



**Romuald Będziński, Barbara Kaczmarek, Sylwia Bukartyk
Celina Pezowicz, Sylwia Szotek, Agnieszka Szust**

*Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej
Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wydział Mechaniczny,
Politechnika Wroclawska*

Metody doświadczalne w badaniach preparatów sekcyjnych kręgosłupa z zastosowaniem różnych systemów stabilizacji

*Experimental methods in investigations of post-mortem spinal
specimens with using different stabilisation systems*

Słowa kluczowe: *kręgosłup, stabilizacja kręgosłupa, badania eksperymentalne*
Key words: *spine, spinal stabilisation, experimental methods*

STRESZCZENIE

Celem badań była analiza zmian charakterystyk mechanicznych w wyniku wprowadzenia różnych systemów stabilizujących. Badania eksperymentalne prowadzone były na preparatach sekcyjnych, zarówno zwierzęcych jak i ludzkich i obejmowały wszystkie odcinki kręgosłupa. W badaniach stosowano stabilizatory płytkowe, transpediukularne (także ze śrubami wieloosiowymi), a także system stabilizacji potyliczno-szyjnej. Doświadczenia realizowano przy użyciu maszyny wytrzymałościowej MTS Mini Bionix 838. Badano wpływ wprowadzenia implantu na ruchomość całego odcinka kręgosłupa, a także poszczególnych segmentów. W przypadku odcinka szyjnego kręgosłupa dodatkowo przeprowadzono analizę zmian rozkładu ciśnienia wewnątrz krążków międzykręgowych sąsiadujących z segmentem stabilizowanym przeszczepem kostnym oraz implantem płytkowym. Badano także system stabilizacji potyliczno-szyjnej w celu określenia jego wpływu na przemieszczenia kości potylicznej. W pracach prowadzono analizę porównawczą dla przypadków anatomicznie poprawnego, uszkodzonego oraz ustabilizowanego poprzez zastosowanie jednego z systemów implantacyjnych. Badania ewidentnie wykazały zróżnicowany wpływ wprowadzenia implantu w zależności od dysfunkcji i systemu stabilizacji.

ABSTRACT

The aim of investigations was analysis of changes in spinal structures mechanical characteristics as a result of stabilisation. Experimental investigations were conducted on animal and human post-mortem specimens. The research included all parts of spine. In tests different kinds of spinal stabilisation were used: bone graft, plate fixator, transpedicular fixator (also with multiaxial screws) and occipito-cervical stabilisation system. The investigations were executed with using

the testing machine MTS Mini Bionix 858. The influence of stabilisation on mobility of whole part of spine and particular segments were examined. In cervical spine the analysis of changes in intradiscal pressure distribution after bone graft and plate fixator introduction were done. In research of occipito-cervical stabilisation system were focused of describing influence of stabilizer on occipital bone displacements. The comparative analyses for anatomically correct specimen, destabilised and stabilised specimen were done. The investigations show the various influence of implantation which depends on spinal dysfunction and of used stabilisation system.

WSTĘP

W pracy przedstawiono wybrane elementy badań struktur kręgosłupa z uwzględnieniem różnych systemów stabilizacji. Główny nacisk położono na ocenę wpływu różnych konstrukcji stabilizatorów na poszczególne odcinki kręgosłupa. Analizę prowadzono zarówno w odcinku szyjnym, piersiowym jak i lędźwiowym kręgosłupa. W badaniach stosowano stabilizatory płytkowe, transpediukularne (także ze śrubami wieloosioowymi) a także system stabilizacji potyliczno-szyjnej. W pracach prowadzono analizę porównawczą dla przypadków: anatomicznie poprawnego, uszkodzonego oraz ustabilizowanego poprzez zastosowanie jednego z systemów implantacyjnych. W prowadzonych badaniach wykorzystano techniki tensometryczne, optyczne – w tym laserowe, a także analizy wytrzymałościowe w oparciu o maszynę wytrzymałościową [1]. Poniższe badania mogą stanowić podstawę do oceny wpływu stabilizatora na ruchomość kręgosłupa.

BADANIA

1. Odcinek szyjny kręgosłupa

Badania w odcinku szyjnym kręgosłupa dotyczyły stabilizacji zarówno z dostępu przedniego jak i tylnego. Zastosowano stabilizację płytkową, techniki z użyciem

wszczepów kostnych oraz stabilizację potyliczno-szyjną.

1.1. Stabilizacja z dostępu przedniego

Celem badań było wyznaczenia wpływu przeszczepu kostnego i dodatkowej stabilizacji implantem płytkowym na zmiany zachodzące powyżej i poniżej miejsca usztywnienia. Przedmiotem prowadzonych badań były preparaty sekcyjne odcinka C2-C7 kręgosłupa szyjnego owcy i człowieka, przeszczep kostny o kształcie walca i płytka stabilizująca stosowana z dostępu przedniego. Przed przystąpieniem do badań każdy z preparatów był kontrolowany za pomocą zdjęć rentgenowskich oraz tomografii komputerowej, aby wykluczyć preparaty z nieprawidłowościami w budowie oraz zmianami zwyrodnieniowymi. Preparaty oczyszczano z tkanek miękkich pozostawiając nienaruszone kręgi, krążki międzykręgowe, więzadła oraz torebki stawowe. Badano przemieszczenia i ruch kątowy stabilizowanego segmentu C4-C5 oraz kręgów bezpośrednio z nim sąsiadujących. Analizowano również ciśnienie w krążkach międzykręgowych przyległych do stabilizowanego segmentu. Stabilizację wprowadzono na poziomie C3-C4. Wszystkie preparaty badano wg schematu: anatomicznie poprawny, destabilizowany, wtórnie ustabilizowany wszczepem kostnym oraz ustabilizowany wszczepem kostnym i dodatkowo implantem płytkowym.

Badania wykonano w oparciu o maszynę wytrzymałościową MTS MiniBionix 858, w której za pomocą specjalnie do tego celu zaprojektowanych uchwytów mocowano preparat sekcyjny kręgosłupa. Pomiary prowadzono w dwóch próbach: ściskania osiowego oraz zginania przód/tył (skłon/przeprost). W wyniku eksperymentu uzyskano charakterystyki przemieszczenie-obciążenie lub ciśnienie-przemieszczenie. W przypadku preparatów zwierzęcych obciążenie realizowane było poprzez sterowanie przemieszczeniem. Wynosiło ono 10mm w przypadku ściskania i 35mm/25mm w trakcie zginania przód/tył [3]. W wyniku nacisku kręgo-

pośredni między poszczególnymi segmentami kręgosłupa rejestrowano ruch markerów mocowanych na wyrostkach kolczystych. Zostały one zaprojektowane i przygotowane tak, aby można było kontrolować dodatkowo czy kręgosłup nie ulega rotacji w trakcie realizacji pomiaru. Zdjęcia ruchu markerów były analizowane – w przypadku preparatów zwierzęcych dla maksymalnej wartości przemieszczenia (ściskanie) lub kąta (zginanie). W przypadku preparatów ludzkich kąty wyznaczono dla siły 100N [2].

Ciśnienie wewnątrz krążków międzykręgowych mierzone było za pomocą miniaturowego czujnika tensometrycznego.

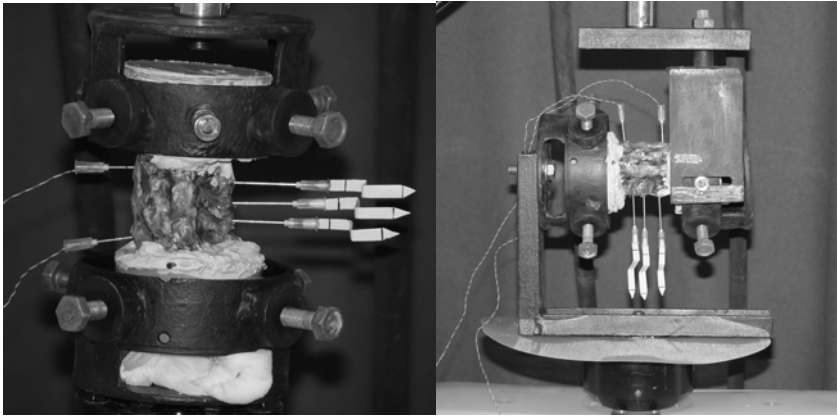


Rys. 1. Schemat przygotowania preparatu do badań

śłup generował siłę reakcji, która została zmierzona przez czujnik siły wbudowany w maszynę wytrzymałościową. Dla preparatów sekcyjnych człowieka w próbie ściskania sterowano siłą z prędkością 10N/s. Preparaty obciążano wstępnie siłą o wartości 50N a następnie dociążano do wartości 250N.

W celu oceny zarówno globalnych przemieszczeń, jak i przemieszczeń

Aby umożliwić jak najmniej inwazyjne wprowadzenie czujnika do jądra miażdżystego, umieszczono go w specjalnie przygotowanej igle. Równocześnie rejestrowano zmiany ciśnienia w krążku powyżej i poniżej miejsca planowanej, a następnie zrealizowanej stabilizacji.

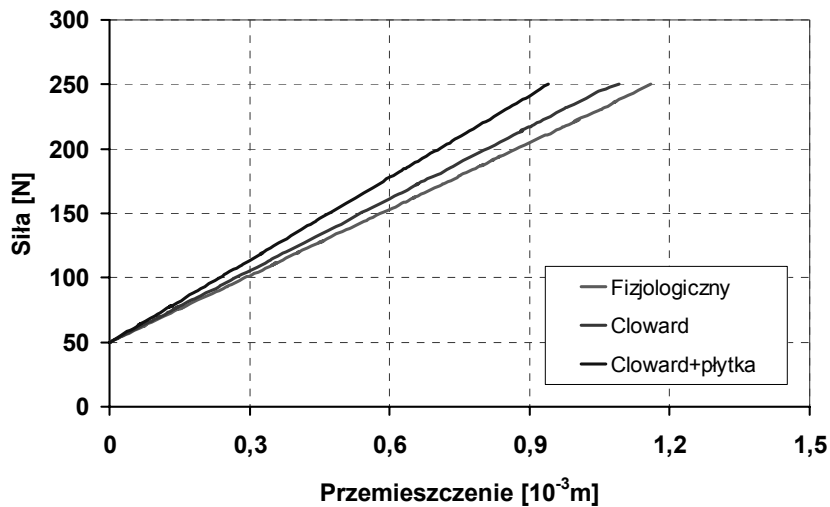


Rys.2. Układ do badań – próba ściskania oraz zginania

Zmiany ciśnienia analizowane były po wprowadzeniu stabilizacji [4][5][6][7]. Wyniki przeanalizowano zarówno dla preparatów zwierzęcych, jak i dla ludzkich. W niniejszej pracy przedstawione

zostaną jedynie wyniki dla preparatów ludzkich. Na podstawie otrzymanych wyników pomiarów wyznaczono charakterystyki przemieszczenie-obciążenie, a na ich podstawie umowną sztywność.

Ściskanie osiowe

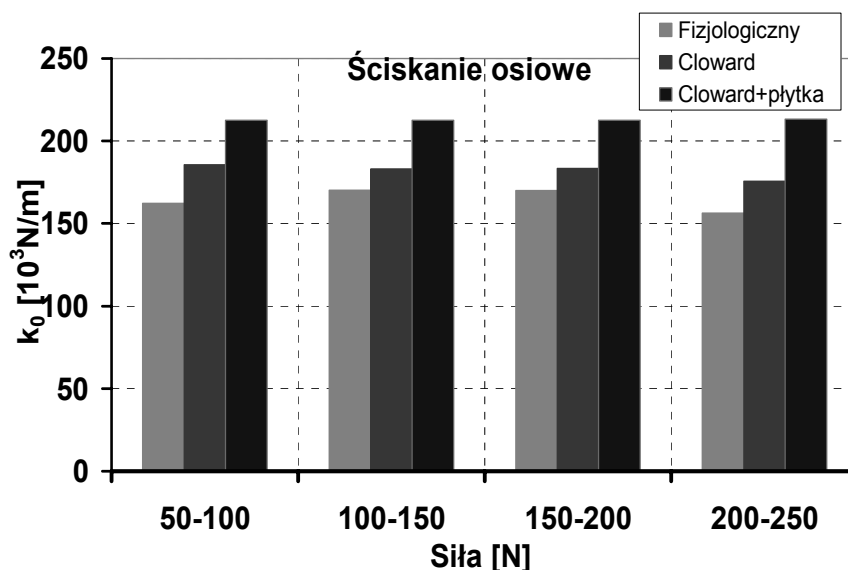


Rys. 3. Przykładowa charakterystyka obciążenie - przemieszczenie zarejestrowana w trakcie osiowego ściskania przed i po stabilizacji.

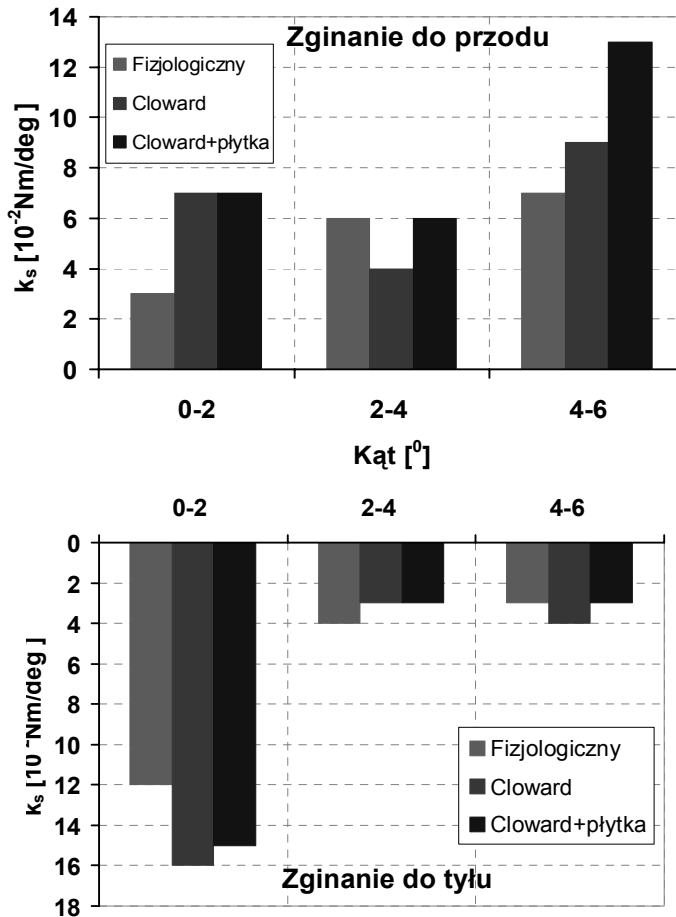
Zarejestrowanie ruchu markerów pozwoliło na określenie zmiany zakresów ruchu dla kręgów sąsiadujących z segmentem stabilizowanym. Średnia wartość przemieszczenia, jaką zarejestrowano przy sile 250N w przypadku ściskania preparatów przed destabilizacją, wynosiła 1mm (+/- 0,2). Stabilizacja za pomocą przeszczepu spowodowała zmniejszenie wartości przemieszczenia o 18% w stosunku do wartości uzyskanej przed destabilizacją, natomiast po wprowadzeniu przeszczepu i płytki uzyskana wartość wynosiła 60% wartości początkowej.

Na rys. 4, rys. 5 przedstawiono przykładowe wykresy sztywności badanych preparatów w próbie ściskania i zginania.

Największą wartość współczynnika sztywności osiowej zarejestrowano dla preparatu stabilizowanego za pomocą przeszczepu kostnego i płytki stabilizującej, była ona stała i wynosiła $213 \cdot 10^3 \text{N/m}$. W przypadku zginania do przodu największą wartość umownego współczynnika zginania osiągnięto po wprowadzeniu przeszczepu kostnego i płytki stabilizującej - wynosiła o 85% więcej aniżeli wartość tego parametru dla kręgosłupa przed destabilizacją. Wprowadzenie samego przeszczepu powodowało wzrost wartości współczynnika o 28%. W próbie zginania do tyłu nie zaobserwowano istotnych zmian sztywności preparatu po stabilizacji.



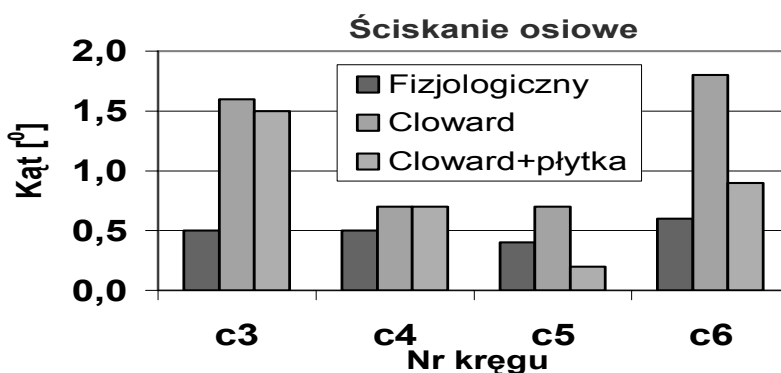
Rys.4. Przykładowe porównanie sztywności przed i po stabilizacji w określonych przedziałach przemieszczenia dla próby ściskania osiowego



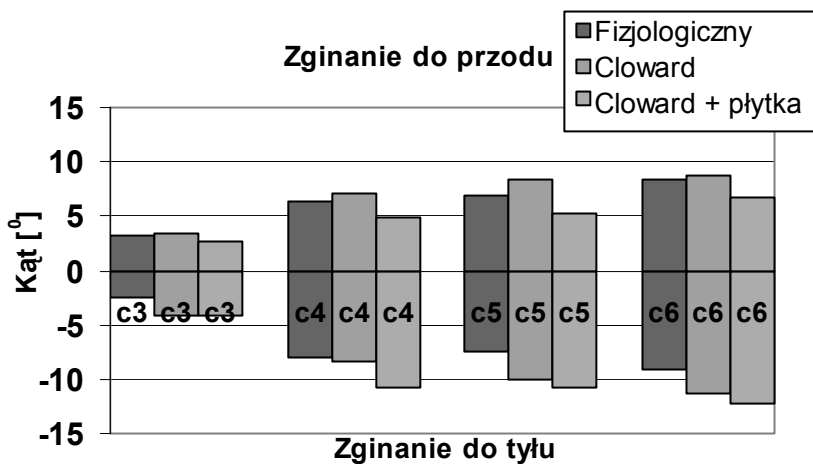
Rys. 5. Przykładowe porównanie sztywności przed i po stabilizacji w określonych przedziałach dla próby zginania do przodu i zginania do tyłu

Wyznaczono również zmiany położenia markerów, na podstawie, których określono zmianę zakresu ruchu kręgów badanego odcinka kręgosłupa. Działanie na preparat siłą osiową powodowało zmiany w położeniu markerów. W przypadku ściskania osiowego największe zmiany wartości kąta dotyczyły (podobnie jak miało to miejsce w przypadku preparatów zwierzęcych) kręgów C3 i C6,

szczególnie tego ostatniego, gdzie wartość kąta wzrosła o 200% po stabilizacji przeszczepem kostnym w stosunku do preparatu fizjologicznie i anatomicznie prawidłowego. Stosowanie przeszczepu i płytki wywierało mniejszy wpływ na zakres ruchów rejestrowanego kręgu i wynosił ok. 50% więcej względem zakresu fizjologicznego.



Rys. 6. Przykładowy wykres przemieszczeń kątowych dla ściskania.



Rys. 7. Przykładowy wykres przemieszczeń kątowych dla zginania do przodu i zginania do tyłu.

W przypadku zginania różnice pomiędzy wpływem samego przeszczepu a przeszczepu zaimplantowanego wraz z płytką nie były tak wyraźnie widoczne, jak w przypadku ściskania i powodowały wzrost jedynie o ok. 10%, przy czym większy wpływ miały w przypadku zginania do tyłu.

Wprowadzenie implantu - w postaci przeszczepu kostnego i płytki stabilizującej z dostępu przedniego - po destabilizacji w postaci resekcji krążka międzykręgowego na poziomie C4 - C5 wpływa na sztywność stabilizowanej kolumny odcinka szyjnego kręgosłupa oraz na zmiany w zakresie wykony-

wanych ruchów w segmentach sąsiadujących.

W próbach ściskania i zginania stabilizacja zwiększała sztywność badanego odcinka. Zmieniała się ona do 50% w zależności od wartości i sposobu zadawanego obciążenia oraz w zależności od badanego obiektu. Usztywnienie segmentu ruchowego pociąga za sobą w konsekwencji wzrost zakresów ruchu w kręgach sąsiadujących ze stabilizowanym odcinkiem, co jest zjawiskiem niekorzystnym.

Z obserwacji klinicznych prowadzonych po operacji wynika, iż w segmentach bezpośrednio sąsiadujących rozwijają się zmiany zwyrodnieniowe, nierzadko prowadzące chorego do konieczności przeprowadzenia kolejnego zabiegu. Jak wykazały badania, jest to spowodowane zwiększeniem sztywności segmentu ruchowego, w którym wprowadzono przeszczep kostny i płytkę stabilizującą. Badania wykazały również, iż wprowadzenie samego przeszczepu kostnego bez dodatkowego zabezpieczenia płytką stabilizującą powoduje zmniejszoną stabilność danego segmentu ruchowego. Występujące czasami mikroruchy, w dużej mierze zależne od jakości otaczających więzadeł, jak i jakości wprowadzanego przeszczepu kostnego, mogą skutkować tym, iż nie wystąpi w tym odcinku spondylodeza (zrost kostny). W przypadku dodatkowego zastosowania, płytki stabilność układu zwiększa się o kilkanaście procent [2].

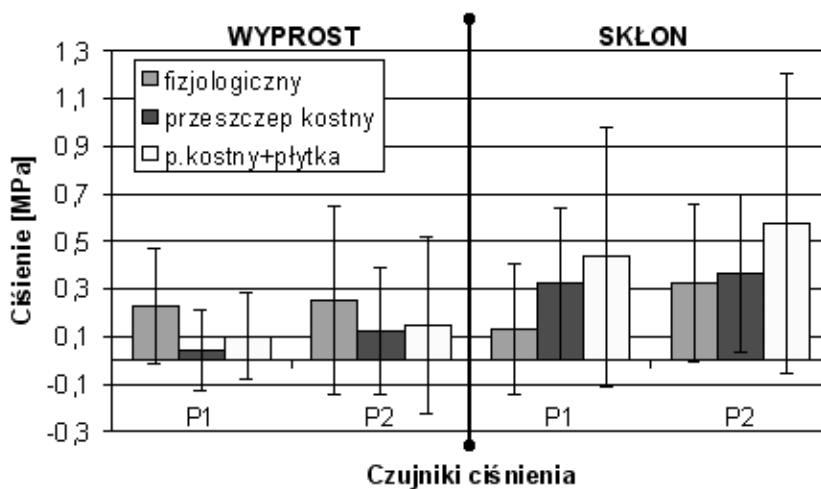
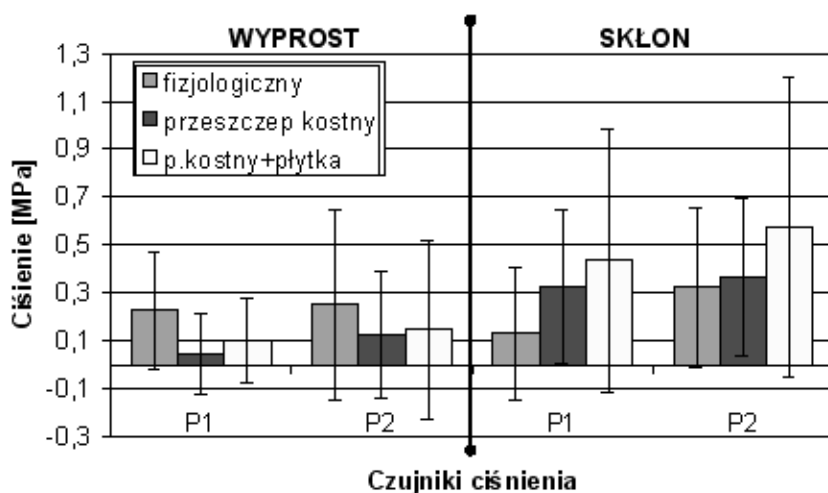
W przypadku pomiarów ciśnienia wewnątrzdysskowego pod działaniem siły ściskającej działającej w osi kręgosłupa, analiza potwierdziła, że ciśnienie ma rozkład linowy. Przy czym powyżej miejsca planowanej i zrealizowanej stabilizacji wartość ciśnienia jest zawsze

niższa (nawet 49%) - bez względu na rodzaj badanego układu (nieuszkodzony, czy stabilizowany). Wprowadzenie wszczepu kostnego techniką Clowarda oraz techniką Robinsona-Smitha nie wykazało istotnych zmian ciśnienia. Dodatkowa stabilizacja układu z wszczepem kostnym implantem płytkowym również nie wpływa w wyraźny sposób na zmiany ciśnienia wewnątrz krążków międzykręgowych sąsiadujących z obszarem stabilizowanym [4][5][6][7].

1.2. Stabilizacja z dostępu tylnego

W odcinku szyjnym kręgosłupa podjęto również problem stabilizacji potyliczno-szyjnej, pozwalającej na przywrócenie stabilności połączenia czaszkowo-kręgosłupowego. Newralgiczny punkt tego typu konstrukcji stanowi mocowanie do kości czaszki. Dlatego też, celem badań stało się określenie wpływu konstrukcji stabilizatora potyliczno-szyjnego na kość potyliczną dla różnych rozwiązań konstrukcyjnych i różnych warunków obciążeń statycznych.

Poruszony problem jest bardzo złożony w związku z tym przeprowadzone badania były wieloaspektowe, zakres prac obejmował: wyznaczenie rejonu wprowadzenia elementu mocującego stabilizator, racjonalnego ze względu na jego geometrię i parametry mechaniczne, analizę rozkładu przemieszczeń na powierzchni preparatów kostnych („post mortem”) z wprowadzonym implantem, analizę przemieszczeń zarejestrowanych na samym stabilizatorze, wyznaczenie siły potrzebnej do zerwania połączenia kotwica potyliczna-kość, oszacowanie właściwości mechanicznych tkanki kostnej w obszarach wprowadzenia elementu mocującego.



Rys. 8. Maksymalne wartości ciśnienia dla prób ściskania osiowego i zginania (skłon/wyprost)

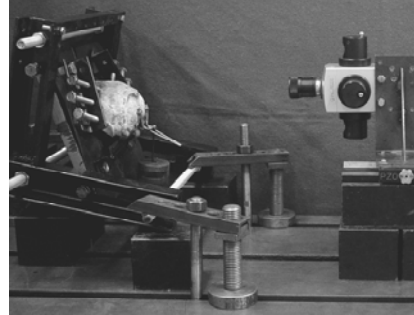
Badania przeprowadzono z zastosowaniem metod pomiarowych: tomografii komputerowej, elektronicznej interfero-

metrii plamkowej ESPI, interferometrii holograficznej, testów wytrzymałościowych. Obiektem badań były preparaty

sekcyjne kości potylicznych oraz systemy stabilizacji potyliczno-szyjnej (OCAM DERO) udostępnione przez firmę LfC. Badane systemy różniły się między sobą pod względem konstrukcji i materiału, z którego zostały wykonane. Dwa z nich były ze stopu tytanu, trzeci natomiast ze stali austenitycznej implantowej. W badaniach najczęściej uwagi poświęcono nowatorskiemu rozwiązaniu mocowania wspornika do kości potylicznej- kotwicy potylicznej. Pozostałe systemy były tradycyjnie mocowane za pomocą wkrętów kostnych. Przeanalizowano różne przypadki obciążeń, zarówno symetryczne (symulujące działanie stabilizatora w przypadku jego prawidłowego wprowadzenia), jak i asymetryczne (w przypadku nieprawidłowego zamocowania lub uszkodzenia). Analizę współpracy elementów stabilizatora z kością potyliczną przeprowadzono stosując optyczne metody pomiaru przemieszczeń: elektroniczną interferometrię plamkową oraz interferometrię holograficzną. Zaprojektowano i skonstruowano specjalny układ obciążający do badań preparatów. Jego modułowa budowa umożliwiła zamocowanie kości potylicznych o osobniczo różnej budowie i rozmiarach. Preparaty obciążano statycznie siłą działającą na ramieniu 30mm symulującą kierunkiem działania obciążenia, jakie powstają po wprowadzeniu stabilizacji potyliczno-szyjnej w czasie zgięcia do przodu. Zastosowano obciążenie wstępne o wartości 5N.

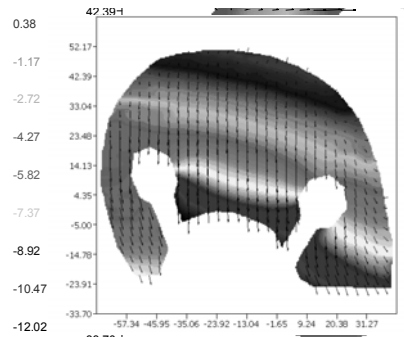
Na podstawie map rozkładu przemieszczeń można stwierdzić, iż w przypadku symetrycznego obciążenia kości potylicznej charakter przemieszczeń jest liniowy. W pozostałych przypadkach widać koncentracje prążków przy obciążanej kotwicy, co informuje o wyraźnym

efekcie lokalnym związanym z punktowym wprowadzeniem obciążenia.



Rys. 9. Stanowisko pomiarowe do badań stabilizacji potyliczno-szyjnej metodą ESPI.

Szczegółowa analiza stanu przemieszczeń obejmowała określenie rozkładu przemieszczeń wzdłuż czterech charakterystycznych prostych.



Rys. 10. Przykładowa mapa rozkładu przemieszczeń powierzchni kości potylicznej – przypadek obciążenia symetrycznego

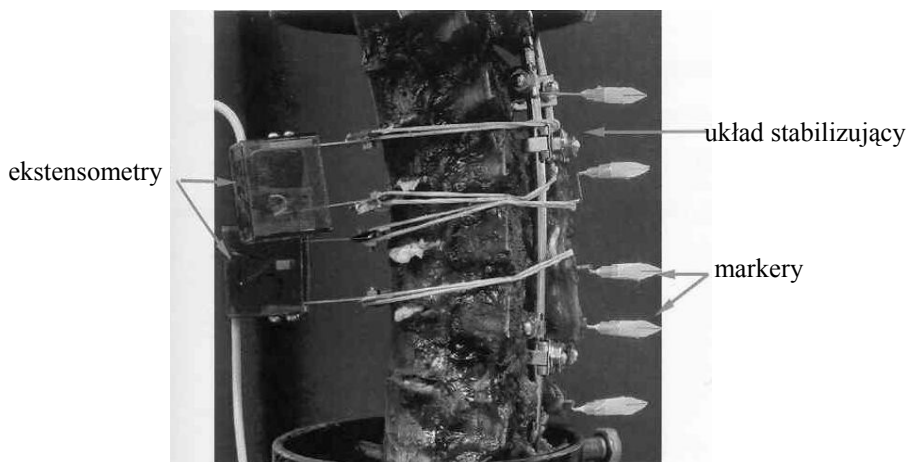
Podsumowując przeprowadzone pomiary należy stwierdzić, iż wprowadzenie stabilizacji opartej na kotwicach potylicznych powoduje lokalne zaburzenia w odkształceniach kości potylicznej. Wiąże się to z punktowym działaniem siły, ich wartość natomiast zależy od cech osobniczych. Asymetryczne obciążenia

powodują większe przemieszczenia aniżeli obciążenie symetryczne stabilizatora. Wprowadzenie dodatkowo haków potylicznych zwiększa stabilność układu powodując trzykrotne zmniejszenie przemieszczeń stabilizatora. Bardzo ważne jest odpowiednie przygotowanie otworów pod kotwice, ponieważ decyduje to o późniejszych ewentualnych obluźwaniach stabilizatora. [2]

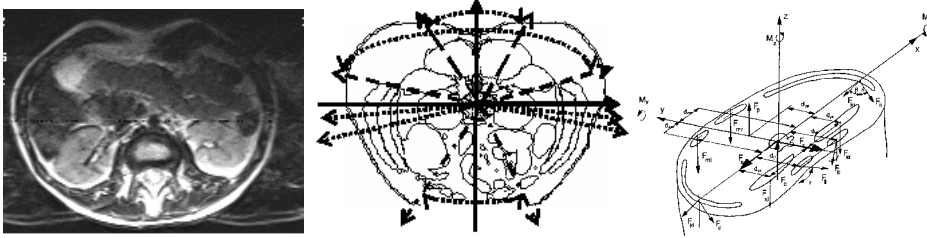
2. Odcinek piersiowy kręgosłupa

W odcinku piersiowym zajmowano się transpedikularną stabilizacją długoodcinkową, stosowaną m.in. w leczeniu skolioz. Przedmiotem tych badań była analiza deformacji kręgosłupa piersiowego w warunkach czynnościowych oraz analiza wpływu struktury samego stabilizatora na podatność kręgosłupa. Badania prowadzono na preparatach sekcyjnych. Zakres badań obejmował: badania w układzie

anatomicznym prawidłowym, w układzie kręgosłupa zdestabilizowanego (ze sztucznie wywołaną skoliozą, poprzez resekcję części krążków międzykręgowych), w układzie kręgosłupa wtórnie ustabilizowanego. Każdy z preparatów zaopatrywano chirurgicznie w system stabilizacyjny indywidualnie dobranym do osobniczych cech kręgosłupa. Głównym celem pracy była ocena wpływu stosowanych systemów stabilizacji na zmiany nieciągłości odkształceń w rejonie kręgosłupa piersiowo – lędźwiowego. Badania wykazały, że preparat wtórnie ustabilizowany w większości przypadków badawczych, wykazał znacznie mniejszą podatność w stosunku do preparatu fizjologicznego. Najmniejszą podatność uzyskiwały preparaty ustabilizowane, badane w czasie próby przeprostu. Uwidoczniała się także mniejsza podatność preparatu kręgosłupa pochodzącego od młodszego dawcy.



Rys. 11. Preparat do badań stabilizacji transpedikularnej odcinka piersiowego kręgosłupa



Rys.12. Sposób pozyskiwania danych do modelu geometrycznego

Istotnym było także stworzenie globalnego modelu kręgosłupa lędźwiowego, na podstawie którego ustalono warunki brzegowe, wartości obciążeń odniesione do sytuacji anatomicznej, co było konieczne do przeprowadzenia badań doświadczalnych na preparatach sekcyjnych (rzeczywistych) kręgosłupa. Model ten powstał na podstawie analizy zdjęć tomograficznych, z uwzględnieniem sił mięśniowych działających na kręgosłup.[8]

3. Odcinek lędźwiowy kręgosłupa

W odcinku lędźwiowym kręgosłupa analizie poddano stabilizatory transpedikularne. Badania obejmowały zarówno wyznaczenie charakterystyk mechanicznych samych śrub transpedikularnych (stałych i wieloosiowych) jak i całych systemów stabilizujących. Etapem podsumowującym badania były analiza zachowania preparatów sekcyjnych z zaimplantowanym stabilizatorem. Przeprowadzono analizę porównawczą czterech układów stabilizujących, bazując na śrubach stałych oraz wieloosiowych.

Zastosowano 4 konfiguracje ustawień śrub:

1. 4 śruby stałe (układ odniesienia),

2. dolne śruby stałe, górne wieloosiowe,
3. górne śruby stałe, dolne wieloosiowe,
4. 4 śruby wieloosiowe.

Powyższe systemy stabilizujące wprowadzono do modeli polipropylenowych kręgów, a następnie umieszczono w układzie obciążającym. Z badań wynika, iż najbardziej usztywniającym jest stabilizator zawierający 4 śruby stałe. Najbardziej niekorzystnym jest układ składający się z 4 śrub wieloosiowych i takie rozwiązanie nie powinno być stosowane, gdyż wprowadza niestabilność połączenia implant-kość. W pewnych przypadkach zauważono również przemieszczenie śruby w przegubie. Podobne badania przeprowadzono na preparatach sekcyjnych. Również w tym przypadku najszywniejszym okazał się układ stabilizujący z 4 śrubami stałymi, sztywność takiego rozwiązania jest dwukrotnie większa niż jakiegokolwiek ze śrubami wieloosiowymi. Preferowane przez lekarzy, ze względu na łatwość implantacji, śruby wieloosiowe zmniejszają sztywność układu stabilizującego. Wykazano, że rodzaj śrub wprowadzonych do systemu stabilizacji a także ich konfiguracja ma istotne znaczenie w stabilności i trwałości układu [9].

PODSUMOWANIE

Przedstawione w pracy badania prezentują tylko część badań dotyczących biomechaniki kręgosłupa realizowanych w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej. Podjęty temat jest istotny z punktu widzenia zarówno pacjentów, lekarzy, jak i bioinżynierów. Pomimo intensywnego rozwoju technik stabilizacyjnych, problem wpływu implantów na struktury kręgosłupa jest nadal bardzo aktualny. Badania przedstawione w tej pracy stanowią próbę odpowiedzi na pojawiające się wciąż problemy. Szczególną uwagę zwrócono na ocenę wpływu wprowadzenia implantów na zachowanie struktur kręgosłupa. Badania te mają istotne znaczenie w ocenie parametrów biomechanicznych kręgosłupa, w tym zakresu jego ruchomości, sztywności czy ciśnienia wewnątrzdyiskowego. Parametry te wyznaczane były w układzie anatomicznie prawidłowym, dysfunkcyjnym oraz z zastosowaniem systemu implantacyjnego, co daje możliwość porównania tych sytuacji. Badania pozwalają na przeprowadzenie analiz porównawczych różnych systemów stabilizacji i to zarówno ich wpływu na cały kręgosłup, jak i lokalnego wpływu na odkształcenia rejonu wprowadzenia implantu do kości. Metody optyczne pozwalają na ocenę ilościową, jak i jakościową, wpływu implantu na strefy okołowszczepowe, w których występują największe deformacje. Unikatywne badania ciśnienia w krążku międzykręgowym są przydatne w ocenie m.in. skutku powstania spondylodezy na rejonu sąsiadujące z usztywnianym segmentem. Warto podkreślić, że badania ciśnienia wewnątrzdyiskowego były dotychczas prowadzone w Europie jedynie w Bri-

stolu, nasz ośrodek jest drugim, który podjął ten temat.

Badania wykonano w ramach działalności statutowej Wydziału Mechanicznego Politechniki Wrocławskiej.

Piśmiennictwo

- [1] Będziński R., *Biomechanika Inżynierska – zagadnienia wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.
- [2] Szotek S., „Wpływ systemów stabilizacji na przemieszczenia struktur kostnych odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka – rozprawa doktorska”, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechnika Wroclawska, Wrocław 2003.
- [3] Wilke HJ, Wenger K, Claes L, Testing criteria for spinal implants-recommendation for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* (1998) 7:148-154.
- [4] Pezowicz C., Kaczmarek B., Będziński R., Szarek W., Jarmundowicz W., „Wpływ obciążenia ściskającego na zmiany ciśnienia wewnątrz krążków międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa - badania in vitro”, *Neurologia i Neurochirurgia Polska* 2004 vol. 38 nr 4 s. 279-286.
- [5] Adams M.A., McNally D.S., Goodship A.E., Development and validation of a new transducer for intradiscal pressure measurement, *J. Biomed. Eng.* 1992, Vol. 14., pp. 495–498.
- [6] Nachemson A.L., Lumbar intradiscal pressure, *Acta Orthopaedica Scandinavica supplementum*, 1960, Suppl. 43.
- [7] Pospiech J, Stolke D, Wilke H, Claes L. *Intradiscal pressure recordings in the cervical spine.* *Neurosurgery* 1999;44:379±85.
- [8] Szust A., „Wpływ zastosowania stabilizatorów mechanicznych na zmiany podatności kręgosłupa – rozprawa doktorska”, Instytut Konstrukcji i Eksploata-

- cji Maszyn, Politechnika Wrocławska, Wrocław 2004.
- [9] Bukartyk S., „Wpływ mechanicznych układów stabilizacji na odkształcenia struktur kostnych kręgosłupa – rozprawa doktorska”, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechnika Wrocławska, Wrocław 2005.