



**Maciej Smoczyński, Andrzej Smoczyński  
Piotr Łuczkiwicz, Rafał Pankowski**

*Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu AMG*

## **Doświadczalne badania ruchomości kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego po zastosowaniu stabilizacji przedniej i tylnej**

*Biomechanical tests of the lumbo-sacral spine after the fixation with cages and transpedicular implant*

**Słowa kluczowe:** *badanie biomechaniczne, kręgosłup lędźwiowo-krzyżowy, „cage”, stabilizacja transpedicularna*

**Key words:** *biomechanical tests, lumbo-sacral spine, cages, transpedicular implant*

### **STRESZCZENIE**

*Przeprowadzono doświadczalne badanie na 9 preparatach anatomicznych kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego, zawierających dwa ostatnie segmenty ruchowe kręgosłupa lędźwiowego wraz z częścią kości krzyżowej, obejmującą stawy krzyżowo-biodrowe. Pomiar ruchomości kręgosłupa wykonywano w maszynie testującej na Wydziale Chemii Politechniki Gdańskiej. Wykonywano pomiary ruchów zgięcia, wyprostu i zgięcia do boku w preparacie nieuszkodzonym, z wyciętym krążkiem międzykręgowym, stabilizowanym czopami międzytrzonowymi i stabilizowanym jednocześnie implantem transpedicularnym z poprzeczką krzyżową i czopami międzytrzonowymi. Uzyskane wyniki pomiarów przeliczono na wartości względne sztywności segmentu wyrażone w procentach. Za 100% uznano sztywność kręgosłupa nieuszkodzonego. Analiza uzyskanych wyników wykazała najmniejsze wartości sztywności segmentu po stabilizacji przedniej czopami międzytrzonowymi, wyrażającą się sztywnością zbliżoną do sztywności preparatu kręgosłupa nieuszkodzonego. Największa sztywność badanego segmentu występowała po implantacji jednocześnie czopów międzytrzonowych i implantu transpedicularnego z poprzeczką krzyżową i wyrażała się około dwukrotnie większą sztywnością w porównaniu do sztywności preparatu nieuszkodzonego.*

### **ABSTRACT**

*The nine cadaver specimens were used in biomechanical tests. The specimens consisted the last two lumbar motion segments with the sacral bone and adjustment parts of the pelvis. The tests were done for the flexion, extension and lateral bending. The intact specimen, the specimen after resection of the disc L5-S1, the specimen after the fixation with cages and the specimen after the*

*fixation with the cages together with the transpedicular implant were tested, respectively. The biomechanical tests showed that the specimen with the cages had the same rigidity as the intact one. The best stability was achieved after using the cages together with the transpedicular implant.*

## WSTĘP

Bóle krzyża są jednym z głównych problemów zdrowotnych we współczesnym świecie. Uważa się, że aż 70% populacji ludzkiej doświadcza bólów krzyża podczas swojego życia[2]. Celem leczenia chorych z bólami krzyża jest uwolnienie ich od bólu i poprawa jakości ich życia [8]. W wielu przypadkach wystarczającym postępowaniem dla uzyskania tych celów jest leczenie nieoperacyjne. Jednak jest grupa chorych, u których taki sposób leczenia jest nieskuteczny i wówczas wskazane jest leczenie operacyjne, które najczęściej polega na usztywnieniu segmentu wywołującego ból. Wbrew ogromnemu postępowi, jaki dokonał się w ostatnich latach w dziedzinie operacyjnego leczenia chorób kręgosłupa, stabilizacja odcinka lędźwiowo-krzyżowego nadal pozostaje ogromnym wyzwaniem dla ortopedów z powodu relatywnej osteopenii kości krzyżowej i dużych sił zginających koncentrujących się w końcowym odcinku kręgosłupa [9,7]. Nadal konieczne jest poszukiwanie nowych metod stabilizacji kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego, dających lepsze wyniki kliniczne i obciążonych niższym współczynnikiem powikłań. Z tego powodu w zespole Katedry i Kliniki Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Akademii Medycznej w Gdańsku podjęto pracę nad opracowaniem sposobu leczenia niestabilności kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego. Jej rezultatem jest metoda leczenia operacyjnego, polegającej na jednoczesnym zastosowaniu czopów międzytrzonowych i implantu transpedikularnego z poprzeczką

krzyżową dla uzyskania międzytrzonowego usztywnienia. Aby ocenić skuteczność przyjętej metody leczenia przeprowadzono badanie biomechaniczne na preparatach kręgosłupów pobranych ze zwłok ludzkich.

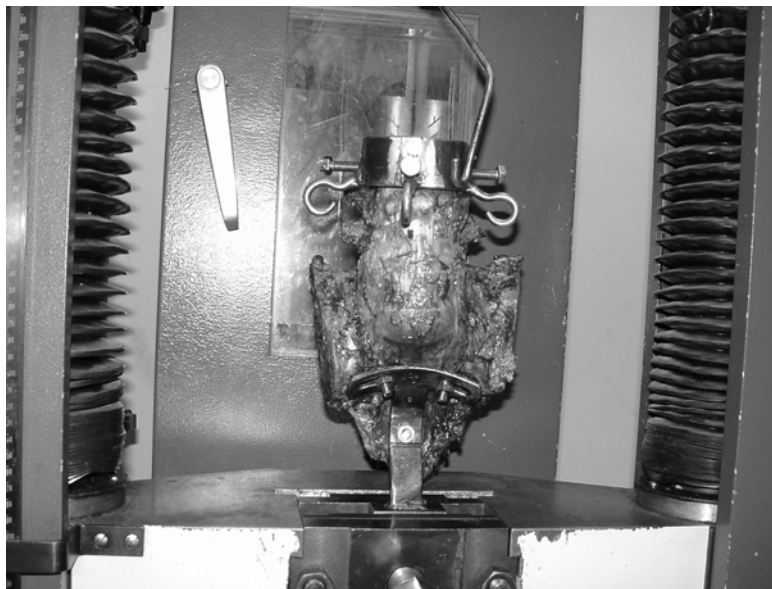
## METODA BADANIA

Badanie doświadczalne przeprowadzono na 9 preparatach kręgosłupów lędźwiowo-krzyżowych. Przed rozpoczęciem badań uzyskano zgodę Niezależnej Komisji Etyki Badań Naukowych przy Akademii Medycznej w Gdańsku. Preparaty pochodziły ze świeżych zwłok ludzkich płci męskiej w wieku od 43 do 68 lat, które zmarły w sposób nagły. Pobrany odcinek kręgosłupa zawierał dwa ostatnie kręgi lędźwiowe, całą kość krzyżową oraz przylegające do niej części talerzy biodrowych. Bezpośrednio po pobraniu preparaty umieszczano w workach foliowych, zamrażano do temperatury  $-20^{\circ}\text{C}$  i w tej temperaturze przechowywano aż do momentu wykonania badania doświadczalnego, zgodnie z ogólnie przyjętym protokołem pobierania i przygotowywania preparatów do badań biomechanicznych [1,3,5,6,14]. W celu wykluczenia nowotworów, chorób metabolicznych i innych deformacji świadczących o patologii kręgosłupa, wykonywano zdjęcia radiologiczne w projekcji przednio-tylnej i boczne oraz badano kręgosłup makroskopowo. Przygotowanie preparatu do badania biomechanicznego polegało w pierwszej kolejności na usunięciu tkanek miękkich, z zachowaniem w stanie nieszkodzonym więzadeł, torebek sta-

wowych, krążków międzykręgowych i elementów kostnych. Do tak przygotowanego preparatu montowano przystawkę krzyżową, umożliwiającą jego mocowanie w szczękach dolnych maszyny testującej (Ryc.1).

Na krąg L<sub>4</sub> zakładano przystawkę lędźwiową, mającą kształt cylindra, obejmującego trzon kręgu L<sub>4</sub>. Przystawka lędźwiowa umożliwiała zamianę ruchu rozciągającego maszyny na ruch obrotowy kręgu L<sub>4</sub>, a więc na prawidłowy ruch, dokonujący się w segmencie ruchowym kręgosłupa lędźwiowego. Tak przygotowany preparat poddawano badaniom doświadczalnym. Badanie biomechaniczne było wykonane na maszynie wytrzymałościowej **FPZ 100**, produkcji niemieckiej, w Katedrze Polimerów na Wydziale Chemii Politechniki Gdańskiej. Program badań obejmował pomiary naprężeń (momentu siły) w zależności od przemieszczenia

kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego podczas ruchu zgięcia do przodu, zgięcia bocznego oraz wyprost. W celu wykonania pomiaru montowano preparat w maszynie testującej pomiędzy dwoma szczękami, które następnie rozsuwano ze stałą prędkością 200 mm/min. Za każdym razem pomiar był kontynuowany aż do osiągnięcia maksymalnego wychylenia (60°) lub do uzyskania wartości momentu zginającego równego 6 Nm. Wartość 6 Nm jest wartością momentu siły mieszczącym się w zakresie wielkości nie powodujących uszkodzenie preparatu. Każdy pomiar był wykonywany trzykrotnie, a wyniki z trzeciego pomiaru były użyte do dalszej analizy. Najpierw wykonywano pomiary kręgosłupa o nieuszkodzonej budowie kostnowięzadłowej (Ryc. 2).

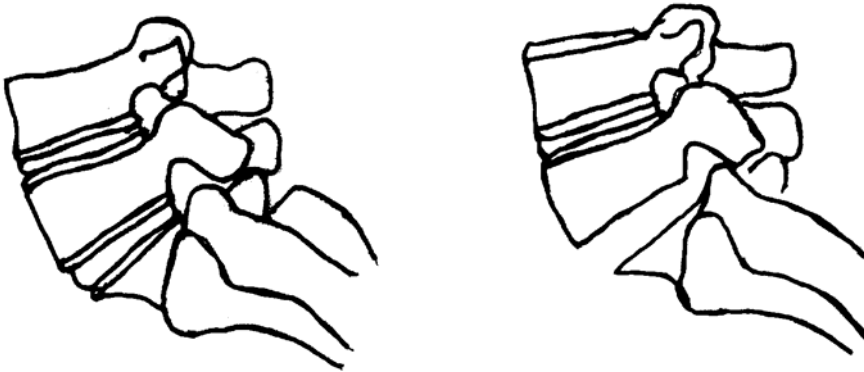


Ryc.1 Preparat zamontowany w maszynie testującej

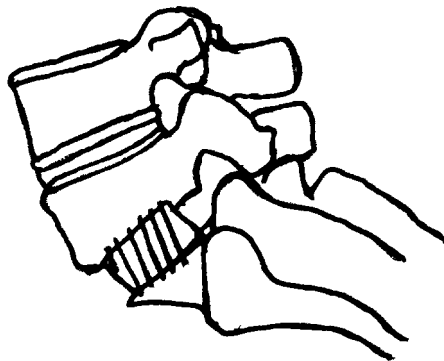
Następnie wykonywano destabilizację kręgosłupa poprzez wykonanie całkowitej dyscektomii z przecięciem więzadła podłużnego przedniego i tylnego (Ryc.2). Tak przygotowany preparat testowano ponownie trzykrotnie, a wyniki trzeciego pomiaru brano do analizy (badanie kręgosłupa niestabilnego).

Kolejnym etapem badania było przeprowadzenie badania biomechanicznego preparatu stabilizowanego

samymi czopami międzytrzonowymi (Ryc. 3). Również tu wyniki trzeciego pomiaru brano do dalszej analizy. Na koniec preparat stabilizowano jednocześnie implantem transpedikularnym z poprzeczką krzyżową i czopami międzytrzonowymi (Ryc. 4). Następnie tak ustabilizowany preparat poddano badaniom biomechanicznym, a wyniki z trzeciego pomiaru poddano dalszej analizie.



Ryc. 2 Schemat preparatu z zachowanym aparatem torebkowo-więzadłowym i wyciętym krążkiem międzykręgowym



Ryc. 3 Schemat preparatu stabilizowanego czopami międzytrzonowymi



Ryc. 4 Schemat preparatu stabilizowanego jednocześnie implantem transpedikularnym i czopami międzytrzonowymi

Podczas wszystkich pomiarów rejestrowano w sposób ciągły krzywe przedstawiające przemieszczenie punktu zaczepu haka górnej szczęki w zależności od przyłożonej siły zginającej. Z otrzymanych krzywych wyliczono długość łuku zatoczonego przez punkt zaczepu haka górnej szczęki, a znając długość promienia tego łuku (6 cm) wyliczono wartość kątową przemieszczenia dla poszczególnych ruchów z poniższego wzoru:

$$\alpha = d \times 180 / \pi \times r$$

- $\alpha$  - kąt przemieszczenia
- d - długość łuku rejestrowana przez maszynę
- $\pi$  - 3.14
- r - promień łuku równy 6 cm

Po wyliczeniu wartości kątowych przemieszczenia obliczano sztywność preparatu, którą określano jako iloraz maksymalnego momentu siły do maksymalnego odkształcenia, zgodnie

z definicją przedstawioną przez Wilke'go [14].

$$S = \text{max moment siły} / \text{max odkształcenia}$$

W celu lepszego ukazania różnic pomiędzy poszczególnymi typami stabilizacji, sztywność przedstawiono w procentach. Za wartość 100% uznano sztywność preparatu o prawidłowej budowie kostno-więzadłowej, z zachowanym krążkiem międzykręgowym (dla każdego preparatu wartości te były liczone oddzielnie). Następnie obliczono średnie i otrzymane wartości porównano między sobą w celu określenia skuteczności poszczególnych implantów w stabilizacji kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego.

## WYNIKI

Wyniki przedstawiono w tabeli 1 i 2

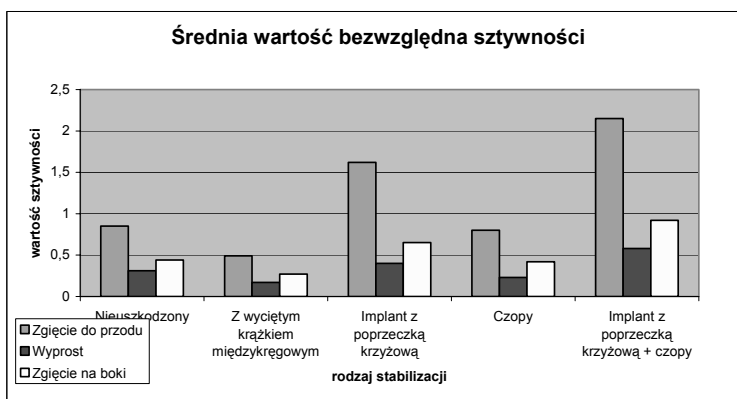
Tabela 1 Średnie wartości względne sztywności

Preparat	Zgięcie do przodu	Wyprost	Zgięcie boczne
Nieuszkodzony	100	100	100
Z wyciętym krążkiem międzykręgowym	58,27	56,82	62,55
Czopy	99,83	78,91	95,41
Implant z poprzeczką krzyżową + czopy	262,25	190,49	225,33



Tabela 2 Średnie wartości bezwzględne sztywności

Preparat	Zgięcie do przodu	Wyprost	Zgięcie na boki
Nieuszkodzony	0,85	0,31	0,44
Z wyciętym krążkiem międzykręgowym	0,49	0,17	0,27
Implant z poprzeczką krzyżową	1,62	0,4	0,65
Czopy	0,8	0,23	0,42
Implant z poprzeczką krzyżową + czopy	2,15	0,58	0,92



## DYSKUSJA

Testy zgodnie z zaleceniami Wilke'go [14] zostały wykonane w ciągu 20 godzin od rozmrożenia w temperaturze pokojowej. Podczas testów w sposób ciągły było mierzone przemieszczenie względem momentu siły. W naszej pracy zdecydowaliśmy się na destabilizację kręgosłupa poprzez wykonanie całkowitej dyscektomii krążka międzykręgowego z przecięciem więzadła podłużnego przedniego i tylnego. Ten rodzaj destabilizacji umożliwia zastosowanie implantów międzytrzonowych a jednocześnie powoduje największą możliwą niestabilność kręgosłupa [4]. Glazer [5] ustalił, że całkowita dyscektomia krążka międzykręgowego powoduje spadek wartości sztywności w wyproście do 65%, w zgięciu bocznym do 66%, a w zgięciu do przodu do 61% sztywności kręgosłupa nieuszkodzonego. Z kolei Cripton [4] w swoich badaniach podaje, że naprężenia w instrumentarium najbardziej wzrosły po wykonaniu całkowitej dyscektomii w porównaniu do innych sposobów destabilizacji kręgosłupa. Wzrost ten dotyczył ruchów we wszystkich kierunkach.

W przypadku stabilizacji kręgosłupa samym implantem międzytrzonowym w naszym badaniu uzyskaliśmy średnią sztywność dla zgięcia do przodu równą 102% sztywności kręgosłupa nieuszkodzonego, w wyproście wynosiła ona 80,0%, a dla zgięcia bocznego równa była ona 93%. Można więc powiedzieć, że w zgięciu do przodu czopy przywracały pierwotną sztywność kręgosłupa nieuszkodzonego, w zgięciu bocznym sztywność była niewiele mniejsza od kręgosłupa nieuszkodzonego, a w wyproście ich działanie stabilizujące było niewielkie. Podobne dane w swojej pracy prezentuje Puttlitz [12], wskazując,

że implant międzytrzonowy zwiększa sztywność segmentu ruchowego kręgosłupa we wszystkich kierunkach za wyjątkiem wyprostu. Również Oxland [11], w swoim badaniu na preparatach kręgosłupów pobranych ze zwłok ludzkich, porównywał stabilizację jaką dają cylindryczne czopy międzytrzonowe i czopy o kształcie klinowym ze zwiększoną powierzchnią styku z kością. Podczas tego badania autor nie wykonywał żadnego dodatkowego uszkodzenia segmentu ruchowego kręgosłupa, poza koniecznym częściowym wycięciem krążka międzykręgowego w celu założenia implantów międzytrzonowych. Stwierdził zwiększoną sztywność kręgosłupa po wkręceniu czopów we wszystkich kierunkach poza wyprostem. Dodatkowo okazało się, że wszystkie badane typy czopów dają taką samą stabilność. Glazer [5] badał sztywność segmentu ruchowego stabilizowanego implantem międzytrzonowym. Sztywność segmentu stabilizowanego w ten sposób była równa dla wyprostu 59% sztywności kręgosłupa nieuszkodzonego, dla zgięcia do przodu sztywność wynosiła 134% sztywności kręgosłupa z zachowanym krążkiem międzykręgowym i dla zgięcia bocznego wartość ta równa była 98% sztywności kręgosłupa nieuszkodzonego. W badaniu tym autor jedynie wycinał środkową część krążka międzykręgowego, a uzyskane sztywności dotyczą jedynie badanego segmentu, a nie całego preparatu. Stąd mogą wynikać różnice dotyczące poszczególnych wartości, ale ogólna charakterystyka sztywności jest zachowana, wskazując na fakt, że ruch wyprostu jest najmniej stabilizowanym ruchem przez implanty międzytrzonowe oraz na to, że czopy międzytrzonowe nie dają pełnej stabilizacji ruchów zgięcia bocznego, w porównaniu z kręgosłupem

z zachowanym krążkiem międzykręgowym. Nydegger [10] w swoim badaniu również stwierdził, że czopy bezpośrednio po wprowadzeniu w przestrzeń międzytrzonową nie stabilizują ruchu prostowania w segmencie ruchowym kręgosłupa. Dodatkowo ustalili, że kierunek umieszczenia czopów w przestrzeni międzytrzonowej nie wpływa na stabilizację kręgosłupa.

Reasumując, wyniki tych autorów są zgodne z wynikami uzyskanymi w naszych badaniach i wskazują, że bardzo istotny dla stabilizacji kręgosłupa czopami międzytrzonowymi jest odpowiedni stan pierścieni krążka międzykręgowego. Gdy są one uszkodzone, jak to miało miejsce w naszych badaniach, działanie stabilizujące czopów międzytrzonowych jest dużo mniejsze niż w przypadku, gdy są one zachowane.

Największy wzrost sztywności obserwowaliśmy jednak w przypadku jednoczesnego stosowania implantów transpedikularnych i czopów międzytrzonowych. W zgięciu do przodu średnia sztywność była około 2,5 razy większa od sztywności kręgosłupa nieuszkodzonego dla jednoczesnej stabilizacji czopami międzytrzonowymi i implantem transpedikularnym z poprzeczką krzyżową. W wyproście podobnie, największa sztywność występowała, gdy czopy były połączone z implantem transpedikularnym. Średnio sztywność ta wynosiła 183,93% dla stabilizacji implantem transpedikularnym z poprzeczką krzyżową i czopami międzytrzonowymi. W zgięciu bocznym ta wartość wynosiła 225,98%.

Glazer [5] w swoim badaniu stwierdził, że dodanie do implantu typu Galveston czopów międzytrzonowych powodowało wzrost sztywności preparatu do 263% kręgosłupa nieuszkodzonego

w zgięciu do przodu i do 364% w zgięciu bocznym. Według niego w wyproście sztywność wynosiła 355% kręgosłupa nieuszkodzonego i w porównaniu do naszych wyników była ona dwukrotnie większa. Jest to prawdopodobnie spowodowane tym, że autor stosował preparaty kręgosłupów pochodzących od młodszych osób, a więc od osób, posiadających lepsze uwapnienie kości. Ponadto oceniał on ruchomość jednego segmentu ruchowego, a nie całego preparatu jak to miało miejsce w przypadku naszego badania. Można zauważyć również tę samą prawidłowość, że stabilizacja z użyciem jednego rodzaju implantu daje dużo mniejszą sztywność konstrukcji w porównaniu do stabilizacji z użyciem dwóch rodzajów implantów jednocześnie.

Również Tsantrizos [13] stwierdził, że czopy międzytrzonowe jedynie zmniejszały zakres ruchomości w zgięciu do przodu i w zgięciu bocznym, a nie miały wpływu na zakres ruchomości w przypadku ruchu prostującego kręgosłup. Dopiero dodanie implantu śrub transpedikularnych znacząco zmniejszało ruchomość we wszystkich badanych kierunkach.

Do podobnych wniosków doszedł w swoim badaniu Brodke [3], który stwierdził, że stosowanie jednoczesne implantu międzytrzonowego i tylnego implantu transpedikularnego powoduje największy wzrost sztywności stabilizowanego kręgosłupa.

We wszystkich badaniach stwierdzono, że największe ograniczenie ruchomości, a co za tym idzie największą sztywność, uzyskuje się stosując przedni implant jednocześnie z implantem transpedikularnym [3,5,13]. Dane te najlepiej obrazują, uznaną przez wszystkich teorię, że najlepszym rodza-



jem stabilizacji jest jednoczesna stabilizacja trójkolumnowa, najlepiej dwoma rodzajami implantów przeznaczonych do stabilizacji przedniej i tylnej kolumny kręgosłupa.

## WNIOSKI

1. Czopy międzytrzonowe zmniejszają zakres ruchomości kręgosłupa w zgięciu do przodu i w niewielkim stopniu wpływają na zakres ruchomości w wyproście.
2. Dodanie implantu transpedikularnego do czopów międzytrzonowych daje konstrukcję znacznie zmniejszającą ruchomość kręgosłupa.
3. Stosowanie jednoczesne implantów międzytrzonowych i implantów transpedikularnych stwarza najlepsze warunki dla uzyskania usztywnienia danego segmentu ruchowego.

## Piśmiennictwo

- [1] Adams M.A., McMillan D.W., Beng, Green T.P.: Loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs; Spine volume 21, Number 4, pp 434-438, February 1996
- [2] Biliński P. J., Arent E.: Ocena kształtowania i sprawności ruchowej kręgosłupa u chorych po discektomii krążków L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> i L<sub>5</sub>-S<sub>1</sub>. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 1994; LIX, Supl. 3, str. 325-332.
- [3] Brodke D.S., Dick J.C., Kunz D.N.: Posterior lumbar interbody fusion / A biomechanical Comparison, including a new threaded cage. Spine 1997 January; 22(1):26-31.
- [4] Cripton P.A., Jain G.M., Wittenberg R.H., Nolte L.: Load-sharing characteristics of stabilized lumbar spine segments. Spine 2000 January; 25(2):170.
- [5] Glazer P.A., Colliou O., Klish S.M., Bradford D.S., Bueff H.U., Lotz J.C.:

Biomechanical analysis of multilevel fixation methods in lumbar spine. Spine 1997 January 22(2):171-182.

- [6] Kanayama M., Cunningham B.W., Weis J.C., Parker L.M., Kaneda K., McAfee P.C.: The effects of rigid spinal instrumentation and solid bony fusion on spine kinematics. Spine 1998 April; 23(7):767-773.
- [7] Kłapeć B., Skwarcz A., Fatyga M., Majcher P.: Wyniki leczenia operacyjnego spondylolizezy i spondylolizezy współczesnymi metodami. Biblioteka Ortopedii Dziecięcej tom III, 1996 str. 18-23.
- [8] Kuslich S.D., Danieslson G., Dowell J.D., Sherman J., Fredrickson B., Yuan H., Griffith S.L.: Four-year follow-up results of lumbar spine arthrodesis using Bagdy and Kuslich lumbar fusion cage. Spine 2000 october; 25(20):2656-2662.
- [9] Leong J.C.Y., Lu W.W., Yinggang Z., Zhu Q., Zhong S.: Comparison of the strengths of lumbosacral fixation achieved with techniques using one and two traingulated sacral screws. Spine 1998 November 23(21):2289-2294.
- [10] Nydegger T., Oxland T.R., Hoffer Z., Cottle W., Nolte L.: Does anterolateral cage insertion enhance immediate stabilization of the functional spinal unit? A biomechanical investigation. Spine 2001 November; 26(22):2491-2497.
- [11] Oxland T.R., Hoffer Z., Nydegger T., Rathonyi G.C., Nolte L.: A comparative biomechanical investigation of anterior lumbar interbody cages: central and bilateral approaches. J. Bone Joint Surg. 2000 March No3 82-A:383-393.
- [12] Puttliz C.M., Goel V.K., Pope M.H.: Biomechanical testing sequelae relevant to spinal fusion and instrumentation. Orthop. Clin. Of North Amer. Vol 29(4) October 1998.
- [13] Tsantrizos A., Baramki H.G., Zeidman S., Steffen T.: Segmental stability and compressive strength of posterior lumbar interbody fusion implants. Spine 2000 August; 25(15):1899-1907.

- [14] Wilke H.J., Wenger K., Claes L.: Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* (1998)7:148-154.