Ortopedia *Traumatologia* **Rehabilitacja**
© MEDSPORTPRESS, 2006;1(6); Vol. 8, 74-81

Zaangażowanie Autorów
A – Przygotowanie projektu badawczego
B – Zbieranie danych
C – Analiza statystyczna
D – Interpretacja danych
E – Przygotowanie manuskryptu
F – Opracowanie piśmiennictwa
G – Pozyskanie funduszy

Author's Contribution
A – Study Design
B – Data Collection
C – Statistical Analysis
D – Data Interpretation
E – Manuscript Preparation
F – Literature Search
G – Funds Collection

Małgorzata B. Ogurkowska
Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Poznań

Rola symulacji komputerowej w diagnostyce kręgosłupa

Role of computer simulation in spinal diagnostics

Słowa kluczowe: *biomechanika, nieliniowy MES, kręgosłup lędźwiowy*
Key words: *biomechanics, nonlinear FEA, lumbar spine*

STRESZCZENIE

Wstęp. *Podjęto złożone zadania obliczeniowe analizy trzonów kręgosłupa ludzkiego w zależności od ich cech materiałowych i zwyrodnieniowych.*

Materiał i metody. *Rozwiązano problemy: badania modelu geometrycznego segmentu ruchowego na podstawie danych przyjętych z badania za pomocą komputerowej tomografii; oceny niektórych parametrów konstytutywnych kości gąbczastej na podstawie ich korelacji z gęstością radiologiczną; modelowania numerycznego segmentu ruchowego i przeprowadzenie wielu analiz numerycznych, w szczególności badania krążka międzykręgowego.*

Wyniki i Wnioski. *Analizy numeryczne przeprowadzone na danych dla poszczególnych pacjentów, pozwalają ocenić stan kręgosłupa, częściowo wspomóc diagnostykę lekarza oraz zabiegi rehabilitacyjne czy, w ostateczności, przeprowadzenie operacji chirurgicznej.*

SUMMARY

Background. *The complex calculational task undertaken in this study was to analyze the vertebral bodies in the human spine in terms of their material features and degenerative characteristics.*

Material and methods. *The problems to be solved included testing the geometrical model of the motion segment on the basis of data received from computer tomography, evaluating certain constitutive parameters of cancellous bone on the basis of their correlation with radiological density, numerical modeling of the motion segment, and numerous other numerical analyses, especially testing of the intervertebral disc.*

Results and Conclusions. *Numerical analyses conducted on data for particular patients enable evaluation of the state of the spine, which can be of great use in medical diagnosis and rehabilitation procedures, and ultimately surgical interventions.*

Liczba słów/Word count: 3034 **Tabele/Tables:** 0 **Ryciny/Figures:** 4 **Piśmiennictwo/References:** 23

Adres do korespondencji / Address for correspondence
Dr Małgorzata Ogurkowska
Katedra Biomechaniki AWF
60-776 Poznań, Park Wilsona 1, tel. 0-601 326-878, e-mail: ogurkmal@man.poznan.pl

Otrzymano / Received *17.05.2005 r.*
Zaakceptowano / Accepted *22.12.2005 r.*

WSTĘP

Wzrastająca liczba chorych z zespołami bólowymi kręgosłupa stanowi poważny problem medyczny i społeczny [1,2,3].

Czym można wytłumaczyć częste występowanie tych zaburzeń?

Niezależnie od przyjętej odpowiedzi, postęp w profilaktyce i leczeniu bólów lędźwiowo-krzyżowych musi łączyć się z poznaniem mechaniki kręgosłupa, ze szczególnym uwzględnieniem możliwości wytrzymałościowych odcinka lędźwiowo-krzyżowego.

Ze względu na ograniczoną dostępność badań bezpośrednich, a także niebezpieczeństwa związane z ich stosowaniem na osobniku żywym, jedynym sposobem umożliwiającym realizację badań nad określeniem właściwości mechanicznych materiału biologicznego są metody związane z zastosowaniem modelowania matematycznego.

Wzrastająca moc obliczeniowa komputerów i coraz doskonalsze ich oprogramowanie oraz potrzeby płynące ze świata medycyny skłaniają do podejmowania coraz to nowych wyzwań. Postawiono więc pytanie: czy można choćby w najmniejszy sposób wspomóc decyzje diagnostyczne lekarzy bądź rehabilitantów w rozpoznawaniu i leczeniu schorzeń kręgosłupa ludzkiego? Podjęcie takiej właśnie tematyki jest motywowane współczesnymi cywilizacyjnymi zagrożeniami, w tym także chorobami zwyrodnieniowymi wynikającymi w znacznej mierze z bardzo statycznego trybu życia. Rozwiązanie postawionego problemu natrafia na wielopłaszczyznowe trudności.

I tak, szeregując je wg pojęć zadań mechaniki kontinuum trudność stanowi odtworzenie geometrii badanych segmentów ruchowych kręgosłupa, która jest osobniczo zmienna, często obarczona patologicznymi zmianami zwyrodnieniowymi. Problemem jest też odtworzenie cech konstytutywnych żywych materiałów kości (warstw korowych i części gąbczastej), więzadeł, ścięgien i współpracujących mięśni. Na złożoność modelowania wpływają też wymiary zadań obliczeniowych skłaniające często do stosowania podejścia hierarchicznego polegającego na wielostopniowym modelowaniu i stosowaniu uzasadnionych uproszczeń na wyższych poziomach modelowania. Określone problemy związane są też z właściwym modelowaniem w zadaniach obliczeniowych, zarówno obciążeń, jak i ich warunków brzegowych.

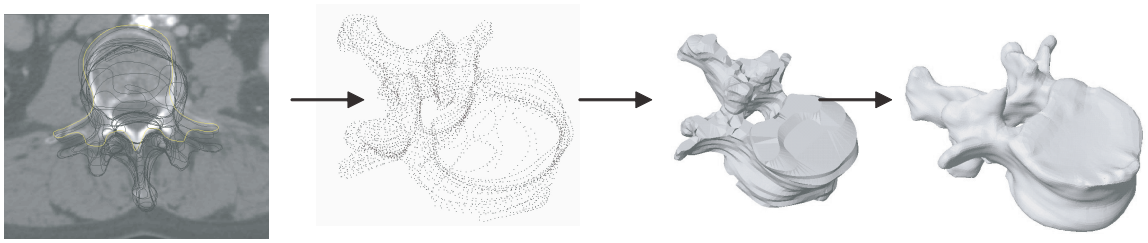
Dotychczas wykorzystywane metody określania właściwości mechanicznych układów biomechanicznych są niedokładne, a stosowanie ich na osobnikach żywych jest niemożliwe, zwłaszcza, że tkanka kostna kręgosłupa ma bardzo niejednorodną strukturę, zmieniającą się w funkcji umiejscowienia /próbki/ w kręgu.

Niejednorodność struktury tym bardziej może być zauważalna w przypadku badania materiału pochodzącego od różnych osobników, u których zmieniają się również wymiary badanego elementu. Dlatego wykorzystanie do programu komputerowego – per analogiam do badań stosowanych w technice /np. wytrzymałości elementu stalowego o jednorodnej strukturze materiału/ – takich samych danych dla różnych osobników może doprowadzić do niedokładnych, a nawet błędnych wyników. Praktyczne zastosowanie symulacji komputerowej w indywidualnych układach biomechanicznych będzie możliwe tylko wówczas, gdy podstawione zostaną odpowiednie dane wejściowe, które opisują rzeczywiste właściwości danego osobnika.

Celem pracy jest przedstawienie własnych doświadczeń z zakresu prac nad modelowaniem struktur i biomechanicznych funkcji kręgosłupa.

MATERIAŁ I METODY

Materiałem wstępnym rozpoznawczym były wypreparowane kręgi ludzkie z odcinka lędźwiowego od L_3 do L_5, w których nie nastąpiły żadne zmiany patologiczne.



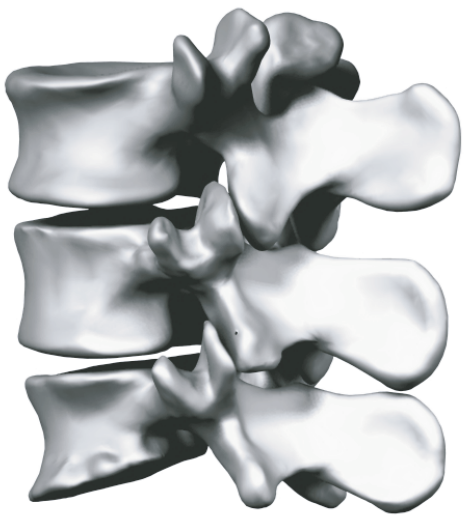
Ryc. 1. Model numeryczny – geometria
Fig. 1. Numerical model: geometry

Właściwym materiałem badawczym były kręgi z odcinka lędźwiowego (L_1-L_5) grupy zawodników czynnie uprawiających wioślarstwo oraz hokej na trawie, a także grupy porównawczej osobników w podobnym wieku nie trenujących, których poddano badaniom tomograficznym Ryc. 1.

Metodą badawczą jest numeryczna analiza stanu naprężeń, odkształceń i przemieszczeń kości wykorzystująca tzw. Metodę Elementów Skończonych (MES).

Zastosowana w pracy numeryczna metoda symulacji komputerowej – dla materiału tak bardzo niejednorodnego, jakim jest tkanka kostna kręgosłupa, wiąże się z tworzeniem wyjątkowo zaawansowanego modelu MES, (150 000 elementów skończonych dla jednego kręgu) do pomiarów i odwzorowania przestrzennego geometrii i struktury badanego materiału. Model uzupełnia wizualizacja danych pomiarowych i wyników obliczeń na każdym z etapów analizy.

MES stosowana w technice (np. lotniczej) do badań wytrzymałościowych, wprawdzie dopiero stosunkowo od niedawna znalazła zastosowanie w modelowaniu układów biomechanicznych, a już traktowana jest jako metoda z wyboru [1,4,5,6]. MES najogólniej ujmując umożliwia wyznaczenie naprężeń i odkształceń badanego obiektu lub jego elementu pod wpływem zadanego obciążenia. Jest jedną z niewielu metod umożliwiających przeprowadzenie obliczeń wytrzymałościowych, przy jednoczesnym uwzględnieniu niejednorodnej struktury i anizotropowych właściwości wytrzymałościowych tkanki kostnej, np. kręgosłupa.



Ryc. 2. Uzyskana rekonstrukcja kręgów L_3-L_5 (model geometryczny) ze zdjęć będących wynikiem badania tomograficznego CT

Fig. 2. Reconstruction of the L_3-L_5 vertebrae (geometrical model) obtained from CT images

Tworzenie modeli obliczeniowych układów biomechanicznych opartych o MES można podzielić na trzy etapy:

- tworzenie modeli geometrii obiektu (kręgu),
- generacja siatki,
- przyporządkowanie podstrukturom modelu geometrycznego odpowiedniego opisu właściwości mechanicznych materiału (moduł Younga, współczynnik Poison'a),
- model obciążeniowy kręgosłupa

Pomiar geometrii przestrzennej kręgów metodą tomograficzną rzeczywistych obiektów biologicznych

Zadanie rekonstrukcji geometrii kręgów jest zagadnieniem kluczowym dla przeprowadzenia symulacji numerycznych przedstawionych w pracy (Ryc. 1, 2).

W pracy wykorzystuje się wcześniej opracowaną własną metodę transferowania danych geometrycznych bezpośrednio z analizy obrazów tomograficznych CT [7,8]. Model ten opisywał wszystkie podstawowe charakterystyki anatomii segmentu ruchowego. Uwzględniał takie cechy jak: zmienność osobniczą czy znaczące zmiany patologiczne kręgów i krążka międzykręgowego, pomijając jednocześnie nieistotne z punktu widzenia nakładanej siatki elementów skończonych, szczegółowe informacje o geometrii kręgów [7].

Przyjęcie modelu konstytutywnego i jego weryfikacja na podstawie danych posiadanych z badań własnych

Dotychczas wykorzystywane metody określania właściwości mechanicznych układów biomechanicznych są niedokładne, a stosowanie ich na osobnikach żywych jest niemożliwe, zwłaszcza, że tkanka kostna kręgosłupa ma bardzo niejednorodną strukturę, zmieniającą się w funkcji umiejscowienia (próbki) w kręgu.

Niejednorodność struktury tym bardziej może być zauważalna w przypadku badania materiału pochodzącego od różnych osobników, u których zmieniają się również wymiary badanego elementu [9]. Dlatego wykorzystanie per analogiam do badań stosowanych w technice (np. wytrzymałości elementu stalowego o jednorodnej strukturze materiału) takich samych danych dla różnych osobników do programu liczącego MES-em może doprowadzić do niedokładnych, a nawet błędnych wyników. W pracy założono, że praktyczne zastosowanie komputerowych metod symulacji w indywidualnych układach biomechanicznych będzie możliwe tylko wówczas, gdy podstawione zostaną odpowiednie dane wejściowe, które opisują właściwości u danego osobnika.

Tab. 1. Przykładowy zestaw równań opisujących zależność E(ρ) dla próbek pobranych z trzonów kręgów lędźwiowych i poddanych ściskaniu

Tab. 1. Example set of equations describing dependence E(ρ) for samples collected from the bodies of lumbar vertebrae and subjected to compression

Numer kręgu	Numer próbki	Postać równania
1	P 1	E = 0.13358 * e (.0170334 * ρ)
	P 2	E = 0.34539 * e (.0215959 * ρ)
	P 3	E = 3.70143 * e (.0080803 * ρ)
	P 4	E = 1.44122 * e (.0129910 * ρ)
	P 5	E = 1.40624 * e (.0136472 * ρ)

W związku z tym w pracy wykorzystano metodę (badania własne), która z uwagi na istnienie związku pomiędzy strukturą tkanki kostnej a jej właściwościami mechanicznymi i gęstością radiologiczną, wykorzystuje możliwości tomografu komputerowego [10,11].

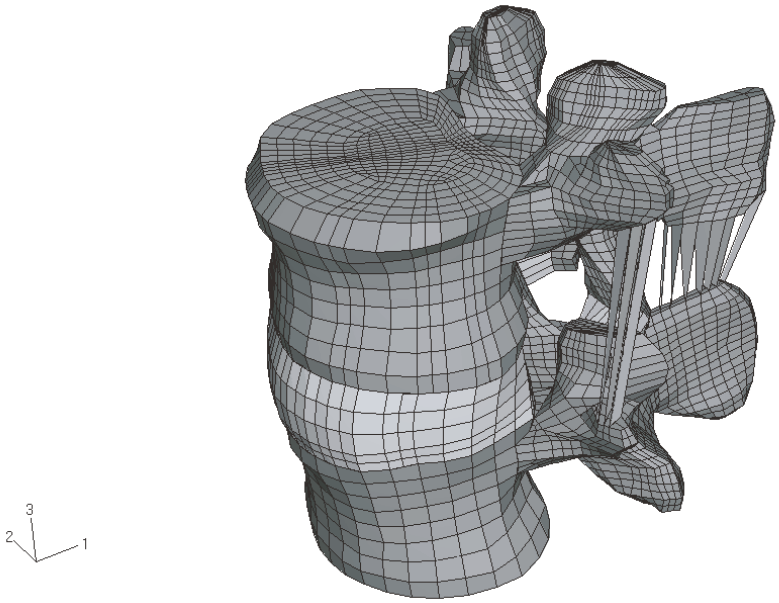
Zagadnienie to postanowiono rozwiązać na drodze doświadczalnej, określając zależność pomiędzy modułem Younga w kierunku podłużnym (pionowym) tkanki kostnej kręgosłupa a jej gęstością radiologiczną.

Na podstawie gęstości radiologicznej wyznaczonej podczas badania tomograficznego konkretnego pacjenta, wykresy zależności E () pozwalają na ustalenie w określonym punkcie trzonu kręgowego wartości modułu sprężystości podłużnej (patrz Tabela 1).

Tak wyliczona wartość została podstawiona do przyżyciowego zastosowania np. Metody Elementów Skończonych w badaniu naprężeń oraz odkształceń informujących o stopniu patologii w kręgach odcinka lędźwiowego w grupie zawodników czynnie uprawiających wioślarstwo.

Modele obciążeniowe kręgosłupa

Zwykle zastosowanie znajdują modele uproszczone, gdyż – jak wiadomo – odtworzenie pełnego, rzeczywistego modelu obciążeń kręgosłupa człowieka jest niemożliwe [12]. Na jego budowę, czynności, wzajemne oddziaływanie składa się zarówno bardzo dużo zróżnicowanych właściwości, jak i wzajemnie uzależnionych funkcji. Często lepiej jest operować modelami uproszczonymi, gdyż wówczas jest możliwa ocena relacji pomiędzy założonymi funkcjami, obciążeniami oraz ich skutkami, np. przeciążeniami [13,14].



Ryc. 3. Model numeryczny segmentu ruchowego L_4-L_5

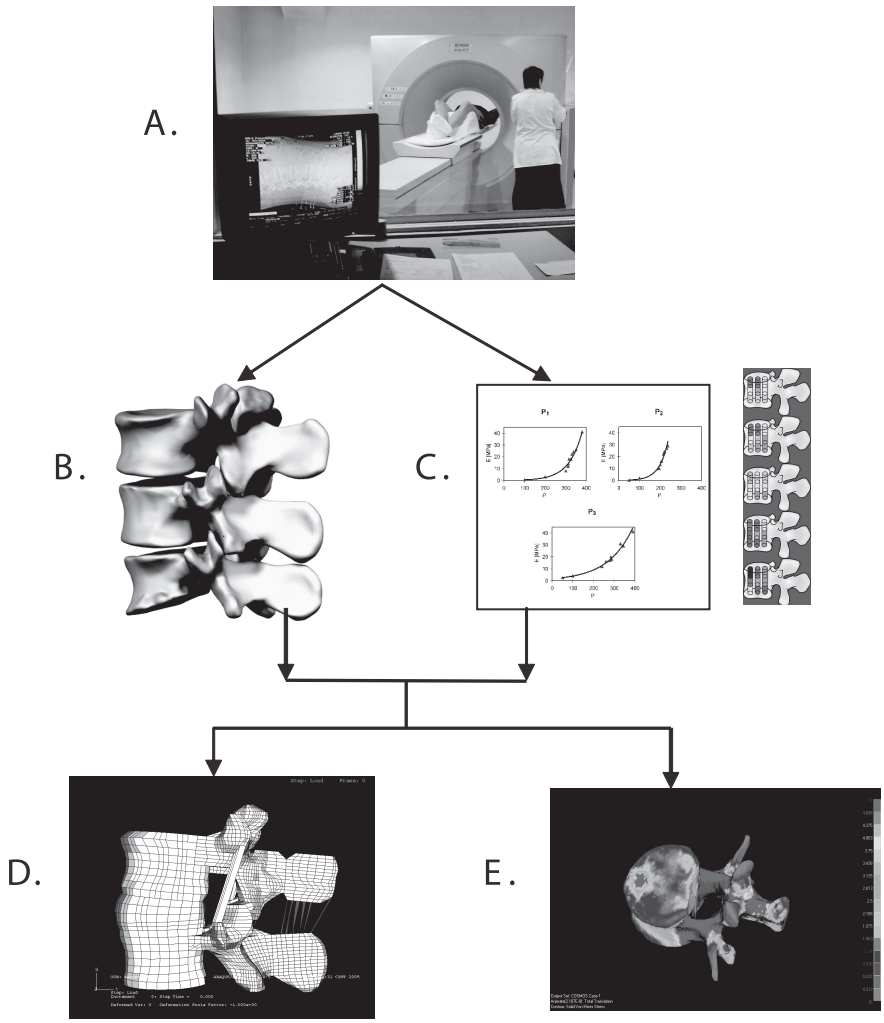
Fig. 3. Numerical model of the L_4-L_5 motion segment

WYNIKI

Utworzenie obliczeniowego modelu segmentu ruchowego, przeprowadzenie obliczeń i analiz odkształceniowo-naprężeniowych otrzymanych wyników

Zainteresowanie autora niniejszej pracy skupiło się na analizie numerycznej pojedynczego segmentu ruchowego, lędźwiowego odcinka kręgosłupa: dwóch kręgów (L_4, L_5) i krążka międzykręgowego [15,16]. Najsłabszym, a dokładnie najbardziej narażonym na zmiany zwyrodnieniowe odcinkiem kręgosłupa jest odcinek lędźwiowy. Na jego wysokości znajduje się środek ciężkości ciała człowieka i w nim występują największe siły działające na kręgi i krążki międzykręgowe i 62% przypadków patologicznych zmian w układzie kręgi – krążek międzykręgowy dotyczy właśnie segmentu L_4-L_5.

Do analizy kinematyki i właściwości mechanicznych tego segmentu wykorzystano metodę elementów skończonych. Model numeryczny prezentowanego segmentu ruchowego L_4-L_5 miał na celu jego weryfikację poprzez porównanie z diagnozami stawianymi przez lekarza radiologa na podstawie tomogramów poszczególnych zawodników, które otrzymano dla specyficznych warunków obciążenia. Porównywano maksymalne pionowe przemieszczenia kręgów, maksymalne względne kąty obrotu kręgów, ciśnienie wewnątrz jądra krążka międzykręgowego, wybrzuszenie zewnętrznych powłok krążka międzykręgowego, rozkład i wartości naprężeń w poszczególnych elementach segmentu (kręgach i osnowie pierścienia włóknistego), wartości naprężeń rozciągających we włóknach pierścienia włóknistego. Tak zweryfikowany model służył dalej do szczegółowych analiz obciążeń odcinka lędźwiowego występujących u wioślarzy.



Ryc. 4. Schemat procesu pomiarowo-diagnostycznego patologii kręgu ludzkiego
Ryc. 4. Diagram of measurmental-diagnostic process of pathologies of human vertebrae

Opracowanie całościowego procesu pomiarowo-diagnostycznego patologii kręgu ludzkiego

Prezentowane zadanie badawcze wiąże się bezpośrednio z praktycznym wykorzystaniem wyników pracy w placówkach ochrony zdrowia w obszarze diagnostyki i szeroko pojętej profilaktyki stanu przeciążeniowego kręgosłupa, a w szczególności poznania patomechanizmu powstawania zniekształceń kręgosłupa np. u zawodników czynnie uprawiających wioślarstwo i hokej na trawie, poprzez opracowanie technologii przekazywania informacji: badanie tomograficzne (A), generacja geometrii (B) oraz przyporządkowanie podstrukturom modelu geometrycznego odpowiedniego opisu właściwości mechanicznych materiału (C) na podstawie wcześniej opracowanej z badań własnych zależności modułu Younga od gęstości do końcowej animacji zachowań trzonów kręgosłupa opisujących osobniczo zmienny stan przeciążeniowy (Ryc. 4).

Należy podkreślić, że końcowym wynikiem powyższych badań jest wizualizacja wybranych obszarów organizmu ludzkiego. Na jej podstawie uzyskuje się informacje dotyczącą występującego odkształcenia (D) oraz miejsc koncentracji naprężeń (E) w analizowanym biomateriale (kręgu bądź krążku międzykręgowym). Powyższe wyniki mają jednakże na obecnym etapie charakter jakościowy. Tak więc nie odczytuje się konkretnych wartości liczbowych w danym węźle, lecz przy pomocy grafiki komputerowej prezentuje się obszary tkanek, które ulegają odkształceniu. Wprowadzone dane dotyczące właściwości mechanicznych badanych struktur u konkretnego pacjenta pozwalają również wyznaczyć miejsca, w których następuje koncentracja naprężeń tkanki włącznie z tzw. naprężeniami niszczącymi je.

Weryfikacja metody i uzyskanych wyników na przykładowym osobniku klinicznym wraz z animacjami komputerowymi

Badania tomografii komputerowej wykonane na rzeczywistym materiale (zawodnicy uprawiający wioślarstwo oraz hokej na trawie) wykazują często w przypadku wioślarzy, dwuboczną przepuklinę z uciskiem na worek oponowy, a w przypadku hokeistów jednostronne wypadanie również z uciskiem na worek oponowy (zgodnie z diagnozą postawioną przez lekarza specjalistę radiologa).

Przeprowadzone symulacje komputerowe dla ww. osobników uwzględniające charakterystyczny dla danej grupy zawodników schemat obciążeń segmentu ruchowego potwierdzają mechanizm powstawania zaobserwowanych patologii. Zauważalnym efektem tych zmian są:

- identyczne zachowanie się symulowanego krążka międzykręgowego jak w naturze,
- przebudowa struktury kostnej trzonu kręgu w kierunku tkanki korowej w miejscach, w których ustalono koncentrację naprężeń.

Badania TC pozwoliły również zauważyć zmianę sztywności trzonów kręgowych na podstawie odczytu zmian gęstości radiologicznej dzięki wcześniej opracowanej metodzie określania modułu Younga na podstawie zależności od gęstości.

DYSKUSJA

W wielu badaniach wykazano, że odcinek lędźwiowy kręgosłupa ludzkiego poddany jest działaniu największych obciążeń, których wartości mogą być bliskie obciążeniom niszczącym [12,13,14,17]. Obciążenia kręgu wywołują w nim wysokie koncentracje naprężeń, które mogą prowadzić do zniszczenia o charakterze zmęczeniowym. Niezależnie więc od innych czynników patogennych, czynniki natury mechanicznej mogą mieć podstawowe znaczenie w procesach prowadzących do schorzeń kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego, a zwłaszcza dolnych kręgów lędźwiowych. A właśnie w tych kręgach najczęściej obserwuje się uszkodzenia mające postać pęknięć (spondylolisthesis) lub dużych odkształceń trwałych, prowadzących niekiedy do przemieszczeń trzonów kręgowych (spondylolisis). Wynika stąd pilna potrzeba dokładniejszego poznania mechaniki tej części kręgosłupa [5,18,19].

Jak już w pracy stwierdzono, ze względu na niebezpieczeństwa związane ze stosowaniem badań bezpośrednich na osobniku żywym, jedynym sposobem umożliwiającym realizację badań nad określeniem właściwości mechanicznych materiału biologicznego są metody związane z zastosowaniem modelowania matematycznego.

W pracy zaproponowano modelowanie kręgosłupa z zastosowaniem tzw. Metody Elementów Skończonych [20,6,21,22,23]. Określenie właściwości mechanicznych badanego układu biomechanicznego jest potrzebne do tworzenia modeli obliczeniowych opartych o MES. W efekcie końcowym MES umożliwia uzyskanie mapki rozkładu naprężeń i odkształceń (Ryc. 4) badanego obiektu pod wpływem zadanego obciążenia. W związku z tym dla otrzymania prawidłowych wyników zastosowania MES do badań na kręgach człowieka przy ich bardzo niejednorodnej strukturze, konieczne jest wprowadzenie do programu komputerowego informacji o rozkładzie wartości wielkości opisujących właściwości mechaniczne tkanek kręgu. Prezentowane w wielu pracach metody określania właściwości mechanicznych ma-

teriału (na materiale sekcyjnym) są za mało dokładne i nie można ich stosować na osobniku żywym. A przecież dąży się do tego, aby wyniki zastosowania MES w układach biomechanicznych wdrożyć w praktykę diagnostyki medycznej. Struktura tkankowa i wymiary każdego z badanych pacjentów są różne. Tzw. zmienność osobnicza to jeden z ważniejszych czynników powodujących duży rozrzut wyników badań właściwości mechanicznych tkanek. Dlatego przy wymienionych niedoskonałościach MES, stosowanie jej może doprowadzić do stawiania przez lekarzy niedokładnych, a nawet błędnych diagnoz. Praktyczne wykorzystanie MES będzie możliwe tylko wówczas, gdy zastosowana zostanie metoda, która określi właściwości mechaniczne danego elementu biomechanicznego, należącego do aktualnie badanego pacjenta. W pracy zaproponowane taką alternatywną opracowaną wcześniej własną metodę, wykorzystującą między innymi możliwości tomografu komputerowego.

Tak więc na podstawie gęstości radiologicznej uzyskanej z badania tomograficznego pacjenta, określa się właściwości mechaniczne jego kręgu, niezbędne do wyznaczenia Metodą Elementów Skończonych miejsca i wielkości naprężeń oraz odkształceń występujących w np. patologicznie zmienionym kręgosłupie.

Badanie tomograficzne pozwala także wprowadzić do programu liczącego MES-em informacji dotyczącej geometrii badanego obiektu, która oczywiście również zmienia się osobniczo.

WNIOSKI

1. Dokładność diagnozowania z zastosowaniem symulacji komputerowej uwarunkowana jest wykorzystaniem w programie wyznaczającym właściwości mechaniczne kręgosłupa możliwie największej ilości danych dotyczących konkretnego pacjenta, a odczytywanych na podstawie przykładowo badań CT lub NMR.
2. Metoda symulacji komputerowej może wspomóc lekarza w fazie przygotowawczej i w czasie trwania zabiegu inwazyjnego prowadzonego np. na segmentach ruchowych kręgosłupa.
3. Symulacja komputerowa może być narzędziem wspomagającym fizjoterapeutów w opracowaniu zasad profilaktyki bądź ćwiczeń rehabilitacyjnych, które mają przeciwdziałać charakterystycznym typom przeciążeń kręgosłupa.
4. Wyniki otrzymywane metodą symulacji komputerowej mają charakter jakościowy.
5. Symulacja komputerowa to przyszłość w diagnostyce kręgosłupa.

PIŚMIENNICTWO

1. Kabsch A. Przeciążenia narządów ruchu w pracy zawodowe, w sporcie. Epidemiologia. Tom I, Dział Poligrafii AWF, W-wa, 1990.
2. Sobczak Z i wsp. Analiza stanów przeciążeniowych narządów ruchu u kobiet zatrudnionych w przemyśle lekkim. Epidemiologia. Tom I, Dział Poligrafii AWF, W-wa, 1990.
3. Sygit H. Epidemiologia schorzeń narządów ruchu w grupie zawodowej spawaczy okrętowych. Epidemiologia. Tom II, Dział Poligrafii AWF, W-wa, 1990.
4. Kim YE, Cho SY, Choi HY. Analysis of Dural-SAC Occlusion in a Lumbar Spinal Motion Segment FE Model, Journal of Musculoskeletal Research 2001; 5(4): 243-252.
5. Lim T-H, Goel VK, Weinstein JN. Stress Analysis of a Canine Spinal Motion Segment Using the Finite Element Technique, J Biomech 1994; 27: 1259-1269.
6. Skiraze-Adl A et al. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: a three-dimensional nonlinear finite element study. Spine 1984; 9:120-134.
7. Rychlik M, Morzynski M, Nowak M, Stankiewicz W, Lodygowski T, Ogurkowska MB. Acquisition and transformation for measurements data of biomedical objects to CAD systems, CMM-2003 Conference on Computer Methods in Mechanics, 9th Int. Conference on Numerical Methods in Continuum Mechanics, Sept. 2003, Zilina, Slovak Republic.
8. Stankiewicz W, Roszak R. Generation of the CAD models based on NMR measurements of human tissues (in polish), Zeszyty Naukowe Politechniki Poznanskiej 2001; 53:47-52.
9. Koreska J i in. Biomechanics of the lumbar spine and its clinical significance. Orthop Clin N A 1997; 8(1).
10. Ogurkowska MB. Application of radiology and reology method for mechanical testing of the vertebral column, Doctor Thesis. University School of Physical Education, Poznań, 1992.
11. Ogurkowska MB, Variation of the vertebral body strength with sampling position in a vertebral body for L1-L5, Journal of Biomechanics, (Submitted).
12. Bedzinski R. Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
13. Dietrich M, Kedzior K, Wittek A, Zagrajek T. Non-Linear Finite Element Analysis of Formation and Treatment of Intervertebral Disc Herniae. Proc Inst Mech Eng 1992; 225-231.
14. Eberlein R, Holzapfel GA, Schulze-Bauer CAJ. Assessment of a Spinal Implant by Means of Advanced FE Modeling of Intact Human Intervertebral Discs, Fifth World Congress on Computational Mechanics, Vienna Austria 2002.
15. Ogurkowska MB, Rychlik M, Stankiewicz W, Nowak M, Roszak R, Glema A, Wierszycki M, Morzynski M, Lodygowski T. The interaction of the L4-L5 spinal segments by FEM analysis. Part 1. Methods of geometrical data acquisition and validation, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 13th Conference of the European Society of Biomechanics, Wrocław Poland 2002; 4(1): 98-99.
16. Ogurkowska MB, Rychlik M, Stankiewicz W, Nowak M, Roszak R, Glema A, Wierszycki M, Morzynski M, Lodygowski T. The interaction of the L4-L5 spinal segments by FEM analysis. Part 2. Virtual modeling of the structure, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 13th Conference of the European Society of Biomechanics, Wrocław Poland 2002; 4(1): 98-99..

17. Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P. The Biomechanics of Back Pain, Elsevier Science Limited, Churchill Livingstone, 2002.
18. Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Can Variations in Intervertebral Disc Height Affect the Mechanical Function of the Disc. Spine 1996; 21(19) 2208-2217.
19. Neil JL, Demos TC. Tensile and Compressive Properties of Vertebral Trabecular Bone, in Trans. 29 th Orthop Res Soc 1983; 8: 344.
20. Skaggs DL, Weidenbaum M. Regional variation in tensile properties and Biomechanics Composition of the Human Lumbar Annulus Fibrous. Spine 1994; 9: 120-134.
21. Suwito W, Keller TS. Geometric and Material Property Study of the Human Lumbar Spine Using the Finite Element Method. J Spinal Disord 1992;5: 50-59.
22. Teo EC, Ng HE. Evaluation of the Role of Ligaments, Facets and Disc Nucleus in Lower Cervical Spine Under Compression and Sagital Moments Using Finite Element Method, Medical Engineering & Phisics 23, pp. 155-164; Elsevier Science Ltd. 2001.
23. Rao AA, Dumas GA. Influence of Materials Properties on the Mechanical Behavior of the L5-S1 Intervertebral Disc in Compression: A Nonlinear Finite Element Study, J. Biomed Eng 1991; 13: 139-151.

Źródło finansowania: grant KBN 8T07A04621