The scheme of evaluation of principal stress direction for assumed load case

Na rysunkach 12.5 – 12.10 przedstawiono wyniki dla 1 schematu obciążenia zgodnie z rys. 12.1. Na rys. 12.5 przedstawiono rozkład naprężeń głównych dla modelu izotropowego, a na kolejnym rysunku dla modelu ortotropowego. Jeżeli na rysunkach nie zaznaczono inaczej, to wyniki odnoszą się do zewnętrznej powierzchni kości korowej. Do wizualizacji wyników wybrano powierzchnię kości korowej ze względu na to, że z wcześniejszych rozwiązań wynika, iż największe wartości naprężeń, odkształceń i przemieszczeń występują na powierzchni zewnętrznej i szybko maleją przy przesuwaniu się do środka przekroju. Rozkład odkształceń wypadkowych dla 1 schematu obciążenia przedstawia rys. 12.7, a naprężenia zredukowane - rys. 12.8. Naprężenia główne maksymalne przedstawiono na rys. 12.9, a minimalne na rys. 12.10. Model ortotropowy zastosowano również w przypadku analizy stanu naprężenia i odkształcenia dla wybranych faz chodu człowieka. Warunki brzegowe dla 1., 2., 3. i 5. fazy chodu przyjęto zgodnie z modelami przedstawionymi w rozdziale 6. (rys. 6.3), a otrzymane wyniki różnią się położeniem obszarów, dla których naprężenia i odkształcenia osiągają wartości maksymalne.

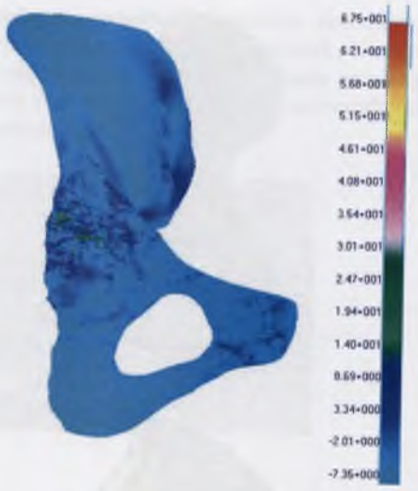
Rys. 12.3. Podział na 60 podobszarów: a) część korowa, b) część gąbczasta
Fig. 12.3. The partition into 60 regions: a) cortical bone, b) trabecular bone



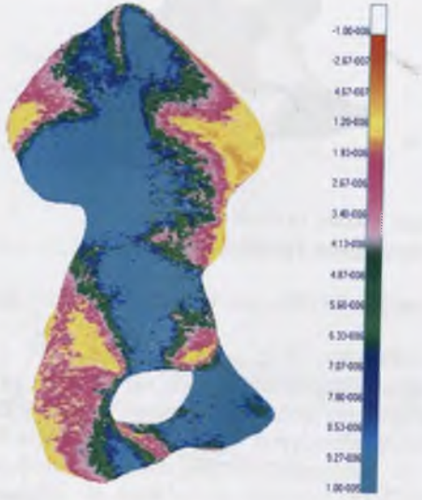
Rys. 12.4. Kierunki odkształceń głównych w wybranym fragmencie modelu numerycznego kości miednicy (a) oraz w pojedynczej warstwie elementów skończonych (b)
Fig. 12.4. The direction of principal strain in selection region of numerical model of pelvic bone (a) and in single layer of finite elements (b)



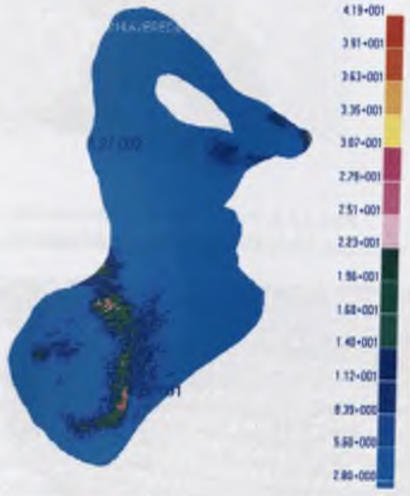
Rys. 12.5. Rozkład naprężeń głównych (maks.) model izotropowy (schemat 1)
Fig. 12.5. The principal stress distribution (max.) isotropic model (scheme 1)



Rys. 12.6. Rozkład naprężeń głównych (maks.) model ortotropowy (schemat 1)
Fig. 12.6. The principal stress distribution (max.) orthotropic model (scheme 1)

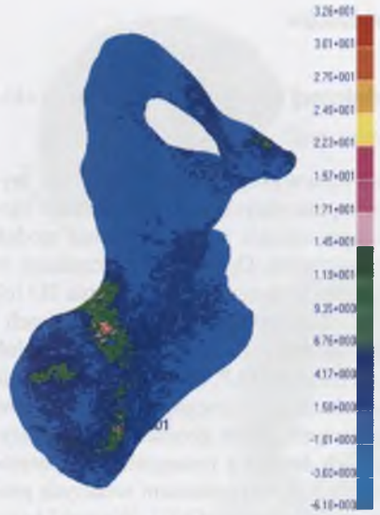


Rys. 12.7. Odkształcenia wypadkowe model ortotropowy (schemat 1)
Fig. 12.7. The resultant strains, orthotropic model (scheme 1)

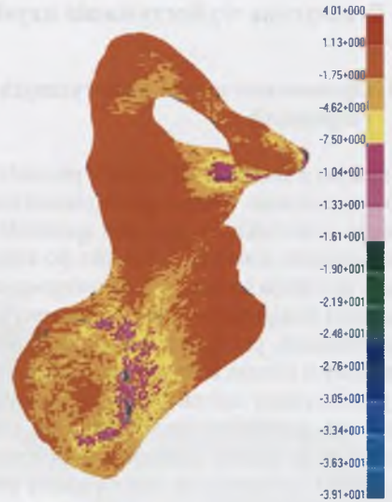


Rys. 12.8. Naprężenia zredukowane model ortotropowy (schemat 1)
Fig. 12.8. The reduced stresses, orthotropic model (scheme 1)

Otrzymane wyniki pozwalają porównać rozkłady naprężeń i odkształceń dla modeli z izotropowymi i ortotropowymi własnościami ośrodka. Stanowią również podstawę do dalszych analiz i udoskonaleń modelu numerycznego.



Rys. 12.9. Naprężenia główne maksymalne model ortotropowy (schemat 1)
Fig. 12.9. The max. principal stresses, orthotropic model (scheme 1)



Rys. 12.10. Naprężenia główne minimalne model ortotropowy (schemat 1)
Fig. 12.10. The min. principal stresses, orthotropic model (scheme 1)

Uwagi:

- Wprowadzenie ortotropowych własności materiałowych w modelu numerycznym kości miednicy człowieka natrafia na dwie podstawowe trudności:
  - brak danych o stałych materiałowych,
  - problemy w aplikacji numerycznej.
- Wprowadzenie ortotropowych własności materiału nie spowodowało drastycznych zmian w rozkładzie naprężeń i odkształceń; obszary występowania maksymalnych naprężeń mają bardziej lokalny charakter i pojawiają się w rejonach działania obciążeń.
- Generalnie występuje spadek maksymalnych wartości naprężeń (głównych i zredukowanych).
- Przemieszczenia wypadkowe dla modelu z ortotropowymi własnościami materiału również osiągają nieco niższe wartości niż dla modelu izotropowego.

13. Praktyczne wykorzystanie uzyskanych wyników

13.1. Opracowanie modeli numerycznych kości miednicznej człowieka po zabiegach chirurgicznych

Jednym z istotnych elementów prowadzonych badań było wykorzystanie uzyskanych wyników w procesie wspomagania planowania zabiegów operacyjnych w obrębie stawu biodrowego człowieka. W praktyce sprowadza się to do opracowania i przygotowania modeli numerycznych miednicy człowieka po zabiegach chirurgicznych. Opracowany wcześniej, w trakcie tworzenia modelu warstwowego miednicy na podstawie danych ze skanowania 3D lub tomografii komputerowej, program numeryczny „Pelvis" umożliwia, po pewnych zmianach i uzupełnieniach, przygotowanie modelu numerycznego miednicy ze sztuczną panewką lub wstawionym klinem kostnym, na bazie programów CATIA i FEMAP. W chwili obecnej nie ma jeszcze pełnej automatyzacji procesu tworzenia modelu numerycznego, ale wiele etapów pośrednich zostało zautomatyzowanych lub wyeliminowanych. Dane geometryczne są uzyskiwane na podstawie pomiarów współrzędnościowych lub danych z tomografii komputerowej. Model geometryczny jest tworzony półautomatycznie z wykorzystaniem własnych procedur [174-182] oraz z wykorzystaniem procedur zawartych w pracy [207]. Warunki brzegowe w przemieszczeniach i obciążeniach zadawane są przez użytkownika na podstawie wcześniejszych badań i aktualnych zdjęć RTG lub TK.

Jako najbardziej interesujące z medycznego punktu widzenia, a równocześnie najczęściej spotykane w praktyce chirurgicznej, wybrano dwa przypadki zmian zachodzących w miednicy po zabiegach chirurgicznych. Są to:

- model ze sztuczną panewką,
- model po osteotomii Saltera ze wstawionym lub wyciętym klinem kostnym.

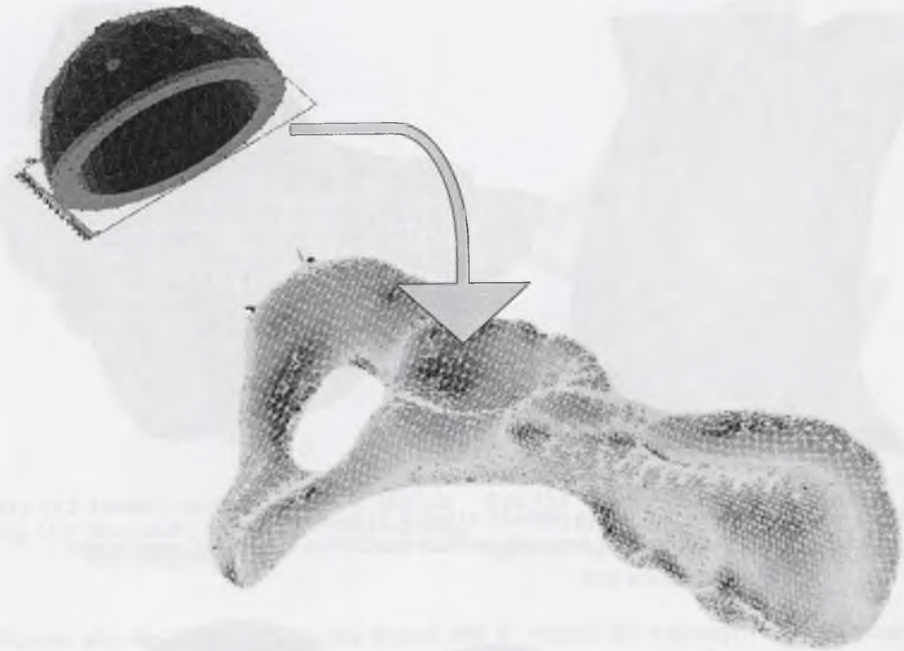
W przypadku modelu ze sztuczną panewką przygotowano 3 warianty różniące się średnicą główki endoprotezy. Uwzględniono średnice 28 mm, 30 mm i 32 mm. Model przetestowano dla prostego schematu obciążenia. Aktualnie model jest przygotowany do zadania obciążeń wynikających z konkretnego przypadku klinicznego.

W trakcie tworzenia modelu miednicy ze sztuczną panewką konieczne było zautomatyzowanie etapu budowy modelu sztucznej panewki. W tym celu została zbudowana procedura tworząca powierzchnie i poszczególne elementy panewki w układzie sferycznym (rys. 13.1). Osobnymi procedurami były tworzone poszczególne elementy panewki, tzn.:

- kołnierz,
- czasza kulista,
- bolce.

Schemat tworzenia modelu miednicy ze sztuczną panewką przedstawia rys. 13.2. Na rys. 13.3 zaprezentowano widok fragmentu miednicy po zaimplantowaniu sztucznej panewki.

Rys. 13.1. Model numeryczny sztucznej panewki
Fig. 13.1. Numerical model of artificial acetabulum



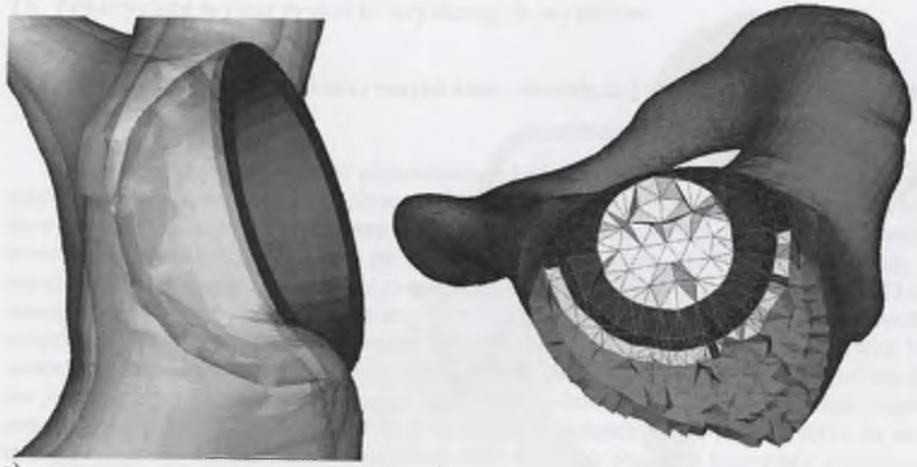
Rys. 13.2. Schemat budowania modelu numerycznego kości miednicy ze sztuczną panewką
Fig. 13.2. The scheme of creation of numerical model of pelvic bone with artificial acetabulum

Na bazie geometrii został dokonany podział na elementy skończone (czworościenne), a następnie cały obiekt (panewka) został połączony z modelem miednicy po usunięciu części elementów z rejonu panewki. Dodatkowo trzeba było przebudować otoczenie sztucznej panewki ze względu na możliwość wystąpienia warstwy cementu kostnego i dopasowanie obydwu modeli (miednicy i sztucznej panewki). Tak przygotowany model umożliwia analizę stanu naprężenia i odkształcenia po zabiegu implantacji sztucznej panewki cementowej i bezcementowej. W przygotowaniu jest model uwzględniający tarcie, kontakt, adhezję i dyfuzję w strefie styku sztucznej panewki z tkanką kostną.

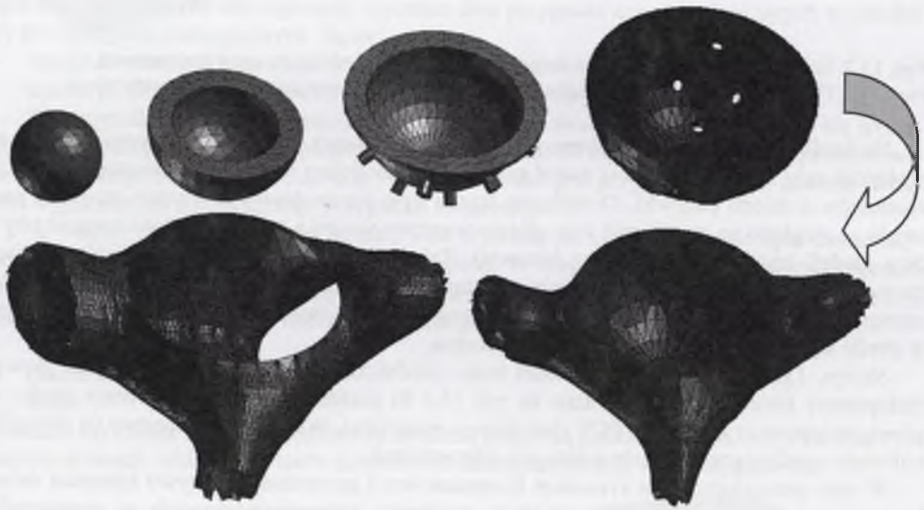
Na rys. 13.3 a) przedstawiono model kości miednicznej ze sztuczną panewką bez głowy endoprotezy kości udowej, natomiast na rys. 13.3 b) przedstawiono przekrój przez model z głową endoprotezy i warstwą PCV (lub innego materiału). Widoczne są warstwy (o różnych kolorach) modelujące materiały o różnych własnościach.

W celu przeprowadzenia symulacji komputerowej i sprawdzenia wpływu kierunku działania obciążenia w panewce na rozkłady wielkości wytrzymałościowych w elementach sztucznej panewki oraz poszczególnych strefach kości miednicznej współpracującej z implantem utworzono model numeryczny fragmentu miednicy w otoczeniu panewki stawu biodrowego wraz ze sztuczną panewką oraz główką endoprotezy. Zamodelowanie główki endoprotezy pozwala w prosty sposób zadawać obciążenia pochodzące od kończyny dolnej.

Odkształcenia i naprężenia występujące na styku sztucznej panewki i tkanki kostnej mają istotny wpływ na proces zaadaptowania lub odrzucenia przez organizm sztucznej panewki (pomijając biozgodność materiałów i aseptyczność zabiegu) oraz ewentualne wystąpienie obluzowania. W modelu uwzględniono również dodatkowe warstwy, które mogą modelować cement kostny. Poszczególne elementy modelu przedstawiono na rys. 13.4, a całość (po złożeniu) na rys. 13.5.



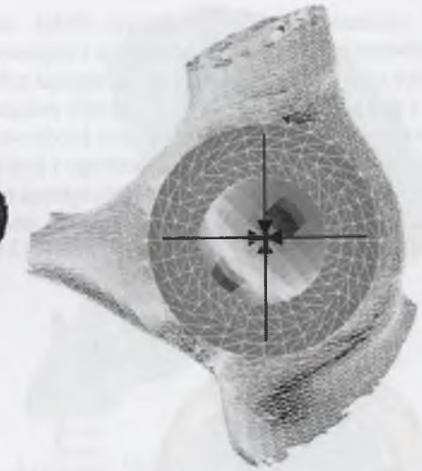
Rys. 13.3. Model miednicy ze sztuczną panewką: a) widok, b) przekrój
Fig. 13.3. Numerical model of pelvic bone with artificial acetabulum: a) a view, b) cross section



Rys. 13.4. Elementy składowe modelu testoweg
Fig. 13.4. The elements of testing model

Obciążenia zadano w środku geometrycznym kulki modelującej głowę endoprotezy dla pięciu różnych przypadków odpowiadających pięciu różnym kierunkom obciążenia, zawsze do środka panewki. Pierwszy przypadek odpowiada sile działającej centralnie, prostopadle do płaszczyzny zawierającej brzeg swobodny sztucznej panewki. Pozostałe cztery przypadki odpowiadają siłom działającym pod kątem 30° do siły działającej centralnie, w dwóch wzajemnie prostopadłych płaszczyznach. Przypadki te nazwano: „góra", „dół", „lewy", „prawy", zgodnie z kierunkami na rys. 13.6.

Rys. 13.5. Model ze sztuczną panewką po złożeniu
Fig. 13.5. Numerical model wit artificial acetabutum after composition



Rys. 13.6. Schemat działania sił w modelu ze sztuczną panewką
Fig. 13.6. The scheme of forces acting in model with artificial acetabulum

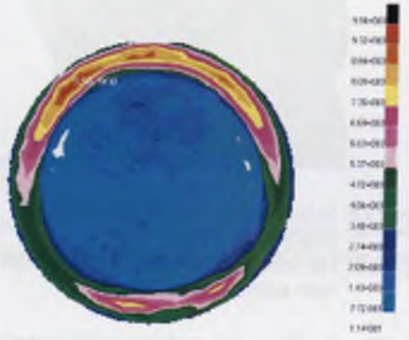
Wartość siły dla każdego przypadku wynosi 400 N. Wyniki dla wybranych wartości przedstawiono w tabl. 13.1 – 13.2. Dla każdego przypadku podano maksymalne i minimalne wartości następujących wielkości:

- naprężenia zredukowane (wg hipotezy Hubera-Misesa),
- maksymalne naprężenia główne,
- minimalne naprężenia główne,
- odkształcenia zredukowane,
- przemieszczenia wypadkowe.

Na rysunkach 13.7 –13.11 przedstawiono rozkłady naprężeń zredukowanych w wybranych elementach modelu dla obciążenia dolnego i prawego. Na rysunkach nie pokazano rozkładów poszczególnych wielkości dla główki endoprotezy, gdyż są one bardzo małe w porównaniu z wartościami dla pozostałych elementów modelu. Widok ukazany jest od strony wstawianej panewki. Wyraźnie widać różnice w rozkładach i wartościach maksymalnych poszczególnych wielkości dla kolejnych elementów modelu i poszczególnych przypadków obciążenia. Największe różnice występują dla naprężeń zredukowanych, osiągając, a nawet przekraczając, 40%. Mniejsze różnice występują dla odkształceń, a najmniejsze dla przemieszczeń. Największe wartości otrzymuje się dla obciążenia prawego, najmniejsze dla centralnego. W każdym przypadku największe wartości poszczególnych wielkości występują w panewce, najmniejsze w kulce (główce endoprotezy) i w kości gąbczastej. Największą regularność rozkładów obserwuje się dla kulki i tworzywa w panewce, największe zaś zaburzenia dla warstwy cementu i kości korowej (szczególnie na krawędzi dochodzącej do kołnierza panewki) oraz w kości gąbczastej. Rozkłady naprężeń i odkształceń uzyskane w wyniku symulacji komputerowej są pomocne w doborze materiałów i konstruowaniu sztucznych panewek z jednej strony, z drugiej pozwalają wyeliminować niekorzystne stany obciążenia poprzez ograniczanie pewnych ruchów (pozycji) kończyny dolnej, szczególnie w początkowej fazie leczenia i rehabilitacji.

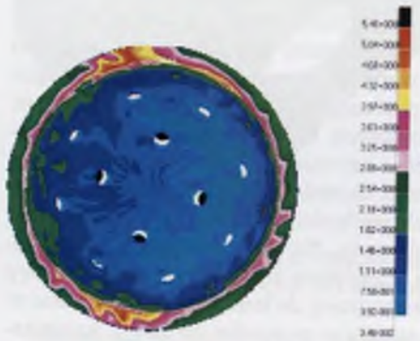
Podobnie sytuacja przedstawia się w odniesieniu do modeli po osteotomii Saltera. W przypadku wstawiania klina kostnego (lub ceramicznego) model klina tworzony jest osobno

po ustaleniu miejsca przecięcia kości miednicznej. Zasadnicza trudność polega na wyrównaniu powierzchni przecięcia i dopasowaniu elementów w strefie połączenia. W przypadku usuwania klina kostnego występuje tylko drugi etap wyrównania powierzchni przecięcia i dopasowania elementów w strefie połączenia. Osteotomia korekcyjna Saltera jest stosowana w przypadku dysplazji stawu biodrowego zarówno u dzieci, jak i u dorosłych. Służy również do korekcji biodra szpotawego i koślawego. W ramach pracy przygotowano i przetestowano dla prostego przypadku obciążenia modele z dodanym i usuniętym klinem kostnym. Modele są przygotowane do zadawania obciążeń wynikających z konkretnego przypadku klinicznego. Model numeryczny z dodanym klinem kostnym przedstawiono na rys. 13.12.

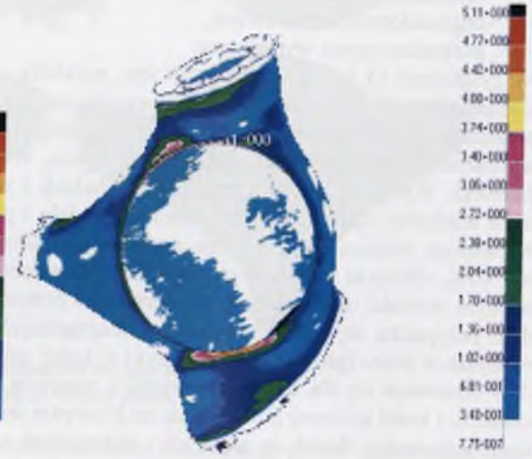


Rys. 13.7. Rozkład naprężeń zredukowanych w panewce (w MPa, obciążenie dolne)
Fig. 13.7. The reduced stress distribution in acetabulum (MPa, bottom load)

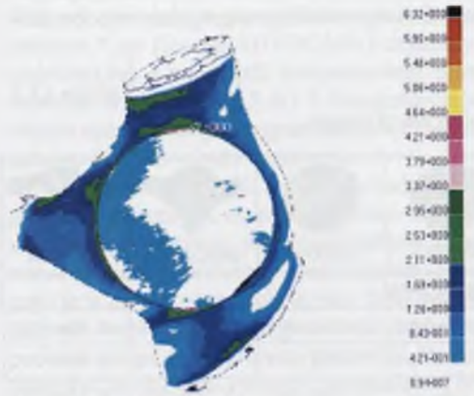
Rys. 13.8. Rozkład naprężeń zredukowanych w cemencie (w MPa, obciążenie dolne)
Fig. 13.8. The reduced stress distribution in cement layer (MPa, bottom load)



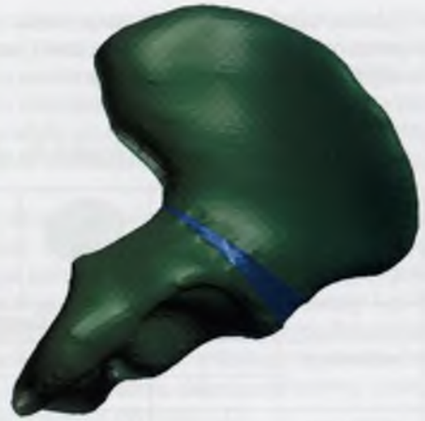
Rys. 13.9. Rozkład naprężeń zredukowanych w cemencie (MPa, obciążenie prawe)
Fig. 13.9. The reduced stress distribution in cement layer (MPa, right load)



Rys. 13.10. Rozkład naprężeń zredukowanych w kości korowej (MPa, obciążenie dolne)
Fig. 13.10. The reduced stress distribution in cortical bone (MPa, bottom load)



Rys. 13.11. Rozkład naprężeń zredukowanych w kości korowej (MPa, obciążenie prawe)
Fig. 13.11. The reduced stress distribution in cortical bone (MPa, right load)



Rys. 13.12. Model kości miednicznej ze wstawionym klinem dla osteotomii Saltera
Fig. 13.12. The numerical model of pelvic bone with wedge for Salter osteotomy

Tablica 13.1

Wyniki dla obciążenia dolnego

WARSTWA	KULKA	PCV	PANEWKA	CEMENT	GĄBCZASTA	KOROWA
NAPRĘŻENIA [MPa]						
redukowane	2.73e-001	9.74e-002	1.14e-001	4.40e-002	0.00e+000	0.00e+000
	1.83e+000	6.60e+000	9.98e+000	5.41e+000	4.08e+000	5.11e+000
główne max	-3.37e-001	-4.84e-001	-7.60e-001	-1.95e-002	-2.45e-001	-6.57e-001
	7.75e-001	1.94e+000	6.38e+000	6.38e+000	3.88e+000	5.12e+000
główne min	-1.54e+000	-7.34e+000	-1.09e+000	-4.00e+000	-4.00e+000	-5.60e+000
	-1.65e-001	4.28e-002	7.27e-001	7.27e-001	3.03e-001	6.92e-001
ODKSZTAŁCENIA						
redukowane	1.18e-012	2.37e-011	7.38e-013	4.18e-012	0.00e+000	0.00e+000
	4.08e-010	5.40e-010	2.88e-010	7.78e-010	7.78e-010	6.00e-010
PRZEMIESZCZENIA [mm]						
Wypadkowe	4.81e-009	2.77e-009	2.06e-009	2.06e-009	0.00e+000	0.00e+000
	7.21e-009	7.13e-009	3.93e-009	3.92e-009	3.90e-009	3.61e-009

Komentarze:

- Opracowane wcześniej modele numeryczne miednicy stanowią podstawę tworzenia modeli miednicy po zabiegach operacyjnych.
- Wyznaczone rozkłady naprężeń i odkształceń mogą być pomocne w doborze materiałów i konstruowaniu sztucznych panewek.

- Analiza uzyskanych wyników pozwala wyeliminować niekorzystne stany obciążenia poprzez ograniczanie pewnych ruchów (pozycji) kończyny dolnej, szczególnie w początkowej fazie leczenia i rehabilitacji.

Tablica 13.2

Wyniki dla obciążenia prawego

WARSTWA	KULKA	PCV	PANEWKA	CEMENT	GĄBCZASTA	KOROWA
NAPRĘŻENIA [MPa]						
redukowane	2.77e-001	8.99e-002	8.46e-002	3.48e-002	0.00e+000	0.00e+000
	1.83e+000	6.36e+000	1.05e+001	5.40e+000	5.00e+000	6.32e+000
główne max	-3.43e-001	-4.76e-001	-5.11e-001	-1.89e-002	-3.78e-001	-9.07e-001
	7.75e-001	2.03e+000	5.73e+000	5.73e+000	2.99e+000	4.07e+000
główne min	-1.58e+000	-6.93e+000	-1.55e+001	-3.31e+000	-3.31e+000	-6.51e+000
	-2.64e-001	2.26e-002	5.84e-001	5.84e-001	1.86e-001	9.46e-001
ODKSZTAŁCENIA						
redukowane	1.20e-012	1.99e-011	1.02e-012	4.07e-012	0.00e+000	0.00e+000
	4.17e-010	5.50e-010	3.27e-010	9.21e-010	9.21e-010	7.01e-010
PRZEMIESZCZENIA [mm]						
wypadkowe	5.12e-009	3.07e-009	2.54e-009	2.49e-009	0.00e+000	0.00e+000
	7.45e-009	7.34e-009	4.07e-009	4.06e-009	4.01e-009	3.90e-009

Trzy ostatnie cyfry (poprzedzone znakiem „+" lub „–") występujące w kolumnach tablic 13.1 i 13.2 oznaczają wykładnik potęgi o podstawie 10.

13.2. Opracowanie wytycznych do przygotowania modelu numerycznego wspomagającego planowanie zabiegów operacyjnych

Miednica jest ważnym elementem podporowym w układzie kostnym człowieka. W przypadku przeprowadzania zabiegów chirurgicznych często potrzebna jest znajomość rozkładów naprężeń i odkształceń w kości miednicy oraz wpływu zabiegu na zmianę tych rozkładów. Ponieważ pomiary odkształceń „in vivo" są niemożliwe ze względu na bezpieczeństwo pacjenta, do dyspozycji pozostają badania modelowe i symulacja komputerowa. W przypadku zastosowania symulacji komputerowej konieczne jest utworzenie odpowiednich modeli numerycznych pozwalających na przeprowadzenie obliczeń metodą elementów skończonych.

Podstawowe problemy modelowania numerycznego kości miednicy to: budowa adekwatnego modelu geometrycznego miednicy, dobór warunków brzegowych oraz dobór materiału i przyjęcie stałych materiałowych. Budowa modelu numerycznego kości miednicy człowieka jest bardzo ważnym, a jednocześnie najbardziej pracochłonnym etapem w procesie numerycznej analizy stanu naprężenia i odkształcenia. Skrócenie tego etapu poprzez automatyzację pewnych czynności z jednoczesną poprawą dokładności odwzorowania w istotny sposób wpływa na wyniki analizy numerycznej.

W pracy przedstawiono między innymi półautomatyczne tworzenie modelu warstwowego kości miednicznej. W trakcie realizacji projektu badawczego opracowano program przetwarzający dane z pomiarów wielkości geometrycznych maszyną współrzędnościową do kodów odtwarzających geometrię w systemie Patran. Dane wejściowe stanowi zbiór z rozszerzeniem *.igs (format AUTOCADa) uzyskany na podstawie pomiarów maszyną współrzędnościową lub z tomografii komputerowej. Sposób tworzenia modelu geometrycznego przedstawiono w rozdziałach 5, 6 i 7. Przygotowanie modelu geometrycznego kości miednicy przy użyciu opracowanego programu zajmuje od kilku do kilkunastu godzin zamiast kilku lub kilkunastu dni, jak to było dotychczas.

Istotne jest również, że można budować modele numeryczne kości miednicy po zabiegach chirurgicznych, co przedstawiono w rozdziale 13. Zbudowanie modeli ze sztuczną panewką lub po zabiegu osteotomii Saltera wymaga jednak trochę więcej czasu niż przygotowanie modelu poprawnego anatomicznie. Trzeba wygenerować dodatkowe elementy i połączyć je w całość z już istniejącymi. Czas budowania modelu można w tym przypadku skrócić poprzez wcześniejsze przygotowanie modeli typowych elementów wstawianych do modelu podstawowego (np. sztuczne panewki). Posiadając odpowiednie dane materiałowe, można utworzyć model numeryczny o własnościach ortotropowych (rozdział 12.)

Kolejnym ważnym etapem jest zadawanie warunków brzegowych w przemieszczeniach i obciążeniach, czyli wprowadzanie podpór i zadawanie obciążeń. Podpory zadawane są w miejscach kontaktu z sąsiadującymi elementami układu kostnego i z reguły dotyczą spojenia łonowego, połączenia z kością krzyżową oraz panewki. Czasami w modelach uproszczonych w panewce zakłada się obciążenia siłami. Jako efektywnie działające obciążenia przyjmuje się siły pochodzące od aktonów mięśniowych przyczepionych do powierzchni kości miednicy. W przeprowadzanych analizach przyjęto oddziaływanie 23 aktonów mięśniowych. Sposób zadawania podpór i obciążeń omówiono szczegółowo w rozdziałach 6 i 7. Istotne jest przyjęcie odpowiednich sztywności podpór i wartości sił pochodzących od poszczególnych aktonów mięśniowych. W konkretnych przypadkach klinicznych dodatkowo niezbędna jest analiza danych z TK lub/i zdjęć RTG oraz konsultacja z lekarzem chirurgiem.

Następny etap to analiza numeryczna, w wyniku której otrzymuje się rozkłady naprężeń przemieszczeń i odkształceń we wszystkich punktach modelu. W przypadku odkształceń i naprężeń otrzymuje się wartości składowe, wypadkowe, zredukowane, jak również główne dla wszystkich elementów skończonych. Otrzymane wyniki są podstawą wprowadzenia dalszych zmian lub zaakceptowania stanu istniejącego.

Etap wspomagania procesu planowania zabiegów operacyjnych można skrótowo przedstawić w punktach:

1) analiza danych z TK i RTG,
2) diagnozowanie przez lekarza,
3) analiza stanu aktualnego (opcjonalnie),
   - przybliżone określenie stałych materiałowych na podstawie gęstości radiologicznej tkanki kostnej,
   - budowa modelu numerycznego,
   - analiza numeryczna,
   - analiza wyników,
4) wstępne planowanie zabiegu operacyjnego,
5) przyjęcie wytycznych i założeń,
6) budowa modelu numerycznego,
7) analiza numeryczna i analiza wyników,
8) wprowadzenie zmian i ponowna analiza (opcjonalnie, wielokrotnie),
9) analiza stanu faktycznego po zabiegu (na podstawie danych radiologicznych i TK).

14. Podsumowanie

14.1. Ocena wyników pracy na tle badań literatury

W spotykanych dotychczas opracowaniach dotyczących stawu biodrowego człowieka dość dobrze opisane są modele kości udowej, głównie w aspekcie alloplastyki stawu biodrowego (Bergman i inni [16,18], Bernakiewicz [19], Bernakiewicz i inni [20,21], Będziński [25,26], Będziński i inni [24,28], Cheal i inni [58], Ebramzadeh i inni [118], Hank i inni [135], Huiskes [143,145], Carter i inni [56], Andriacchi i inni [3], McNeice i inni [220], Ryniewicz i Madej [251]). W etapie modelowania przeważnie została uwzględniona przestrzenna warstwowa struktura kości udowej. Oprócz modeli izotropowych spotyka się również modele anizotropowe. Często uwzględniane jest również zjawisko remodelingu (patrz prace Cowina [64-70], Frosta [119], Gawin i Będzińskiego [124], Huiskesa i innych [142], Doblare'a i Garcii [113], Herta i innych [137], Jemioły i Telegi [153], Mullendera i innych [217], Pettemanna i innych [234], Prendergasta [239], Ruimermana i Huiskesa [248], Skalskiego i innych [258], Tabera [266]). Jak dotychczas, w tego typu opracowaniach najmniej uwagi poświęca się kości miednicznej. Związane jest to ze złożoną geometrią kości miednicznej, złożonym przestrzennym stanem obciążenia, problemami z zadawaniem adekwatnych warunków brzegowych (podpór), jak również w dużej mierze z brakiem badań i danych doświadczalnych.

W dostępnych opracowaniach brak jest metodycznego podejścia do etapu tworzenia modelu numerycznego kości miednicznej, nie ma sprawdzonych modeli obciążenia, nie ma analizy warunków brzegowych i ich wpływu na otrzymywane wartości naprężeń i przemieszczeń, i co najważniejsze, brak jest weryfikacji doświadczalnej modeli numerycznych. W spotykanych modelach stałe materiałowe przyjmowane są na podstawie danych literaturowych, brak jest opracowanych metod identyfikacji parametrów materiałowych. W obliczeniach numerycznych własności kości przyjmowane są jako izotropowe linowo-sprężyste (porównaj prace Dalstra i Huiskes [79], Cowin [64], Huiskes [143,144], Bernakiewicz i inni [20,21], Dąbrowska-Tkaczyk i John [103-105], John [154-161], John i Orantek [174-181], John i inni [169-173]). Nie ma analizy wyników pod kątem weryfikacji poczynionych założeń i przyjętych danych. Naprężenia zredukowane wyznaczane są tylko wg jednej hipotezy wytężenia - Hubera-Misesa (np. prace Dalstry i Huiskesa [79], Huiskesa [143,144], Bernakiewicza [19], Bernakiewicza i innych [20,21], Będzińskiego [25], Będzińskiego i innych [24,30,32], Oonishiego i innych [222]). Brak jest analizy dla modeli anizotropowych czy ortotropowych.

W literaturze można spotkać opracowania dotyczące alloplastyki stawu biodrowego z częściowym ujęciem zagadnień dotyczących, kości miednicznej jednak są one nieliczne i nie dają podstaw do tworzenia modeli bardziej zaawansowanych (Huiskes [143,144], Gawin i Będziński [125]). Brak jest opracowań dotyczących modeli wspomagających korekcję biodra szpotawego i koślawego czy też dysplazji stawu biodrowego. Osteotomia opisana jest na modelach uproszczonych (Axer i inni [6,7], Baryluk i inni [9-11], Beletsky i inni [13], Brand [44], Canale i inni [53], Cotler i Donahue [62], Himmelfarb [138], Jakubowicz i inni [148,149], Normant [219], Rab [242], Vukašinović i inni [280], Pozowski i Ścigała [237]).

W niniejszej pracy przedstawiono nowe podejście do etapu tworzenia modelu numerycznego kości miednicy człowieka. Opracowywano i analizowano modele, wprowadzając kolejne ulepszenia. Ewolucja modelu pozwalała na eliminację złych rozwiązań. Poszukiwano najlepszych przybliżeń dotyczących oddziaływania elementów sąsiadujących układu kostnego (opracowanie metody zadawania warunków brzegowych), jak również sposobu obciążenia. Badano wpływ podatności podpór na wartości naprężeń i

przemieszczeń w modelu numerycznym. Podpory symulowały współpracę z sąsiadującymi elementami układu kostnego w trzech regionach: w panewce, w spojeniu łonowym i strefie styku z kością krzyżową. Szczegółowa analiza wyników pozwoliła eliminować złe założenia. Dotyczyło to między innymi zbyt dużej sztywności podparcia w panewce, jak również zbyt dużej podatności podparcia w spojeniu łonowym i w połączeniu z kością krzyżową. Przyjęcie dużych podatności w połączeniach z sąsiednimi elementami miało modelować stany chorobowe, patologiczne. Wiązało to się jednocześnie z możliwością znacznych przemieszczeń (od kilku do kilkunastu mm) w podporach i skutkowało powstaniem bardzo dużych naprężeń w miednicy przekraczających wartości fizjologiczne (powyżej 200 MPa). Z kolei zbyt duża sztywność podparcia (np. utwierdzenie sztywne) powodowała nadmierną koncentrację naprężeń w strefach podparcia, co również nie powinno mieć miejsca. Model powłokowy testowano pod kątem wpływu rodzaju hipotezy wytężeniowej na wartości i rozkład naprężeń redukowanych. Zastosowano (co jest nowością w stosunku do dotychczas prezentowanych wyników) hipotezy, uwzględniające różną wytrzymałość materiału na ściskanie i rozciąganie (hipoteza Burzyńskiego i Mohra), co jest istotne w przypadku tkanki kostnej. Zaproponowano możliwość wyboru hipotezy, mając na uwadze lepsze przybliżenie warunków rzeczywistych.

Dogłębnej analizie poddano model przestrzenny kości miednicznej ze względu na dokładne odwzorowania geometrii i uwzględnienie warstwowej struktury obiektu. Autorski model 3D został opracowany na podstawie danych uzyskanych z przestrzennego skanowania preparatów sekcyjnych, jak również na podstawie danych z tomografii komputerowej. W modelu wprowadzono warstwową strukturę kości z możliwością zmiany parametrów w każdym przekroju.

Tylko modele numeryczne zweryfikowane doświadczalnie dają podstawę do oceny stanu wytężenia kości miednicznej w stanach fizjologicznych, patologicznych i po zabiegach chirurgicznych. W pracy przedstawiono metodę weryfikacji doświadczalnej modelu numerycznego na podstawie pomiaru przemieszczeń zewnętrznej powierzchni kości metodą elektronicznej interferencji obrazów plamkowych (ESPI). W dotychczas prezentowanych pracach dotyczących miednicy (Dalstra i Huiskes [79], Huiskes [143,145], Oonishi i inni [222], Piszczatowski i inni [230], Skalski i inni [257,258], Jakubowicz i inni [148,149]) brak jest wzmianek o weryfikacji doświadczalnej. Pierwsze prace dotyczące weryfikacji modelu numerycznego miednicy to prace Będzińskiego i innych [30,31], John [162], Johna i Pilarskiego [183,184], Pilarskiego i innych [231-233]. Zweryfikowany doświadczalnie model daje szansę na poprawne zamodelowanie skutków zabiegów chirurgicznych w obrębie stawu biodrowego. Dotyczy to głównie zabiegów osteotomii korekcyjnej i alloplastyki stawu biodrowego. Opracowane modele numeryczne kości miednicznej po zabiegach chirurgicznych pozwalają badać skutki korekcji biodra koślawego czy szpotawego, jak również dysplazji stawu biodrowego. Tylko zaawansowane modele numeryczne bazujące na danych z tomografii komputerowej i zdjęć RTG umożliwiają prawidłowe zamodelowanie zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. W pracy przedstawiono również analizę wpływu sposobu obciążenia główki endoprotezy na rozkłady wielkości wytrzymałościowych w obszarze panewki stawu biodrowego po całkowitej alloplastyce (porównaj prace Tyndyk i inni [278], Bombeli [40], Włodarski [288,289], Cheal i inni [58], Czajkowski [75,76], Davy i inni [82], Oonishi i inni [222]).

Brak jednolitych i porównywalnych danych, dotyczących parametrów materiałowych (porównaj: An i Draughn [2], Będziński [26], Cowin [68], Kutz [200], Mow i Hayes [213], Keaveny i inni [189]) skłonił autora do opracowania nieniszczącej metody identyfikacji stałych materiałowych z wykorzystaniem metod doświadczalnych (ESPI) i zaawansowanych metod komputerowych (algorytmy ewolucyjne + MES). Dodatkowo zastosowanie hiperpowierzchni pozwoliło analizować kość jako ośrodek niejednorodny.

W pracy przedstawiono również metody badań doświadczalnych, pozwalające wyznaczyć parametry mechaniczne próbek kostnych oraz zweryfikować wyniki uzyskane dla symulacji komputerowej. W badaniach zastosowano zarówno najnowsze metody optyczne (ESPI), jak też specjalistyczne maszyny wytrzymałościowe (MTS Mini-Bionix 858).

W końcowym etapie pracy przeprowadzono analizę rozkładu gęstości i parametrów geometrycznych kości miednicznej z wykorzystaniem rentgenowskiej tomografii komputerowej. Uzyskane wyniki (dotyczące rozkładu grubości kości korowej) pozwoliły pozytywnie zweryfikować modele numeryczne (sposoby podparcia i obciążenia) zaprezentowane w pracy.

Tylko kompleksowe ujęcie zagadnienia, uwzględniające zaawansowaną symulację komputerową, metody doświadczalne i tomografię komputerową, pozwala na opracowanie wiarygodnego modelu numerycznego kości miednicznej człowieka.

14.2. Wnioski

Na podstawie analizy wyników przeprowadzonych badań można sformułować uwagi i wnioski, które przedstawiono poniżej. Najistotniejsze uwagi i wnioski zapisano czcionką pogrubioną,

- Wyznaczenie rozkładu naprężeń i przemieszczeń w stawie anatomicznie prawidłowym i po zabiegach chirurgicznych może pomóc w ocenie sytuacji i zaplanowaniu zabiegu chirurgicznego.
- **Model numeryczny generowany na podstawie pomiarów współrzędnościowych i danych z TK (bryłowy, warstwowy) odzwierciedla rzeczywistą geometrię kości miednicznej.**
- Warunki brzegowe w przemieszczeniach (podparcia) mają istotny wpływ na rozkład naprężeń w kości miednicy. Wraz ze zmianą podatności podpór zmieniają się maksymalne wartości naprężeń zredukowanych i strefy ich występowania. Zmianą sztywności podpór można symulować niektóre zmiany chorobowe w obrębie stawu biodrowego (np. zmiany spowodowane chorobą Perthesa).
- Rozkład naprężeń zredukowanych i maksymalne wartości naprężeń zależą również od zastosowanej hipotezy wytężeniowej. Przyjęcie hipotezy Burzyńskiego lub Mohra prowadzi do obniżenia wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych i zmiany obszaru ich występowania. Zastosowanie hipotezy Burzyńskiego wydaje się być bliższe warunkom rzeczywistym (uwzględnia się różną wytrzymałość kości na ściskanie i rozciąganie).
- Uwzględnienie anizotropii i niejednorodności materiałowej pozwala na dokładniejsze zamodelowanie zagadnienia. Wprowadzenie ortotropowych własności materiału i niejednorodności jest możliwe pod warunkiem posiadania odpowiednich danych.
- **Przeprowadzone obliczenia stanowią użyteczną pomoc w badaniach nad rozkładem naprężeń w miednicy. Mogą być pomocne w chirurgii stawu biodrowego, np. przy rekonstrukcji miednicy, korekcji biodra szpotawego i koślawego, korekcji dysplazji. Pozwalają określać siły działające na główkę kości udowej, co może być pomocne między innymi przy projektowaniu endoprotez stawu biodrowego.**

- Wyniki pracy pozwalają określić wrażliwość modelu na zmianę stałych materiałowych. Potwierdzają istotny wpływ stałych materiałowych (głównie modułu Younga) na wartości przemieszczeń i naprężeń.
- **Wyznaczanie stałych materiałowych możliwe jest zarówno na drodze doświadczalnej, jak również w sprzężeniu z metodami numerycznymi (algorytmem ewolucyjnym). Identyfikacja stałych materiałowych kości miednicznej została przeprowadzona z zastosowaniem algorytmu ewolucyjnego i metody elementów skończonych w oparciu o pomiary przemieszczeń uzyskane metodą elektronicznej interferometrii obrazów plamkowych (ESPI). W tym przypadku są to badania nieniszczące.**
- **Zastosowanie hiperpowierzchni (wraz a algorytmem ewolucyjnym, MES-em i ESPI) pozwala wyznaczać stale materiałowe różne dla każdego elementu skończonego, co umożliwia traktowanie kości miednicznej jako ośrodka niejednorodnego.**
- **Opracowano procedury, które umożliwiają budowę modeli numerycznych miednicy po zabiegach chirurgicznych – np. modelu ze sztuczną panewką lub po zabiegu osteotomii Saltera.**
- W przypadku tworzenia modeli numerycznych niezbędne jest wykorzystanie wyników otrzymanych z eksperymentu, zarówno metodami optycznymi, tensometrią oporową, tomografią komputerową, skanowaniem czy też maszynami wytrzymałościowymi. Weryfikacja doświadczalna pozwala na tworzenie modeli numerycznych odwzorowujących obiekty rzeczywiste.
- **Badania doświadczalne przeprowadzone metodą elektronicznej interferencji obrazów plamkowych (ESPI) pozwoliły pozytywnie zweryfikować opracowane modele numeryczne.**
- **Wyniki otrzymane z pomiaru gęstości i grubości tkanki korowej w kości miednicznej potwierdziły słuszność założeń przyjętych w trakcie tworzenia modeli numerycznych.**
- Modelowanie numeryczne (komputerowe) stanów anatomicznie prawidłowych i nieprawidłowych, jak również po zabiegach chirurgicznych w obrębie stawu biodrowego jest efektywne i daje dobre wyniki w przypadku sprzężenia z badaniami doświadczalnymi i doświadczalną weryfikacją tworzonych modeli numerycznych.

Literatura

1. Abrahams P.: Atlas anatomii. Ciało człowieka: budowa i funkcjonowanie. Świat Książki, Warszawa 2004.
2. An Y.H., Draughn R.A.(red.): Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. CRC Press LLC, 2000.
3. Andriacchi T.P., Galante J.O., Belytschko T.B., Hampton S.A.: A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. J. Bone Jt. Surg. 1976, 58A, 616-624.
4. Arabas J.: Wykłady z algorytmów ewolucyjnych. WNT, Warszawa, 2001.
5. Arct W., Klimek S., Obłonczek G.: Doświadczenia własne w operacyjnym leczeniu choroby Legg-Calvé-Waldenström-Perthesa. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1970, t.XXXV, supl.3, 357-361.
6. Axer A., Schiller M.G., Segal D., Rzetelny V., Gershuni-Gordon D.H.: Subtrochanteric osteotomy in the treatment of Legg-Calve-Perthes' syndrome (L.C.P.S.). Acta orthop. scand. 1973, 44, 31-54.
7. Axer A., Gershuni D.H., Hendel D., Mirowsky Y.: Indications of femoral osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1980, nr.150, 78-86.
8. Bartkowiak E., Zwierzchowska D.: Jałowa martwica głowy kości udowej w leczeniu wrodzonego zwichnięcia biodra. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1961, t. XXVI, supl.2, 131-139.
9. Baryluk A., Bartosik J.: Biomechaniczne i kliniczne konsewkewncje patologicznego położenia krętarza wiekszego., Materiały II Sympozjum Biomechanika w implantologii, supl.29, 1999, 21-29
10. Baryluk M., Baryluk A., Miller R.: Leczenie operacyjne coxa vara trochanterica. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1994, t. LIX, supl. 3, 19-24.
11. Baryluk M., Baryluk A.: Biomechaniczne podstawy coxa vara trochanterica. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1994, t. LIX, supl. 3, 25-30.
12. Bąk R., Burczyński T.: Wytrzymałość materiałów z ujęciem komputerowym. WNT, Warszawa 2001.
13. Beletsky A., Sokolovsky A., Koren M., Gerasimenko M.: Application of rotary osteotomy of femur in children and adolescents. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1996, t. LXI, supl. 4B, 43-45.
14. Bensamoun S. i inni: Mapping of ultrasonic velocities on cortical cross section of human femur. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 421-422.
15. Bergman G.: Biomechanics of the hip joint. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 4, Supplement 1, 2002, 36-38.
16. Bergmann G. i inni: Is stair case walking a risk for the fixation of hip implants. J. Biomechanics, 1995, Vol.28, 535-553,
17. Bergmann G., Graiche F., Rohlmann A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J. Biomech. 1993, 8, 969-990.
18. Bergmann G., Graiche F., Rohlmann A.: Biomechanics of the hip joint. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 33-45.
19. Bernakiewicz M.: Opracowanie kryteriów odkształceniowo-naprężeniowych doboru implantów stawu biodrowego. Rozprawa Doktorska, Wydział Mechaniczny Politechniki Wrocławskiej, 1998.
20. Bernakiewicz M., Będziński R.: Stress analysis in the human femur with different types of stems of the total hip endoprosthesis. Proc.9th Inter. Conference on Mechanics in Medicine and Biology. D.Miklavćic i inni (red.), Cankarjev dom, Ljubljana 1996.
21. Bernakiewicz M., Będziński R., Wall A.: The strain and stress analysis of human femur with implanted stem of cementless total hip prosthesis. Preprinty IKEM, Pol. Wrocławska, Wrocław 1995.
22. Bernakiewicz M., Będziński R., Rybaczuk M.: The material properties and fractal model of bone. Proc. of The 3rd European Conference on Mathematics Applied in Biology and Medicine, Heidelberg, Germany 1996, 458.
23. Będziński R., Bernakiewicz M., Rybaczuk.M.: Analysis of material properties of bones. Biology of Sport, Vol.14, Suppl.7, 192-197, 1997.
24. Będziński R., Bernakiewicz M., Dragan S., Wall A.: Ocena sztywności endoprotez stawu biodrowego. Materiały XIII Szkoły Biomechaniki, Monografie AWF nr 330, 38-43. Poznań 1996.
25. Będzinski R.: An attempt at determining the stresses of the human femur with endoprosthesis. Recent Advances in Experimental Mechanics ed. Silva Gomes et al. Balkema, Rotterdam, 1994, 1369-1374.
26. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Pol. Wrocławska, Wrocław 97.
27. Będziński R.: Experimental method of stress and strain analysis in biomechanics. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 133-190.
28. Będziński R., Dragan S., Wall A.: Doświadczalna analiza porównawcza rozkładów naprężeń w kości udowej z wszczepionymi endoprotezami. Chir.Narz.Ruchu Ortop.Pol., LIX, Supl.3, 186-190, 1994.
29. Będziński R., Gawin E.: Analysis of mechanical behavior of pelvis bone. Proc. Of 19th Danubia-Adria Symposium on Experimental Method in Solid Mechanics, Polanica Zdrój 2002, 20-21.
30. Będziński R., John A., Kuś W., Orantek P., Pilarski W.: The comparision of experimental results and numerical calculation for human pelvic bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 270-271.
31. Będziński R., Pilarski W., John A.: Analiza rozkładu gęstości i parametrów geometrycznych ludzkiej kości miednicznej. Raport z pracy badawczej, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2003.
32. Będziński R., Podrez-Radziszewska M., Tyndyk M., Krzemiński M.: Analysis of stress and strain state in proximal epiphysis of the femoral bone in Legg-Calve-Perthes disease. Russian Journal of Biomechanics, Vol. 6, No 3, 2002, 64-74.
33. Będziński R., Stempniewicz M., Gawin E.: Structure-property relationship for compact bovine bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 3, Supplement 2, 2001, 49-54.
34. Będziński R., Tyndyk M.: Experimental methods of stress and strain analysis in orthopaedics biomechanics. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4vol. 2, No. 2, 2000, 3-24.
35. Binkowski M., Wróbel Z., Dyszkiewicz A.: Application of modal analysis in diagnostic of mechanical properties of bone tissue. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 408-409.
36. Bira M., Synder M.: Ultrasonograficzne monitorowanie przebiegu leczenia choroby Perthesa. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1996, t.LXI, supl. 4B, 47-51.
37. Bira M., Synder M.: Możliwości wykorzystania badania ultrasonograficznego w chorobie Perthesa. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1995, t. LX, supl.6, 495-501.
38. Bober T.: Biomechanika chodu i biegu. Wydawnictwo AWF, Wrocław 1985.

39. Bochenek A, Reicher M.. Anatomia człowieka. t. I, Wyd. Lekarskie, PZWL, Warszawa 1997.
40. Bombeli R.: Structure and function in normal and abnormal hips. Springer, Berlin 1993.
41. Borejko M., Dziak A.: Badanie radiologiczne w ortopedii. PZWL, Warszawa 1988.
42. Borkowska M.: Najczęstsze schorzenia narządu ruchu. Wydawnictwo Pelikan, Warszawa 1989.
43. Bowman S.M. i inni: Compressive creep behavior of bovine trabeculare bone. J. Biomechanics, vol.27, 3, 1994, 301-310.
44. Brand R.: Hip osteotomies: A biomechanical consideration. Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons, Vol. 5, No 5, 1997, 282 - 291.
45. Brod J.J.: The concepts and terms of mechanics. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1980, No 146, 9-17.
46. Brzeziński M., Ramatowski W.: Wyniki ambulatoryjnego leczenia choroby Legg-Calve-Perthesa. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1972, t.XXXVII, supl.1, 85-93.
47. Buechner P.M., Lakes R.S.: Size effects in the elasticity and viscoelesticity of bone. Biomechan. Model. Mechanobiol. Springer-Verlag, 2003, 295-301.
48. Burczyński T., John A., Kuś K., Orantek P., Poteralski A.: Identification of material coefficients in human pelvic bone with use of evolutionary algorithm and hipersurface. Proc. of International Conference Computer Methods in Mechanics CMM2003, Gliwice/Wisła 2003, Abstracts, 77-78, pełna wersja (5 stron) na CD.
49. Burczyński T., John A., Kuś K. Orantek P., Poteralski A.: The evolutionary algorithm and hipersurface in identification of material coefficients in human pelvic bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 5, Supplement 1, (2003), 61-66.
50. Burczyński T., John A., Kuś K. Orantek P., Poteralski A.: Material coefficients identification of human bone with use of evolutionary algorithm and hipersurface. Proc. of The Int. Conf. AIMETH2003, Methods of Artificial Intelligence , T. Burczyński, W. Cholewa, W. Moczulski (red.), Gliwice 2003, 33-34, pełna wersja (4 strony) na CD.
51. Burger E.H., Klein-Nulend J., Smith T.H.: Strain-derived canalicular fluid flow regulates osteoclast activity in a remodelling osteon – a proposal. Journal of Biomech. 36, 2003, 1453-1459.
52. Burzyński W.: Dzieła zebrane. t. I i II, PWN, Warszawa 1982.
53. Canale S.T., D'Anca A.F., Cotler J.M., Snedden H.E.: Innominate osteotomy in Legg-Calve-Perthes Disease. Journal of Bone and Joint Surgery, 1972, supl. 54-A, 25-40.
54. Carter D.R., Caler W. E., Sprengler D.M, Frankel V, H. (1981) Fatigue behaviour of adult cortical bone: the influance of mean strain and strain range. Acta Orthop. Scand., 52, 481-490.
55. Carter D.R, Beaupre G. S.: Skeletal function and form: Mechanobiology of skeletal development aging and regeneration. Cambridge, UK, Cambridge University Press, 2000.
56. Carter D.R., Vasur., Haris W.H.: Stress distributions in the acetabular region II. Effects of cement thickness and metal backing of the total hip acetabular component. J. Biomechanics 15,1982, 165-170.
57. Carter D.R., et all., The behavior of bone as two-phase porous structure. J. Bone Joint Surg. 1977, Vol.59A, 954-962.
58. Cheal E.J., i inni: Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of proximal femur after total hip arthoplasty. J. Orthopedics Research 1992, Vol. 10, 405-422.
59. Claramunt R., Ros A.: A new method for evaluation of pre-stresses in acetabulum. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, suppl. 1, 2002, 259-260.

60. Cordeiro E.N.: Femoral osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1980, 150, 69-72.
61. Cosmi F., Di Marino F.: Modelling of the mechanical behaviour of porous materials: a new approach. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol.3, No. 2, 2001, 55-66.
62. Cotler J.M., Donahue J.: Innominate osteotomy in treatment of Legg-Calve-Perthesa disease. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1980, 150, 95-102.
63. Cowin S.C.: The relationship between the elastic tensor and the fabric tensor. Journal of Mech. Mat., 4, 1985, 137-147.
64. Cowin S. C.: Bone stress adaptation models, Journal of Biomechanical Eng., 1993, 115, 528-533.
65. Cowin S.C., Moss-Salentijn L., Moss M.L.: Candidates for the mechanosensory system in bone. J. of Biomech. Engineering, 113, 1991, 191-197.
66. Cowin S.C.: Bone poroelasticity. Journal of Biomechanics, 32, 1999, 218-238.
67. Cowin S.C.: Bones have ears. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 47-84.
68. Cowin S.C. (red.): Bone mechanics handbook. CRC Press, 2001.
69. Cowin S.C.: Adaptive elasticity: A review and critique of a bone tissue adaptation model. Eng. Trans., vol. 51, No. 2-3, 2003, 113-194.
70. Cowin S.C.: Tissue growth and remodeling. Annu. Rev. Biomed. Eng. 2004, 6, 07.1-07.31.
71. Craig W.A., Xramer W.G., Watanabe R.: Etiology and treatment of Legg-Calve-Perthes syndrome. Journal of Bone and Joint Surgery, 1963, t.45-A, No 6, 1325-1326.
72. Crock H.V.: An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur in man. Clinical Orthopaedics and Related Research, No.152, 1980.
73. Crownishield R, D, Brand R, A.: A physiological base criterion of muscle forces prediction in locomotion. J. Biomechanics, 14, 1981, 793-801.
74. Cristofolini L. i inni: Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. J. Biomechanics, 1995, Vol. 28, No. 5, 617-624.
75. Czajkowski A.A.: Numerical analysis of working parameters for human spherical hip joint. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 6", Rzeszów 2002, Oficyna Wyd. Pol. Rzeszowskiej, 25-30.
76. Czajkowski A.A., Cwanek J., Czajkowska M.A.: Stresses values in the range of Wiberg angle of endoprosthesis cup in dependance from body weight of patient. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 6", Rzeszów 2002, Oficyna Wyd. Pol. Rzeszowskiej, 31-36.
77. Dalstra M. i inni: High-resolution micro-tomography scanning of cortical bone using synchrotron radiation. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 390-391.
78. Dalstra M., Huiskes R., van Erning L.: Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. Journal of Biomechanics, 1993, 26, 523-535.
79. Dalstra M., Huiskes R.: Load transfer across the pelvic bone. Journal of Biomechanics, 1995, 28, 715-724.
80. Daniel M., Sochor M.: Contact stress in the human hip – mathematical model compared to direct measurement. Proc. of The Int. Conf. Experimental Stress Analysis, Praga, 2002, 41-42.
81. Daniel M. i inni: Computer system for determination of contact hip stress based on mathematical model. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, suppl. 1, 2002, 296-297.
82. Davy D.T., Kotzar G.M. i inni: Telemetric in vivo hip joint force data: A raport on two patients after total hip surgery. Journal of Orthopedic Research, 1991, Vol.9, 621-633.

83. Dąbrowska–Tkaczyk.A.: Metody wyznaczania zmian parametrów geometrycznych aktonów mięśniowych w układzie stawu biodrowego dla modelu lokomocji płaskiej. Materiały XLI Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Wydawnictwo KMS, Gliwice 2002, 39-40.
84. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Modele konstytutywne miękkiej tkanki biologicznej. Biology of Sport ,Vol.15, 1998, 205-210.
85. Dąbrowska–Tkaczyk. A.: Analiza przemieszczeń w modelu numerycznym kości miednicy człowieka. Materiały XL Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Wydawnictwo KMS, Gliwice 2001, 65-66.
86. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Biomechaniczne charakterystyki napędów mięśniowych i ich praktyczne zastosowania.Proc. III-th. Int. Scient. Conf. "Achievements in the mechanical and material engineering. Gliwice 1993, 60-65.
87. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Wybrane przykłady modeli mięśnia szkieletowego. Proc. III-th Int. Scient. Conf. "Achievements in the mechanical and material engineering", Gliwice 1994, 85-95.
88. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Odwrotne zadanie mechaniki w badaniach biomechanicznych układów ruchu. Proc. IV-th Int. Scient. Conf. "Achievements in the mechanical and material engineering", Gliwice 1995, 70-75.
89. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Analiza obciążenia i rozkładów naprężeń w powłokowym modelu kości miednicy człowieka podczas quasi-statycznego pochylenia tułowia do przodu. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej, 10, Gliwice 1999, 59-64.
90. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Modelling stress and strain distribution in the pelvic bone during quasi-static backward rotation. Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol.1, Supl. 1, 1999, 93-96.
91. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Analiza zmian stanu naprężenia i przemieszczeń w kości miednicy człowieka pod wpływem różnych modeli fizjologicznych obciążeń. Materials and Mechanical Engineering, Proceedings of the Scientific Conference, Gliwice 2000, 97-104.
92. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Modeling of changes in muscle forces loading the bone systems exemplified by muscles acting on human pelvis. Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol.2, Supplement 1, 2000, 111-116.
93. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Modelowanie mechanicznych własności tkanek biologicznych, Materiały Seminarium "Biomechanika w Implantologii", Ustroń 1997, 38-45.
94. Dabrowska-Tkaczyk A.: The principal stresses in the numerical model of pelvic bone. Proceedings of the European Conference in Computational Mechanics, Abstracts, Vol. 2, Cracow 2001, 770-771.
95. Dabrowska-Tkaczyk A.: Badania teoretyczne i doświadczalne charakterystyk geometrycznych mięśni stawu biodrowego. Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol.3, Supl. 2, 2001, 573-579.
96. Dąbrowska-Tkaczyk A.: The geometrical characteristics of the muscle actons acting on the pelvis bone, changing in walking cycle, Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol. 4, supl. 1, 2002, 288-289.
97. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Zmiany parametrów geometrycznych oraz sił aktonów mięśniowych w układzie stawu biodrowego w cyklu lokomocji płaskiej. Przegląd Lekarski, t. 59, supl. 4, 2002, 16-18.
98. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Metody wyznaczania zmian parametrów geometrycznych aktonów mięśniowych w układzie stawu biodrowego dla modelu lokomocji płaskiej. Zaszyty Katedry Mechaniki Stosowanej, 18, 2002, 81-86.

99. Dąbrowska–Tkaczyk A.: Modele konstytutywne mięśni szkieletowych oddziałujących na kość miednicy człowieka. Streszczenia referatów, Materiały XLI Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Wydawnictwo KMS, Gliwice 2002, 47-48.
100. Dąbrowska–Tkaczyk.A.: The principal stresses in the numerical model of pelvis bone. 2nd European Conference on Computational Mechanics, Solids, Structures and coupled Problems in Engineering, Abstracts, Vol. 2, 770-771 (pełna wersja na CD).
101. Dąbrowska-Tkaczyk A.: Metody badania biernych własności biomechanicznych tkanek miękkich. Materiały Krajowej Konferencji "Biomechanika 96", Poznań 1996, 55-58.
102. Dąbrowska-Tkaczyk A, Grajek K., John A.: Stan odkształcenia i naprężenia w powłokowym modelu numerycznym kości miednicy człowieka. Procc. Conference on Biomechanics-Modelling, Computational Methods, Experimental and Biomechanical Applications, 1998, 75-82.
103. Dąbrowska-Tkaczyk A., John A.: Numeryczne modelowanie obciążenia kości miednicy człowieka. Mat. XXXVII Sympozjum PTMTS "Modelowanie w Mechanice", Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej 7, Gliwice 1998, 71 - 78.
104. Dąbrowska-Tkaczyk A., John A.: Stress and strain distribution in 3D numerical model of human pelvic bone. Proceedings of the VII th International Conference Numerical Methods in Continuum Mechanics, 1998, 422-427.
105. Dąbrowska-Tkaczyk A., John A.: Obciążenia, naprężenia i odkształcenia kości miednicy człowieka pod wpływem sił mięśniowych i sił zewnętrznych. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 4", pod red. M. Korzyński, J. Cwanek, Rzeszów 1998, 79-88.
106. Dąbrowska-Tkaczyk A., John A.: Stan naprężenia i odkształcenia w przestrzennym modelu numerycznym kości miednicy człowieka. Biol.of Sport, Vol. 15, Supl. 8, 1998, 200-204.
107. Dąbrowska-Tkaczyk A., Stefański L.: Koncepcje sterowania wybraną grupą mięśni dna miednicy. Zeszyty Naukowe Nr 73 AWF w Krakowie, 1995, 29-32.
108. Dąbrowska-Tkaczyk A., Stefański L.: The physical model of the anal sphincter muscles group. Proc. of XV Cogress of International Society of Biomechanics, Yyvaskyla, Finland, 1995, 191-192.
109. Dąbrowska A., Jaszczuk J., Wit A.: Wartości maksymalnych momentów sił mięśniowych mierzonych w warunkach statycznych. w: A. Wit (red) Biomechaniczna ocena układu ruchu sportowca. Instytut Sportu, Warszawa 1992, 21-49.
110. Dąbrowska–Tkaczyk A., Nawrat Z., Kostka P.: The analysis of mechanical characteristics of the biological soft tissues in the range of physiological and non-physiological deformations. Mat. of 1.17th Danubia-Adria Symposium On Experimental Methods In Solid Mechanics, Czech Republic, Praha 2000, 91-94.
111. Dega W.: Ortopedia i rehabilitacja. t. I i II, PZWL, Warszawa 1996.
112. Desz-Karbownicka A., Jóźwiak R.: Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1965, t. XXX, supl.6, 669-673.
113. Doblare M., Garcia J.M.: Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. J. of Biomechanics, 35, 2002, 1-17.
114. Druyts H., Van der Perre G.: The ultrasound paradox. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 386-387.
115. Duda G.N., Brand D., Freitag S., Lierse W., Schneider E.: Variability of femoral muscle attachments., Journal of Biomechanics, 1996, vol.29, No 9, 1185-1190.
116. Duda G.N., Heller M.: Musculoskeletal load analyses. Orthopaedic Biomechanics. AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 85-114.

117. Duda G.N., Heller M., Albinger J., Schulz O., Schneider E., Claes L.: Influence of muscle forces on femoral strain distribution. Journal of Biomechanics, 1998, vol.31, 841-846.
118. Ebramzadeh E., McKellop H., Wilson M., Sarmiento A.: Design factors affecting micromotion of porous coated and low modulus total hip prostheses. Proc. 34th Ann. Meet. Orthop. Res. Soc. Atlanta 1988, 351-360.
119. Frost H.M.: The Laws of Bone Structure. Charles C. Thomas, Springfield, III, 1964.
120. Fung Y.C.: Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues (sec.ed.), Springer Verlag, New York 1993.
121. Gawin E.: Badania własności radiologicznych i fizycznych struktur kostnych. Materiały XIX Sympozjum Mechaniki Eksperymentalnej Ciała Stałego, Jachranka 2000, 240-244.
122. Gawin E., Będziński R.: Badanie własności mechanicznych tkanki kostnej. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 3, Supplement 2, 2001, 185-189.
123. Gawin E., Będziński R.: Badanie własności fizycznych i radiologicznych struktur kostnych kości udowej człowieka. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, suppl. 1, 1999, 607-610.
124. Gawin E., Będziński R.: Investigations into influence of strain on remodeling of bone structures. Vol. of Extended summaries. 18th Danubia-Adria Symposium, Steyr 2001, 105-106.
125. Gawin E., Będziński R.: Experimental analysis of the mechanical behavior of the bone structures. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 425-426.
126. Gażdzik T.S.: Ortopedia i traumatologia. PZWL , Warszawa 1998.
127. Glinkowski W.,Wojnarowski J.: Modelowanie zmian wytrzymałości końca bliższego kości udowej w przebiegu osteoporozy za pomocą metody elementów skończonych. Rocznik Sekcji Osteoartrologii Nr 7 „ Postępy osteoartrologii " PTL Polskiej Fundacji Osteoporozy, Białystok 1995.
128. Geris L. i inni: Numerical simulation of tissue differentation aruond loaded titanium implants in a bone chamber. Journal of Bimech. 37(5), 2004, 763-769.
129. Goel V.K., Valliapan S., Svensson N.L.: Stresses in the normal pelvis. Comp. Biol. Med. 8, 1978, 91-104.
130. Goulet R.W., Goldstein S. A., Ciarelli M. J., Kuhn J. L., Brown M. B., Feldkamp L. A.: The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. J. Biomechanics 1994.
131. Grajek K.: PRO-MES 4.3. Przewodnik po systemie. Gliwice 1995.
132. Gryboś J.: Model rozwojowy szyjki kości udowej. Autonomiczny charakter procesów wzrostowych w szyjce i ryzyko ich zaburzeń po zabiegach operacyjnych na stawie biodrowym. Chirurgia Narządu Ruchu i Ort. Polska, 1984, t. XLIX, supl.5, 415-419.
133. Gruca A.: Chirurgia ortopedyczna. t. III, PZWL, Warszawa 1993.
134. Hakulinen M.A. i inni: The ultrasound backscatter but not broadband attenuation predicts mineral density of bovine trabecular bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 388-389.
135. Hank C.K. i inni: Strain analysis of the proximal femur after total hip replacement. J. Arthoplasty 1988, 249-262.
136. Hengsberger S. i inni: How is the indentation modulus of bone tissue related to ist macroscopic elastic response? A validation study. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 400-401.
137. Hert J. i inni: Reaction of bone to mechanical stimuli. Part.3 Microstructure of compact bone of rabbit tibia after intermittend loading. Acta Anatomica 1972, Vol. 82, 218-230.

138. Himmelfarb A. Ł.: Biomechaniczne warunki w stawie biodrowym po niektórych rodzajach osteotomii międzykrętarzowej. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1975, supl.1, 55-59.
139. Ho Ba Tho M.C.: Interaction bone ultrasound. Theoretical and experimental considerations. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 361 –362.
140. Holy S., Blahova M., Hrubok L., Vitek K., Volf J.: Measuring of stress tensor in vivo bone. Proc. of The Int. Conf. Experimental Stress Analysis, Praha 2002, 103-104.
141. Homminga J. i inni: The stiffnesses of normal and osteoporotic cancellous bone depend on volume fraction and fabric in the same way. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 382-383.
142. Huiskes R., i inni: The regulation of functional adaptation in trabecular bone. Bone Structure and Remodeling 1995, Recent Advances in Human Biology - Vol.2 ed. by A.Odgaard, H.Weinans, 181-187.
143. Huiskes R.: Finite element analysis of acetabular reconstruction. Acta Orthop. Scand. 1987, 58, 620-625.
144. Huiskes R. i inni: Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling. J. of Orthopaedic Research 1992, Vol.10 pp.845-853.
145. Huiskes R.: Some fundamental aspects of human joint replacement. Acta Orthop. Scand. 1980, 185 Suppl. 109-200.
146. Iglic A., Srakar F.: Effect of the periacetabular osteotomy on the stress on human hip joint articular surface. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 1, No. 4, 1993, 207 - 211.
147. Jakubowicz A., Orłoś Z.: Wytrzymałość materiałów. WNT, Warszawa 1978.
148. Jakubowicz A., Rzytka J, Baryluk M. i inni: Metody rekonstrukcji operacyjnych biodra, ze szczególnym uwzględnieniem metody całkowitej osteotomii miednicy z trójpłaszczyznową reorientacją panewki, na podstawie analizy stanu naprężenia i odkształcenia w kości miednicy. Prace Naukowo-Badawcze Instytutu Mechaniki i Podstaw Konstrukcji Maszyn Politechniki Śląskiej, etap I - III, Gliwice 1988.
149. Jakubowicz A., Rzytka J., Baryluk M.: Wpływ rekonstrukcji stawu biodrowego metodą osteotomii miednicy na warunki biomechaniczne w zespole miednicy i kości udowej. w: Biomechanika t. 5, red. A. Morecki, W. Ramotowski, Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej pod red. M. Nałęcza, WKŁ, Warszawa 1990.
150. Janda Ś., van der Helm F.C.T., de Blok S.B.: Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modeling purposes. Journal of Biomechanics, 36, 2003, 749-757.
151. Jemioło. S., Telega J.J.: Fabric tensor in bone mechanics: elastic constitutive relationships and strength criteria. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 223-274.
152. Jemioło. S., Telega J.J.: Fabric tensor in bone mechanics. Eng. Trans., vol. 46, 1998, 3-26.
153. Jemioło. S., Telega J.J.: A contribution to modelling of anisotropic behaviour of bone and bone remodelling. J. Theor. Appl. Mech., vol. 37 (3), 1999, 537-554.
154. John A.: The boundary conditions in numerical model of human pelvic bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, Supplement 1, 1999, 918-222.
155. John A.: The boundary conditions in numerical analysis of human pelvic bone. Proceedings of the VIII-th International Conference Numerical Methods in Continuum Mechanics, Žilina, 2000, 149-151.
156. John A.: Numerical Analysis of solid and shell models of human pelvic bone, Lectures Notes in Computer Science, 1988, Numerical Analysis and Its Applications, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 2001, 764-771.

157. John A.: Yield criteria and stress concentration in numerical analysis of human pelvic bone. Cax Techniques, Proceedings of the 4th International Scientific Colloquium, Bielefeld 1999, 289-296.
158. John A.: Numerical analysis of solid and shell models of human pelvic bone. Proceedings of the Second Conference on Numerical Analysis and Applications NAA'2000, Rousse, Bulgaria, 4-5.
159. A. John: Boundary conditions and yield criteria in numerical analysis of human pelvic bone. Journal of Mechanical Engineering (Strojnicky Ćasopis) 53, No 2, Bratislava 2002, 65-76.
160. John A.: Numerical analysis of human pelvic bone. Proc. of International Conference "Mechanika-2001", Kaunas University of Technology, Kaunas 2001, 238-243.
161. John A.: Boundary conditions and yield criteria in numerical analysis of human pelvic bone. Proceedings of the 33rd Solid Mechanics Conference, Zakopane 2000, 205-206.
162. John A.: The experimental ground for numerical modeling of human pelvic bone. Proc. Of 18th Danubia-Adria Symposium on Experimental Method in Solid Mechanics, Extended Summaries, R. J. Beer (red.), ASESA, Wien 2001, 107-108.
163. John A., Kokot G.: Wpływ przyjęcia anizotropowych własności materiału na rozkłady naprężeń i odkształceń w kości miednicy człowieka. Streszczenia referatów, Materiały XLII Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Wydawnictwo KMS, Gliwice 2003, 87-88.
164. John A., Kokot G.: The test of implementation the orthotropic material properties in numerical model of human pelvic bone. Proc. of International Conference Computer Methods in Mechanics CMM2003, Short Papers, Gliwice/Wisła 2003, 161-162.
165. John A., Kokot G.: The anisotropic material properties in numerical model of the human pelvic bone. Proc of The International Conference Numerical Methods in Continuum Mechanics NMCM2003, Extended Abstracts, Žilina 2003, Slovak Republic, 55-56.
166. John A., Kuś W.: Identification of material coefficients of human pelvic bone on the ground of experimental data. Proc. Of 19th Danubia-Adria Symposium on Experimental Method in Solid Mechanics, Polanica Zdrój 2002, 38-39.
167. John A., Kuś W.: The identification of material coefficients of human pelvic bone using evolutionary algorithms. Proc. of AIMETH2002, Methods of Artificial Inteligence, Gliwice 2002, 201-204.
168. John A., Kuś W.: The evolutionary algorithms in identification problem of material coefficient of pelvic bone. Proc. Of Advanced Course on Modelling in Biomechanics MIB'03, IPPT-AMAS, Warszawa 2003.
169. John A., Kuś W., Orantek P.: The influence of material coefficients on displacement and strain in numerical model of human pelvic bone with layer structure. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 164-165.
170. John A., Kuś, W. Orantek P.: Layer model of human pelvic bone with variable material coefficients. Volum of Abstracts, 34th Solid Mechanics Conference, Zakopane 2002, 123-124.
171. John A., Kuś W., Orantek P.: Wpływ stałych materiałowych na rozkład naprężeń I przemieszczeń w modelu warstwowym kości miednicy człowieka. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 6", Rzeszów 2002, Oficyna Wyd. Pol. Rzeszowskiej, 71-78.
172. John A., Kuś W., Orantek P.: Material coefficient identification of bone tissues using evolutionary algorithms. Proc. of International Symposium on Inverse Problems in Engineering Mechanics ISIP2003, Nagano City 2003, Japan, 72-73.

173. John A., Kuś W., Orantek P.: Material coefficient identification of bone tissues using evolutionary algorithms. w: Inverse Problems in Engineering Mechanics IV. Masa.Tanaka (red.), Elsevier 2003, 95-102.
174. John A., Orantek P.: Komputerowo wspomagany model kości miednicy człowieka. Materiały 3-cich Warsztatów Naukowych „Biomechanika układu kostnego", IPPT PAN, Warszawa 2001.
175. John A., Orantek P.: Budowa modelu numerycznego kości miednicy człowieka. Streszczenia referatów, Materiały XL Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Wydawnictwo KMS, Gliwice 2001, 119-120.
176. John A., Orantek P.: Budowa modelu numerycznego kości miednicy człowieka. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Technicznej, Z. 17, Gliwice 2001, 71-76.
177. John A., Orantek P.: Numerical modeling of human pelvic bone. Volume of Abstracts 2, 2nd Europian Conference on Computational Mechanics, Kraków, 2001, 786-787 (pełna wersja, 8 str. Na CD).
178. John A., Orantek P.: Computer aided creation of geometrical model of human pelvic bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 2, Supplement 2, 2001, 217-220.
179. John A., Orantek P.: Numerical modeling of human pelvic bone. Book of Abstracts, The first UCF-SUT Seminar, Niedzica 2002, 27 (pełna wersja na CD – 33 strony).
180. John A., Orantek P.: Computer aided analysis of stress and strain distribution human pelvic bone. Fifth World Congress on Computational Mechanics, WCCMV, Book of Abstract, vol. 1, 302, Vienna 2002, Austria, (pełna wersja, 7 str. http://wccm.tuwien.ac.at).
181. John A., Orantek P.: Computer aided creation of numerical model of human pelvic bone. Engineering Transactions, vol. 51, nr 2-3, 2003, 215-226.
182. John A., Orantek P., W. Kuś: Model numeryczny kości miednicy. Materiały Krajowego Sympozjum „Modelowanie i symulacja komputerowa w technice", Łódź 2002, 93-96.
183. John A., Pilarski W.: Weryfikacja doświadczalna modeli numerycznych kości miednicy człowieka. Streszczenia referatów, Materiały XLI Sympozjonu Modelowanie w Mechanice, Wydawnictwo KMS, Gliwice 2002, 73-74.
184. John A., Pilarski W.: Weryfikacja doświadczalna modeli numerycznych kości miednicy człowieka. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Technicznej, Z. 18, Gliwice 2002, 177-182.
185. Johnson G.A., Livesay G. A., Woo S. L-Y., Rajagopal K. R.: A single integral finite strain viscoelastic model of ligaments and tendons. Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering, 1996, Vol. 118, 221-226.
186. Kabel J., van Rietbergen B., i inni: The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. Journal of Biomech., 32, 1999, 673-680.
187. Kaczmarek M., Kubik J., Łukowski J., Pakuła M.: Identification and comparision of structural and mechanical properties of cancellous bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 375-376.
188. Kazeruk W., Badurski J.: Znaczenie obciążenia mechanicznego kości a osteoporoza. Rocznik Sekcji Osteoartrologii Nr 7 „ Postępy osteoartrologii ", PTL i Polskiej Fundacji Osteoporozy, Białystok 1995.
189. Keaveny T.M., Morgan E.F., Yeh O.C.: Bone Mechanics. w : Kutz M. (Ed.): Standard handbook of biomedical engineering and design. McGraw-Hill, 2004.
190. Kleiber M.: Wprowadzenie do metody elementów skończonych. PWN, Warszawa-Poznań 1989.
191. Knets I.: General principles of bone tissue testing. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 1, No. 2, 1999, 55-66.

192. Kowalczyk P.: Influence of bone anisotropy on stress distribution and optimum shape of cementless femoral implants. Eng. Trans., vol. 51, 2-3, 2003, 195-214.
193. Kowalczyk P.: Constitutive modelling of cancellous bone using finite-element-based homogenization. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 417-418.
194. Kowalczyk P., Telega J.J.: Numerical approach to shape sensitivity analysis of femoral implants. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 1, Supplement 1, 1999, 47-52.
195. Krämer J.: Ortopedia. Springer PWN, Warszawa 1997.
196. Kreczko R., Orłoś Z., Tomaszewski K.: Ocena wytrzymałości stawu biodrowego w oparciu o model obliczeniowy. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1988, t.LI, supl.4, 261-268.
197. Krzesiński G. Zagrajek T.: Modelowanie własności mechanicznych kości. Biology of Sport, Vol. 15 Supl. 8, 1998.
198. Kubik J., Kaczmarek M., Pakuła M.: On observation of slow ultrasonic waves in cancellous bones. Eng. Trans., vol. 49, 2-3, 2001, 179-190.
199. Kubik J., Kaczmarek M., Pakuła M.: Modeling and ultrasonic identification of structure of biomaterials. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, Supplement 1, 1999, 265-268.
200. Kutz M. (red.): Standard handbook of biomedical engineering and design. McGraw-Hill, 2004.
201. Kyle R.F.: Fractures of the proximal part of the femur. The Journal of Bone and Joint Surgery, vol. 76-A, No. 6, 1994.
202. Leszek-Zapędowska H.: Operacyjna rekonstrukcja stawów biodrowych w przypadku zmian zniekształcajacych po martwicy aseptycznej. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1962, t.XXVII, supl. 6, 779-782.
203. Litak A., Madoń B., Mazurkiewicz S.: Zastosowanie metody badań DMTA do oceny własności dynamicznych tkanki kostnej. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, Supplement 1, 1999, 293-296.
204. Litak A., Madoń B., Mazurkiewicz S.: Ocena możliwości fizycznej interpretacji i opisu badań dynamicznych tkanki kostnej. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, Supplement 1, 1999, 289-292.
205. Litniewski J., Nowicki A., Sawicki A.: Bones characterisation with ultrasound. Eng. Trans., vol. 49, 2-3, 2001, 165-178.
206. McLeod K.J. at al.: Skeletal cell stresses and bone adaptation. The American Journal of the Medical Sciences, vol. 316, No. 3, 1998, 176-183.
207. Majchrzak E., Mochnacki B.: Metody numeryczne. Podstawy teoretyczne, aspekty praktyczne i algorytmy. Wyd. Pol. Śl., Gliwice 1998.
208. Maquet P.: Biomechanics of the Hip. Springer-Verlag, Berlin 1985, 1-45.
209. Mazurkiewicz S.: Badania właściwości mechanicznych kości. Przegląd Lekarski 54/4, 1997, 237-242.
210. Michajlik A., Ramotowski W.: Anatomia i fizjologia człowieka. PZWL, Warszawa 1996.
211. Michalewicz Z.: Algorytmy genetyczne + struktury danych = programy ewolucyjne. WNT, Warszawa 1999.
212. Moore J., Zouridakis G. (Eds.): Biomedical technology and devices handbook. CRC Press LLC, 2004.
213. Mow Van C., Hayes Wilson C.: Basic orthopedic biomechanics. New York 1991.
214. Mrozowski J., Awrejcewicz J.: Podstawy biomechaniki. Wydawnictwo Pol. Łódzkiej. Podręczniki Akademickie, Łódź 2004.
215. MSC/Nastran Encyclopedia.
216. MSC/Patran Users's Guide.

217. Mullender M.G., et all.: Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. J. of Orthopaedic Research 1995, Vol.13, 503-512.
218. Nałęcz M. red.: Biomechanika. Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, WKiŁ, Warszawa 1990.
219. Normant E.: Zaburzenia odżywcze stawów biodrowych po leczeniu wrodzonego zwichnięcia metodą Saltera. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1980, t. XLV, supl. 5, 453-458.
220. McNeice G.M., Eng P., Amstutz H.C.: Finite element studies in hip reconstruction. Biomechanics V-A, Komi P.V (red.), University Park Press, Baltimore. 1976, 394-405.
221. Oshida Y., et all.: Fractal Dimension Analysis of Mandibular Bones. Biomedical Materials and Engineering. 1994, Vol.4, No.5, 397-407.
222. Oonishi, H., Isha H., Hasegawa T.: Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the articular hip joint – by means of the three dimensional finite element method. Journal of Biomechanics, 1983, 16, 247-444.
223. Ostrowska-Maciejewska J.: Mechanika ciał odkształcalnych. PWN, Warszawa 1994
224. Pakuła M., Kaczmarek M.: Propagation of ultrasonic waves in cancellous bones. A microscopic model for cellular structure. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 413-414.
225. Pakuła M., Kaczmarek M., Kubik J.: In vitro measurements of ultrasonic parameters in saturated and dry bone tissues as a function of frequency. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 1, No.2, 1999, 49-54.
226. Patrick C.W. (Jr.), Mcintire L.V. (red.): Frontiers in tissue engineering. Pergamon, 1998.
227. Pattijn V., Van-der Sloten J. i inni: Characterization of trabecular bone of the proximal femur: density and ultrasonic properties. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 378-379.
228. Paul J.P., Approaches to design; force action transmitted by joints in the human body. Proc R Soc Lond 1976, Vol.192, 163
229. Petrtyl M., Malzerova L., Danešova J.: Experimental verification of viscoelastic properties of compact bone. Proc. Of 18th Danubia-Adria Symposium on Experimental Method in Solid Mechanics, Extended Summaries, R.J.Beer (red.), ASESA, Wien 2001, 109-110.
230. Piszczatowski S., Skalski K., Kędzior K.: Wytrzymałościowe projektowanie indywidualnie dopasowanych endoprotez stawu biodrowego, Biology of Sport, Vol. 15, Supl. 8, 1998.
231. Pilarski W., Trzaskacz T.: Zastosowanie fotografii plamkowej w badaniach odkształceń kości miednicy. Materiały V Konferenji Naukowej „Metody doswiadczalne w budowie i eksploatacji maszyn", Wrocław-Szklarska Poręba 2001, 135-144.
232. Pilarski W., Będziński R.: Investigation of the displacement on the sample cadaver pelvis by use ESPI. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 308-309.
233. Pilarski W., Będziński R., John A., Gawin E.: Application of ESPI method for displacement analysis of cadaver human pelvis. Proc. of 19th Danubia-Adria Symposium on Experimental Method in Solid Mechanics, Polanica Zdrój 2002, 46-47
234. Pettemann E., Reiter T.J., Rammerstorfer F.G.: Computational Simulation of Bone Remodeling., Wien 1997.
235. Piątkowski S.: Ortopedia, traumatologia i rehabilitacja narządu ruchu., PZWL, Warszawa 1990.
236. Poteralski A., Kuś W., Burczyński T.: Optimization of 3-D elastic structures using evolutionary algorithms. Methods of Artificial Intelligence, T. Burczyński, W. Cholewa, W. Moczulski (red.), Gliwice 2002, 345-348.

237. Pozowski A., Ścigała K.: Analiza kliniczna i biomechaniczna wyników osteotomii międzykrętarzowej kości udowej. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, Suppl. 1, 1999, 615-618.
238. Prendergast P.J.: Biomechanical techniques for pre-clinical testing of prostheses and implants. AMAS Lectures Notes 2, IPPT PAN, Warszawa 2001.
239. Prendergast P.J.: An analysis of theories in biomechanics. Eng. Trans., vol. 49, 2-3, 2001, 117-134.
240. Pytko S., Kowal A.: Implanty stawu biodrowego człowieka. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 4", M. Korzyński, J. Cwanek (red.), Rzeszów 1998, 197-210.
241. Rab G.T.: Containment of the hip: A theoretical comparison of osteotomies. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1981, 154, 191-196.
242. Rab G.T.: Biomechanical aspects of Salter osteotomy. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1978, 132, 82-87.
243. Raftopoulos D. i inni: An intermediate loading rate technique for the determination of mechanical properties of human femoral cortical bone. J. Biomed. Eng. 1993, Vol. 15, 60-66.
244. Rakowski G., Kacprzyk Z.: Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1993.
245. Rogala P., Łabaziewicz L.: Zestarzałe urazowe zwichnięcie stawu biodrowego z jednostronnym złamaniem trzonu kości udowej u dziecka powikłane martwicą głowy kości udowej. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1977, t. XLII, supl. 3, 265-267.
246. Rojek J., Telega J.J.: Contact problem with friction, adhesion and wear in orthopaedic biomechanics. Part I – General developments. J. Theoretical and Appl. Mech., 3, 39, 2001, 655-677.
247. Rojek J., Telega J.J., Stupkiewicz S.: Contact problem with friction, adhesion and wear in orthopaedic biomechanics. Part II – Numerical implementation and application to implanted knee joints. J. Theoretical and Appl. Mech., 3, 39, 2001, 679-706.
248. Ruimerman R., Huiskes R.: Development of a unifying theory for mechanical adaptation and maintenance opf trabecular bone. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2003, 115-130.
249. Rusiński E., Czmochowski J., Smolnicki T.: Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1999.
250. Ryniewicz A.M..: Biotribologiczna struktura stawu biodrowego człowieka. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 4", M. Korzyński, J. Cwanek (red.), Rzeszów 1998, 211-222.
251. Ryniewicz A.M., Madej T.: Analiza naprężeń i przemieszczeń w strefie roboczej endoprotezy stawu biodrowego. Zbiór prac seminarium naukowego „Mechanika w Medycynie 6", Rzeszów 2002, Oficyna Wyd. Pol. Rzeszowskiej, 127-134.
252. Seireg A.: Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sport. Hemisphere Publishing Corporation, New York 1989.
253. Shillor M., Sofonea M., Telega J.J.: Analysis of viscoelastic contact with normal compliance, friction and wear diffusion. C. R. Mecanique, 331, 2003, 395-400.
254. Sinielnikov R.D.: Atlas of human anatomy. MIR Publishers, Moskow 1988.
255. Siemieński A.: Modelowanie współdziałania mięśni – efekt łagodnego nasycenia jako warunek konieczny zgodności przewidywań kryteriów optymalizacyjnych z własnościami realnych napędów mięśniowych. w: T. Bober i S. Kornecki (red.). Biomechaniczne cechy aktywności motorycznej człowieka. Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, 29, 81-94, 1992.
256. Skalski K.R., Sługocki G.M.: Zagadnienia równań konstytutywnych w biomechanice implantowanego stawu biodrowego, Biol. of Sport, Vol. 15, Supl. 8, 1998, 281-287.
257. Skalski K., Kędzior K.: Design manufacture of custom design hip join prosthesis. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, suppl. 1, 2002, 261-262.
258. Skalski K., Pawlikowska M., Oddou C., Sługocki G.M.: Stress-strain analysis in the bone implant system including remodelling phenomena. Proceedings of the 33rd Solid Mechanics Conference, Zakopane 2000, 353-354.
259. Smit T.H., Burger E.H.: Is BMU-coupling a strain-regulated phenomenon? A finite element analysis. Journal of Bone and Mineral Research, vol. 15, 2, 2000, 301-307.
260. Smit T.H., Burger E.H., Huyghe J.M.: A case for strain-induced fluid flow as a regulator of BMU-coupling and osteonal alignment. Journal of Bone and Mineral Research, vol. 17, 11, 2002, 2021-2029.
261. Sochor M., Balik K., Sedlaćek R., Tichy P., Suchy T.: Mechanical charakteristic of materials to be used in bone surgery. Proc. of The Int. Conf. Experimental Stress Analysis, Praha 2002, 237-240.
262. Stempniewicz M., Gawin E., Będziński R.: Application of ESPI for anisotropic mechanical behavior of bone. Proc. of 18th Danubia-Adria Symposium on Experimental Method in Solid Mechanics, Extended Summaries, R.J.Beer (red.), ASESA, Wien 2001, 5-6.
263. Stevens A., Lowe J. S.: Histologia. tłum. pod red. M. Zabla, Wydawnictwo Medyczne Słotwiński Verlag, Brema 1994.
264. Sylwanowicz W.: Mały atlas anatomiczny. PZWL, Warszawa 1985.
265. Szava I., Ciofoaia V., Samota I., Ciofoaia V.: Analysis of the tension/strain-stress state of the human femur during the healing process. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1999, vol.1, supl.1, 473-476.
266. Taber L. A.: Biomechanics of growth, remodeling, and morphogenezis. Apply Mechanical Revue, 48, No 8, 1995.
267. Telega J.J., Gałka A., Gambin B., Tokarzewski S.: Homogenization methods in bone mechanics. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 333-382.
268. Telega J.J., Gałka A., Tokarzewski S.: Effective moduli of trabecular bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, suppl. 1, 1999, 53-58.
269. Telega J.J., Gałka A., Tokarzewski S.: Compact bone as a material with hierarchical structure and its microscopic properties. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 1, suppl. 1, 1999, 495-498.
270. Telega J.J., Gałka A., Tokarzewski S.: Compact bone as a tissue with hierarchical microstructure. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, suppl. 1, 2002, 419-420.
271. Telega J.J., Lekszycki T.: Bone remodeling as a time-dependent elastic shape optimization problem. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 3, suppl. 2, 2001, 555-562.
272. Telega J.J., Rojek J.: Bone-implant interface: model with adhesion and friction. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 3, suppl. 2, 2001, 563-572.
273. Telega J.J., Wojnar R.: Streaming potentials in biological tissues. w: Orthopaedic Biomechanics. J.J. Telega (red.), AMAS Conference Proceedings Series, vol. 5, Warszawa 2002, 383-453.
274. Terlouw M.A., van Rietbergen B., Huiskes R.: Accuracy of compression test on excisedspecimens for the evaluation of cancellous bone elastic behavior in-situ. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 363-364.

275. Tokarzewski S, Gałka A., Telega J.J.: Kość gąbczasta jako materiał komórkowy: wyznaczanie efektywnych własności materiałowych. Proc. of Conference on Biomechanics - Modelling, Computational Methods, Experiments and Biomedical Applications, Łódź 1998, 191-196.
276. Tokarzewski S., Telega J.J., Gałka A.: Torsional rigidities of cancellous bone filled with marrow: the application of multipoint Pade approximants. Eng. Trans., vol. 49, 2-3, 2001, 135-154.
277. Trębacz H., Gawda H.: The estimation of structural anisotropy of trabecular and cortical bone tissues based on ultrasonic velicity and attenuation. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 3, No. 2, 2001, 41-48.
278. Tyndyk M., Krzemiński M., Będziński R.: Badanie oddziaływania głowy udowej na miednicę. Proc. of Conference on Biomechanics-Modelling, Computational Methods, Experiments and Biomedical Applications, Łódź 1998, 75-83.
279. Urbanik C. (Red.): Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu. Wydawnictwo BK, AWF, Warszawa 2001.
280. Vukašinović Z., Čobeljić G., Slovaković S., Djorić I., Vučković V.: Osteotomia Saltera ze skróceniem kości udowej w leczeniu choroby Perthesa. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1996, t. LXI, supl. 3A, 197-205.
281. Wierusz-Kozłowska M.: Budowa i rozwój stawu biodrowego w przebiegu wzrostu. Część I. Budowa stawu i rozwój panewki. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1995,t. LX, supl.1, 59-62.
282. Wierusz-Kozłowska M.: Budowa i rozwój stawu biodrowego w przebiegu wzrostu. Część II. Budowa i rozwój bliższego końca kości udowej. Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1996, t. LXI, supl. 6, 477-482.
283. Wierusz-Kozłowska M., Ziemiański A., Borkowski W.: Możliwości oceny przestrzennej struktur dziecięcego stawu biodrowego za pomocą rezonansu magnetycznego (MR). Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska, 1999, t.64, supl. 2, 159-167.
284. Wierzcholski K.: Capacity and compressive stress in hip joint gap. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, suppl. 1, 2002, 276-277.
285. Winter D.: Biomechanics of human movement. John Wiley&Sons, New York 1980.
286. Winters J. M.: Hill-based muscle models: a system engineering perspectives. Multiple muscle systems. Biomechanics and Movement Organization, Ed.: Winters J.M. i Woo S.L.-Y, Springer –Verlag, New York 1990, USA, 69-94, 717-773.
287. Wittek A., Kajzer J.: Modelling of muscle influence on the kinematics of the head-neck complex in impacts. Memoirs of the School of Engineering, Nagoya University, 1998,Vol. 49, No. 2, 155-205.
288. Włodarski J.: Analiza sił występujących w stawie biodrowym na podstawie modelu Pauwelsa i wyznaczenie siły wypadkowej stawu po totalnej alloplastyce. Kwart. Ortop, 3, 1997, 78-83.
289. Włodarski J.: Mechanical conditions of endurance of the joint: bone-cement-implant. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, suppl. 1, 2002, 294-295.
290. Woo S. L-Y, Johnson G.A., Smith B. A.: Mathematical modeling of ligaments and tendons., Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 115, 1993, 468-473.
291. Yamaguchi G., T., Sawa A., G., U., Moran D., W., Fessler M., J, Wintwrs J, M.: A survey of human musculo-tendon actuator parameters. Multiple muscle systems. Biomechanics and Movement Organization, Edited by J.M. Winters and Woo, S L.-Y, New York 1990.

292. Yoon Y.J., Yang G., Cowin S.C.: Estimation of the effective transversely isotropic elastic constants of a material from known values of the material's orthotropic elastic constants. Biomech. And Modelling in Mechanobiology, vol. 1, No. 1, 2002, 83-94.
293. Zagrajek T.: Modelowanie biomechaniczne układu kręgosłupa człowieka metodą elementów skończonych. Prace Naukowe , Mechanika, z. 140, WPW, Warszawa 1990.
294. Zeng Y., Cowin S.C., Weinbaum S.: A fiber matrix model for fluid flow and streaming potentials in the canaliculi of an osteon. Annals of Biomedical Eng., 22, 1994, 280-292.
295. Zheng N., Watson L. G., Yong-Hing K.: Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint. Med. & Biol. Eng. & Comput., 1997, 35, 77-82.
296. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L.: The finite element method. Butterworth Heinemann, Oxford 2000.
297. Zioupos P., Aspden R.M., Coats A.M.: Material property issues in OP cancellous bone. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 4, Suppl. 1, 2002, 402-403.

IDENTYFIKACJA I ANALIZA PARAMETRÓW GEOMETRYCZNYCH I MECHANICZNYCH KOŚCI MIEDNICZNEJ CZŁOWIEKA

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było opracowanie metodyki badań komputerowych stanu naprężenia i odkształcenia w kości miednicy człowieka w aspekcie zmian wynikających z interwencji chirurgicznej. Punktem wyjścia do ww. rozważań było wyznaczenie stanu naprężenia i odkształcenia w stawie anatomicznie prawidłowym. Analiza odkształceń i naprężeń w obiektach o tak skomplikowanej geometrii jak kość miednicy człowieka jest możliwa jedynie przy zastosowaniu metod komputerowych, w szczególności metody elementów skończonych. Zasadniczym etapem podjętych badań było opracowanie modelu numerycznego kości rejonu stawu biodrowego człowieka. W pracy przedstawiono model powłokowy oraz modele bryłowe uwzględniające warstwową strukturę kości. Opracowano program pozwalający zautomatyzować proces tworzenia modelu numerycznego na podstawie danych ze skanowania 3D i tomografii komputerowej. Przedstawiono metodę identyfikacji stałych materiałowych tkanki kostnej na podstawie pomiaru przemieszczeń na powierzchni zewnętrznej kości metodą ESPI z wykorzystaniem algorytmu ewolucyjnego i hiperpowierzchni. W przypadku zastosowania hiperpowierzchni możliwe jest uzyskanie zmiennych rozkładów stałych materiałowych jak dla ośrodków niejednorodnych. Przedstawiono także koncepcję uwzględnienia ortotropowych własności tkanki kostnej w modelu numerycznym i opracowano modele kości miednicznej po zabiegach chirurgicznych (sztuczna panewka i osteotomia Saltera). Sformułowano również wytyczne do tworzenia modeli numerycznych kości miednicznej wspomagających planowanie zabiegów operacyjnych w obrębie stawu biodrowego człowieka. Poznanie charakteru i wartości przemieszczeń oraz naprężeń w kości miednicy w stanie anatomicznie prawidłowym oraz w stanach chorobowych daje podstawy do wyjaśnienia wielu zagadnień związanych z patomechaniką uszkodzeń stawu biodrowego. W dalszym etapie uzyskane wyniki powinny przyczynić się do zrozumienia biomechanicznych aspektów osteotomii korekcyjnej kości miednicy i kości udowej oraz alloplastyki stawu biodrowego. Pozwoli to na poprawienie procesu diagnozowania i dobór optymalnej techniki operacyjnej, zapewniającej skuteczność i trwałość zabiegu.

IDENTIFICATION AND ANALYSIS OF GEOMETRICAL AND MECHANICAL PARAMETERS OF HUMAN PELVIC BONE

Abstract

The pelvic bone is one of the most important supporting element in human pelvic joint but it is liable to suffer an injury. Very often before and after operations the knowledge of the stress and strain distribution is needed. Before numerical calculations the numerical model should be prepared. The geometrical properties and boundary conditions should be mapping accurate. In the other hand, the material properties of bone tissue should be assumed from the beginning. In the paper a few numerical models of human pelvic bone are presented. Finally, the numerical model with layer structure is presented and next the test of identification of material coefficient of trabecular and cortical bone tissue (Young modulus and Poisson's ratio) on the ground of experimental data (displacement) using evolutionary algorithm and hipersurface is performed. In the paper the geometrical data is assumed on the base of external measurement (scanning) using coordinate measuring machine and CT. The accuracy of geometrical model depends on number of scanning levels. A numerical routine (numerical code) was built to translate the geometrical data (the set of coordinate points) to the Patran/Nastran code. The layer structure of bone tissues is taking into account. Using an in-house numerical code the inner surface in numerical model is implemented (between cortical bone tissue and trabecular bone tissue). Separate solid elements layers are modeled by cortical and trabecular bone. At present homogeneous elastic properties within a certain group of tissue are assumed. Boundary conditions and loads are implemented manually. The test of implementation of orthotropic material properties in numerical model of pelvic bone is performed. . In both, experimental testing and numerical calculations it is necessary to simulate natural and pathological conditions or surgical intervention. Advanced model requires high fidelity of geometry and boundary conditions. Here, experimental testing and numerical analysis are performed. Two different methods have been used and next the results are comparing to decreasing probability of mistake (incorrect boundary conditions, incorrect finite element mashing, friction, etc.). Advantage of empirical research is possibility of avoid or restrict muscles, tendons, and ligament effect. It gives an opportunity of concentration on selected factor. Experimental verification is done using Electronic Speckle Pattern Interferometry – ESPI. Finally, the instruction for preparation the numerical model for computer aided planning of surgical interventions is presented.

WYDAWNICTWO POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ
ul. Akademicka 5, 44-100 Gliwice; tel.(0-32) 237-13-81
http://wydawnictwo.polsl.pl

Sprzedaż i Marketing
tel. (0-32) 237-18-48
wydawnictwo_mark@polsl.pl

Nakł. 100+50	Ark. wyd. 14,5	Ark. druk. 8,625	Papier offset. 70x100, 80 g
Oddano do druku 17.11.04 r.	Podpisano do druku 17.11.04 r.		Druk ukończ. w listopadzie 2004 r.

Wydrukowano w Zakładzie Graficznym Politechniki Śląskiej w Gliwicach, ul. Kujawska 1
zam. 395/04

Książki Wydawnictwa można nabyć w księgarniach

GLIWICE

- Punkt Sprzedaży – ul. Akademicka 2 (237-17-87)
- „FORMAT" – Akademicka 5 (architektura i budownictwo)
- „LAMBDA" – ul. Akademicka 2 (237-21-40)
- Punkt Sprzedaży – ul. Akademicka 16 (automatyka, elektronika, informatyka)
- „ŻAK" – ul. Kaszubska

RYBNIK

- „ORBITA" – ul. Rynek 12
- „NEMEZIS" – ul. Hallera 26

ŁÓDŹ

- „POLITECHNIKA 100" – ul. Żeromskiego 116 PŁ.
- Hurtownia „BIBLIOFIL" – ul. Jędrowizna 9a (042) 679-26-77

KATOWICE

- Punkt Sprzedaży – ul. Krasińskiego 8
- Hurtownia „DIK" – ul. Dulęby 7 (032) 204-82-30
- Hurtownia „JERZY" – ul. Słoneczna 24 (258-99-58)

TYCHY

- „I Ja Tours" - ul. Piłsudskiego 10 (217-00-91 w.130)

ZABRZE

- Punkt Sprzedaży – ul. Roosevelta 26

KRAKÓW

- Techniczna – ul. Podwale 4 (012) 422-48-09
- Punkt Sprzedaży WND – AGH, Al. Mickiewicza 30

GDAŃSK

- EKO-BIS – ul. Dyrekcyjna 6 (058) 305-28-53

WARSZAWA

- Studencka – Pl. Politechniki 1 (022) 628-77-58
- Techniczna - ul. Kaliskiego 15 (022) 666-98-02
- Techniczna – ul. Świętokrzyska 14
- MDM – ul. Piękna 31

BIAŁYSTOK

- Dom Książki (Księgarnia 84) – ul. Wiejska 45 c

POZNAŃ

- Księgarnia „POLITECHNIK" – ul. Piotrowo 3 (061) 665-23-24
- Księgarnia Techniczna – ul. Półwiejska 28 (061) 659-00-38

NOWY SĄCZ

- Księgarnia „ATOM" – ul. Hoffmanowej 3 (018) 446-08-72

BIBLIOTEKA GŁÓWNA
Politechniki Śląskiej
P. 3361/04/147
Druk: Drukarnia Gliwice, ul. Zwycięstwa 27, tel. 230 49 50

Wydawnictwo Politechniki Śląskiej
44-100 Gliwice, ul. Akademicka 5
tel./fax (0-32) 237-13-81
http:// wydawnictwo.polsl.pl
Sprzedaż i Marketing:
tel. (0-32) 237-18-48,
e-mail: wydawnictwo_mark@polsl.pl