

## OCENA STABILNOŚCI ZAMOCOWANIA SZTUCZNEJ PANEWKI STAWU BIODROWEGO

Janusz PŁOMIŃSKI<sup>3</sup>, Zbigniew WATRAL<sup>1</sup>, Andrzej MICHALSKI<sup>1,2</sup>, Jan SIENKIEWICZ<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Wojskowa Akademia Techniczna, Instytut Systemów Elektronicznych  
ul. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa, [zwatral@wel.wat.edu.pl](mailto:zwatral@wel.wat.edu.pl)

<sup>2</sup> Politechnika Warszawska, Instytut Elektrotechniki Teoretycznej i Systemów Informacyjno Pomiarowych

<sup>3</sup> Wojskowy Instytut Medyczny, Klinika Ortopedii

### Streszczenie

W referacie przedstawiono problematykę stabilności zamocowania panewki sztucznego stawu biodrowego po zabiegu rewizyjnym. Wykonano badania eksperymentalne na modelach cielęcego stawu biodrowego z zacementowaną na warstwie ubitych przeszczepów kostnych panewką polietylenową. Po zacementowaniu panewki obciążano ją siłą 1kN przez 100000 cykli a następnie sprawdzano jej stabilność przykładając na jej krawędź siłę ścinającą. Badano wpływ grubości warstwy przeszczepów oraz kierunku działania siły obciążającej na stabilność panewki.

Słowa kluczowe: protezoplastyka rewizyjna stawu biodrowego, przeszczepy kostne, panewka stawu biodrowego.

### FIXING STABILITY ASSESMENT OF ARTIFICIAL ACETABULUM OF A HIP JOINT

#### Summary

The paper deals with the problem of stability of artificial acetabulum after revision hip arthroplasty. Experimental tests on calf joint with artificial acetabulum cemented into it were performed. Cemented acetabulum was subjected to a cyclic load of 1 kN through 100000 cycles and then the fixing stability was verified by applying a shearing force to its edge. The influence of thickness of bone grafts layer and the direction of loading force on the overall stability was investigated.

Keywords: revision hip arthroplasty, bone grafts, acetabulum of a hip joint.

## 1. WPROWADZENIE DO PROBLEMATYKI PROTEZOPLASTYKI STAWU BIODROWEGO

Byłoby dobrze gdyby wszczępienie sztucznego stawu biodrowego rozwiązywało problem raz na zawsze. Niestety, często zachodzi potrzeba wykonania powtórnego zabiegu, który nazywany jest zabiegiem rewizyjnym.

Protezoplastyka rewizyjna to wymiana jednego lub obu obłuzowanych bądź uszkodzonych elementów protezy stawu biodrowego. W 75% przypadków wskazaniem do protezoplastyki rewizyjnej jest utrata stabilności mechanicznej elementów protezy stawu. Pozostałe przypadki wymagają operacji rewizyjnych na przykład z powodu zwłknięcia protezy, złamania trzpienia, złamania okołoprotezowego lub zakażeń. Liczba protezoplastyk rewizyjnych znacznie zwiększa się i w różnych ośrodkach waha się między 10 a 20% liczby protezoplastyk pierwotnych.

Zabiegi protezoplastyki rewizyjnej wymagają zastosowania odpowiedniej techniki operacyjnej. Wiąże się to z wykorzystaniem specjalistycznego instrumentarium do zabiegów rewizyjnych. Rozległość obłuzowania i wielkość uszkodzenia

łożu kostnej jest najważniejszym czynnikiem wpływającym na wynik zabiegu rewizyjnego. Wczesne wyniki protezoplastyk rewizyjnych są zachęcające. Z czasem wyniki pogarszają się, zmniejszając średni czas przeżycia protezy. Zaobserwowano 32% zakażeń pooperacyjnych po zabiegach rewizyjnych aseptycznych obłuzowań stawu biodrowego. Kavanagh i wsp. [1] zanotowali 20% obłuzowań panewek. Pellici i wsp. [2] po 8 latach od zabiegu stwierdzili 29% złych wyników.

Na podstawie badań doświadczalnych protezoplastyk rewizyjnych na zwłokach Dohmae i wsp. [3] stwierdzili osłabienie stabilizacji panewki w porównaniu z protezoplastyką pierwotną o 80%, a w przypadku ponownej rewizji o 93%.

Przyczyn tego stanu rzeczy szuka się głównie w reakcjach immunologicznych i braku przebudowy przeszczepów. Upatruje się je również w wadach materiałów użytych do produkcji protez, nadmiernym ścieraniu elementów polietylenowych, złej stabilizacji pierwotnej na cemencie kostnym czy wreszcie w nieprawidłowej technice operacyjnej. W większości przypadków to jednak sztuczna panewka ulega wcześniejszemu obłuzowaniu niż trzpień endoprotezy.

Lekarze przeprowadzający tego typu zabiegi sugerują, że dla prawidłowego prowadzenia pooperacyjnego konieczna jest wiedza o pierwotnym zamocowaniu panewki. Właśnie we wczesnym okresie pooperacyjnym dochodzi do przemieszczania panewki (osiadania na przeszczepach) i pierwszych objawów jej obluźwania. Wzrastająca liczba niepowodzeń po protezoplastyce stawu biodrowego skłania wiele ośrodków do szukania ich przyczyn.

Stabilne osadzenie implantu jest, głównym celem tej techniki operacyjnej i stanowi pierwotny warunek do przyszłej przebudowy przeszczepów [4] zaś według Kärholm [5] pierwotnie najważniejsza jest sztywność ubitych przeszczepów. W czasie obserwacji klinicznych wykonywanych zabiegów stwierdzono związek między zjawiskiem ubijania przeszczepów a ich gęstością i stopniem ich twardości. Ścisłe relacje między tymi zjawiskami nie zostały jednak do końca poznane i opisane.

W Polsce wykonywanych jest rocznie około 12 tys. pierwotnych protezoplastyk stawu biodrowego (brak dokładnych danych), przy liczbie oczekujących sięgającej 30 tys. chorych rocznie (dane Specjalisty Krajowego ds. Ortopedii i Traumatologii). Liczba wykonywanych tego typu operacji z roku na rok znacząco rośnie. Wzrost liczby wykonywanych protezoplastyk sztucznych stawu biodrowego wpłynął na rozwój używanych wszczepów oraz zwiększył liczbę stosowanych typów protez do 300 rodzajów. Żadna ze stosowanych dotychczas endoprotez nie zapewnia jednak 100% dobrego wyniku odległego w czasie. Za dobre i bardzo dobre wyniki pierwotnych protezoplastyk stawu biodrowego przyjmuje się, co najmniej 15 letni okres „przeżycia wszczepu”.

Leczenie operacyjne choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego ma na celu odtworzenie prawidłowej biomechaniki stawu. Nieprawidłowe położenie osi obrotu oraz zaburzenie zborności sztucznego stawu nieuchronnie prowadzą do niepowodzenia, jakim jest obluźwanie elementów protezy. Już po 20 latach liczba obluźwań elementów protezy sięga około 30%. Rosnąca liczba pierwotnych protezoplastyk pociąga za sobą wzrost liczby protezoplastyk rewizyjnych stawu biodrowego. Zabieg operacyjny powtórnego (rewizyjnego) wszczepienia endoprotezy z punktu widzenia operatora jest o wiele trudniejszy i droższy niż zabieg protezoplastyki pierwotnej. Koszt protezoplastyki pierwotnej to średnio około 7000 złotych natomiast rewizyjnej około 24000 złotych. Składa się na to zarówno cena potrzebnych implantów (specjalne wszczepy panewkowe, trzpienie, siatki stropowe i denne oraz udowe, koszycki, przeszczepy kostne), drogie instrumentarium oraz koszty zabiegu operacyjnego z przedłużonym pobytem chorego w szpitalu i długotrwałą rehabilitacją.

Obecnie najbardziej rozpowszechnioną metodą protezoplastyki rewizyjnej z użyciem przeszczepów

kości jest operacja według R. Linga i T. J. J. Sloofa [6, 7, 8, 9]. Po usunięciu zniszczonej panewki polietylenowej, tkanek martwiczych i zapalnych usuwa się dokładnie cement kostny. Ubytki w dniu panewki wypełnia się przeszczepami litymi korowogąbczastymi z talerza biodrowego lub warstwowo położonymi przeszczepami rozdrobnionymi kości gąbczastej, siatkami dennymi i ponownie przeszczepami rozdrobnionymi. Łożę dla panewki modeluje się przez ubijanie pobijakami, o określonej wielkości, dla ponownie cementowanej panewki. Wytrzymałość uzyskiwanej łoży kostnej w panewce jest trudna do oceny. Niejednokrotnie podczas ubijania przeszczepów obserwuje się przemieszczanie ubijaka do wnętrza miednicy. Uzyskanie, zatem dobrej stabilizacji panewki uzależnione jest od kilku elementów. Po pierwsze od pierwotnego łoża kostnego, a w drugiej kolejności od wtórnej łoży uzyskanej poprzez ubijane przeszczepy. Ważne jest także prawidłowe zacementowanie panewki w miejscu odpowiadającemu jej pierwotnemu położeniu. Określenie jednak jej anatomicznego położenia w sytuacji ubytków segmentarnych jest bardzo trudne.

O wadze problemu, jakim jest protezoplastyka stawu biodrowego świadczy ogromna liczba publikacji z tego zakresu. Najczęściej opisuje ona badania na modelach dotyczących stabilizacji trzpienia protezy w kości udowej. Niewiele jest natomiast doniesień na temat badania stabilności panewki stawu biodrowego. W większości przypadków to jednak ona ulega wcześniejszemu obluźwaniu niż trzpień endoprotezy. Na stabilność długoczasową sztucznego stawu biodrowego, oprócz dokładności ustawienia parametrów geometrycznych tego stawu, ma również wpływ zastąpienie współpracujących elementów sprężystych (głowa kości udowej - naturalna panewka miednicy) elementami sztywnymi endoprotezy (głowa trzpienia - sztuczna panewka - cement). Ważny wpływ na pracę endoprotezy ma również naruszenie w trakcie operacji systemu przyczepów mięśniowych i więzadeł oraz brak możliwości ich odtworzenia.

## 2. CEL BADAŃ

Zasadniczym celem badań jest identyfikacja czynników wpływających na stabilność panewki w protezoplastykach rewizyjnych stawu biodrowego w celu zwiększenia trwałości i przedłużenia czasu pracy protezy. Badania eksperymentalne umożliwią określenie czynników wpływających na stabilizację panewki w łoży cementowej i przeszczepach kości zamrożonej oraz stwierdzenie, które z nich mają decydujący wpływ na zmianę zborności sztucznego stawu (wielkość i kierunek działającej siły, grubość warstwy przeszczepów). Ma to istotne znaczenie zwłaszcza w czasie rehabilitacji we wczesnym okresie pooperacyjnym.

Początkowy okres po operacji to ochrona układu panewka–cement–przeszczepy–kość w taki sposób, aby następował niezaburzony proces wgnijania przeszczepów dających w przyszłości biologiczną stabilność panewki. Z drugiej zaś strony zgodnie z prawem Wolffa obciążanie stawu sprzyja procesowi przebudowy i remodelingu przeszczepów.

Dla realizacji tak postawionego celu opracowano metodę i narzędzia pomiarowe do badania stabilności panewki sztucznego stawu biodrowego, mocowanej podczas protezoplastyki rewizyjnej, na podłożu z zamrożonych przeszczepów kostnych.

Wobec znacznych kosztów pierwotnej, a szczególnie rewizyjnej, protezoplastyki stawu biodrowego szukanie sposobów na przedłużenie prawidłowego funkcjonowania endoprotezy może być źródłem oszczędności finansowych.

### 3. STANOWISKO I METODYKA BADAŃ

Do prowadzenia badań wytrzymałościowych i zmęczeniowych wykorzystano stanowisko bazujące na maszynie INSTRON 8501PLUS (rys. 1). Maszyna ta umożliwia wykonywanie badań statycznych oraz dynamicznych z oddziaływaniem na badane próbki (elementy) siłami rozciągającymi i/lub ściskającymi o maksymalnej wartości  $\pm 100$  kN i prędkości przesuwu tłoka  $0\div 50$  mm/s.

Maszyna może być wykorzystywana w trzech opcjach sterowania: położeniem (przesuwem tłoka siłownika), obciążeniem (wartością siły działającej na badaną próbkę) oraz odkształceniem (wartością odkształcenia badanej próbki).



Rys. 1. Widok maszyny wytrzymałościowej Instron 8501

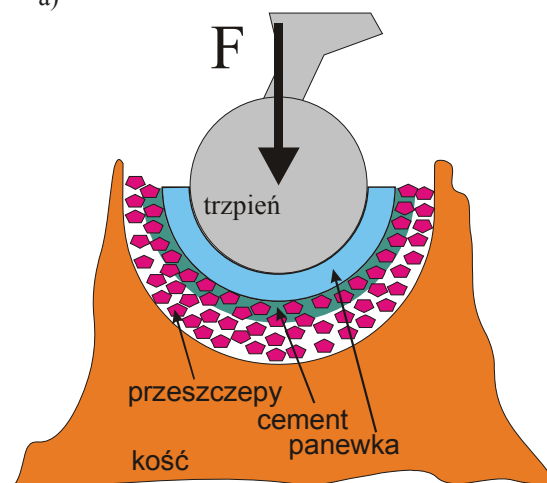
W belce górnej zamocowana jest na stałe głowica pomiaru siły o zakresie pomiarowym  $\pm 100$  kN. W przypadku prowadzenia badań o obciążeniu poniżej 5 kN do głowicy jest dopinana mniejsza głowica o zakresie obciążenia  $\pm 5$  kN.

Stanowisko umożliwia zadawanie obciążeń statycznych lub dynamicznych o różnym kształcie stosując kontrolę procesu za pomocą pomiaru siły bądź pomiaru przemieszczenia. Dokładność pomiaru siły obciążającej wynosi 0,5% zakresu pomiarowego głowicy tensometrycznej, natomiast przemieszczenie można mierzyć z dokładnością 0,01mm.

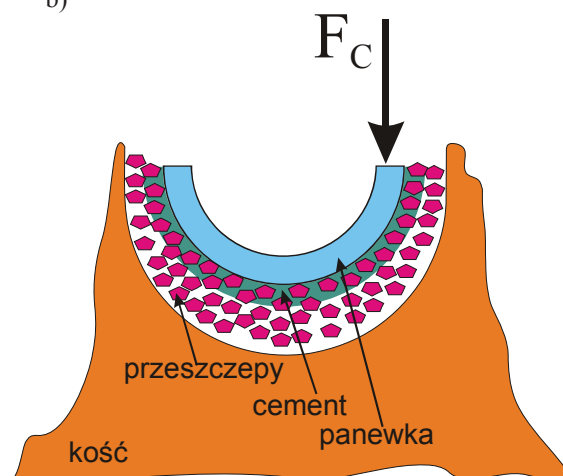
Na omawianym stanowisku prowadzono badania wytrzymałościowe i zmęczeniowe na modelach panewki stawu biodrowego z wszczepioną sztuczną panewką polietylenową.

Dotychczasowe badania w tej dziedzinie, opisywane w literaturze światowej, ukierunkowane były zwykle na poznanie własności ubijanych przeszczepów kostnych w zależności od rodzaju i wielkości przeszczepów oraz siły i czasu ich ubijania.

a)



b)



Rys. 2. Model układu do obciążania zacementowanej panewki a) model układu do zrywania panewki b)



W odróżnieniu od wcześniejszych opracowań [10, 11, 12, 13, 14, 15] prowadzone w ramach tej pracy badania realizowane były na modelu odwzorującym rzeczywisty kształt warstwy przeszczepów, jaki powstaje podczas operacji rewizyjnej stawu biodrowego. Modele układów, jakie były poddawane badaniom na omawianym stanowisku przedstawiono na rys. 2.

Do wszystkich eksperymentów stosowano przeszczepy kostne uzyskiwane z głów kości udowych. Rozdrobnione przeszczepy kostne przygotowano usuwając z nich chrząstkę stawową. Szpik kostny i tkankę tłuszczową usuwano płucząc przeszczepy w soli fizjologicznej o temperaturze 70 stopni. Stosowano przeszczepy kostne o nieregularnym kształcie i wielkości od 5 do 7 mm. Zróżnicowana wielkość przeszczepów umożliwia dokładniejsze ich ubicie poprzez wypełnianie wolnych przestrzeni między większymi przeszczepami mniejszymi. Osuszone przeszczepy przechowywano w zamrażarce w temperaturze  $-25^{\circ}\text{C}$ . Nie stosowano sterylizacji przeszczepów kostnych.

Każda próbka do badań zawierała 3 warstwy przeszczepów ubijanych kolejno ubijakami o coraz mniejszej średnicy aż do uzyskania wymaganej kształtu do zacementowania sztucznej panewki.

Do ubijania wykorzystywano młotek ortopedyczny o masie 0,7 kg. Ubijano ręcznie 3 warstwy przeszczepów uzyskując ostatecznie warstwę o grubości od 5 do około 10 mm.

W zależności od rodzaju prowadzonych badań zadawano obciążenie statyczne lub sinusoidalnie zmienne za pomocą ubijaka umieszczonego na trzpieniu mocowanym do tensometrycznej głowicy pomiarowej pulsatora hydraulicznego. Wielkość odkształcenia przeszczepów kostnych określano za pomocą zmiany położenia stolika umieszczonego na ruchomym trawersie maszyny wytrzymałościowej.

#### 4. BADANIE STABILNOŚCI PANEWKI POLIETYLENEWEJ ZACEMENTOWANEJ W ZWIERZĘCYM STAWIE BIODROWYM - WYNIKI BADAŃ

Model do badań z kości cielęcej przygotowano w specjalnym prostopadłościennym naczyniu jak na rys. 3.

Fragmenty kości cielęcej mocowane były w naczyniu wykonanym z blachy stalowej na podłożu odlanym z cementu montażowego Ceresit CX-5.

Zwierzęcą panewkę wklejano w formę cementową na duracrylu szybkopolimeryzującym. Po wklejeniu kości dokonywany był zabieg rewizyjnego wszczepienia panewki polietylenowej. Ubytek łoża kostnej panewki wykonywano poprzez rozwiercanie panewki rozwiertakiem o średnicy 60 mm. Następnie ubijano ręcznie odpowiednią warstwę przeszczepów i cementowano polietylenową panewkę, którą następnie poddawano

cyklicznemu obciążaniu siłą 1 kN przez 100000 cykli. Badania prowadzono dla: różnej grubości warstwy przeszczepów ( $D=5$  lub 10 mm) i różnych kątów działania siły obciążenia cyklicznego ( $0^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$  i  $60^{\circ}$ ).



Rys. 3. Widok fragmentu kości stawu zwierzęcego z zacementowaną panewką polietylenową

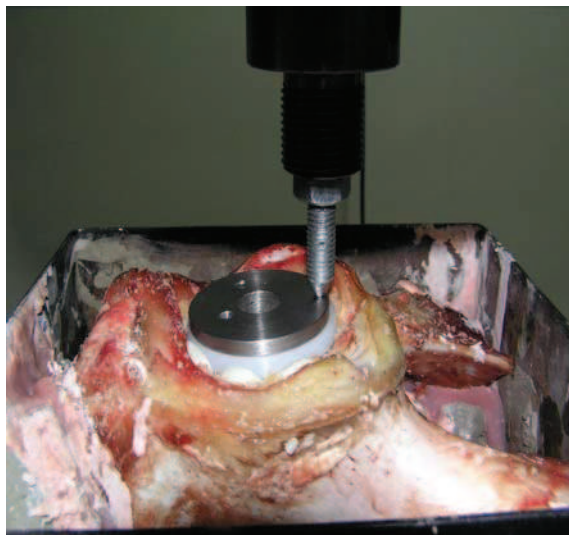
Badania wytrzymałościowe polegające na cyklicznym obciążaniu panewki pod różnymi kątami siłą 1kN o kształcie sinusoidalnym i częstotliwości 5Hz przez 100000 cykli prowadzone były w układzie jak na rys. 4.



Rys. 4. Widok modelu z zacementowaną panewką polietylenową poddawaną cyklicznemu obciążaniu pod kątem  $30^{\circ}$  względem normalnej do równika panewki

Po wykonaniu próby wytrzymałościowej sprawdzano jakość zamocowania panewki poddając ją działaniu siły ścinającej przykładanej na krawędzi panewki jak pokazano na rys. 5.

Wykaz przeprowadzonych eksperymentów wraz z opisami zestawiono w tabeli 1. Kolejne eksperymenty (próby) oznaczono numerami od 1 do 7.



Rys. 5. Widok zamocowanej polietylenowej panewki poddawanej działaniu siły ścinającej

Tabela 1  
Wykaz badań wykonanych na zwierzęcym stawie biodrowym

Nr próby	Grubość przeszcz. D [mm]	Kąt działania siły obciąż. $\alpha$ [°]	Siła nacisku F [kN]	Liczba cykli N [-]
1	5	0	0	0
2	5	0	1	100000
3	5	30	1	100000
4	5	60	1	100000
5	10	30	1	100000
6	10	60	1	100000
7	0-20	30	1	100000

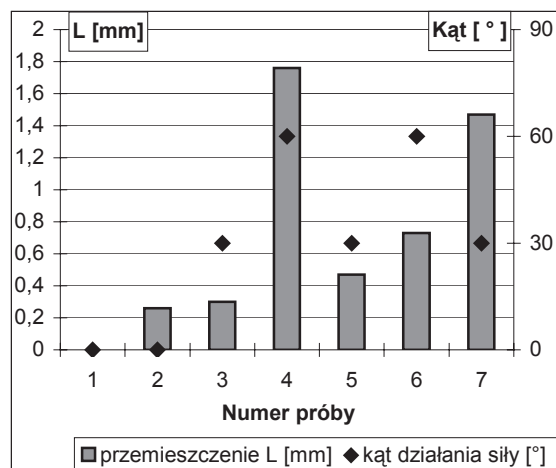
Tabela 2  
Przemieszczenie panewki pod wpływem obciążania siłą  $F=1\text{kN}$  przez 100000 cykli

Nr próby	Grubość przeszcz. D [mm]	Kąt działania siły obciąż. $\alpha$ [°]	Przemieszczenie panewki po 100000 cyklach L [mm]
1	5	0	0
2	5	0	0,26
3	5	30	0,3

4	5	60	1,76
5	10	30	0,47
6	10	60	0,73
7	0-20	30	1,47

Podczas cyklicznego obciążania panewki zaobserwowano niewielkie przemieszczenie panewki w kierunku działania siły. Wielkość tego przemieszczenia zależy od grubości warstwy przeszczepów oraz kąta działania siły obciążającej panewkę. Wartości przemieszczenia panewki dla kolejnych prób przedstawiono w tabeli 2.

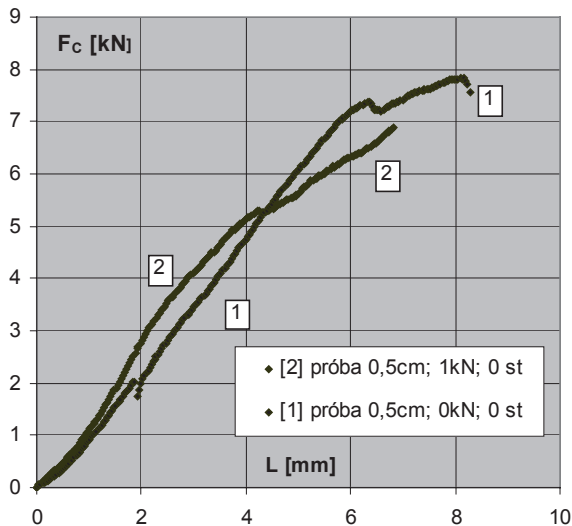
Przemieszczenie (L) panewki w zależności od wartości kąta działania siły ( $\alpha$ ) przedstawiono na wykresie słupkowym na rys. 6. Otrzymane wyniki poddano analizie porównawczej stosując kryterium podobnych parametrów metrologicznych modelu.



Rys. 6. Przemieszczenie zamocowanej panewki pod działaniem siły obciążającej

Po cyklicznym obciążaniu zamocowanej panewki poddawano ją następnie działaniu siły ścinającej jak na rys. 5.

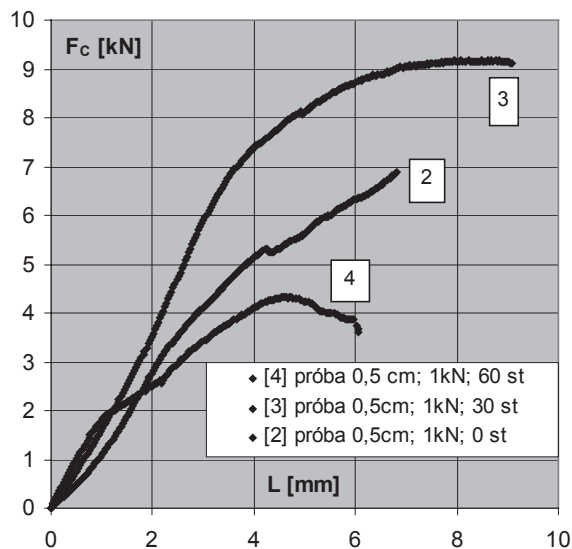
Otrzymane charakterystyki zmian siły ścinającej  $F_c$  w funkcji przemieszczenia panewki przedstawiono na kolejnych rysunkach grupując je według podobnych cech.



Rys. 7. Zależność siły ścinającej w funkcji przemieszczenia panewki dla prób 1 i 2

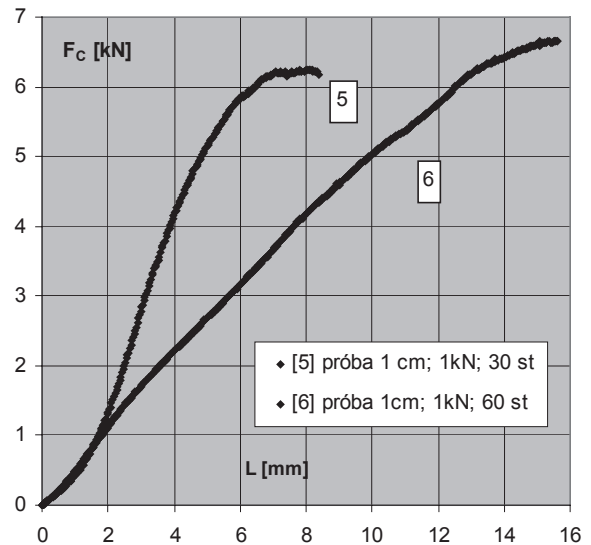
Na rys. 7 przedstawiono przebiegi zarejestrowanego procesu zrywania panewki tj. zależności siły  $F_c$  w funkcji przemieszczenia  $L$  dla prób 1 i 2. Takie zestawienie prób pokazuje wpływ cyklicznego obciążania na stabilność w odniesieniu do przypadku, kiedy panewka była "zrywana" bezpośrednio po zacementowaniu.

Na rys. 8 zestawiono przebiegi sił ścinających dla prób 2, 3 i 4 tj. przypadków, kiedy dla tej samej grubości przeszczepów zmieniano kąt działania siły obciążającej.



Rys. 8. Zależność siły ścinającej w funkcji przemieszczenia panewki dla prób 2, 3 i 4

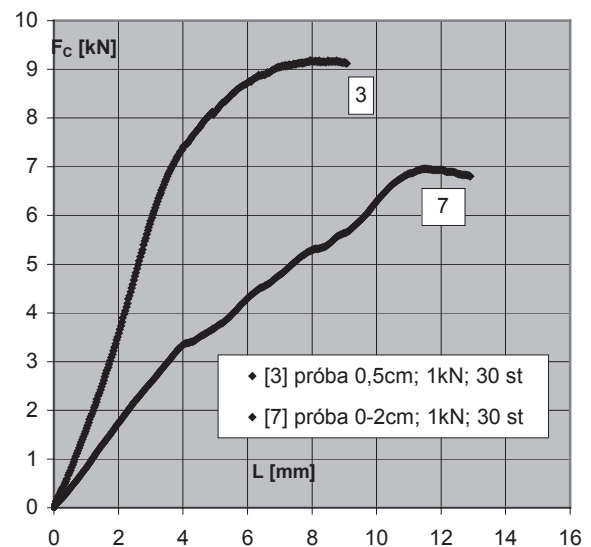
Na rys. 9 porównano wartości siły ścinającej dla próby 5 i 6 dla różnych kątów, lecz takiej samej grubości warstwy przeszczepów.



Rys. 9. Zależność siły ścinającej w funkcji przemieszczenia panewki dla prób 5 i 6

Na rys. 10 przedstawiono zależność siły ścinającej dla panewki zamocowanej na warstwie przeszczepów o równomiernej grubości (próba 3) oraz panewki zacementowanej niecentrycznie, kiedy to grubość przeszczepów wokół panewki zmieniała się od 0 do 2 cm.

Grubsza warstwa przeszczepów znajdowała się na kierunku działania siły natomiast po przeciwnej stronie grubość warstwy przeszczepów była minimalna.



Rys.10. Zależność siły ścinającej w funkcji przemieszczenia panewki dla prób 3 i 7

## 5. PODSUMOWANIE

Badania stabilności polietylenowej panewki zacementowanej na ubitych przeszczepach kostnych w zwierzęcym stawie biodrowym przybliżyły laboratoryjne warunki prowadzonych badań do warunków klinicznych i umożliwiły sprawdzenie



innych czynników mających wpływ na stabilność zacementowania panewki takich jak: cykliczne działanie sił obciążających pod różnym kątem oraz grubość warstwy przeszczepów.

Warunkiem dobrego odległego w czasie wyniku protezoplastyki rewizyjnej z wykorzystaniem techniki uzupełniania ubytków kostnych przeszczepami kostnymi jest uzyskanie dobrej pierwotnej stabilności panewki oraz niezaburzony proces wgajania przeszczepów. Pierwotna stabilność panewki zależy od jakości ubicia przeszczepów i sposobu mocowania panewki. Wczesne przemieszczenie panewki w warstwie przeszczepów skutkuje zwykle jej obluźwaniem.

Na podstawie badań wytrzymałościowych zamocowania panewki stwierdzono zależność pierwotnej stabilności od kierunku działania siły obciążającej oraz grubości warstwy przeszczepów.

Z porównania otrzymanych wyników badań wytrzymałościowych dla próby 1 i 2 (tab. 1) widać, że działanie siłą 1kN przez 100000 cykli prostopadle do równika panewki nie powoduje zbyt dużego osiadania przeszczepów (0,26 mm). Spowodowane jest to zapewne niezbyt grubą warstwą przeszczepów dodatkowo spenetrowaną i usztywnioną przez cement kostny.

Porównując przebiegi zmian siły ścinającej w funkcji przemieszczenia dla prób 1 i 2 przedstawione na rys. 7 nie widać znaczącej różnicy między nimi. Widać, że stabilność zamocowania panewki na przeszczepach poddawanych i nie poddawanych obciążaniu jest bardzo zbliżona.

Jeśli przyjrzeć się wynikom dla prób 2, 3 i 4 (tab. 1) to można ocenić, jaki jest wpływ kąta działania siły obciążającej panewkę na wielkość jej przemieszczenia (tab. 2) i stabilność (rys. 8). Na podstawie prób 2, 3 i 4 stwierdzono zależność przemieszczenia panewki od kąta działającej siły dla tej samej grubości warstwy przeszczepów. Wzrost kąta nachylenia obciążającej siły do 60 stopni powoduje gwałtowny wzrost przemieszczenia panewki powodowany znacznie mniejszym pierwotnym ubiciem przeszczepów w górnej strefie panewki (blisko równika). Badania wykazały, że zwiększenie kąta działającej siły skutkuje większym przemieszczeniem panewki. Wynika z tego, że niekorzystne jest cementowanie panewki pod kątem 60°. W wyniku obciążania pod kątem 60° składowa poprzeczna siły powoduje na kierunku działania siły silne ubijanie przeszczepów, ale jednocześnie po stronie przeciwnej panewki następuje odspojenie przeszczepów od podłoża kostnego panewki. Po takim obciążaniu stabilność panewki znacznie się zmniejsza i jest ona bardziej podatna na zerwanie (rys. 8). Z kolei obciążanie panewki pod kątem 30° poprawia ubicie przeszczepów, powoduje lepsze wnikanie cementu w przeszczepy a w konsekwencji poprawia stabilność panewki w stosunku do przypadku, kiedy obciążana jest ona pod kątem 0. Wynika z tego, że do pewnego stopnia wzrost kąta działania siły obciążania panewki (30°) powoduje

poprawę jej stabilności, natomiast zbyt duży kąt (60°) sprawia, że panewka staje się mniej stabilna niż dla kąta 0°.

Badania stabilności zacementowanej polietylenowej panewki na przeszczepach kostnych wskazują również na duże znaczenie grubości warstwy cementu. Jest szczególnie ważne dla cienkiej warstwy przeszczepów.

Dla warstwy 0,5cm stwierdzono brak wpływu cyklicznego obciążania na wielkość siły zrywającej panewkę. Na tej podstawie można stwierdzić, że penetracja cementu w ciekłą warstwę przeszczepów uniemożliwia dalsze ich ubicie i przyczynia się do dobrej pierwotnej stabilności. Z drugiej jednak strony całkowita penetracja cementu w warstwę przeszczepów uniemożliwia ich przebudowę, co może skutkować wtórnemu obluźwaniu panewki w późniejszym okresie.

Na rys. 9 porównano przebiegi siły ścinającej dla próby 5 i 6 dla takich samych kątów jak w próbach 2, 3 i 4, lecz nieco grubszej (1cm) warstwy przeszczepów. W tym przypadku podobnie jak na rys. 8 panewka ma większą stabilność dla kąta 30° niż dla 60°. Porównując między sobą charakterystyki z rys. 8 i 9 odpowiednio dla tych samych kątów, lecz różnej grubości przeszczepów widać, że nachylenie charakterystyk zwiększa się wraz z grubością warstwy przeszczepów. Dla 0,5cm grubości warstwy przeszczepów siła zrywająca jest około dwa razy większa niż dla warstwy 1cm. Świadczy to o większym prawdopodobieństwie obluźwiania panewki przy grubszej warstwie przeszczepów.

Ponadto zaobserwowano, że niecentryczne zacementowanie panewki w warstwie przeszczepów (próba7) powoduje znacznie większe przemieszczenie podczas cyklicznego obciążania niż w próbach 3 i 5. Spowodowane jest to wtórnym ubijaniem grubszej warstwy przeszczepów położonych w górnej strefie panewki. Niecentryczne zacementowanie panewki sprzyja również łatwiejszemu jej obluźwaniu (rys. 10).

We wszystkich próbach zaobserwowano przemieszczenie zacementowanej panewki. Jest to zgodne z obserwacjami Slooffa [7]. Wielkość tego przemieszczenia zależała od grubości warstwy przeszczepów. Dla warstwy 1cm stwierdzono znacznie większe przemieszczenie panewki niż dla warstwy przeszczepów o grubości 0,5cm, ale bez cech utraty jej stabilności. Powodem tego może być większa grubość warstwy przeszczepów, w którą nie wnika cement. Powoduje to ich wtórne ubijanie przez działające siły i obserwowane przemieszczenie panewki.

Stwierdzono także korelację między wielkością przemieszczenia oraz stabilnością panewki a kątem działania siły. Większemu kątowi działającej siły odpowiada większe przemieszczenie i gorsza stabilność.

## LITERATURA

- [1] Kavanagh B. F., Ilstrup D. M., Fitzgerald R. J.: *Revision total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg. 1985;67-A: 517-526.
- [2] Pellicci P. M., Wilson P. J., Sledge C. B.: *Long-term results of revision total hip replacement. A follow-up report*. J Bone Joint Surg. 1985; 67A: 513-516.
- [3] Dohmae Y, Bechtold JE, Sherman RE, Puno RM, Gustilo RB: *Reduction in cement-bone interface shear strength between primary and revision arthroplasty*. Clin Orthop. 1988; 236: 214-220.
- [4] Ling R. S. *Femoral component revision using impacted morsellised cancellous graft*. J Bone Joint Surg (Br) 1997; 79: 874-875.
- [5] Ling R. S. *Femoral component revision using impacted morsellised cancellous graft*. J Bone Joint Surg (Br) 1997; 79: 874-875.
- [6] Slooff T. J. J. H.: *Revision total hip arthroplasty with bone grafts*. Katholieke Universiteit Nijmegen, 1997.
- [7] Slooff TJ, Buma P, Schreurs BW, Schimmel JW., Huiskes R, Gardeniers J. *Acetabular and femoral reconstruction with impacted grafts and cement*. Clin Orthop 1996; 324: 108-116.
- [8] Slooff TJ, Schimmel JW, Buma P. *Cemented fixation with bone grafts*. Orthop Clin North Am 1993;24: 667-677.
- [9] Slooff TJ, Buma P, Schimmel JW, Gardeniers J, Huiskes R. *Impaction grafting and cement in acetabular revision arthroplasty*. In Orthopaedic Allograft Surgery. AA Czitrom, H Winkler Eds. 125-134. Springer. Wien New York 1996.
- [10] Slooff TJ, Buma P, Schreurs BW, Schimmel JW., Huiskes R, Gardeniers J. *Acetabular and femoral reconstruction with impacted grafts and cement*. Clin Orthop 1996; 324: 108-116.
- [11] Slooff TJ, Horn van J, Lemmens A, Huiskes R: *Bone grafting for total hip replacement in acetabular protrusion*. Acta Orthop Scand. 1984; 55: 593-597.
- [12] 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.
- [13] Giesen E. B., Lamerigts N. M., Verdonschot 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.
- [14] Tägil M., Aspenberg P. *Fibrous tissue armoring increases the mechanical strength of an impacted bone graft*. Acta Orthop Scand 2001; 72 (1):78-82.
- [15] Ullmark G., Nilsson O. *Impacted corticocancellous allografts: recoil and strength*. J Arthroplasty 1999; 14:1019-1023