

Janusz Płomiński¹, Zbigniew Watral², Krzysztof Kwiatkowski¹¹ Klinika Ortopedii, Wojskowy Instytut Medyczny, Warszawa² Instytut Systemów Elektronicznych WEL WAT, Warszawa

Badania właściwości mechanicznych ubitych, rozdrobnionych przeszczepów kostnych

Examination of the mechanical properties of impacted morsellised bone grafts

Słowa kluczowe: ubytek kostny, protezoplastyka rewizyjna biodra, siły ścinające
Key words: bone defect, revision hip arthroplasty, shear stress

SUMMARY

Background. In order to successfully apply the technique of impacting morsellised bone grafts in order to fill out bone defects, it is essential to determine the mechanical properties of the grafts. The aim of our study was to determine the type of forces enabling optimal graft impacting (static or dynamic forces), the force values needed for bone graft impacting, the number of impacting cycles needed to obtain a homogenous medium of a definite biomechanical strength, and the properties of the osseous bed after impacting, when exposed to forces similar to those to which the joints are subjected after surgery.

Material and methods. The tests were carried out on a strength-testing stand based on the INSTRON 8501 Plus universal strength-testing machine. The tests were performed with both static and dynamic cyclic loads applied to grafts 2 cm thick.

Results. In tests of static loads, the greatest displacement of the rammer was observed during the first attempt to knead the grafts with a force of 2 kN. The dynamics of the graft impacting process decreased rapidly in successive cycles and stabilized after ten cycles. A slight increase of rammer displacement was observed.

Conclusions. The results from the static and dynamic tests demonstrate that both the value and the character of the force applied influence the mechanical properties of the bed made of frozen bone grafts. Significantly better quality of impacting was obtained with dynamic compacting of the grafts than with application of the same force in a static character. With cyclic impacting of the bed, only the first dozen or so cycles were effective, and further action was of an elastic strain character and failed to improve the quality of impacting.

STRESZCZENIE

Wstęp. Zastosowanie techniki ubijania rozdrobnionych przeszczepów kostnych w celu uzupełnienia ubytków w kości wymaga określenia ich właściwości mechanicznych. Celem pracy było określenie rodzaju sił umożliwiających optymalne ubicie przeszczepów (siły statyczne czy dynamiczne), wielkości sił potrzebnych do ubijania przeszczepów kostnych, ilości cykli ubijania, koniecznych do uzyskania jednorodnego środowiska o określonej wytrzymałości biomechanicznej oraz własności podłoża kostnego po ubicie, poddanego działaniu sił zbliżonych do sił obciążania stawu po operacji.

Material i metody. Badania wykonano na stanowisku wytrzymałościowym, opartym na uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej Instron 8501 Plus. Przeprowadzono badania statycznego, jak i dynamicznego, cyklicznego obciążania przeszczepów o grubości warstwy 2 cm.

Wyniki. W badaniu statycznego obciążania, największe przemieszczenie ubijaka zaobserwowano podczas pierwszej próby ugniatania przeszczepów siłą 2 kN. Dynamika procesu ubijania przeszczepów szybko maleje w kolejnych cyklach i po 10 cyklach ulega stabilizacji. Obserwuje się nieznaczny przyrost przemieszczenia ubijaka.

Wnioski. Z otrzymanych wyników badań statycznych i dynamicznych wynika, że na własności mechaniczne podłoża z zamrożonych przeszczepów kostnych ma wpływ zarówno wielkość, jak i charakter działającej na nie siły. Znacznie lepszą jakość ubicia uzyskuje się podczas dynamicznego dogęszczania przeszczepów niż przy działaniu takiej samej siły o charakterze statycznym. Przy cyklicznym ubijaniu podłoża efektywne jest tylko pierwszych kilkanaście cykli, a dalsze działanie ma charakter sprężysty i nie poprawia jakości ubicia.

WSTĘP

W pojęciu strukturalnym, rozdrobnione przeszczepy kostne stanowią materiał o właściwościach mechanicznych, podlegający badaniom doświadczalnym, takim samym jak inne materiały. Ubite przeszczepy poddawane naciskom narażone są na działanie sił ścinających, zwłaszcza w warstwach pomiędzy nimi a cementem oraz tkanką kostną łoży kostnej. Odporność na działanie tych sił zależy od dwóch czynników: tarcia oraz związania między sobą ubitych cząsteczek przeszczepów. Ponadto, nie bez znaczenia jest kierunek działania sił ścinających. W przypadku panewki siły te działają pod kątem około 45° . Odporność przeszczepów na siły ścinające bardziej zależy od stopnia ich ubicia niż od ich wielkości i kształtu. Natomiast drugi czynnik odpowiedzialny za odporność na działanie sił ścinających, jakim jest związanie cząsteczek między sobą, zależy od wielkości cząsteczek. Małe cząsteczki łatwiej ulegają przemieszczeniom między sobą. Zależności między wytrzymałością przeszczepów na działanie sił ścinających określone zostały równaniem Mohrena-Coulomba [1]. $T_r = c + \delta \tan \phi$ gdzie T_r – siły ścinające, c – związanie cząsteczek, δ – siły nacisku i ϕ – kąt wewnętrznego tarcia.

Ubijanie przeszczepów kostnych odbywa się w trzech etapach, które nie są dokładnie zdefiniowane w istniejącym piśmiennictwie. Początkowo przeszczepy wciskane są w ubytki jamiste lub formowane w ubytkach segmentarnych. Wciskanie przeszczepów w ubytki wiąże się z drugim etapem, jakim jest zagęszczanie. Dopiero ostatni etap, jakim jest ubijanie, umożliwia uzyskanie oczekiwanej sztywności, twardości przeszczepów. W początkowym okresie dochodzi do ułożenia przeszczepów, odtworzających sferyczną powierzchnię łoży kostnej, w końcowym – dochodzi do ubijania przeszczepów, czyli zmniejszania ich wysokości. Zmniejszenie objętości przeszczepów powoduje zwiększenie ich gęstości.

Jakkolwiek relacje między tymi zjawiskami nie są dokładnie wyjaśnione w piśmiennictwie, to proces ubijania rozdrobnionych przeszczepów zdefiniować można jako proces powtarzających się uderzeń w przeszczepy. Uderzenia te uszkadzają strukturę przeszczepów i zmieniają ich osobnicze właściwości wytrzymałościowe. W rezultacie, z małych cząsteczek przeszczepów powstaje ubita warstwa martwej tkanki kostnej o znacznie większej wytrzymałości.

Określenie sił niezbędnych do ubicia przeszczepów kostnych (w celu stabilnego zamocowania w nich panewki stawu biodrowego) jest zadaniem niezwykle złożonym, który musi uwzględniać współzależność wielu zjawisk zarówno biologicznych, jak i mechanicznych. Z jednej strony, ubite przeszczepy kostne powinny zapewnić wytrzymałość mechaniczną układu panewka – cement – przeszczepy kostne – łoża kostna panewki. Z drugiej strony, proces ubijania nie może spowodować zniszczenia struktury biologicznej przeszczepów, gdyż uniemożliwiłoby to proces przebudowy kostnej. Podczas ubijania dochodzi do deformacji układu beleczkowego przeszczepów kostnych, który w określonym zakresie obciążenia może powrócić do stanu pierwotnego. Przekroczenie granicznych sił nacisku powoduje trwałe odkształcenie układu beleczkowego, który ulega zniszczeniu. Zjawisko to powstaje w wyniku przekroczenia granicy sprężystości przeszczepów kostnych.

Z mechanicznego punktu widzenia, zwiększenie siły ubijającej przeszczepy kostne powoduje zwiększenie sztywności, a zarazem wytrzymałości mechanicznej układu panewka – cement – przeszczepy kostne – łoża kostna panewki.

Dlatego też celem pracy było określenie:

- rodzaju sił umożliwiających optymalne ubicie przeszczepów (siły statyczne czy dynamiczne),
- wielkości sił potrzebnych do ubijania przeszczepów kostnych,
- ilości cykli ubijania koniecznych do uzyskania jednorodnego środowiska o określonej wytrzymałości biomechanicznej,
- własności podłoża kostnego po ubiciu poddanego działaniu sił zbliżonych do sił obciążania stawu po operacji.

MATERIAŁ I METODY

W odróżnieniu od wcześniejszych prac na temat własności przeszczepów kostnych, prowadzone przez autorów badania realizowane były na przeszczepach odwzorowujących rzeczywisty kształt warstwy przeszczepów, modelowany przez ortopedę podczas operacji rewizyjnej stawu biodrowego [2,3,4,5].

Próby ubijania i dogęszczania przeszczepów kostnych przeprowadzono na stanowisku wytrzymałościowym opartym na uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej INSTRON 8501 Plus przedstawionym na Ryc. 1. Stanowisko umożliwia zadawanie obcią-

żeń statycznych lub dynamicznych o różnym charakterze przebiegu. Proces ten może być kontrolowany za pomocą kanału siły bądź kanału przemieszczenia. Dokładność pomiaru siły obciążającej wynosiła 0,5% zakresu pomiarowego głowicy tensometrycznej (stosowano głowicę o zakresie ± 5 kN), natomiast przemieszczenie mierzono z dokładnością 0,01 mm.

Rozdrobnione przeszczepy kostne pochodziły z głów kości udowych. Pozyskiwano je podczas operacji protezoplastyk pierwotnych stawu biodrowego. Rozdrobnione przeszczepy kostne przygotowywano usuwając z nich chrząstkę stawową. Szpik kostny i tkankę tłuszczową usuwano płucząc przeszczepy w soli fizjologicznej o temperaturze około 70 stopni. Ostatecznie uzyskiwano przeszczepy kostne wielkości około 5-7 mm. Osuszone przeszczepy przechowywano w zamrażarce w temperaturze -25°C . Nie przeprowadzano sterylizacji przeszczepów wykorzystanych w badaniach doświadczalnych.

Model panewki to naczynie wykonane z dwuskładnikowej żywicy epoksydowej o średnicy wewnętrznej 68 mm (Ryc. 2). Naczynie miało porowatą powierzchnię umożliwiającą wydostawanie się płynów podczas procesu ubijania. W dnie i ścianach bocznych modelu nawiercono dziury o średnicy około 2 cm odtwarzające w ten sposób ubytki jamiste panewki kostnej. Ze względu na przewidziane w dalszym etapie pracy badania radiologiczne, naczynie było w pełni przezierne dla promieni rentgenowskich.



Ryc. 1. Widok stanowiska badawczego
Fig. 1. View of the test stand

Przeszczepy umieszczano w naczyniu i ubijano je warstwowo. Każda próbka zawierała 3 warstwy przeszczepów ubijanych kolejno ubijakami o coraz mniejszej średnicy, do końcowej 50 mm. Uzyskany kształt umożliwiał zacementowanie sztucznej panewki. Do ręcznego ubijania wykorzystywano młotek ortopedyczny o wadze 0.7 kg.

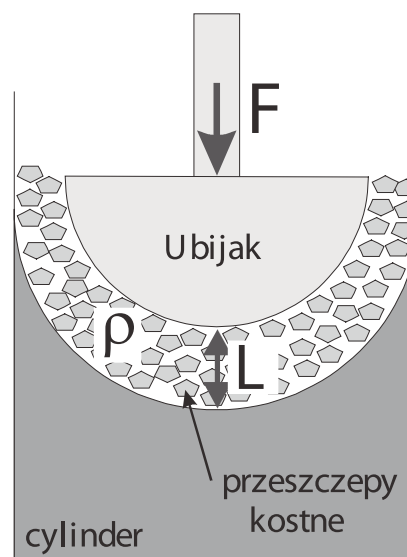
Tak przygotowaną próbę umieszczano na stoliku maszyny wytrzymałościowej i zadawano obciążenie (statyczne lub sinusoidalnie zmienne) za pomocą ubijaka o średnicy 50 mm umieszczonego na trzpieniu mocowanym do tensometrycznej głowicy pomiarowej pulsatora hydraulicznego.

Stopień odkształcenia przeszczepów kostnych określano za pomocą zmiany położenia stolika umieszczonego na ruchomej trawersie maszyny wytrzymałościowej.

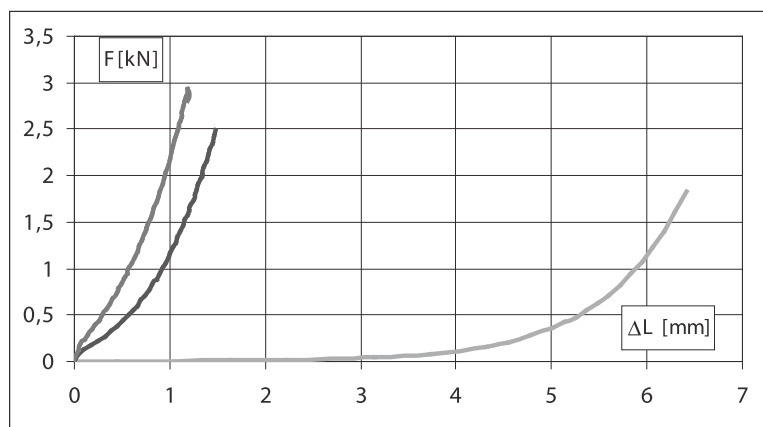
WYNIKI

Badania statyczne

Wszystkie próbki do badań przygotowywane były przez jednego badacza. Po ręcznym ubiciu przeszczepów przez lekarza kontynuowano ugniatanie na maszynie Instron ubijakiem o tej samej średnicy, zadając obciążenie o charakterze statycznym. Stopniowo zwiększano siłę do wartości maksymalnej równej 2 kN (próba 1), a następnie zwalniano nacisk. Wykonano w sumie trzy niezależne próby, a wyniki badań przedstawiono na Ryc. 3. W kolejnych dwóch próbach zwiększono obciążenie do 2,5 kN (próba 2) i do 3 kN (próba 3). Za każdym razem położenie ubijaka było mierzone względem położenia początkowego, które przyję-



Ryc. 2. Model badanego układu
Fig. 2. Model of the tested system



Ryc. 3. Przebieg charakterystyki dogęszczania przeszczepów kostnych różnymi siłami
 Fig. 3. Characteristics of bone graft compacting with various force values

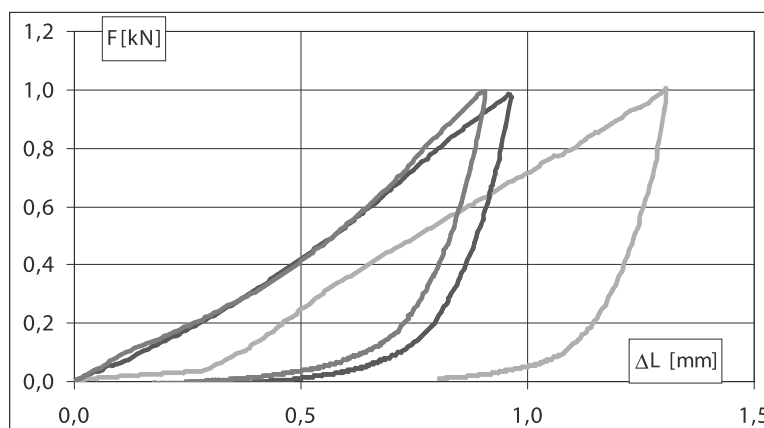
to jako zerowe i dlatego wszystkie charakterystyki mają wspólny punkt w początku układu współrzędnych.

Statyczne dogęszczanie przeszczepów kostnych potwierdza złożoność zjawisk zachodzących w trakcie prób statycznego ubijania. W pierwszej próbie, przy obciążeniu siłą do 2 kN, występuje na wykresie około 4 mm odcinek odkształcenia przy niewielkim wzroście obciążenia. Świadczy to o układaniu się przeszczepów w objętości naczynia i niwelowaniu pustek pomiędzy fragmentami kostnymi. Zarejestrowany przyrost obciążenia ma charakter nieliniowy, co z kolei świadczy o złożoności zjawisk zachodzących w pierwszym etapie dogęszczania. Oprócz układania się fragmentów kostnych, następuje także wyciskanie z nich tłuszczów i płynów ustrojowych oraz sprężyste odkształcanie kości beleczkowych. W kolejnych dwóch próbach nie występuje już odcinek braku wzrostu obciążenia w funkcji odkształcenia masy kostnej, a sztywność ugniatanych przeszczepów (nachylenie krzywych na wykresie) zwiększa się w każdej próbie dogęszczania. Dowodzi to ujednoladniania ubijanej

masy kostnej w wyniku ciągłego wyciskania płynów i odkształcania kości beleczkowych.

Istotnym zagadnieniem, które ma decydujące znaczenie podczas zabiegu rewizyjnej protezoplastyki jest stwierdzenie, w którym momencie dogęszczane przeszczepy można uznać za prawidłowo ubite. W tym celu zarejestrowano podczas statycznego dogęszczania zarówno cykle obciążania, jak i odciażania, uzyskując pętle histerezy dla danego cyklu ubijania przeszczepów. Zarejestrowany cykl trzykrotnego ugniatania przeszczepów siłą 1 kN przedstawiono na Ryc. 4.

Z przebiegu charakterystyki ugniatania widać, że w pierwszym cyklu pod działaniem siły 1 kN ubijak zagłębia się na głębokość 1,3 mm, a po odciażeniu ubijak nie wraca do pierwotnego położenia, ale pozostaje na wartości 0,8 mm. Różnica położenia przy sile maksymalnej i równej zero jest efektem sprężystości przeszczepów kostnych. Można to interpretować w ten sposób, że przeszczepy w większości uległy ubiciu, bo aż o 0,8 mm, a częściowo (0,5 mm) odkształciły się sprężysto ($1,3 - 0,8 = 0,5$). W kolejnych cyklach ubi-



Ryc. 4. Przebieg procesu cyklicznego ubijania przeszczepów siłą 1 kN (F-const)

Fig. 4. Course of the process of cyclic impacting of grafts with 1 kN force (F-const)

jak zagłębia się już na głębokość mniejszą (poniżej 1 mm), a i różnica położenia między kolejnymi cyklami znacznie maleje. Histereza położenia, określana dla wartości siły równej zero, określająca wielkość odkształcenia plastycznego w cyklu drugim wynosi 0,4 mm, a w cyklu trzecim już tylko 0,27 mm. Świadczy to o zmniejszeniu skuteczności ubijania przeszczepów w kolejnych cyklach. Potwierdzeniem tego faktu jest zwiększanie się w kolejnych cyklach różnicy między położeniami dla siły maksymalnej i równej zero. W pierwszym cyklu, jak stwierdzono powyżej, różnica ta wynosi 0,5 mm natomiast w cyklu drugim 0,56 mm, a w cyklu trzecim 0,64. Oznacza to, że w kolejnych cyklach odkształcenie ma charakter coraz bardziej sprężysty.

Badania dynamiczne

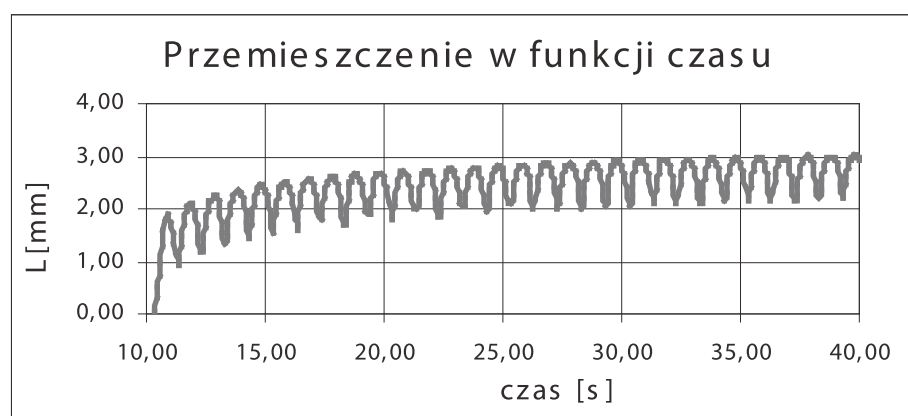
Kolejnym etapem badań było sprawdzenie jak wpływa zwiększenie liczby cykli ubijających na proces ubijania przeszczepów kostnych.

Proces ubijania w tym przypadku był wykonywany całkowicie przez maszynę Instron. Wkładano ko-

lejne warstwy przeszczepów do naczynia i poddawano cyklicznemu działaniu siły o przebiegu sinusoidalnym i częstotliwości 1 Hz. Dla każdej próby wykonano po 30 cykli obciążających, rejestrując zmiany siły w funkcji przemieszczenia, tak jak na Ryc. 5.

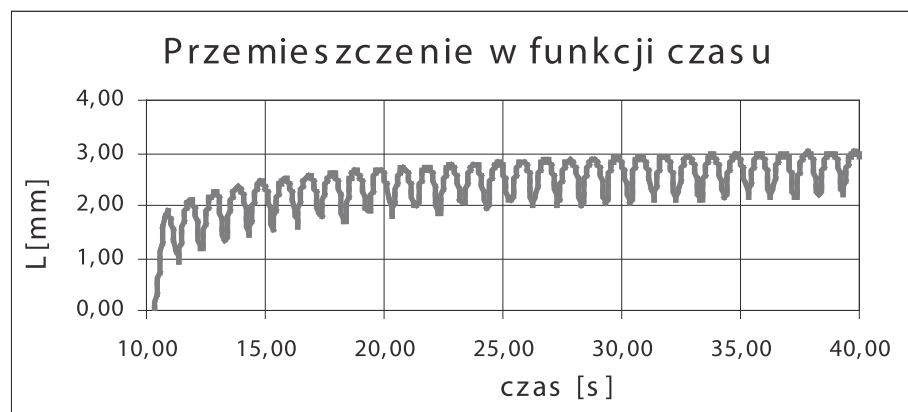
Z uzyskanych danych opracowano wykresy obrazujące charakter procesu ubijania przeszczepów kostnych przez maszynę. Na podstawie znajomości położenia w punktach pomiarowych, dla których siła ma wartość minimalną, opracowano wykres przedstawiający zmianę aktualnego, minimalnego położenia ubijaka względem minimum położenia w cyklu ostatnim. Wykres ten, przedstawiony na Ryc. 8, świadczy o tym, że cykliczny proces ubijania przeszczepów na maszynie wytrzymałościowej ma charakter nieliniowy i zbliżony przebiegiem do krzywej wykładniczej. Z wykresu przedstawionego na Rys. 6 widać, że w ciągu 30 cykli podłoże z przeszczepów kostnych zostało ubite o 3,3 mm.

Dynamika procesu ubijania przeszczepów szybko maleje w kolejnych cyklach, co widać na Ryc. 9. Przedstawia on przyrost minimum położenia ubijaka między



Ryc. 5. Wykres przemieszczenia ubijaka w funkcji czasu

Fig. 5. Graph of the function of rammer displacement in time



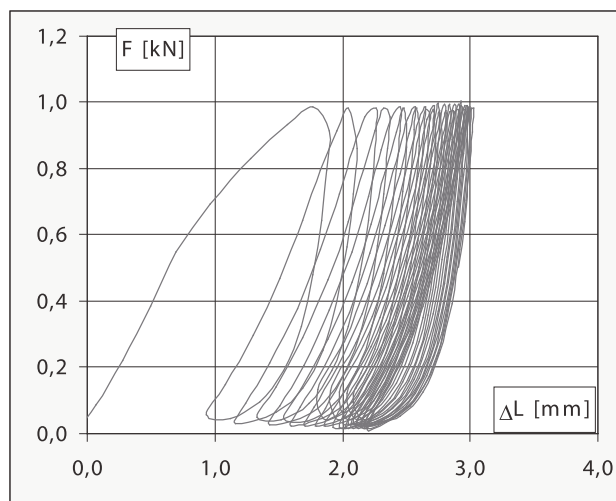
Ryc. 6. Wykres działającej siły 1 kN w funkcji czasu. Amplituda 0.5 kN, częstotliwość 1 Hz

Fig. 6. Graph of the function of 1 kN force applied in time. Amplitude 0.5 kN, frequency 1 Hz

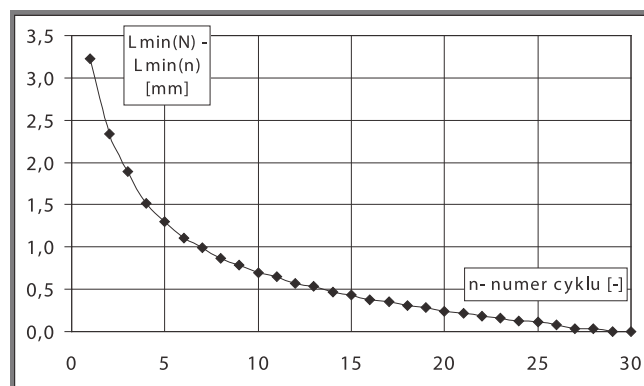
kolejnymi cyklami. Przyrost ten liczony był jako różnica minimalnych położeń, w n -tym cyklu i w cyklu $n-1$.

Na podstawie zarejestrowanego procesu cyklicznego ubijania z Ryc. 5, opracowano także wykres obrazujący zmiany różnicy między przemieszczeniem

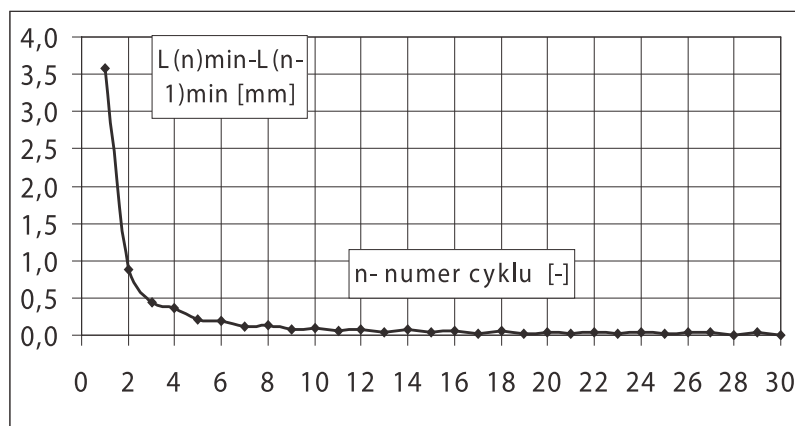
maksymalnym i minimalnym w danym cyklu w funkcji numeru cyklu. Przyrost położenia obliczano jako różnicę między położeniem ubijaka w chwili, gdy siła miała wartość maksymalną i położeniem dla siły minimalnej (bliskiej zeru).



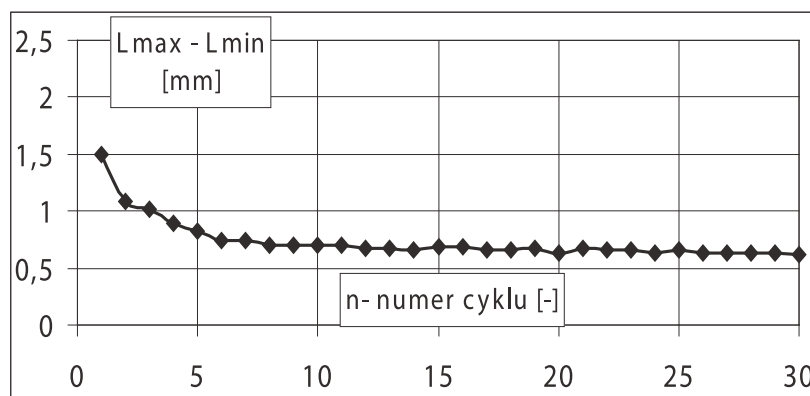
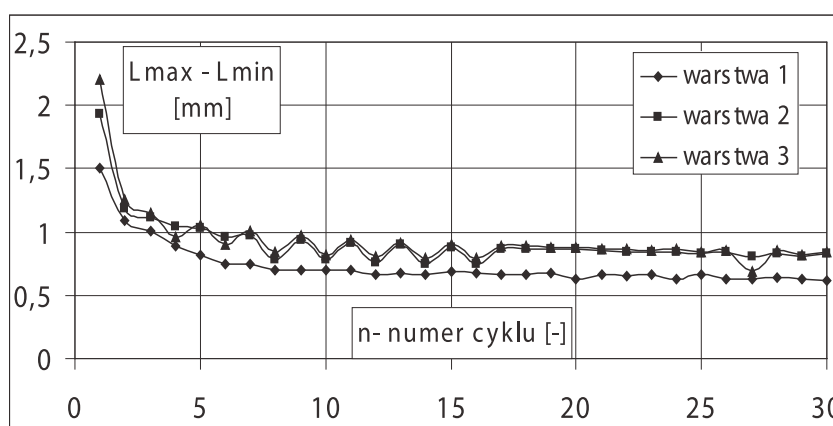
Ryc. 7. Zmiany odkształcenia przeszczepów podczas dynamicznego dogęszczania siłą 1 kN
Fig. 7. Changes of graft strain during dynamic compacting with 1 kN force



Ryc. 8. Różnica między minimum położenia ubijaka w danym cyklu i minimum w cyklu ostatnim
Fig. 8. Difference between the minimum of rammer position in a given cycle and the minimum in the last cycle



Ryc. 9. Przyrost minimum w kolejnych cyklach
Fig. 9. Increase of the minimum in successive cycles

Ryc.10. Różnica między maksimum i minimum położenia w danym cyklu dla $F=1\text{kN}$ Fig. 10. Difference between the maximum and minimum of the position in a given cycle for $F = 1\text{ kN}$ 

Ryc. 11. Różnica między maksimum i minimum położenia w danym cyklu dla 3 warstw

Fig. 11. Difference between the maximum and minimum of the position in a given cycle for three layers

Wykres ten, przedstawiony na ryc. 10 pokazuje, że w pierwszych cyklach tego badania histereza położenia ubijania jest największa, ponieważ następuje układanie i zagęszczanie przeszczepów kostnych.

Po kilku cyklach proces stabilizuje się i obserwujemy tylko nieznaczny przyrost przemieszczenia. Z wykresu widać, że około 10-tego cyklu różnica między położeniem maksymalnym i minimalnym stabilizuje się na poziomie 0,65 mm i utrzymuje się w kolejnych cyklach. Taki przebieg wykresu świadczy o tym, że po około 10-ciu cyklach proces ubijania przybiera charakter czysto sprężysty. Dalsze przemieszczanie się ubijania w głąb przeszczepów to głównie efekt ubytku wody i tłuszczu z ubijanych przeszczepów przez kanaliki w żywicy epoksydowej, z której był wykonany cylinder oraz niedoskonałej sztywności samego stanowiska pomiarowego.

Po ubiciu pierwszej warstwy przeszczepów, do tego samego naczynia włożono kolejne dwie warstwy przeszczepów, które ubijano w taki sam sposób. Wykresy zmian różnicy między maksimum i minimum po-

łożenia w kolejnych cyklach dla trzech warstw przedstawiono na Ryc. 11.

Proces ubijania kolejnych warstw ma taki sam charakter, o czym może świadczyć podobny przebieg zmian wykresów na Ryc. 11.

Podczas ubijania kolejnych dwóch warstw, przyrost położenia ubijania stabilizuje się na poziomie 0,85 mm, nieco większym niż przy warstwie pierwszej. Jedną z głównych przyczyn tego zjawiska jest wzrost grubości ubitych przeszczepów i pogorszenie skuteczności odprowadzania płynów z przeszczepów.

DYSKUSJA

Dotychczas prezentowane modele badawcze opierały się na założeniu, że przeszczepy kostne są materiałem mechanicznym i podlegają takim samym prawom jak inne materiały [6,7,8]. Model badawczy Bavadekara zakładał, że przeszczepy kostne poddawane procesowi ubijania zachowują swój dwoisty charakter [9]. Z jednej strony mają właściwości ciała stałego

go, a z drugiej cieczy, którą w tym przypadku stanowią tłuszcz i szpik kostny, i dlatego w tych modelach zastosowano sposób eliminowania cieczy z przeszczepu podczas procesu ubijania. Omawiany model zbudowano z materiału, którego struktura pozwalała na swobodny wpływ cieczy zawartej w przeszczepach.

Jednak w odróżnieniu od badań Ullmarka [4,5] i Nilssona [10], rozpatrywany model zbliżony był kształtem do sferycznej budowy panewki. Ubijanie przeszczepów w sferycznej panewce zachowuje warunki zbliżone do tych podczas operacji rewizyjnych. W tym przypadku trudno jest uzyskać jednorodne ubicie przeszczepów w całym obszarze modelu panewki. Z obserwacji klinicznych, jak i tych podczas doświadczeń wynika, że najslabiej ubite przeszczepy znajdują się w górnej strefie panewki tuż przy jej ujściu.

Dbając o stworzenie warunków wstępnego ubicia przeszczepów zbliżonych do tych, jakie panują podczas operacji rewizyjnej, wykonano badania pomiarów sił ubijających przedstawione powyżej. Wszystkie próby przygotowywane były przez tego samego badacza. Wielu autorów zaleca stosowanie ściśle określonych sił ubijających, na przykład siły, z jaką działa spadający walec na ubijak z określonej wysokości. Zdaniem autorów, proces ubijania przez badacza-ortopedę jest bardziej zbliżony do rzeczywistości.

Rozdrobnione przeszczepy kostne, uzyskiwane z głów kości udowych, składają się ze zbitiej tkanki kostnej oraz kości gąbczastej. Podczas ich ubijania dochodzi do deformacji układu beleczkowego, który może ulec, w określonym zakresie, powrotowi do poprzedniego stanu. Przekroczenie granicznych sił nacisku powoduje takie odkształcenie układu beleczkowego, które nie powraca do stanu poprzedniego. Objętość użytych przeszczepów zmniejsza się z dwóch powodów. Po pierwsze, w wyniku zmniejszenia odległości między ubijanymi przeszczepami, a po drugie, z powodu zmniejszania się ich indywidualnych wymiarów. Takie zmniejszenie wymiarów może zachodzić w zakresie odkształcenia sprężystego.

W tym zakresie, część energii akumulowana jest w warstwie przeszczepów przy założeniu, że łoża kostna nie ulega odkształceniu. Po zwolnieniu zewnętrznej siły działającej na przeszczepy, obserwuje się ich odkształcenie do poprzedniego stanu [4]. Spowodowane jest to przez energię zakumulowaną przez warstwę przeszczepów. Z obserwacji autorów wynika, że przeszczepy kostne wykazują właściwości sprężyste w bardzo szerokim zakresie działających na nie sił. Przy zastosowaniu sił, których wartości zbliżone są do stosowanych przez ortopedę podczas zabiegu operacyjnego, to jest około 0,3 kN, aż do wartości sił takich, jak przy obciążaniu stawu biodrowego, około 3 kN, różnica odkształceń sprężystych wynosiła zale-

dwie 0,4 mm. Badania Ullmarka [4] wykazały, że powrót odkształcenia po ubiciu przeszczepów wynosi od 11% do 34% już po kilku sekundach od ustania działania siły. W przypadku małych przeszczepów, odkształcenie po ubiciu było znacznie większe. W prowadzonych przez autorów badaniach zauważono, że stała czasowa przeszczepów wynosi około 1 minuty. Stwierdzono to, kiedy zadawano określoną wartość siły i mierzono czas do osiągnięcia przez ubijak stanu ustalonego.

Wielkość sił stosowanych do ubijania przeszczepów kostnych jest ważnym, ale nieznanym dokładnie czynnikiem odpowiedzialnym za stabilność przeszczepów oraz ich odkształcenie sprężyste. W dostępnym piśmiennictwie niewiele jest przykładów na określenie wielkości sił koniecznych do ubijania przeszczepów kostnych dających dobrą pierwotną stabilność implantu [2,4,5,9,11,12].

Głównymi czynnikami odpowiedzialnymi za pierwotną stabilizację panewki są wielkości sił ubijających, wielkość przeszczepów oraz sama struktura przeszczepów. Powyższe badania doświadczalne wykazały, że wielkości sił ubijających przeszczepy nie odgrywają tak istotnej roli [13]. Ponadto autorzy są zgodni z innymi, że nadmierne ubicie przeszczepów pozwala na uzyskanie dużego stopnia ich twardości, co przekłada się na ich wytrzymałość mechaniczną, z drugiej jednak strony znacznie upośledza proces rewaskularyzacji i przebudowy w żywą tkankę kostną [14,15]. Obserwacje te potwierdzają badania histopatologiczne [10,16,17]. Obraz histologiczny ubitych z różną siłą przeszczepów kostnych nie wykazuje znaczących różnic. Zastosowanie sił o wartości 3 kN nie zmienia struktury beleczkowej przeszczepów.

Zarówno w budownictwie, jak i w mechanice, wymiary cząsteczek odgrywają istotną rolę w uzyskiwaniu optymalnej stabilności [7,8]. Prowadzone badania ograniczono do badań wytrzymałościowych jednej wielkości przeszczepów zbliżonych do tych stosowanych przez ortopedów w Klinice Ortopedii CSK WIM w zabiegach rewizyjnych.

O ile znane są właściwości mechaniczne implantów, to dotychczas nie poznano w pełni własności mechanicznych ubitych przeszczepów kostnych. Chociaż pierwotna stabilizacja implantu jest zasadniczym czynnikiem oceny klinicznej, to mało jest doniesień na temat mechanicznych właściwości ubitych przeszczepów kostnych do czasu ich przebudowy [9,17,18].

Badania doświadczalne stosowania różnych technik ubijania przeszczepów w zabiegach rewizyjnych wykazały przemieszczanie się obu implantów panewki i trzpienia we wczesnym okresie po operacji [14,18]. W większości przypadków przemieszczanie zmniejszało się wraz z postępującą przebudową prze-

szczepów [3,9,19,20]. Na podstawie obserwacji klinicznych stwierdzono przemieszczenie trzpienia oraz panewki u wszystkich chorych, pomimo dobrych wyników klinicznych [3,20,21,22,23,24]. Oczywiście autorzy zwracają uwagę, że stopień pierwotnej stabilności implantu jest najważniejszym czynnikiem wpływającym na prawidłowy proces wgajania przeszczepów [18,19]. Poprawę pierwotnej stabilizacji implantu może spowodować lepsze ubicie przeszczepów oraz większy ich rozmiar [5,7,11]. Ponadto, nie bez znaczenia jest jakość przeszczepów stosowanych w zabiegach rewizyjnych, a w szczególności stosunek warstwy gąbczastej do korowej [5]. Stosowanie cementu wydaje się zwiększać stabilizację implantu poprzez jego penetrację w warstwę ubitych przeszczepów, wytwarzając strefę cement-przeszczepy [2,5].

Prowadzone badania doświadczalne wykazały, że ubite wstępnie przez ortopedę przeszczepy kostne podane cyklicznemu obciążeniu, ulegają dalszemu procesowi ubijania. Zastosowanie znacznie większych sił, zbliżonych do działających w stawie biodrowym, powoduje przemieszczenie ubijaka podczas pierwszych kilkunastu cykli. Największe przemieszczenie obserwowano przez pierwszych 5-7 cykli, podczas których przemieszczenie wynosiło 1,2 mm. Odkształcenie przeszczepów miało charakter plastyczny. Następne cykle ubijania powodowały znacznie mniejsze przemieszczenia, które wynosiły 0,3 mm. Obserwacje te są zgodne z wynikami badań Bavadekara [9], który stwierdził znaczny wzrost gęstości przeszczepów podczas pierwszych dziesięciu uderzeń ubijaka. Zmniejszenie grubości warstwy następowało o podobną wartość podczas pierwszych 10 uderzeń oraz o taką samą wartość między 10 a następnymi uderzeniami, aż do 100 uderzenia. Po 30 uderzeniu autorzy zaobserwowali stałą wartość modułu sprężystości przeszczepów.

Wielkość przemieszczenia ubijaka podczas prowadzonych badań wynosiła około 1,5 mm, co, w oparciu o kryteria oceny stabilności, nie ma znaczenia klinicznego. Obserwacje te skłaniają do wniosku, że przeszczepy kostne należy pierwotnie ubić w taki sposób, aby działające na nie siły obciążania protezy nie powodowały ich wtórnego ubijania, skutkując przemieszczeniem osadzonej panewki. Aby zapewnić dobrą stabilizację wszczepu, ubite przeszczepy nie mogą ulec odkształceniu podczas wciskania i cementowania implantu. Po tej czynności stabilizacja implantu utrzymywana jest nie tylko przez ubite przeszczepy, ale także przez cement. Głównie jednak wytrzymałość ubitych przeszczepów decyduje o stabilności powstałego układu kość gospodarza-przeszczepy-cement-implant. Przeprowadzone badania wymagają kontynuacji, szczególnie z uwzględnieniem badań sta-

bilizacji panewek zamocowanych na cemencie i przeszczepach kostnych poddawanych obciążeniom zbliżonym do rzeczywistych. Celem protezoplastyki rewizyjnej powinno być stabilne zamocowanie panewki nie tylko pierwotne, ale takie, które utrzymuje się przez cały okres przebudowy przeszczepów.

WNIOSKI

1. Wyniki uzyskane w badaniach statycznego do-gęszczania przeszczepów kostnych dowodzą złożoności zjawisk zachodzących w trakcie statycznego ubijania
2. Badania doświadczalne wykazują trójfazowy przebieg procesu ubijania:
 - wciskanie przeszczepów w ubytki jamiste lub formowane w ubytkach segmentarnych,
 - zagęszczanie przeszczepów, czyli zwiększanie ich gęstości,
 - ubijanie, które umożliwia uzyskanie oczekiwanego efektu sztywności i twardości przeszczepów.
3. Znacznie lepsze zagęszczenie przeszczepów uzyskuje się podczas dynamicznego działania siły niż przy działaniu takiej samej siły statycznej.
4. Własności mechaniczne podłoża z zamrożonych przeszczepów kostnych zależą zarówno od wielkości, jak i charakteru działającej na nie siły.
5. Podłoże z ubitych przeszczepów kostnych wykazuje własności plastyczno-sprężyste w bardzo szerokim zakresie działających sił
6. Przy cyklicznym ubijaniu podłoża efektywne jest tylko pierwszych kilka cykli, a dalsze działanie ma charakter sprężysty i nie poprawia jakości ubicia.

PIŚMIENNICTWO

1. Craig R. F. Soil mechanics. 5-th Edition. London: Chapman and Hall, 1993.
2. Giesen E. B., Lamerigts N. M., Verdonchot N., Buma P., Schreurs B. W., Huiskes R. Mechanical characteristics of impacted morsellised bone grafts used in revision of total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br) 1999; 81: 1052-1057.
3. Tägil M., Aspenberg P. Fibrous tissue armoring increases the mechanical strength of an impacted bone graft. Acta Orthop Scand 2001; 72 (1): 78-82.
4. Ullmark G., Nilsson O. Impacted corticocancellous allografts: recoil and strength. J Arthroplasty 1999; 14: 1019-1023.
5. Ullmark G. Bigger size defatting of bone chips will increase cup stability. Arch Orthop Traum Surg 2000; 120: 445-447.
6. Keaveny T. M., Wachtel E. F., Guo X. E., Hayes W. C. Mechanical behavior of damaged trabecular bone. J Biomech 1994; 27: 1309-1318.
7. Woodside A. R., Lyle P., Kelly B. Enhancing the shape characteristics of an aggregate to improve its pavement performance in the highway Read at PTRC 19th annual

- meeting at the University of Sussex, England, Sept 9-13, 1991.
 8. Marks V. J., Monroe R. W., Adam J. F. Effects of crushed particles in asphalt mixtures. *Transportation Research Record* 1990; 1259: 91.
 9. Bavadekar A., Cornu O., Godts B., Delloye Ch., Van Tomme J., Banse X. Stiffness and compactness of morselized grafts during impaction. An in vitro study with human femoral heads. *Acta Orthop Scand*, 2001; 72 (5): 470-476.
 10. Nelissen R. G. H. H., Bajer T. W., Weidenhielm L. R. A., LeGoltan D. P., Mikhail W. E. M. Revision hip arthroplasty with the use of cement and impaction grafting. Histological analysis of four casus. *J Bone Joint Surg (Am)* 1995; 77: 412-422.
 11. Brewster N. T., Gillespie W. J., Howie C. R., Madabhushi S. P., Usmani A. S., Fairbairn D. R. Mechanical considerations in impaction bone grafting. *J Bone Joint Surg (Br)* 1999; 81: 118-124.
 12. Tägil M., Aspenberg P. Impaction of cancellous bone grafts impairs osteoconduction in titanium chambers in rats. *Clin Orthop* 1998; 352: 231-238.
 13. Tägil M. The morselized and impacted bone graft. Animal experiments on proteins, impaction and load. *Acta Orthop Scand Suppl* 2000; Febr; 290: 1-40.
 14. Brodt M. D., Swan C. C., Brown T. D. Mechanical behavior of human morselized cancellous bone in triaxial compression testing. *J Orthop Res* 1998; 16: 43-49.
 15. Kong L. M., Jasty M., Harris W. H. High failure rate of bulk femoral head allografts In total hip acetabular reconstructions at 10 years. *J Arthroplasty* 1993; 8: 341-346.
 16. Heekin R. D., Engh C. A., Vinh T. Morsellized allograft in acetabular reconstruction. A postmodem retrieval analysis. *Clin Orthop* 1995; 319: 184-190.
 17. Enneking W. F., Mindell E. R. Observation on massive retrieved human allografts. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991; 73 (8): 1123-1142.
 18. Kärrholm J., Hultmark P., Carlsson L., Malchau H. Subsidence of a non-cemented stem in revision of the hip using impaction allograft. Evaluationj with adiostereometry and dual-energy X-ray absorptiometry. *J Bone Joint Surg (Br)* 1999; 81: 135-142.
 19. Ling R. S. Femoral component revision using impacted morsellised cancellous graft. *J Bone Joint Surg (Br)* 1997; 79: 874-875.
 20. Slooff T. J., Buma O., Schreurs B. W., Schimmel J. W., Huiskes R., Gardenier J. Acetabular and femoral reconstruction with impacted graft and cement. *Clin Orthop* 1996; 324: 108-115.
 21. Gie G. A., Linder L., Ling R. S. M., Timperley A. J. Contained morsellized allograf in revision total hip arthroplasty: a minimum five year follow up. *J Bone Joint Surg (Br)* 1996; 78-B: Supp I: 71.
 22. Gie G. A., Linder L., Robin S. M. Contained morsallized allograft in revision total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 1993; 24: 717-725.
 23. Gie G. A., Linder L., Ling R. S., Simon J. P., Slooff T. J., Timperley A. J. Impacted cancellous allografts and cement revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993; 75: 14-21.
 24. Slooff T. J. J. H., Huiskens R., Horn van J., Lemmens A. J.: Bone grafting in total hip replacement for acetabular protrusion. *Acta Orthop Scand*, 1984; 55: 593-596.
- Praca w ramach działalności naukowo-badawczej, Grant Nr 4 T11E 038 25, pt. „Metoda i system do pomiaru stabilności panewki stawu biodrowego w protezoplastyce rewizyjnej z użyciem zamrożonych przeszczepów kostnych”*
- Adres do korespondencji / Address for correspondence*
Dr n. med. Janusz Plomiński
Klinika Ortopedii WIM
00-909 Warszawa. Ul. Szaserów 128
e-mail: plominsky@poczta.onet.pl
- Otrzymano / Received* 05.06.2005 r.
Zaakceptowano / Accepted 02.08.2005 r.