

CONFERENCE
on
**BIOMECHANICS - MODELLING, COMPUTATIONAL METHODS,
EXPERIMENTS AND BIOMEDICAL APPLICATIONS**
Łódź, December 7-8, 1998

MODELOWANIE NUMERYCZNE I BADANIA BIOMECHANICZNE CZĘŚCI LĘDŹWIOWEJ KRĘGOSŁUPA LUDZKIEGO

T. Antosik, J. Awrejcewicz

1. Wstęp

W ostatnich latach nastąpił znaczny postęp w naukach związanych z biomechaniką. Dużego znaczenia nabrały różnego rodzaju implanty, powszechniej i odważniej stosowane w chirurgii i ortopedii [2]. Wraz z rozwojem coraz to nowszych implantów do stabilizacji czyli do chirurgicznego unieruchomienia dowolnych odcinków kręgosłupa, zmieniło się podejście do ich doboru i oceny. Obecnie znaczny nacisk położono na testy biomechaniczne, które wykonywane są przed wprowadzeniem stabilizatorów do praktyki klinicznej [1,3]. Ze względu na to, iż badania biomechaniczne in-vitro (wykonywane na fragmentach kręgosłupa wypreparowanych ze zwłok) są pracochłonne i kosztowne, duże nadzieje związane są z modelowaniem numerycznym kręgosłupa ludzkiego.

Celem pracy było stworzenie takiego modelu numerycznego wycinka kręgosłupa lędźwiowego, który pozwalałby analizować przemieszczenia zachodzące w układzie kręgosłupa pod wpływem różnych obciążeń zewnętrznych zarówno statycznych jak i dynamicznych oraz umożliwiałby badanie i dobieranie różnego rodzaju implantów o własnościach i sposobie mocowania zależnym od potrzeb klinicznych.

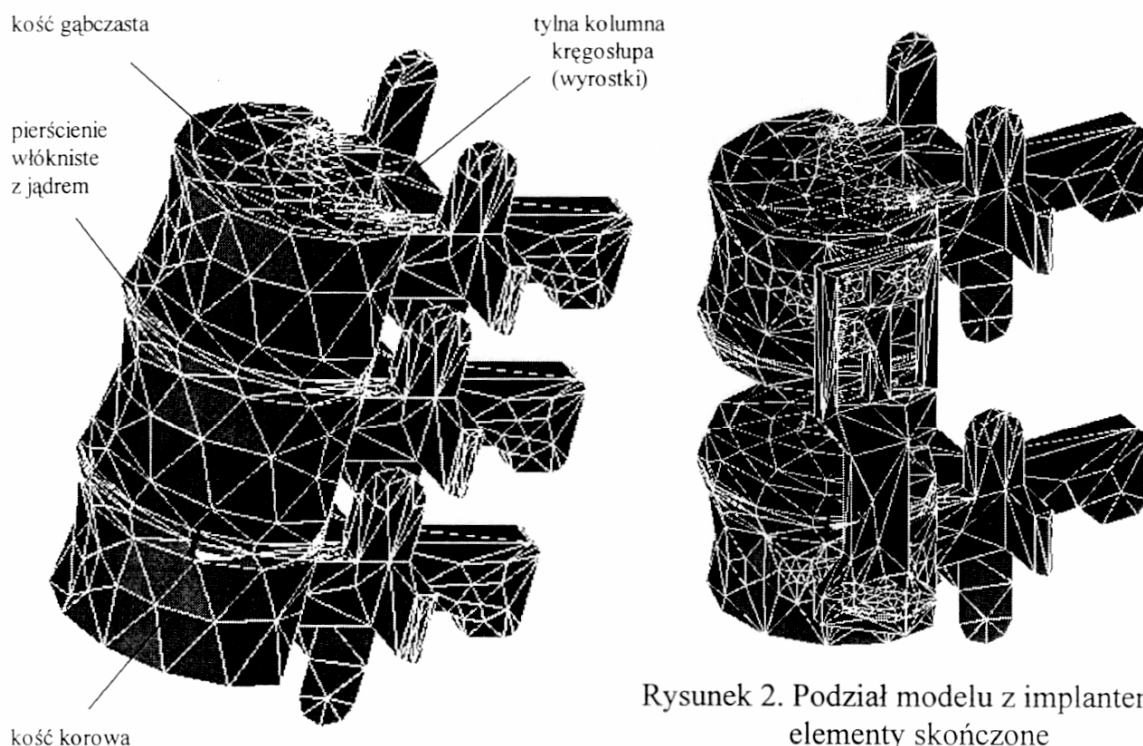
Do trójwymiarowego zamodelowania wycinka kręgosłupa lędźwiowego zastosowano metodę elementów skończonych (MES). Pozwala ona uwzględnić przestrzenny charakter układu kręgosłupa, jak również poszczególne jego elementy: kręgi (kość korowa, gąbczasta i wyrostki), dyski (pierścienie włókniste i jądro), różne implanty oraz różnice sztywności pomiędzy tymi elementami. W modelowaniu wykorzystano możliwości obliczeniowe programu ANSYS 5.2 opartego na MES. Program ten pozwala na zastosowanie nieliniowej geometrii oraz nieliniowego modelowania układów mechanicznych.

2. Modelowanie statyczne.

W modelu uwzględniono trzy kręgi lędźwiowe (L1-L3) czyli dwa sąsiadujące segmenty ruchowe (segment ruchowy - dwa kręgi z dyskiem międzykręgowym). Model numeryczny stworzono w oparciu o model kręgosłupa ludzkiego o przeciętnych wymiarach, wykonany z tworzywa sztucznego oraz atlasy anatomiczne. Geometria trzech kręgów lędźwiowych opiera się na kręgu L2, który został powielony na pozostałe dwa kręgi. Przestrzeń między kręgami uzupełniono dyskiem międzykręgowym, którego kształt odpowiada dyskowi znajdującemu się między kręgami L1-L2. Uwzględniono budowę pierścieni włóknistych, jądra, trzonu kręgowego podzielonego na część korową i gąbczastą

oraz budowę wyrostków (wyrostek kolczysty, wyrostki poprzeczne, wyrostki stawowe górne i dolne, nasadę łuku i łuk kręgowy).

Powstałe podczas modelowania bryły podzielono na elementy skończone. Ostatecznie cały model fragmentu części lędźwiowej kręgosłupa (L1-L3) posiadał 11 779 elementów tetrahedralnych (rys.1).



Rysunek 1. Model MES (trzy kręgi lędźwiowe L1-L3).

Rysunek 2. Podział modelu z implantem na elementy skończone

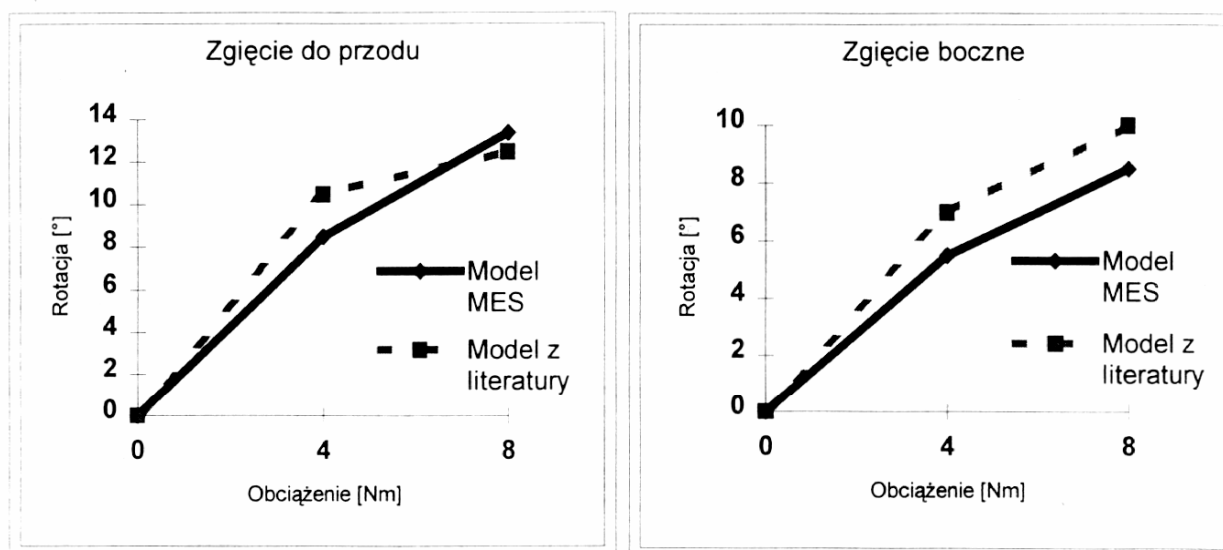
W celu zweryfikowania modelu numerycznego porównano otrzymane wyniki w postaci przemieszczeń, uzyskane pod wpływem różnego rodzaju obciążeń, z wynikami uzyskanymi przez różnych autorów w testach biomechanicznych na preparatach biologicznych in-vitro.

Tabela 1. Własności mechaniczne części lędźwiowej kręgosłupa przyjęte w modelu MES.

	E (MPa)	v
Kość korowa [7]	10000	0.29
Kość gąbczasta [4]	100	0.2
Wyrostki [4]	3500	0.25
Pierścienie włókniste [5]	11.7	0.45
Jądro [8]	0.013	0.499

Odształcenia modelu numerycznego trzech kręgów lędźwiowych (L1-L3) o własnościach mechanicznych podanych w tabeli 1, porównano z wartościami odształceń kręgosłupa zdrowego uzyskanymi w testach stabilności przeprowadzonych in-vitro przez

Nolte'a [6]. Autor w badaniach wykorzystywał część lędźwiową kręgosłupa ludzkiego składającą się z trzech kręgów L2, L3 i L4. Obciążenia w postaci momentów dochodzących do 8Nm przykładane były do kręgu najwyżej położonego (L2). Kręgi L3 i L4 unieruchomiono, odebrano im sześć stopni swobody. W modelu MES przyjęto podobne warunki brzegowe. Porównano odkształcenia trzech kręgów lędźwiowych kręgosłupa numerycznego i biologicznego w zgięciu do przodu i na bok (rys.3).



Rysunek 3. Przemieszczenia części lędźwiowej kręgosłupa.

Przemieszczenia uzyskane w przypadku modelu numerycznego są w dużym stopniu zgodne z przemieszczeniami jakie uzyskał Nolte badając kręgosłup in-vitro.

Stworzony model numeryczny posłużył do przebadania implantu. W tym celu zasymulowano chorobę i z trzykręgowego fragmentu kręgosłupa usunięto kręgi środkowy (L2). Patologiczny odcinek stabilizowano implantem o zbliżonym kształcie do stabilizatora ZPLATE-ATL obecnie stosowanego w chirurgii kręgosłupa (rys.2). Celem pracy nie było jednak przebadanie implantów, a jedynie pokazanie, iż model umożliwia badanie i dobieranie różnego rodzaju stabilizatorów o własnościach i sposobie mocowania zależnym od potrzeb klinicznych.

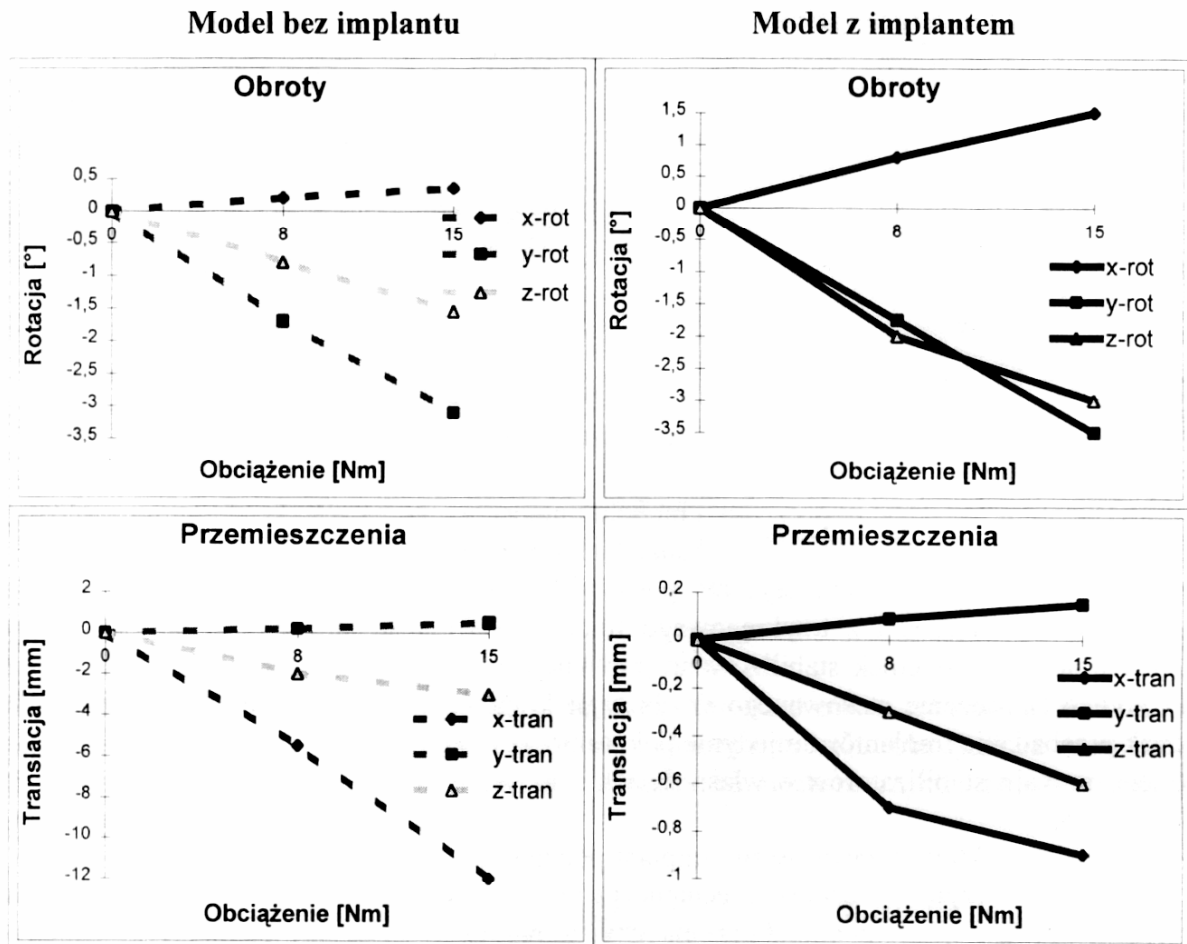
Model, w którym zastosowano implant podzielono na 15822 elementów skończonych. W obliczeniach przyjęto własności mechaniczne płytki i wkrętów jak dla stali (moduł Younga $E=2.1 \times 10^5$ MPa i współczynnik Poissona $\nu=0.3$), natomiast pozostałe elementy kręgosłupa (kość korowa, kość gąbczasta, wyrostki, dysk) posiadały parametry zgodne z tabelą 2.

Tabela 2. Własności mechaniczne części lędźwiowej kręgosłupa przyjęte w modelu MES.

	E (MPa)	ν
Kość korowa [9]	11032	0.25
Kość gąbczasta [9]	345	0.2
Wyrostki [4]	3500	0.25
Dysk kręgowy [9]	92	0.45
Jądro [9]	10	0.49

Model numeryczny składający się z dwóch kręgów lędźwiowych (L1,L3) usztywnionych implantem i model numeryczny reprezentujący trzy kręgi lędźwiowe (L1,L2,L3) bez implantu poddano działaniu takich samych momentów wynoszących 8 i 15Nm.

Uzyskane pod działaniem tych sił przemieszczenia kręgosłupa ze stabilizatorem porównano z odkształceniami kręgosłupa zdrowego (rys.4). W przypadku rotacji wokół osi XYZ przemieszczenia kręgosłupa z implantem mieszczą się w tym samym rzędzie wielkości co przemieszczenia kręgosłupa zdrowego. Natomiast dla translacji wzdłuż osi różnią się o rząd wielkości. Zastosowany implant spowodował, że patologiczny kręgosłup stał się bardziej sztywny od kręgosłupa zdrowego bez implantu.



Rysunek 4. Przemieszczenia modelu numerycznego z implantem i bez implantu.

3. Modelowanie dynamiczne.

Kręgosłup zdrowy oraz kręgosłup, w którym zastosowano implant został obciążony siłą harmoniczną (cykliczną). Przykładano ją do tego samego węzła, do którego przykładano momenty w analizie statycznej. Analizując odpowiedź harmoniczną układu ciągłego jakim jest kręgosłup ludzki, określono częstotliwości przy jakich układ wchodzi w rezonans. Dla kręgosłupa lędźwiowego składającego się z trzech kręgów L1-L3 stworzono charakterystykę amplitudowo-częstotliwościową z której wynika, że rezonans wystąpił w przedziale 4500-

6000Hz. Określono ją w punkcie, gdzie osiąga ona swoje maksimum, czyli w miejscu przyłożenia siły wymuszającej. Następnie stworzono charakterystykę fazową układu.

Modelowanie dynamiczne kręgów L1 i L3 usztywnionych implantem typu ZPLATE-ATL odbyło się w podobny sposób jak w przypadku modelowania dynamicznego kręgosłupa zdrowego. W badaniach dynamicznych modelu numerycznego kręgosłupa zdrowego i kręgosłupa usztywnionego implantem nastąpiła destrukcja w obydwu rozpatrywanych przypadkach. Spowodowało ją obciążenie harmoniczne wywołane siłą 400N. Dla kręgosłupa zdrowego rezonans wystąpił przy wyższych częstotliwościach (5090Hz) niż w przypadku kręgosłupa z implantem (1298.6Hz). Częstotliwości te są bardzo wysokie i nieosiągalne przez organizm ludzki. Różnica między wartościami częstotliwości rezonansu kręgosłupa zdrowego i kręgosłupa z implantem spowodowana była tym, iż w zdrowym kręgosłupie dużą rolę w tłumieniu drgań odgrywają dyski międzykręgowe. Potwierdza to jak bardzo ważną rolę odgrywają one w organizmie ludzkim. Służą nie tylko jako elementy pośredniczące w ruchomości kręgosłupa, ale odgrywają bardzo ważną rolę tłumiącą wszelkie drgania, które mogłyby wystąpić w kręgosłupie człowieka.

4. Stanowisko do badań stabilności fragmentu kręgosłupa.

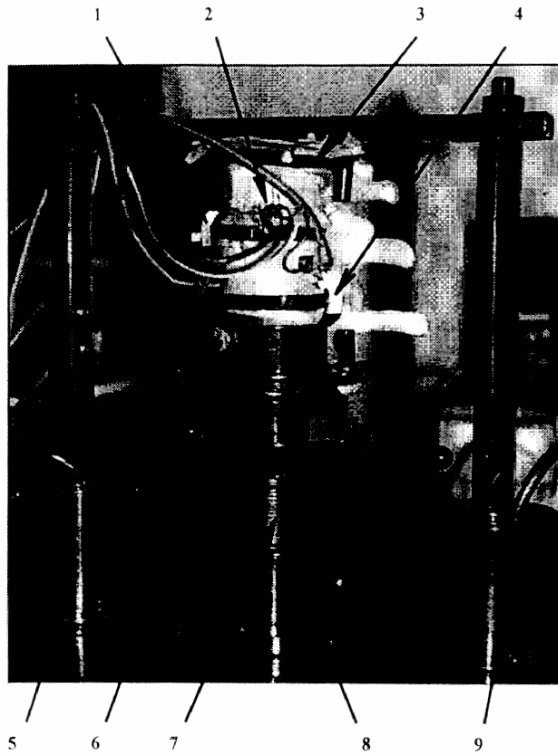
W celu sprawdzenia czy stworzony model numeryczny jest poprawny zostało zaprojektowane stanowisko umożliwiające badanie in-vitro przemieszczeń trzech kręgów lędźwiowych (L1-L3) kręgosłupa ludzkiego. W badaniach stabilności kręgosłupa wykorzystano sztuczny model kręgów L1, L2 i L3. Kręgi wykonane zostały z tworzywa sztucznego natomiast dyski międzykręgowe z gumy. Własności mechaniczne tych elementów wyznaczono doświadczalnie i podano w tabeli 3.

Tabela 3. Własności mechaniczne części lędźwiowej kręgosłupa sztucznego badanego in-vitro

	E (MPa)	v
Kręg	117	0.26
Dysk międzykręgowy	3.5	0.49

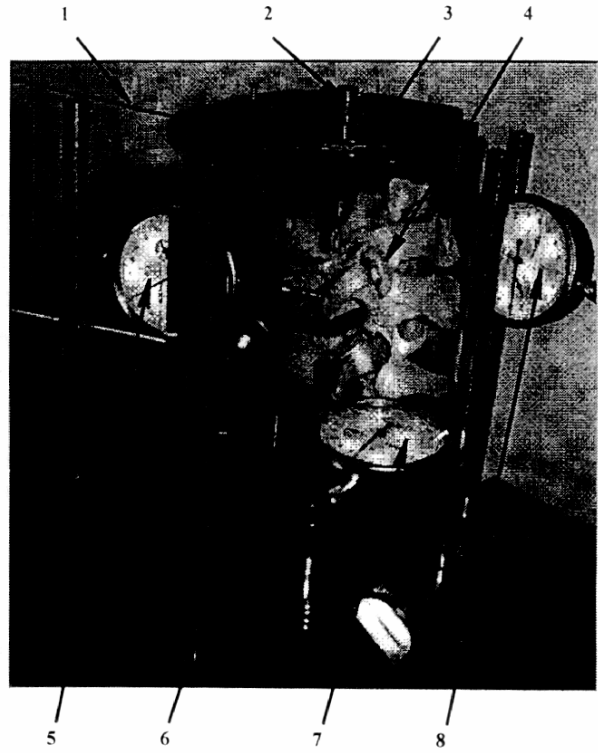
Dolny kręg L3 unieruchomiono i przymocowano do podstawy za pomocą specjalnie zaprojektowanego uchwytu odbierającego sześć stopni swobody. Górny kręg L1 pozostawiono swobodnie. Przymocowano do niego na stałe uchwyt umożliwiający przykładanie różnego rodzaju sił: ściskających (rys.5), zginających na bok, do przodu i do tyłu, oraz sił skręcających (rys.6).

W modelu numerycznym MES przyjęto dla kręgu i dysku międzykręgowego własności takie jakie posiada model sztuczny wykorzystywany w badaniach na stanowisku (tab.3).



Rysunek 5. Stanowisko do badań kręgosłupa (L1, L2, L3) na ściskanie.

- 1 - górny czujnik przemieszczenia
- 2 - tensometry mierzące stałe materiałowe E i ν
- 3 - górny uchwyt kręgosłupa
- 4 - dolny czujnik przemieszczenia
- 5 - pierwszy czujnik siły
- 6 - dolny uchwyt kręgosłupa
- 7 - podnośnik śrubowy
- 8 - podstawa
- 9 - drugi czujnik siły



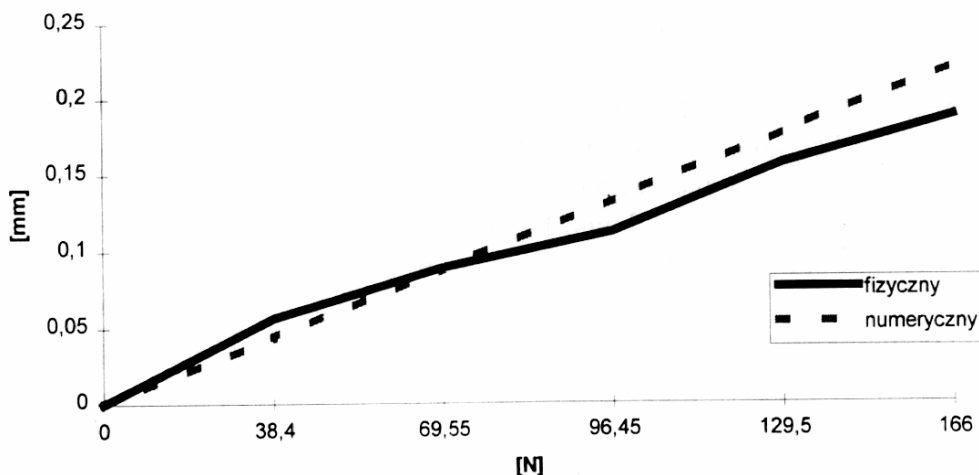
Rysunek 6. Stanowisko do badań kręgosłupa na skręcanie osiowe.

- 1 - pleciona linka stalowa
- 2 - tarcza z linką
- 3 - uchwyt górny kręgosłupa
- 4 - kręgosłup
- 5 - czujnik zegarowy przemieszczenia kręgu L2
- 6 - uchwyt dolny kręgosłupa
- 7 - czujnik zegarowy przemieszczenia kręgu L3
- 8 - czujnik zegarowy przemieszczenia kręgu L1

Model numeryczny obciążono siłami o takich samych wartościach i kierunkach jak model sztuczny kręgosłupa. Wartości przemieszczeń uzyskane w poszczególnych przypadkach: ściskanie, skręcanie, dla obu modeli (numeryczny oraz sztuczny) zestawiono na wykresach (rys.7). Dla modelu numerycznego i fizycznego pomiary dokonywano w tych samych punktach pomiarowych. Pod wpływem przykładanych sił w obydwu modelach stwierdzono dużą zgodność wyników.

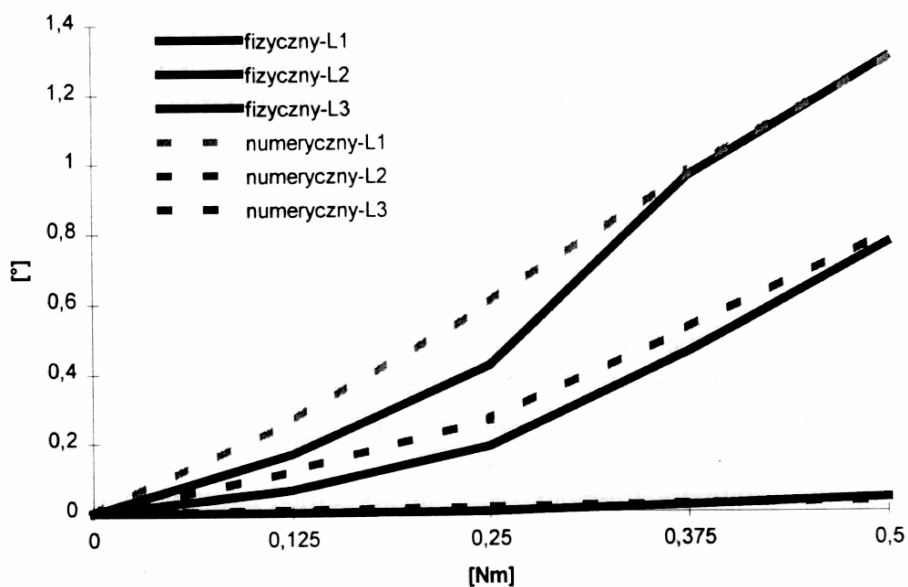
a)

Ściskanie



b)

Skręcanie osiowe trzech kręgów



Rysunek 7. Wartości przemieszczeń wywołane obciążeniem a) ściskającym i b) skręcającym.

5. Uwagi końcowe.

Uzyskane wyniki w postaci przemieszczeń modelu numerycznego są w dużej mierze zbliżone do wyników uzyskanych przez innych autorów i wyników uzyskanych z badań na stanowisku. Na tej podstawie można wnioskować, że model numeryczny wycinka części lędźwiowej kręgosłupa ludzkiego został stworzony poprawnie.

Literatura

1. Abumi K., Panjabi M.M. and Duranceau J.: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. Spine, Vol. 14, No 11, 1989, 1249-1255.

2. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
3. Evenson R., Budney D., Moreau M., and Raso V.J.: A transducer for measuring motion within a vertebra. *Spine*, 15, 1990, 577-580.
4. Goel V.K., Monroe B.T., Gilbertson L.G. and Brinckmann P.: Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. *Spine*, Vol. 20, No 6, 1995, 689-698.
5. Lin H.S., Liu Y.K. and Adams K.H.: Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. *J. Bone Joint Surg.*, 60A, 1, 1978, 41-45.
6. Nolte L.P., Steffen R., Kramer J. und Jergas M.: Der fixateur interne: eine vergleichende biomechanische studie verschiedener systeme. *Akt. Traumatol.* 23, 1993, 20-26.
7. Saito T., Yamamuro T., Shikata J., Oka M. and Tsutsumi S.: Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy, pathogenetic analysis of post laminectomy deformities. *Spine*, No 16, 1991, 494-502.
8. Shirado O., Kaneda K., Tadano S., Ishikawa H., McAfee P. and Warden K.E.: Influence of Disc degeneration on Mechanism of Thoracolumbar Burst Fractures. *Spine*, Vol. 17, No 3, 1992, 1082-1086.
9. Yang K.H. and King A.I.: Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine*, Vol. 9, No 6, 1984, 557-565.

MODELLING, STATIC AND DYNAMICAL ANALYSIS OF THE HUMAN LUMBAR SPINE WITH APPLICATION OF IMPLANTS

Summary

Using commercial application - ANSYS 5.2 based on FEM, three dimensional numerical model of the human spine including three vertebrae of lumbar spine (L1, L2, L3) has been created. In the model mechanical properties of different elements of the spine has been taken into account respectively (cortical bone, cancellous bone, posterior elements, annulus fibrosus, nucleus pulposus). The following model allows to analyse displacement in the spine assuming different static and dynamical loads acting on the vertebral structure and the investigation and selection of different implants.

In order to verify numerical model, the results obtained in numerical analysis in a form of displacements after applying different loads have been compared with experimental results (in-vitro) which have been performed by other authors.

In order to verify the created numerical model additionally a test rig allowing for experimental investigation of the displacement of different elements of the spine has been created. In the investigation of the stiffness artificial vertebrae of L1, L2, L3 have been used. The results obtained in the numerical analysis were very like the results obtained while experiments performed on the test rig.

dr inż. Tomasz Antosik, prof. dr hab. inż. Jan Awrejcewicz
Politechnika Łódzka, Katedra Automatyki i Biomechaniki,
1/15 Stefanowskiego, 90-924 Łódź, POLAND
e-mail: awrejcew@ck-sg.p.lodz.pl