



**Lechosław F. Ciupik¹, Agnieszka Kierzkowska²
Jerzy Pieniążek³, Daniel Zarzycki⁴**

¹ Instytut BioMedycznej Inżynierii - LfC (IBME-LfC), Zielona Góra

² IBME-LfC, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

³ Katedra i Oddział Kliniczny Neurochirurgii i Neurotraumatologii Śląskiej Akademii
Medycznej, Bytom

⁴ Katedra i Klinika Ortopedii i Rehabilitacji, Collegium Medicum Uniwersytetu
Jagiellońskiego, Kraków-Zakopane

Znaczenie blaszki granicznej w stabilizacji międzytrzonowej

*The meaning of the vertebral endplate in the intervertebral
stabilization*

Słowa kluczowe: blaszka graniczna, badania biomechaniczne, kręgosłup, stabilizator
międzytrzonowy

Key words: endplate, biomechanical tests, spine, intervertebral stabilizer

STRESZCZENIE

W pracy opisano rolę blaszki granicznej w stabilizacjach międzytrzonowych. Przedstawiono wyniki badań biomechanicznych, które polegały na rejestrowaniu niszczeniowych sił działających poprzecznie do blaszki granicznej w różnych obszarach kręgu lędźwiowego. Przeanalizowano również zależności pomiędzy wysokością trzonu a wartością siły niszczącej – wykrawającej.

ABSTRACT

In the paper, the role of the vertebral endplate in the intervertebral stabilizations was described. The results of the biomechanical tests, which consisted on the registration of the failure forces acting across to the endplate in the different areas of the lumbar vertebrae, were presented. The relations between the vertebral body height and the destroying-dentation force value were also analyzed.

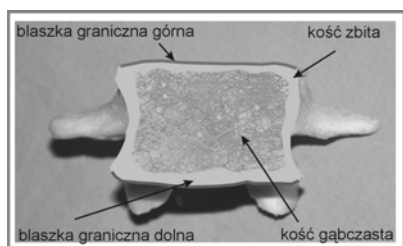
WPROWADZENIE

W strukturze trzonu kręgu można wyróżnić na zewnątrz zbitą tkankę kostną

z blaszkami granicznymi pokrytymi sprężystą chrząstką, a w środku kość gąbczastą (rys.1).

Kość zbita i jej zewnętrzna część w postaci blaszki granicznej w aspekcie

biomechanicznym odpowiada za przeniesienie obciążeń. Natomiast zamknięta w trzonie tkanka gąbczasta odpowiada za właściwości sprężyste układu kostnego. Posiada zdolność tłumienia i rozpraszania energii nagromadzonej podczas na przykład gwałtownego obciążania, np. bieganie, skakanie. W stabilizacjach międzytrzonowych istotną rolę odgrywają własności blaszki granicznej. Często nośność blaszki granicznej decyduje o jakości stabilizacji, tym samym o powodzeniu leczenia.



Rys.1. Struktura trzonu kręgu w przekroju poprzecznym

Blaszka graniczna w stabilizacjach

Przykładami stabilizacji, które wykorzystują blaszkę graniczną jako podstawową strukturę nośną są (rys. 2):

- stabilizacja po korporektomii z użyciem protezy trzonowej: koszyk-wspornik trzonowej (np. typ *rozpie-ralny*, *ES (DERO)*);
- sztywna, półsprężysta lub sprężysta proteza krążka międzykręgowego implantowana z dostępu przedniego lub przednio-bocznego w stabilizacjach typu *ACIF*, *ATIF*, *ALIF*, itp. (np. w wersji tytanowej typu *C*, *Th* lub *L-s Disc* lub odpowiednie z polimeru *PEEK*);
- stabilizacje czopami (*cages*) instrumentowanymi z dostępu tylnego lub przedniego, parami lub pojedynczo,

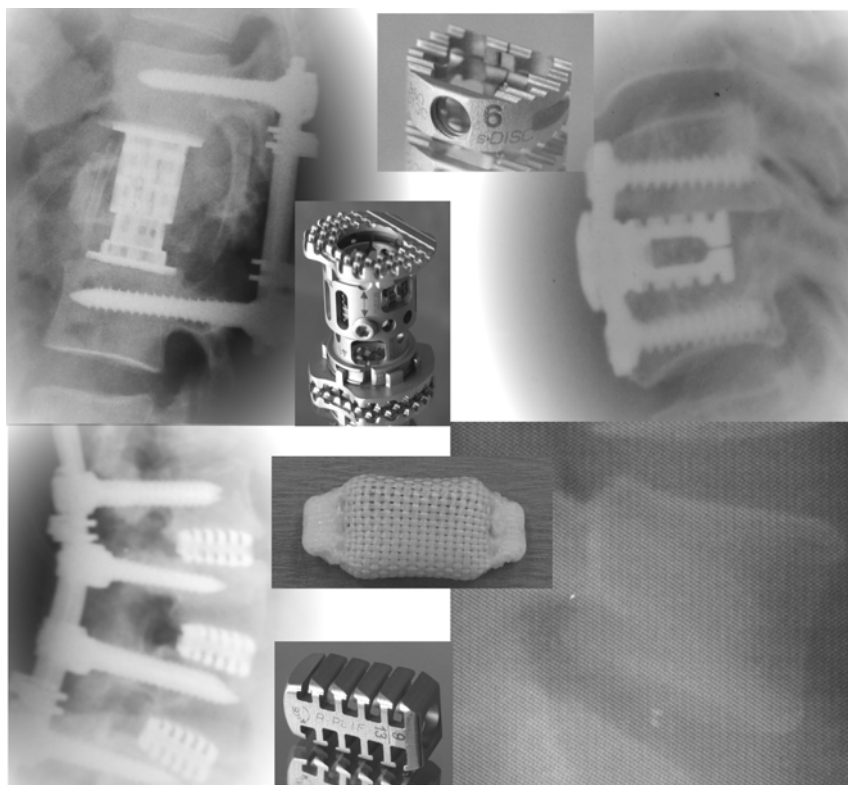
typu *PLIF*, *R-PLIF/DERO* [7], gdzie distrakcję wykonuje się przez rotację czopa prostopadłościennego sytuowanego między trzonami/blaszkami granicznymi, itp.;

- w alloplastyce dysku: przy wszczepianiu sztucznego jądra miazdżystego np. typu *PDN/ Raymedica* lub sztucznego dysku (*TDR – Total Disc Replacement*).

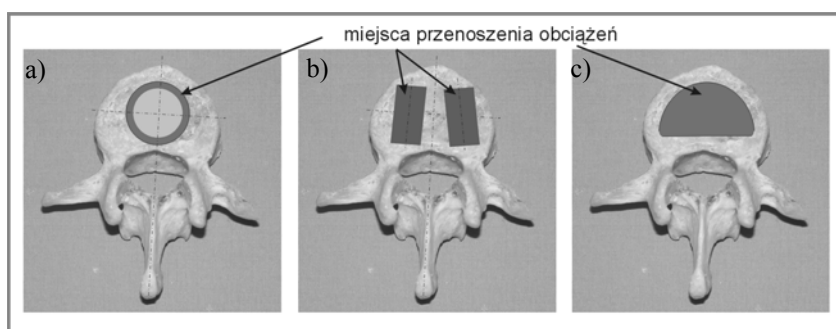
W zależności od rodzaju stabilizacji obciążenie blaszki granicznej jest różne i zależy głównie od wielkości powierzchni kontaktu z implantem (rys.3). Powierzchnia ta jest uzależniona od kształtu implantu: mniejsza przy implantach walcowych, większa przy prostokątnych/płaskich oraz od sposobu przygotowania łoża pod implant.

Wszelkie metody stabilizacji wykorzystujące do przygotowania łoża narzędzia typu wiertło lub frez powodują naruszenie ciągłości blaszki granicznej lub jej fragmentaryczny ubytek, przez co niekiedy poważnie zmniejszają powierzchnię kontaktu implant-błaszka (rys.4).

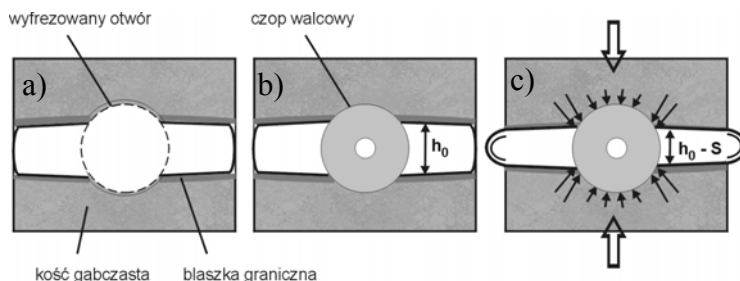
Niebezpieczeństwo uszkodzenia blaszki granicznej wynika również ze zbyt dużego jednostkowego obciążenia wywieranego na jej powierzchnię przez element implantowy. Ogólnie obowiązuje zależność, że im większa powierzchnia kontaktu z implantem, tym większa powierzchnia nośna i pewniejsza stabilizacja. Zmniejszenie powierzchni kontaktu powoduje wzrost nacisków przypadających na jednostkę powierzchni kontaktu i obowiązuje zasada, że im większe jednostkowe naciski, tym łatwiej następuje uszkodzenie/przerwanie blaszki granicznej.



Rys.2. Przykładowe stabilizacje międzytrzonowe wykorzystujące nośność blaszki granicznej



Rys.3. Obszary obciążane blaszek granicznych w zależności od typu stabilizacji międzytrzonowej: a) dla protezy trzonów (koszyka), b) dla czopów międzytrzonowych o przekroju prostokątnym, c) dla sztucznego dysku (lub sztucznego jądra miazdżystego)



Rys.4. Mechanizm osiadania walcowych czopów międzytrzonowych: a) wyfrezowany otwór pod czop walcowy, b) osadzony czop walcowy, c) osiadanie/wnikanie - ($h_0 - S$) w kość gąbczastą podczas pooperacyjnego użytkowania, S – subsidence.

Osiadanie (subsidence)

Efektom przerwania blaszki granicznej obciążonej przez zwykle sztywniejszy od kości implant jest tzw. proces wnika-
nia/zagłębiania się implantu w kość. Pro-
ces zmniejszenia się odległości na skutek
obciążania między oddalonymi od siebie
elementami kości, w przypadku kręgo-
słupa: kręgami/trzonami rozdzielonymi
wszczepem (allogennym lub implantem)
nosi nazwę procesu **osiadania**, w literatu-
rze anglojęzycznej określane jako **subsi-
dence**.

Dyskusyjne jest ciągle osiadanie
związane ze zmniejszaniem wysokości
wszczepu regulującego dystans między
rozdzielanymi fragmentami kostnymi,
gdyż może wynikać ono ze „spłaszcze-
nia” pod wpływem obciążenia tylko
samego wszczepu, czyli zachodzi tzw.
„collapse” bez naruszenia blaszki
granicznej.

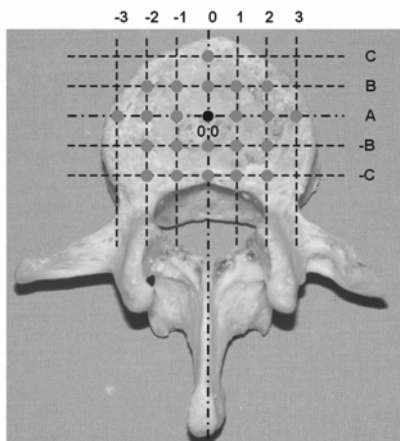
Niezależnie, w przypadku stabilizacji
z udziałem blaszki granicznej ważne jest
bliższe poznanie jej danych morfome-
trycznych, a szczególnie określenie
topografii zdolności do przenoszenia
obciążenia statycznego i dynamicznego.
Przybliżenie tych danych pozwoli na
wykorzystanie blaszki jako elementu
nośnego – przenoszącego obciążenie.

Identyfikacja biomechaniczna blaszki
pozwoli na wybranie obszarów o lepszej
nośności i skojarzeniu ich z rodzajem
użytego implantu (rodzajem stabilizacji).
Ponadto przeprowadzone badania pozwo-
lą na dopracowanie procedury chirurgi-
cznego przygotowania powierzchni nie
tylko w aspekcie pełnienia funkcji noś-
nych, ale także sprowokowania podstawo-
wych procesów leczenia, np. spondylo-
dezy. Ważnym etapem w procedurze
operacyjnej jest także przygotowanie
przestrzeni międzytrzonowej, by blaszki
graniczne: dolna i górna były nieuszkod-
zone (lub najmniej uszkodzone) i mogły
stanowić mocną podporę zapewniając
pewność układu biomechanicznego mini-
malizując prawdopodobieństwo wystąpie-
nia komplikacji pooperacyjnych.

MATERIAŁ I METODY

W pracy przedstawiono biomechaniczne
badania wykorzystujące technikę wycina-
nia (przebijania) kości za pomocą stem-
pla. Do oceny siły niszczącej blaszkę gra-
niczną kręgów lędźwiowych zastosowano
stempel o średnicy 3 mm. Wykorzystując
metodykę podziału badanej powierzchni
zastosowaną w [1], krąg w rzucie „od gó-
ry” podzielono na obszary, naniesiono
siatkę i określono punkty pomiarowe jak

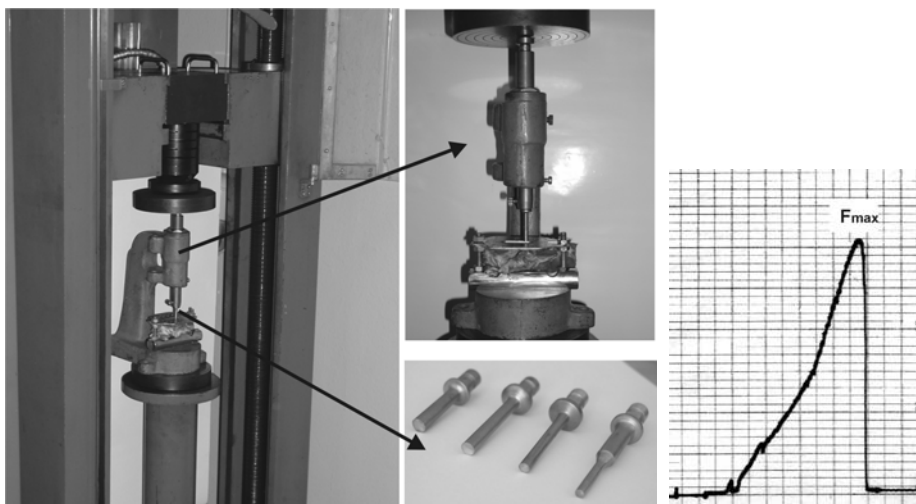
na rys.5. W testach rejestrowano największą siłę niszczącą $F_{\max}$ w [N] działającą prostopadle do powierzchni blaszki granicznej.



Rys.5. Kąrg w rzucie z góry z wyszczególnionymi miejscami testowania nośności blaszki granicznej

Zastosowano przyrząd o korpusie sztywno-wysięgowym, który umożliwia dokładne, osiowe wprowadzenie wymiennych stempli (rys.6) w badaną powierzchnię kości i swobodne wykrawanie (przebijanie) kości w zaznaczonych wcześniej punktach węzłowych. Testy prowadzono na maszynie wytrzymałościowej z jednoczesną rejestracją zmiennej siły obciążającej w funkcji przemieszczenia, z użyciem odpowiedniego oprzyrządowania umożliwiającego dokładne sytuowanie kąrgu na stoliku prostopadłym do toru ruchu wymiennego stempla (rys.6).

Otrzymane wartości największej siły niszczącej wykorzystano do oceny zbliżonej nośności obszarów blaszek granicznych: dolnej i górnej celem wskazania na najbardziej korzystną nośność pod względem biomechanicznym. Poszukiwano również zależności pomiędzy odpornością na zniszczenie a wysokością trzonu kąrgu lędźwiowego.



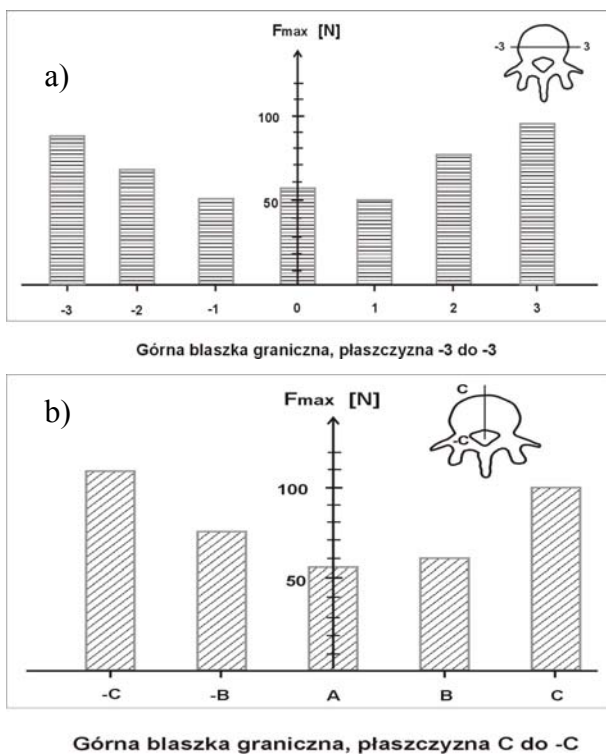
Rys.6. Stanowisko badań biomechanicznych blaszki granicznej z kompletem wymiennych stempli oraz przykładowy wykres zmiany siły $F_{\max}$ w zależności od drogi wykrawania/przebijania

WYNIKI

Wartości maksymalnych sił niszczących $F_{\max}$ otrzymane dla blaszki granicznej górnej wzdłuż osi „zerowych” zestawiono na rys.7.

Najmniejsze siły wykrawające wzdłuż osi $-3 \div 3$ zanotowano w centralnej części trzonu lędźwiowego, które nie przekroczyły 58 N. Największe siły niszczące natomiast otrzymano dla skrajnych punktów pomiarowych, w pobliżu kręgowości trzonów w tym przekroju. Ich wartości były ok. 60 % wyższe. Taką samą zależność zauważono w pomiarach wykonanych wzdłuż osi $-C \div C$.

Największy opór wykrawania/niszczenia wykazywała blaszka graniczna w skrajnych punktach pomiarowych, przy czym siły $F_{\max}$ w tych miejscach miały wyższe wartości w porównaniu z punktami krańcowymi -3 i 3 . W miarę zbliżania się do centralnej - „0” części kręgu, wartości sił niszczących malały 2-krotnie. W punkcie położonym najbliżej otworu, w którym biegnie rdzeń kręgowy: punkt $-C$, siła niszcząca $F_{\max}$ miała wartość przekraczającą 100 N, natomiast po przeciwległej stronie zarejestrowano zniszczenie przy sile mniejszej o ok. 10%.



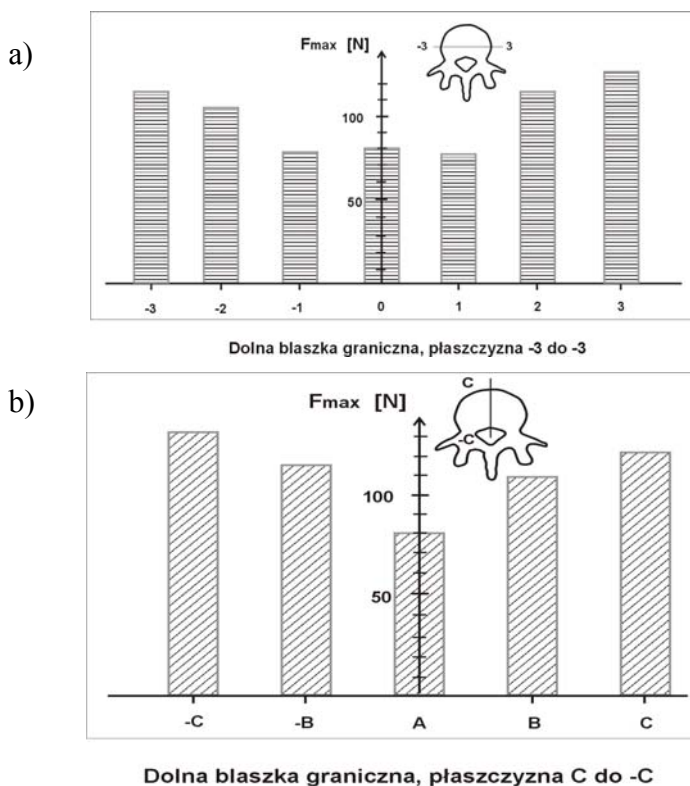
Rys.7. Wartości maksymalne sił niszczących $F_{\max}$ blaszkę graniczną górną w przekrojach: a) $-3 \div 3$ i b) $C \div -C$

Takie same tendencje – spadek sił niszczących $F_{\max}$ w miarę zbliżania się do punktu centralnego – „0” kręgu lędźwiowego zauważono analizując wyniki pomiarów otrzymane dla blaszki granicznej dolnej (rys.8). Przy czym wartości sił wykrawających dla tej części kręgu zwiększyły się znacząco o ok. 40÷50%.

Najbardziej wytrzymałe na zniszczenie okazały się obszary leżące w pobliżu punktu pomiarowego -3 siła $F_{\max}$ wyniosła 116 N, a po przeciwnej stronie w punkcie 3 zanotowano $F_{\max}$ wyższą o 10 %. Największy opór przed zniszczeniem podczas prostopadłego do blaszki

granicznej wykrawania/przebijania wykazywały obszary w pobliżu kanału kręgowego. Tam (punkt -C) maksymalna siła niszcząca przekroczyła 130 N, więc była 2-krotnie wyższa niż w obszarze centralnym trzonu.

W testach zniszczeniowych wykonano kolejną serię pomiarów sił wykrawających w punktach węzłowych, w miejscach wskazanych na rys.5. Przykładowy rozkład wartości sił niszczących $F_{\max}$ blaszkę graniczną górną przedstawiono na rys.9.



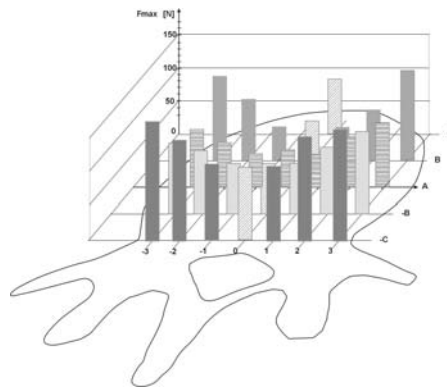
Rys.8. Wartości maksymalne sił niszczących $F_{\max}$ blaszkę graniczną dolną w przekrojach: a) -3÷3 i b) C÷-C

Najbardziej wytrzymałymi miejscami okazały się obszary w pobliżu przejścia trzonów kręgowych w łuki. Miejsca te są szczególnie odpowiedzialne za jakość stabilizacji transpedikularnych. Maksymalna siła niszcząca $F_{\max}$ w tych punktach przekroczyła 150 N. Wyniki te uzupełniły otrzymane wcześniej wartości i były podstawą od wyznaczenia obszarów najbezpieczniejszych do osadzania implantów międzytrzonowych oraz rejonów najsłabszych pod względem wytrzymałościowym.

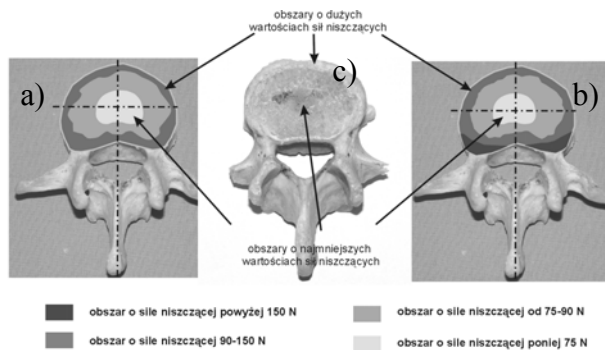
Analiza otrzymanych wyników $F_{\max}$ oraz dane literaturowe [1] umożliwiły opracowanie oddzielnie dla blaszki

granicznej dolnej oraz dla blaszki granicznej górnej obszarów o zbliżonej nośności (wytrzymałości). Rejestrowane wyniki znajdują potwierdzenie w obserwacjach powierzchni blaszki granicznej kręgów lędźwiowych poddanych preparacji i specjalnemu, powierzchniowemu trawieniu (rys. 10).

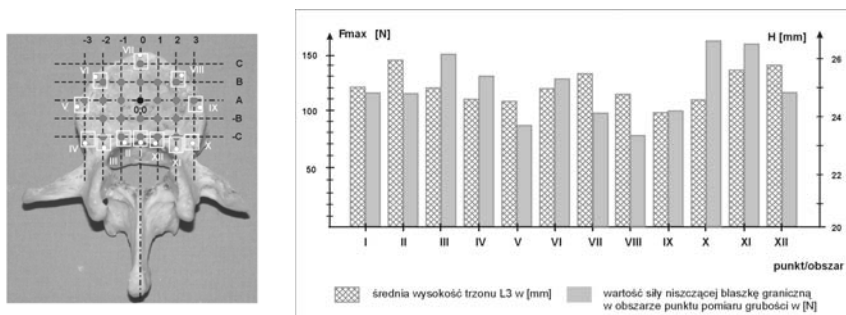
Podjęto także próbę powiązania wytrzymałości blaszki granicznej ze średnią wysokością trzonu [2, 3] w pobliżu badania maksymalnej siły niszczącej $F_{\max}$. Analizując jednak wyniki (rys. 11) nie zauważono korelacji pomiędzy siłą wykrawającą a wysokością trzonu.



Rys.9. Topografia rozkładu wartości sił niszczących $F_{\max}$ blaszki granicznej górnej



Rys.10. Obszary zbliżonej nośności (wytrzymałości na zniszczenie) blaszki granicznej: a) górnej, b) dolnej oraz c) widok odpowiadający im powierzchni blaszki granicznej trzonu lędźwiowego dolnego



Rys.11. Siła niszcząca $F_{\max}$ a wysokość trzonu kręgu lędźwiowego w obszarze jej pomiaru

DYSKUSJA

Osiadanie jest zjawiskiem niebezpiecznym, może destabilizować cały układ biomechaniczny wspierający się na blaszkach granicznych, uszkadzać zdrowe tkanki i powodować konieczność reimplantacji (rys. 12).

Problem osiadania jest coraz częściej zauważany i opisywany w światowej literaturze. O dobrym pełnieniu funkcji nośnych przez implant międzytrzonowy decydują: uwarunkowania fizjologiczne (jakość blaszek granicznych), technika implantacji (pozostawienie blaszki granicznej w stanie „nienaruszonym”, osadzenie implantu w miejscach o najlepszej nośności/wytrzymałości) oraz geometria implantu: wybrania umożliwiające spodnylodeżę, zarys powodujący rozkład obciążeń w obszarach o największej wytrzymałości [7]. W pracach [4] i [5] opisano badania na temat wpływu powierzchni implantu na uszkodzenia blaszki granicznej. Closskey i in. podają, że jeżeli powierzchnia wszczepu zawierała mniej niż 25% powierzchni blaszki granicznej, to w 80 % blaszki te ulegały uszkodzeniu wskutek obciążeń poniżej 600 N (mniej niż obciążenia

fizjologiczne). Autorzy podają również, że implant w odcinku lędźwiowym kręgosłupa powinien obejmować minimum 30÷40% powierzchni blaszki granicznej, aby mógł dobrze pełnić przypisaną mu funkcję.



Rys. 12. Przykład osiadania w szyi czopa walcowego gwintowanego, (rtg wykonane po roku od wszczepienia)

W innej pracy [6] przedstawiono osiadanie trzonów kręgowych po implantacji czopami międzytrzonowymi. Układ ten poddano obciążeniu wstępnemu o wartości 50 N, a następnie obciążano cyklicznie. Zaledwie po 700 cyklach

obciążania zauważono wystąpienie niekorzystnego zjawiska osiadania.

Osiadanie jest zjawiskiem niebezpiecznym, może destabilizować cały układ biomechaniczny wspierający się na blaszkach granicznych, uszkadzać zdrowe tkanki i powodować konieczność reimplantacji. Zdefiniowanie osiadania, poznanie przyczyn jego występowania umożliwi wykluczanie z procesów projektowania, implantacji i użytkowania pooperacyjnego czynników sprzyjających temu zjawisku i pozwoli na zwiększenie efektywności i bezpieczeństwa leczenia.

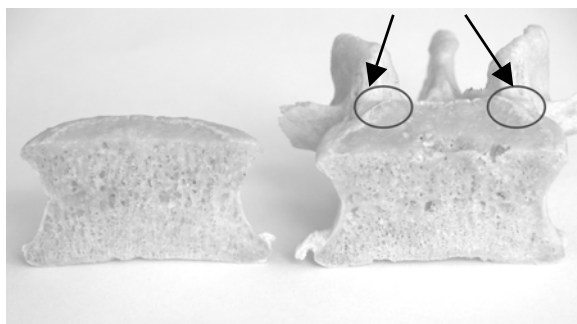
WNIOSKI

Otrzymane wyniki badań pilotażowych stanowią wsparty danymi doświadczalnymi obraz jakościowy zmian własności blaszki granicznej i znajdują potwierdzenie w doniesieniach literaturowych [1]. Analiza wyników pozwoliła na wysunięcie następujących spostrzeżeń i wniosków:

- blaszka graniczna dolna charakteryzuje się większą nośnością (wytrzymałością na zniszczenie) w porównaniu z górną, co jest wytłumaczalne

w kontekście ich biomechanicznych funkcji nośnych;

- najmocniejszymi częściami kręgów lędźwiowych są obrzeża trzonów lędźwiowych;
- szczególnie dużą wytrzymałością i zarazem nośnością charakteryzują się blaszki graniczne: dolna i górna w miejscach przechodzenia trzonu w łuki kręgowe; wytrzymałość jest 1,5÷2-krotnie większa niż w części centralnej blaszki (rys.13);
- nie zauważono istotnego wpływu wysokości trzonu lędźwiowego (na przykładzie L3) a jego lokalną wytrzymałością w tych miejscach;
- zachowanie blaszki granicznej w technice wszczepiania elementów międzytrzonowych ma istotne znaczenie, zmniejsza ryzyko komplikacji i zwiększa pewność biomechaniczną stabilizacji;
- jeśli nie ma zaburzeń kostnych, budowa stabilizatorów międzytrzonowych (koszyki, dyski, czopy), procedura implantacji powinna uwzględniać zachowanie blaszki granicznej w stanie nienaruszonym oraz wykorzystywać najbardziej nośne miejsca osadzania implantu.



Rys.13. Przekrój poprzeczny kręgu lędźwiowego z zaznaczonymi obszarami największej wytrzymałości blaszki granicznej na zniszczenie (okolice przejścia w łuki kręgowe)

Piśmiennictwo

- [1] Pamela Grant J., Sc Ma, Oxland R. Thomas i in.: Mapping the Structural Properties of the Lumbosacral Vertebral Endplates, Spine, Vol. 26, 8/2001, ss 889-896.
- [2] Parent S., Labelle H., Skalli W. Jacques de Guise: Vertebral Wedging Characteristic Changes in Scoliotic Spines, Spine Vol.29, 20/2004, ss. E455-E462.
- [3] Berry J.L., Moram J. M., Berg W. S., Steffee A. D.: A Morphometric Study of Human Lumbar and Selected Thoracic Vertebrae, Spine vol.12, 4/1987.
- [4] Closkey R.F., Parsons J.R., Lee C.K., Blacksin M.F., Zimmerman M.C.: Mechanics of interbody spinal fusion. Analysis of critical bone graft area. Spine, 1993; 18 (8), ss 1011-1015.
- [5] Warden K. E.: Spinal implant biomechanics for the non-engineer and the role of the interbody fusion device. Spinal Restabilization Procedures, Elsevier Science, 2002, ss 95-106.
- [6] Wilke H.J., Kettler A., Claes L.: Biomechanical testing of cervical and lumbar interbody fusion cages. Spinal Restabilization Procedures, Elsevier Science, 2002, ss 107-117.
- [7] Ciupik L., Hakało J., Zarzycki D.: Jednoczesne odbarczenie przestrzeni międzytrzonowej poprzez rotację czopa prostokątnego ze stabilizacją w zmodyfikowanej metodzie R-PLIF. Spondyloimplantologia zaawansowanego leczenia kręgosłupa systemem DERO. Praca zbiorowa pod red. L. Ciupik, D. Zarzycki, 2005.