



Intervertebral body stabilization – the biomechanical significance of endplate

Stabilizacja międzytrzonowa – biomechaniczne znaczenie blaszki granicznej

© J ORTHOP TRAUMA SURG REL RES 4 (16) 2009

Original article/Artykuł oryginalny

LECHOSŁAW CIUPIK¹, AGNIESZKA KIERZKOWSKA², BOGUSŁAWA BARAN¹,
JERZY PIENIAŻEK³, DANIEL ZARZYCKI⁴

¹ Instytut Bioinżynierii Medycznej Centrum Badawczo-Rozwojowe/LfC, Zielona Góra

² Instytut Bioinżynierii Medycznej Centrum Badawczo-Rozwojowe/LfC,
Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

³ Oddział Neurochirurgii, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny nr 4, Bytom

⁴ Klinika Ortopedii i Rehabilitacji, Collegium Medicum, UJ, Zakopane

Address for correspondence/Adres do korespondencji:

Instytut Bioinżynierii Medycznej Centrum Badawczo-Rozwojowe/LfC,

ul. Kozuchowska 41, 65-364 Zielona Góra, Poland

e-mail: cbr@lfc.com.pl

Statistic/Statystyka

Word count/Liczba słów 2047/1666

Tables/Tabele 0

Figures/Ryciny 10

References/Piśmiennictwo 6

Received: 01.09.2009

Accepted: 28.09.2009

Published: 15.10.2009

Summary

This paper concerns the role of endplate in intervertebral body stabilizations of the spine. The problem of subsidence and the results of biomechanical strength of endplate in the lumbar vertebra were presented. It was found, that the lower endplate has a greater load carrying capacity than the upper endplate. Particularly high tensile strength occurs where the vertebral body passes into vertebral arches. It has been concluded that the implantation procedure should seek to preserve the endplate in at least the most intact state and use the best load-bearing places of embedding the implant.

Key words: endplate, subsidence, strength

Streszczenie

Praca dotyczy roli blaszki granicznej w międzytrzonowych stabilizacjach kręgosłupa. Przedstawiono problem osiadania oraz wyniki badań biomechanicznych wytrzymałości blaszki granicznej w kręgu lędźwiowym. Stwierdzono, że blaszka graniczna dolna charakteryzuje się większą nośnością niż blaszka graniczna górna. Szczególnie duża wytrzymałość blaszki występuje w miejscu przejścia trzonu w łuki kręgowy. Wysłunęto wniosek, że procedurze implantacji powinno się dążyć do zachowania blaszki granicznej w stanie najmniej naruszonej oraz wykorzystywać najbardziej nośne miejsca osadzania implantu.

Słowa kluczowe: blaszka graniczna, osiadanie, wytrzymałość

INTRODUCTION

The structure of the vertebral body can be distinguished: on the outside the compact bone with endplates covered by resilient cartilage, and inside trabecular bone (Fig. 1).

Compact bone and its external part in the form of an endplate in biomechanical terms is responsible for load bearing. Trabecular bone closed in the vertebral body, and in turn, is responsible for the resilience properties of the skeletal system. It has the ability to attenuate and dissipate energy accumulated during sudden loading. In intervertebral body stabilizations, endplate's properties play important role. Often the endplate's load bearing determines the quality of stabilization, thus the success of treatment.

ENDPLATE IN STABILIZATIONS

Examples of stabilization, which use the endplate as a basic bearing structure, are:

- stabilization after corporectomy using prosthesis of vertebral body: vertebral body cage-bracket (constant, extensive - ES / Dero);
- rigid, halfresilient or resilient intervertebral disc prosthesis implanted from anterior or anteriolateral approach: in the titanium version of the type „C”, „Th,” or „LS” - Disc or appropriate of the polymer PEEK;
- stabilization with cages instrumented from posterior, anterior or lateral approach, in pairs or alone, type ALIF, PLIF, TLIF, R-PLIF/DERO [1], where the support is preceded by distraction done by the rotation of the rectangular cage situated between vertebral bodies/endplates;
- in disc alloplasty: in implantation of artificial nucleus pulposus; artificial disc (*TDR - Total Disc Replacement*).

WPROWADZENIE

W strukturze trzonu kręgu można wyróżnić na zewnątrz zbitą tkankę kostną z blaszkami granicznymi pokrytymi sprężystą chrząstką, a w środku kość gąbczastą (ryc.1).

Kość zbita i jej zewnętrzna część w postaci blaszki granicznej w aspekcie biomechanicznym odpowiada za przenoszenie obciążeń. Natomiast zamknięta w trzonie tkanka gąbczasta odpowiada za właściwości sprężyste układu kostnego. Posiada zdolność tłumienia i rozpraszania energii nagromadzonej podczas gwałtownego obciążania. W stabilizacjach międzytrzonowych istotną rolę odgrywają własności blaszki granicznej. Często nośność blaszki granicznej decyduje o jakości stabilizacji, tym samym o powodzeniu leczenia.

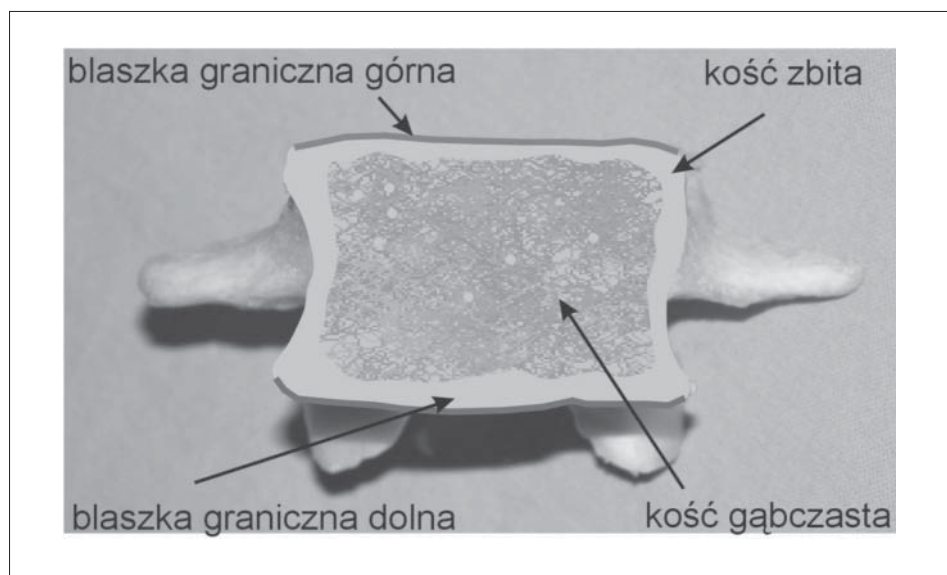
BLASZKA GRANICZNA W STABILIZACJACH

Przykładami stabilizacji, które wykorzystują blaszkę graniczną jako podstawową strukturę nośną są:

- stabilizacja po korporektomii z użyciem protezy trzonowej: koszyk-wspornik trzonowy (stały, rozpieralny – ES/DERO);
- sztywna, półsprężysta lub sprężysta proteza krążka międzykręgowego implantowana z dostępu przedniego lub przednio-bocznego: w wersji tytanowej typu „C”, „Th” lub „LS”- Disc lub odpowiednie z polimeru PEEK;
- stabilizacje czopami (cages) instrumentowanymi z dostępu tylnego, przedniego lub bocznego, parami lub pojedynczo, typu ALIF, PLIF, TLIF, R-PLIF/DERO [1], gdzie wsparcie poprzedzone jest dystrakcją wykonywaną przez rotację czopa prostopadłościennego sytuowanego między trzonami/blaszkami granicznymi;
- w alloplastyce dysku: przy wszczepianiu sztucznego jądra miazdżystego; sztucznego dysku (*TDR – Total Disc Replacement*).

Fig. 1. Structure of vertebral body in a section

Ryc. 1. Struktura trzonu kręgu w przekroju poprzecznym



Depending on the type of stabilization the endplates loading is different and depends mainly on the size of the contact surface with implant (fig.2). This surface is dependent on the shape of the implant: smaller in cylindrical implants, greater in rectangular/flat implants, and on the way of preparing the bed for the implant.

Specific appreciation, by the ease of implantation and reduced invasiveness, and ultimately, high efficiency of treatment, gains posterior intervertebral body stabilization. It is used wherever decompression of neural elements of spinal canal and radicular canals is required, and in discs, articular problems, where an increase and maintaining of intervertebral space is required. This is done through the reconstitution of physiological intervertebral space height and lumbar lordosis, as well as the opportunity to obtain bone intervertebral fusion.

Posterior lumbar intervertebral fixation was introduced by Cloward in the 40s of last century. Initially bone grafts were used for fixation, and then from the beginning of the 90s perforated cylindrical metal intervertebral cages filled with bone grafts.

Analysis of the literature and own experiences allow a general statement that the fundamental advantage of the intervertebral stabilization with threaded cylindrical cages relies on a good stabilization and a strong setting of the cage in the bone of adjacent vertebrae, thus preventing dislocation. By contrast, the main weakness of the stabilization with cylindrical cages is reduction of the capacity to bear load by vertebral endplate due to a reduction of contact surface of a cage with an endplate result-

W zależności od rodzaju stabilizacji obciążenie blaszki granicznej jest różne i zależy głównie od wielkości powierzchni kontaktu z implantem (ryc.2). Powierzchnia ta jest uzależniona od kształtu implantu: mniejsza przy implantach walcowych, większa przy prostokątnych/płaskich oraz od sposobu przygotowania łoża pod implant.

Szczegółowe uznanie, dzięki łatwości implantacji i ograniczonej inwazyjności, a w efekcie dużej efektywności leczenia, zyskuje tylna stabilizacja międzytrzonowa. Stosowana jest wszędzie tam, gdzie wymagane jest odbarczenie elementów nerwowych kanału kręgowego i kanałów korzeniowych, w problemach dyskowych, stawowych, gdzie wymagane jest zwiększenie i utrzymanie przestrzeni międzytrzonowej. Następuje to dzięki odtworzeniu fizjologicznej wysokości przestrzeni międzykręgowej i lordozy lędźwiowej, a także umożliwieniu uzyskania zrostu kostnego międzytrzonowego.

Tylnie lędźwiowe usztywnienie międzytrzonowe zostało wprowadzone przez Clowarda w latach 40 ubiegłego wieku. Początkowo stosowano do usztywnienia przeszczepy kostne, a następnie od początku lat 90-tych metalowe cylindryczne perforowane czopy międzytrzonowe wypełnione przeszczepami kostnymi. Analiza piśmiennictwa oraz własne doświadczenia pozwalają na ogólne stwierdzenie, że zasadnicza zaleta stabilizacji międzytrzonowej gwintowanymi czopami cylindrycznymi polega na dobrej stabilizacji i mocnym osadzeniu czopa w kości sąsiednich trzonów, co zapobiega dyslokacji. Natomiast główną słabością stabilizacji czopami cylindrycznymi jest obniżenie zdolności do przenoszenia

Fig. 2. Areas charged endplates, depending on the type of interbody stabilization: a) the vertebral prosthesis (mesh cage), b-c) interbody cages d) artificial disc / artificial nucleus.

Ryc. 2. Obszary obciążane blaszek granicznych w zależności od typu stabilizacji międzytrzonowej: a) protezy trzonów (koszyka), b-c) czopów międzytrzonowych, d) sztucznego dysku/sztucznego jądra miazdżystego

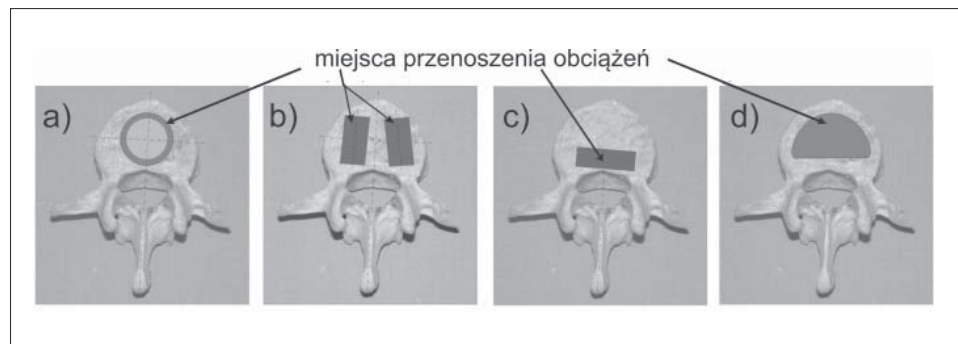
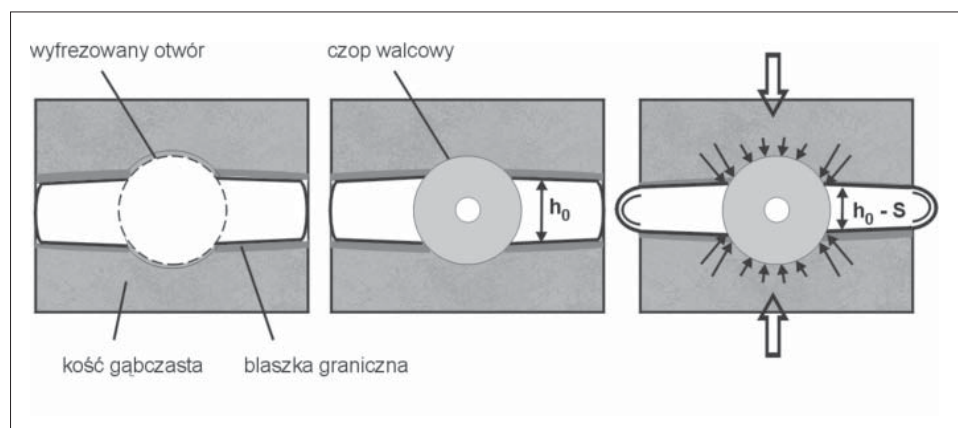


Fig. 3. The mechanism of subsidence of cylindrical interbody cages a) milled hole for cylindrical cage, b) the embedded cylindrical cage, c) the subsidence / penetrate (h_0-S) in the cancellous bone during the post-operative use, S - Subsidence

Ryc. 3. 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



ing from the surgical milling of the bed for the implant (Fig. 3). This causes subsidence often combined with impaired adhesion and loss of treatment effects.

In the 90s also were introduced rectangular cages (metal, carbon) in shape more suited to the geometry of intervertebral space. The advantage of rectangular cages in relation to the cylindrical are increased opportunities to bear loads resulting from base of the cage on vertebral endplates (the possibility of removing in an operating procedure necessity of milling the bed for the cage).

Disadvantage of conventional rectangular cages is reduction of the stability of the operated segment due to the removal of „redundant” distraction of the space, after settling the cages and removal of distraction tools, removal of „redundant” distraction, which in turn causes decreasing in tension of annulus fibrosus and ligaments of the spine (Fig. 4).

Taking into account the weaknesses of used until now cages and the procedures used such PLIF, team of surgeons and bioengineers, has proposed new types of intervertebral cages with rectangular section. The novelty of operational procedure for implanting cages is their entry into the intervertebral space and turn on 90 degrees to the plane of entry. It gives so important for decompression additional space distraction, with parallel anatomical fitting of a cage to the shape of the surface of vertebral bodies (Fig. 5) and a well-grounded.

SUBSIDENCE

The effect of interruption of endplate usually burdened by more rigid than bone implant is the so called process of penetration/diving of implant in the bone. The process of reducing the distance due to the loading between distant from each other elements of the bone, in the case of the spine: vertebrae/vertebral bodies separated by graft (allogenic or implant) is called the **subsidence** process.

obciążenia przez płytkę graniczną trzonu z powodu zmniejszenia powierzchni kontaktu czopa z płytką graniczną wynikające z chirurgicznego frezowania gniazda pod czop (ryc. 3). Wywołuje to osiadanie często połączone z zaburzeniem zrostu i utratą efektów leczenia.

W latach 90-tych wprowadzono także czopy prostopadłościennie (metalowe, węglowe) kształtem bardziej dostosowane do geometrii przestrzeni międzykręgowej. Zaletą czopów prostopadłościennych w stosunku do cylindrycznych są zwiększone możliwości przenoszenia obciążeń w wyniku oparcia czopa na płytkach granicznych trzonów (możliwość zlikwidowania w procedurze operacyjnej konieczności frezowania łoża dla czopa),

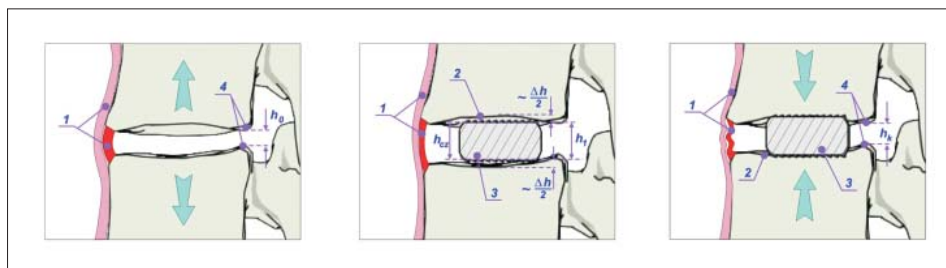
Wadami dotychczas stosowanych czopów prostopadłościennych jest zmniejszenie stabilności operowanego segmentu spowodowane zniesieniem „nadmiarowej” dystrybucji przestrzeni; po osadzeniu czopów i usunięciu narzędzi rozpierających następuje zniesienie „nadmiarowej” dystrybucji, co z kolei powoduje zmniejszenie napięcia pierścienia włóknistego i więzadeł kręgosłupa (ryc. 4).

Biorąc pod uwagę słabości dotychczas użytkowanych czopów i stosowanych procedur typu PLIF zespół chirurgów i bioinżynierów, zaproponował nowe typy czopów międzytrzonowych o przekroju prostokątnym. Nowością procedury operacyjnej przy implantowaniu czopów jest ich wprowadzenie w przestrzeń międzytrzonową i obrót o 90 stopni w stosunku do płaszczyzny wprowadzania. Daje to tak ważną dla odbarczenia dodatkową dystrybucję przestrzeni z jednoczesnym anatomicznym dopasowaniem czopa do kształtu powierzchni trzonów kręgowych (Ryc. 5) i pewnym utwierdzeniem.

OSIADANIE (SUBSIDANCE)

Efektom przerwania blaszki granicznej obciążonej przez zwykle sztywniejszy od kości implant jest tzw. proces wnikanania/zagłębiania się implantu w kość. Proces zmniejszenia się odległości na skutek obciążania między oddalonymi od siebie elementami kości, w przypadku kręgosłupa: kręgami/trzonami rozdzielonymi wszczepem (allogennym lub implantem) nosi nazwę procesu **osiadania**.

Fig. 4. Disappearance of “excessive” preliminary distraction (h) after insertion of the cage (3) between endplates (2) through “narrowed entry”(4) causes lower tension of ligaments and annulus fibrosus (1). h_0 – initial height of intervertebral space, “on entry”, $h=h_1-h_k$ – “excessive” distraction of intervertebral space, $h_1 \gg h_{cz}$ – expansion of intervertebral space after cage insertion, h_k – height of intervertebral space after disappearance of “excessive” distraction



Ryc. 4. Zanikanie „nadmiarowej” dystrybucji wstępnej (h) po wprowadzeniu czopa (3) między blaszki graniczne (2) przez „zwężone wejście”(4) powoduje obniżenie napięcia więzadeł i pierścienia włóknistego (1). (h_0) początkowa wysokość przestrzeni międzytrzonowej, „na wejściu”, $h=h_1-h_k$ „nadmiarowa” dystrybucja przestrzeni międzytrzonowej, $h_1 \gg h_{cz}$ rozwarcie przestrzeni międzytrzonowej po wprowadzeniu czopa, h_k – wysokość przestrzeni międzytrzonowej po zaniknięciu dystrybucji „nadmiarowej”.

Subsidence related to decreasing height of bone graft regulating distance between separated bone fragments is still debatable, because it can be a result of “flattening” under the influence of the grafts load only, so „collapsing” occurs without disturbing endplate.

Regardless, in the case of stabilization with endplate, it is important to recognize closer its morphometric data, and especially to determine the topography ability to transfer static and dynamic load. Approximation of these data will let to determine the ability to carry the load in the area of endplate’s contact with the implant. Biomechanical identification of endplate will allow to select areas with better load bearing capacity and combined them with the type of implant used (a kind of stability). In addition, studies will help refine the surgical procedure for surface preparation, not only in terms of bearing functions, but also to provoke the fundamental processes of treatment, such as spondylodesis. An important step in the surgical procedure is such preparation of the intervertebral space, to preserve the endplates: lower and upper undamaged (or damaged in the slightest way) and doing so they could constitute a strong support to provide the assurance of biomechanical system minimizing the probability of postoperative complications.

MATERIAL AND METHODS

Biomechanical studies using the technique of cutting (punching) of bone using a stamp are presented in this paper. To assess the strength required for destructing the endplate of lumbar vertebrae a stamp with a diameter of

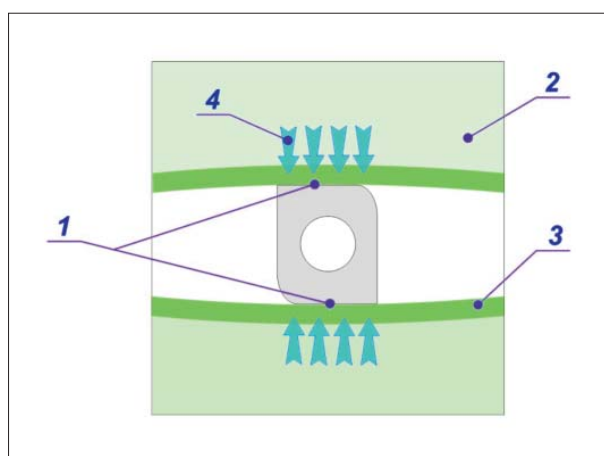


Fig. 5. Resisting surface of rectangular rotational cage. (1) resisting surface of the cage, (2) cancellous bone, (3) endplate, (4) loading
Ryc. 5. Powierzchnia oporowa czopa prostokątnego rotacyjnego. (1) powierzchnia oporowa czopa, (2) kość gąbczasta, (3) blaszka graniczna, (4) obciążenie

Dyskusyjne jest ciągle osiadanie związane ze zmniejszaniem wysokości wszczepu kostnego regulującego dystans między rozdzielanymi fragmentami kostnymi, gdyż może wynikać ono ze „spłaszczenia” 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 morfometrycznych, a szczególnie określenie topografii zdolności do przenoszenia obciążenia statycznego i dynamicznego. Przybliżenie tych danych pozwoli na określenie zdolności do przenoszenia obciążenia w obszarze kontaktu z wszczepem. Identyfikacja biomechaniczna blaszki pozwoli na wybranie obszarów o lepszej nośności i skojarzeniu ich z rodzajem użytego implantu (rodzajem stabilizacji). Ponadto przeprowadzone badania pozwolą na dopracowanie procedury chirurgicznego przygotowania powierzchni nie tylko w aspekcie pełnienia funkcji nośnych, ale także sprowokowania podstawowych procesów leczenia, np. spondylodezy. Ważnym etapem w procedurze operacyjnej jest takie przygotowanie przestrzeni międzytrzonowej, by blaszki graniczne: dolna i górna były nieuszkodzone (lub najmniej uszkodzone) i mogły stanowić mocną podporę zapewniając pewność układu biomechanicznego minimalizując prawdopodobieństwo wystąpienia komplikacji pooperacyjnych.

MATERIAŁ I METODY

W pracy przedstawiono biomechaniczne badania wykorzystujące technikę wycinania (przebijania) kości za pomocą stempla. Do oceny siły niszczącej blaszkę graniczną kręgów lędźwiowych zastosowano stempel o śred-

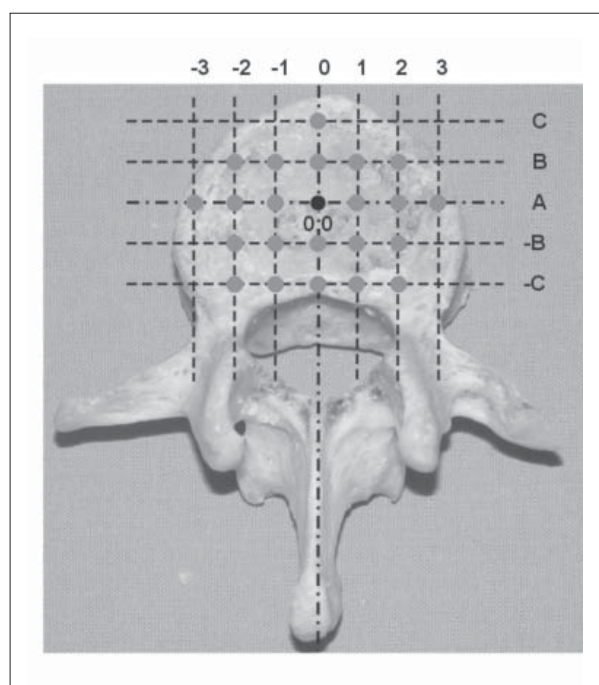


Fig. 6. Site measurements of endplate quality – top view
Ryc. 6. Mapa pomiarów jakości blaszki granicznej – widok z góry

3 mm was used. Using the methodology of division of the test surface used in [2], the lumbar vertebra „from above” was divided into areas, marked in the grid and set the measurement points as on fig.6.

In the tests the greatest destructive force F_{max} [N] acting perpendicular to the surface of endplate was recorded. Instrument with rigidly-extensive body was used, which allows accurate, axial introduction of interchangeable stamps in the tested bone area and free punching of bone in the previously selected nodes.

Tests were conducted on a testing machine with simultaneous registration of variable tensile strength as a function of displacement, using the proper equipment, that enables an accurate locating of the vertebra on the table perpendicular to the trajectory of motion of replaceable stamp (fig.7).

Gained values of most destructive force was used to assess the comparable bearing capacity of endplates areas: upper and lower to indicate the most advantageous loading capacity in biomechanical terms. The relationship between the fracture resistance and the height of the lumbar vertebral body was also searched.

RESULTS

Maximum values of destructive forces F_{max} obtained for an upper endplate along the „zero” axes is shown in fig.8.

The smallest shearing forces along the axis $-3 \div 3$ were recorded in the central part of the lumbar vertebra, and they did not exceed 58 N. The most destructive force obtained for the extreme measuring points, near the vertebrae edge in this section. Their values were about

nicy 3 mm. Wykorzystując metodykę podziału badanej powierzchni zastosowaną w [2], kręg w rzucie „od góry” podzielono na obszary, naniesiono siatkę i określono punkty pomiarowe jak na ryc.6.

W testach rejestrowano największą siłę niszczącą F_{max} w [N] działającą prostopadle do powierzchni blaszki granicznej. Zastosowano przyrząd o korpusie sztywno-wysięgowym, który umożliwia dokładne, osiowe wprowadzenie wymiennych stempli 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 kręgu na stoliku prostopadłym do toru ruchu wymiennego stempla (ryc.7).

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 kręgu lędźwiowego.

WYNIKI

Wartości maksymalnych sił niszczących F_{max} otrzymane dla blaszki granicznej górnej wzdłuż osi „zerowych” pokazano na ryc.8.

Najmniejsze siły wykrawające wzdłuż osi $-3 \div 3$ zanotowano w centralnej części trzonu lędźwiowego, które nie przekroczyły 58 N. Największe siły niszczące natomiast

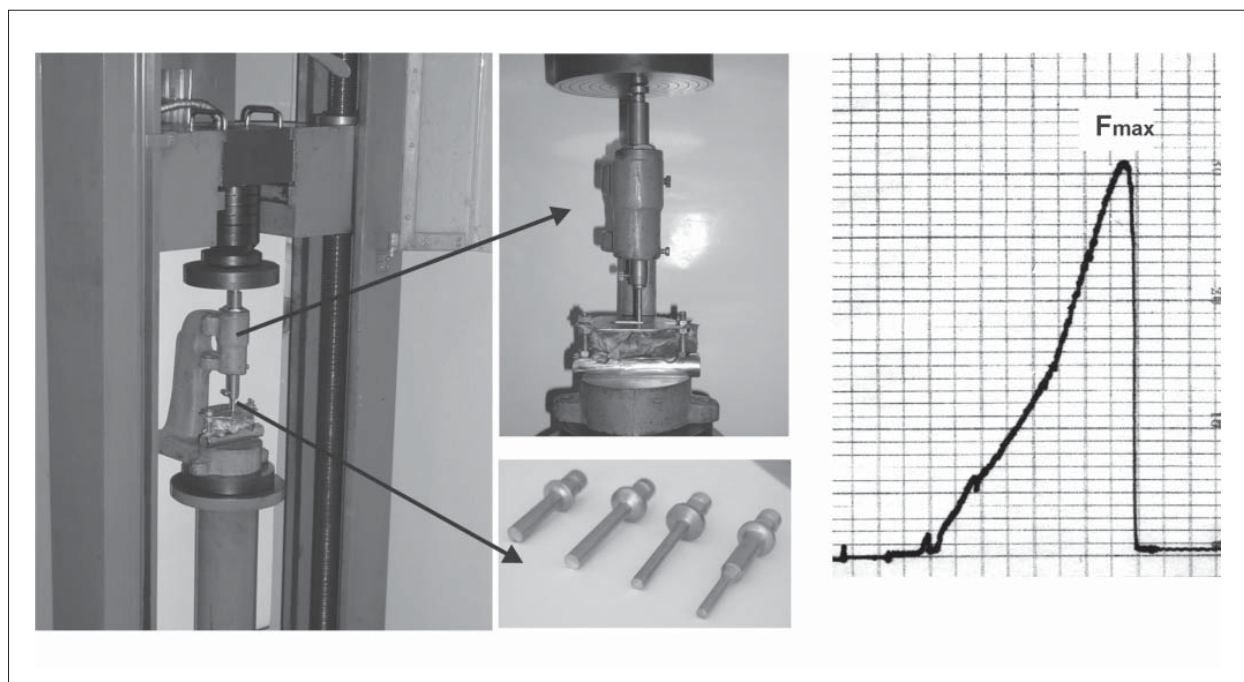


Fig. 7. System of biomechanical research of endplate with a set of interchangeable stamps

Ryc. 7. Stanowisko badań biomechanicznych blaszki granicznej z kompletem wymiennych stempli

60% higher. The same relationship was noted in measurements made along the axis $-C\div C$. The biggest resistance to punching/destroying showed the endplate in the extreme measurement points, where the force F_{max} in these places had higher values compared to the incremental points -3 and 3. With approaching to the central - „0” part of the vertebra, destructive forces values were decreasing 2-times. The nearest point to the foramen, where the spinal cord runs: point $-C$, destructive force F_{max} reached value in excess of 100 N, while on the opposite side were recorded the destruction at a force less than about 10%.

The same tendencies - the decline in destructive forces F_{max} towards the central point - „0” of lumbar vertebra was noted by analyzing the results of measurements obtained for the lower endplate. While the value of the punching forces for this part of the vertebra increased significantly by about 40 ÷ 50%.

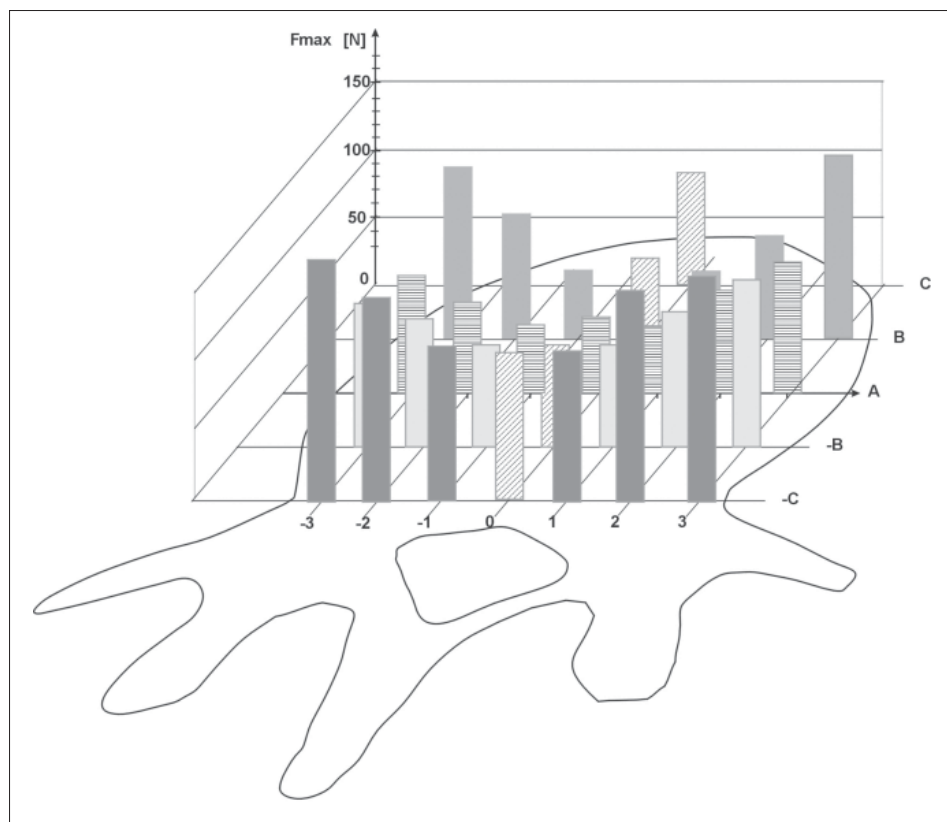
Most resistant to destruction were areas lying near the measuring point -3 strength F_{max} was 116 N, and on the opposite side in point 3 F_{max} was noted in excess of 10%. The greatest resistance to damage during perpendicular to the endplate punching, showed areas near the spinal canal. There (point $-C$), the maximum destructive force exceeded 130 N, therefore, was 2-times higher than in the central vertebral body.

otrzymano dla skrajnych punktów pomiarowych, w pobliżu krawędzi 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%.

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. 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 prostokątnego 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.

Fig. 8. Distribution of upper endplate destructive forces F_{max}
Ryc. 8. Topografia rozkładu wartości sił niszczących F_{max} blaszki granicznej górnej



In destructive tests another series of measurements shearing forces were carried out at selected nodes, relating to the place indicated in fig.6.

The strongest places were areas close to the area of transition of vertebral bodies into the vertebral arches. These places are particularly responsible for the quality of transpedicular stabilization. The maximum destructive force F_{max} at these points exceeded 150 N. These results are complemented with previously obtained values and were the basis of the assessment of the safest areas for the seating of intervertebral implants and the weakest areas in terms of strength.

Analysis of the obtained F_{max} results and the literature data [1,2] allowed to develop separately for lower endplate and the upper endplate areas with similar load bearing capacity (strength). Recorded results are confirmed by the observations of lumbar vertebral endplate's surface undergoing preparation and special, surface digestion (fig. 9).

DISCUSSION

Subsidence is a dangerous phenomenon, can destabilize the whole biomechanical system, support on endplates, damage healthy tissue and cause the need of reimplantation. Subsidence problem is increasingly featured in world literature and noticed in surgical practice. The good performance of intervertebral implant bearing functions decide: physiological conditions (quality of endplates), implantation technique – leaving the endplate in intact state, seating of the implant in place for the best load/strength and implant geometry: gaps to enable spondylosis, design causing burden in areas of greatest strength [1,2]. In the studies [3] and [4] describes a examinations the impact of the implant surface on endplate damage. Closkey at al. indicate that if the surface of the implant to contain less than 25% of the endplate, in 80% the endplates are corrupted by the load less than

W testach niszczących wykonano kolejną serię pomiarów siły wykrawającej w wybranych punktach węzłowych, odnoszących się do miejsc wskazanych na rys.6.

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 [1,2] 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 kręgow łędźwiowych poddanych preparacji i specjalnemu, powierzchniowemu trawieniu (rys. 9).

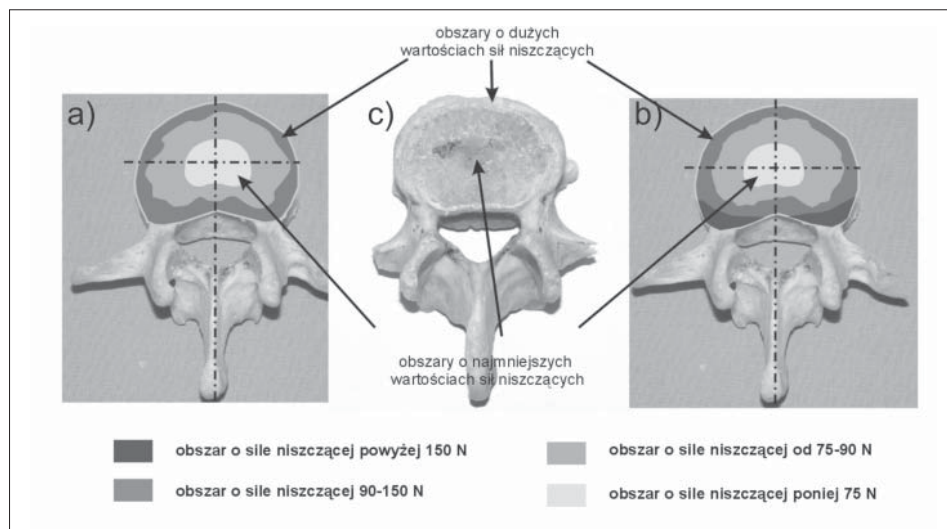
DYSKUSJA

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

Problem osiadania jest coraz częściej opisywany w światowej literaturze i zauważany w praktyce chirurgicznej. 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 spodnyłodezę, zarys powodujący rozkład obciążeń w obszarach o największej wytrzymałości [1,2]. W pracach [3] i [4] opisano badania na temat

Fig. 9. Areas of similar capacity (resistance to destruction) endplate: a) top b) bottom and c) view of the corresponding endplate surface of lower lumbar vertebra

Rys. 9. Obszary zbliżonej nośności (wytrzymałości na zniszczenie) blaszki granicznej: a) górnej, b) dolnej oraz c) widok odpowiadającej im powierzchni blaszki granicznej trzonu lędźwiowego dolnego



600 N (less than physiological load). The authors also indicate that the implant in the lumbar spine should include a minimum of 30 ÷ 40% of the endplate that could well serve the function assigned to it. In another work [5] shows vertebral bodies subsidence after intervertebral cage implantation. This system has undergone a preliminary load of 50 N, and then charged to balance. Only after 700 charging cycles, the occurrence of adverse events – subsidence was observed.

Definition of subsidence, to identify the causes of its existence will allow exclusion from the design processes, implantation and post-operative using factors contributing to this phenomenon and will increase the effectiveness and safety of treatment.

Conclusions

Obtained results provide a qualitative view of changes of endplate properties, supported by experimental data and are confirmed by reports in the literature and surgical practice. Analysis of the results allowed to nominate the following observations and conclusions:

- the lower plate is characterized by a higher load capacity (resistance to destruction) as compared with the upper, which is explainable in terms of their biomechanical carrier functions;
- the strongest parts of the lumbar vertebrae are the lumbar vertebral rim;
- particularly high strength and load-bearing capacity at the same time characterized by lower and upper endplate in places where vertebral body passes into vertebral arches, the strength is 1,5-2 times greater than in central part of endplate (fig. 10);
- no indication of a significant effect of lumbar body height (for example, L3) on the local strength;
- leaving endplate in the surgical technique of interbody elements implanting is important, it reduces the risk of complications and increases the reliability of biomechanical stability;

wpływu powierzchni implantu na uszkodzenia blaszki granicznej. Closkey 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. W innej pracy [5] 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.

Zdefiniowanie osiadania, poznanie przyczyn jego występowania umożliwi wykluczenie z procesów projektowania, implantacji i użytkowania pooperacyjnego czynników sprzyjających temu zjawisku i pozwoli na zwiększenie efektywności i bezpieczeństwa leczenia.

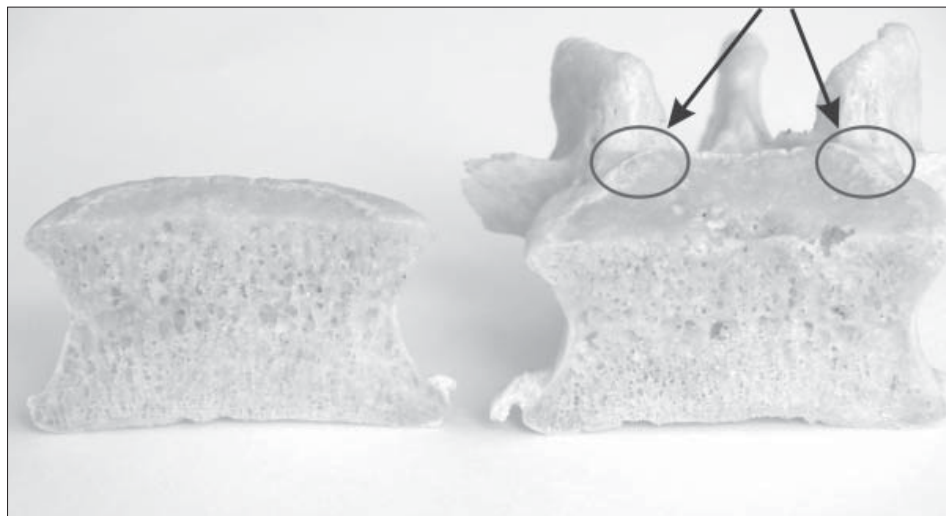
WNIOSKI

Otrzymane wyniki badań stanowią wsparty danymi doświadczalnymi obraz jakościowy zmian własności blaszki granicznej i znajdują potwierdzenie w doniesieniach literaturowych i praktyce chirurgicznej. 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. 10);

Fig. 10. Cross section of lumbar vertebra with marked areas of endplate greatest strength (around the transition to the vertebral arches)

Ryc. 10. Przekrój poprzeczny kręgu lędźwiowego z zaznaczonymi obszarami największej wytrzymałości blaszki granicznej na zniszczenie (okolice przejścia w łuki kręgowe)



- if no abnormalities in the bone morphology, implantation procedure should seek to preserve the endplate in at least the most intact and use the most load-bearing places for implant installation.
- nie zauważono istotnego wpływu wysokości trzonu lędźwiowego (na przykładzie L3) na jego lokalną wytrzymałość;
- zachowanie chirurgiczne blaszki granicznej w technice wszczepiania elementów międzytrzonowych ma istotne znaczenie, zmniejsza ryzyko komplikacji i zwiększa pewność biomechaniczną stabilizacji;
- jeśli nie ma zaburzeń w morfologii kości, w procedurze implantacji powinno się dążyć do zachowania blaszki granicznej w stanie najmniej naruszonym oraz wykorzystywać najbardziej nośne miejsca osadzania implantu.

References/Piśmiennictwo:

1. Ciupik L., Hakalo J., Zarzycki D.: Jednoczesne odbarczenie przestrzeni międzytrzonowej poprzez rotację czopa prostokątnego ze stabilizacją w zmodyfikowanej metodzie R-PLIF. [w] *Spondyloimplantologia zaawansowanego leczenia kręgosłupa systemem DERO. Praca zbiorowa pod red. L. Ciupik, D. Zarzycki, 2005*
2. 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.*
3. 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.*
4. 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.*
5. 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.*
6. Ciupik L.F., Kierzkowska A., Pieniżek J., Zarzycki D., *Znaczenie blaszki granicznej w stabilizacji międzytrzonowej, [w] Spondyloimplantologia zaawansowanego leczenia kręgosłupa systemem DERO. Praca zbiorowa pod red. L. Ciupik, D. Zarzycki, 2005*