

1. Polietylen modyfikowany PKA oraz KAK wykazuje poprawę właściwości fizyko-mechanicznych, w szczególności twardości oraz odporności na ścieranie w stosunku do czystego polietylenu i utrzymuje tę zależność po 30 dniach inkubacji. Najwyższą twardość wykazuje polietylen z 5 % i 10 % dodatkiem PKA.
2. Właściwości wytrzymałościowe ulegają poprawie (wytrzymałość na rozciąganie) lub pozostają niezmienione (Moduł Younga) po inkubacji, przy czym najwyższą wartość wydłużenia względnego przy zerwaniu zaobserwowano dla polietylenu z 5 % dodatkiem PKA.
3. W warunkach in vitro zachodzi degradacja modyfikatora i równocześnie migracja produktów degradacji do roztworu soli fizjologicznej, o czym świadczą zmiana pH roztworów oraz ubytek masy próbek.
4. W świetle przeprowadzonych badań, najlepsze rokowania na potencjalny materiał implantacyjny wykazuje polietylen z 5 % dodatkiem PKA. Spodziewamy się, że poli(kwas asparaginowy) może być materiałem, który rozwiąże niektóre problemy endoprotezoplastyki, tj. nadmierne zużycie materiału implantacyjnego oraz niekorzystne reakcje biologiczne wokół wszczepionych endoprotez.

## ODPORNOŚĆ NA ZUŻYCIE NARZĘDZI MEDYCZNYCH

GIERZYŃSKA-DOLNA M.\*, ADAMUS J.\*,  
SZYPROWSKI J.\*\*\*, SOBOCIŃSKI M.\*

\*POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA

\*\*WOJEWÓDZKI SZPITAL SPECJALISTYCZNY W CZĘSTOCHOWIE

### Streszczenie

*W pracy omówiono podział narzędzi ze względu na różne kryteria. Podano przykłady zużycia narzędzi stosowanych do implantacji endoprotez. Omówiono wyniki badań tarciowo-zużyciowych par tarcznych: "metal-kość", "polietylen kość"*

**Słowa kluczowe:** narzędzia chirurgiczne, zużycie, obróbka powierzchniowa

[Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 102-106]

### Wprowadzenie

Wzrost ilości wykonywanych zabiegów implantacji różnego typu endoprotez, jak też stosunkowo duża ilość wykonywanych zabiegów zespolenia kostnych wiąże się z koniecznością posiadania odpowiedniego instrumentarium chirurgicznego. Wysokie wymagania stawiane narzędziom chirurgicznym są powodem tego, iż produkcją tych narzędzi zajmują się obecnie wysoko wyspecjalizowane firmy. Należy podkreślić, iż im bardziej złożony zabieg tym bardziej rozbudowane i kosztowne jest instrumentarium. Jeżeli chodzi o implantację endoprotez, to do każdego rodzaju implantu dostosowane jest instrumentarium chirurgiczne, przydatne do określonej techniki operacyjnej. Narzędzia chirurgiczne można podzielić ze względu na kilka kryteriów [1]. Ze względu na przeznaczenie można wyróżnić narzędzia:

- anatomiczne (do wykonywania sekcji zwłok),

by lowering both abrasion and, due its biocompatibility, harmful bioreactions at the endoprothesis outer layer.

## Piśmiennictwo References

- [1] Dzik A.: Mechanical damages of polyethylene acetabulum-complication of hip cement prosthesioplasty. Kwart. Ortop., 2001, 3.
- [2] Otfinowski J., Kowal J.: Changing hardness of polyethylene in acetabular cups of hip joint prostheses. Inż. Biomat., 2003, nr 26-29.
- [3] Gierzyńska-Dolna M.: Trybologiczne aspekty doboru materiałów na elementy trące endoprotez. Inż. Biomat., 2002, nr 23, 24, 25.
- [4] Pielichowski J., Dzik E., Polaczek J.: Poli(kwas asparaginowy) jako biomateriał. Synteza i właściwości fizyczne. Inż. Biomat. 2003, nr 26-29.
- [5] Polaczek J., Pielichowski J., Dzik E.: Synteza poli(kwasu asparaginowego) - polimeru stosowanego w inżynierii biomedycznej. Inż. Biomat., 2003, nr 26-29.

## WEAR RESISTANCE OF THE MEDICAL TOOLS

GIERZYŃSKA-DOLNA M.\*, ADAMUS J.\*,  
SZYPROWSKI J.\*\*\*, SOBOCIŃSKI M.\*

\*POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA

\*\*WOJEWÓDZKI SZPITAL SPECJALISTYCZNY W CZĘSTOCHOWIE

### Abstract

*In the paper division of surgical tools according to the different criterions were discussed. Some examples of tool wear used for endoprosthesis implantation were shown. Results of the frictional and wear tests for frictional pairs: "metal-bone" and "polyethylene-bone" were given.*

**Keywords:** surgical tools, wear, surface treatment  
[Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 102-106]

### Introduction

Both an increase in the amount of endoprostheses reimplantation and high amount of the bone connections involve necessity of having the proper surgical instrumentarium. High requirements placed for surgical instrumentarium are the reason why only highly specialized firms deal with their production. It is necessary to emphasise that the more complicated operation is the more complex and expensive tools are applied. As regards endoprostheses implantation surgical instrumentarium must be adjusted to the implant kind and specific operation techniques. Surgical tools can be divided regarding the following criterions [1]:

1. regarding their application we can distinguish:
  - anatomic tools (for autopsies),
  - universal tools,
  - specialist tools (orthopaedic, cardiosurgical, gynaecologi-

- chirurgiczne ogólnego przeznaczenia,
- chirurgiczne specjalistyczne np. ortopedyczne, kardiologiczne, ginekologiczne, stomatologiczne itp.,
- weterynaryjne.

Ze względu na rodzaj wykonywanej czynności można rozróżnić,

- narzędzia tnące,
- narzędzia chwytające,
- narzędzia kłujące,
- narzędzia uderzające, zagłębiające itp.

Ze względów trybologicznych można wyróżnić:

- narzędzia współpracujące z tkanką miękką,
- narzędzia współpracujące z tkanką kostną.

Narzędzia chirurgiczne muszą posiadać szereg cech, do których należą:

- zespół własności mechanicznych,
- geometrię umożliwiającą wykonanie odpowiedniego zabiegu,
- odporność na korozję w płynach ustrojowych,
- wysoką odporność na zużycie,
- podatność na sterylizację,
- ergonomiczny kształt.

Złożoność wykonywanych zabiegów chirurgicznych, między innymi takich jak implantacja endoprotez, wymaga stosowania specjalnych zestawów narzędzi, których koszt jest bardzo wysoki. Dlatego też istotną cechą tych narzędzi jest ich trwałość i niezawodność. Obniżenie intensywności zużycia narzędzi wiąże się nie tylko z ich trwałością i kosztem, ale ma także aspekt medyczny. Wynika to z faktu, iż pozostające w organizmie metalowe produkty zużycia mogą powodować nieprzewidziane ujemne skutki.

## Zużycie narzędzi chirurgicznych

Problemmowi zużycia narzędzi chirurgicznych poświęcono dotychczas stosunkowo mało uwagi. Producenci zestawów narzędzi zwykle nie podają nawet w sposób szacunkowy ich trwałości. W zestawie instrumentarium chirurgicznego są narzędzia, które zużywają się mniej intensywnie (współpracujące z tkanką miękką) oraz te, których zużycie jest znaczące (współpracujące z tkanką kostną). W zestawie narzędzi służących do implantacji endoprotez stawu biodrowego intensywniejszemu zużyciu podlegają: frezy, raszple, wiertła.

Na RYSUNKU 1 pokazano typowy zestaw narzędziowy do implantacji endoprotez stawu biodrowego firmy Aesculap, a na RYSUNKU 2 przykłady zużytych powierzchni narzędzi chirurgicznych.

RYSUNEK 2a ilustruje powierzchnię zużytego freza do wiercenia otworu w kości miednicy. RYSUNEK 2c, d, e, f ilustruje zużyte krawędzie tnące dłut chirurgicznych. Jak to ilustrują rysunki dominującym procesem zużycia części roboczych dłut jest zużycie ściernie oraz makrowykruszenia krawędzi roboczych.

Średnią trwałość elementów roboczych narzędzi służących do wykonywania otworów w kości miednicy i kości udowej szacuje się na 10-15 zabiegów. W zestawie służącym do implantacji endoprotez stawu biodrowego intensywnemu zużyciu podlegają takie narzędzia jak frezy do wiercenia otworu pod panewkę w kości miednicy, wiertła do wiercenia otworu pod trzpień w kości udowej, dłuta i raszpatory oraz w mniejszym stopniu raszple. Stosunkowo niską trwałość posiadają także piłki służące do przecinania kości (2-3 zabiegów).

Znacznemu zużyciu ulegają także części chwytne (robocze) dłut i przecinaków wykonane z tworzywa drewnopodobnego.

Wykonywanie zabiegów chirurgicznych przy pomocy stę-

cal, stomatological etc.),

- veterinary tools.

2. regarding kind of action we can distinguish:

- cutting device,
- gripping device,
- prickly device,
- striking device, ect.

3. regarding tribological aspect we can distinguish:

- tools collaborating with soft tissue,
- tools collaborating with bone tissue.

Surgical tools should be characterised by:

- proper mechanical properties,
- geometry, which enable to perform a specific operation,
- corrosion resistance to tissue fluid,
- high wear resistance,
- susceptibility to sterilization,
- ergonomic shape.

Complexity of the performed surgical operations such as endoprosthesis implantation requires the use of the special, very expensive tool sets. Therefore, durability and reliability of the surgical tools are so essential. Decrease in tool wear intensity is connected not only with their durability and costs but also has a medical aspect. Metal wear products, remaining in the human being can cause unforeseen negative effects.

## Wear of the surgical tools

So far little attention has been paid to a wear problem of the surgical tools. Tool kit producers usually do not give any information about tool durability, even in estimated way. The surgical instrumentarium consists both of the tools, which wear less intensively (collaborating with soft tissue) and tools, which wear severely (collaborating with bone tissue). Some tools such as milling cutters, rasps, bone drills being in the tool kit for hip joint implantation undergo more intensive wear.

... FIGURE 1 the standard tool kit for hip endoprostheses implantation of Aesculap firm has been shown. In FIGURE 2, for example, worn surfaces of some surgical tools have been shown. FIGURE 2a illustrates a worn surface of the milling cutter, which was used for making holes in the pelvis bones. FIGURE 2b, c, d, e illustrate worn cutting edges of the surgical chisels. According to the figure abrasive wear and macrospalling of chisel working edges are the dominant wear process.

Mean durability of the working parts of the tools used for making holes in pelvis and thigh bones is estimated at 10-15 operations. Milling cutters, which are used for making holes in the pelvis in order to place cups, drills, which are used for making holes in order to place stems in the femoral bone, chisels and rasps undergo more intensive wear than the other tools from the instrumentarium for hip joint implantation. Bone saws also have poor durability (2-3 operations). Moreover, gripping parts of the chisels and cutting tools made from sham wood undergo high wear.

Performing surgical operations with the blunt medical instruments is troublesome both for the orthopaedist and its patients because it causes high harm (crush of the bone). Therefore, taking up works aiming at the increase in tool durability, which wear intensively, seems to be purposefully. New achievements of the surface engineering should be used.

ponych narzędzi medycznych jest uciążliwe zarówno dla ortopedy jak też niekorzystne dla pacjenta, gdyż powoduje znaczne uszkodzenie (zmiażdżenie kości). W tym świetle jest rzeczą celową podjęcie prac mających na celu zwiększenie trwałości intensywnie zużywających się narzędzi chirurgicznych i wykorzystanie współczesnych osiągnięć inżynierii powierzchni.

## Badania własne

### Cel badań

Celem badań doświadczalnych było wyznaczenie oporów tarcia występujących w parach trących: "metal-kość" oraz "metal-polietylen" i wyznaczenie krzywych zużycia w parach trących: "metal-kość", "polietylen-kość" oraz "metal-polietylen".

Para trąca typu "metal-kość" występuje w przypadku współpracy narzędzi medycznych z tkanką kostną, natomiast para trąca typu "polietylen-kość" występuje w przypadku tzw. endoprotez połowicznych, gdy głowa endoprotezy wykonana z polietylenu współpracuje z panewką kostną miednicy. Para trąca typu "metal-polietylen" jest typową parą trącą występującą w endoprotezach stawu biodrowego w układzie "głowa - panewka".

### Materiał i metody badań

Badania tarciovo-zużyciowe przeprowadzono na dwóch stanowiskach badawczych tj. Testerze T05, modelującym styk typu pierścień-półpanewka oraz na urządzeniu tarciovo-zużyciowym przy ruchu posuwisto-zwrotnym i styku powierzchniowym.

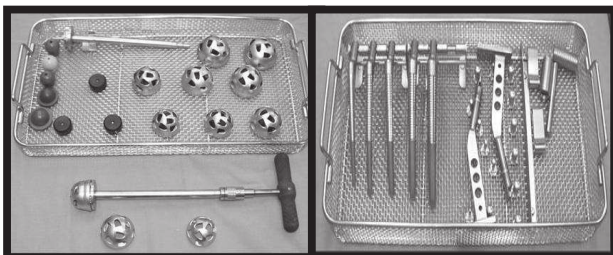
Badania tarciovo-zużyciowe na Testerze T05 przeprowadzono przy następujących parametrach:

|   |                       |
|---|-----------------------|
| siła obciążająca                        | P=600 N               |
| powierzchnia styku                      | F=100 mm <sup>2</sup> |
| średni nacisk jednostkowy               | p=6 N/mm <sup>2</sup> |
| prędkość obrotowa próbki (pierścieni) v | v=0,91 obr/s          |
| rodzaj smarowania                       | płyn Ringera          |

Do badań przyjęto następujące pary trące:

- materiał próbki (pierścienia) - stop tytanu Ti6Al4V bez obróbki powierzchniowej oraz z warstwą TiN,
- materiał przeciwpróbki - kość zwierzęca (wołowa).

Badania na maszynie tarciovo-zużyciowej przy ruchu posuwisto-zwrotnym przeprowadzono przy następujących



**RYS. 1.** Zestaw do implantacji endoprotez stawu biodrowego firmy Aesculap a) panewki, b) trzpienia.

**FIG. 1.** Tool kit for implantation of hip endoprostheses - Aesculap firm a) acetabular cup, b) stem.

**RYS. 2.** Powierzchnia zużytych narzędzi do implantacji endoprotez stawu biodrowego.

**FIG. 2.** Worn surfaces of some surgical tools.

## Tests

### Test aim

Tests were aimed at:

- determination of the frictional resistance occurring in the frictional pairs:

- "metal - bone"
  - "metal - polyethylene"
- determination of the wear curves for frictional pairs:
- "metal - bone",
  - "polyethylene - bone"
  - "metal - polyethylene".

Frictional pair "metal - bone" is when medical tools collaborate with bone tissue, while frictional pair: "polyethylene - bone" is when polyethylene endoprosthesis head collaborates with the bone cup of pelvis - so-called half-endoprostheses.

Frictional pair: "metal - polyethylene" is the typical frictional pair occurring in the hip endoprostheses with the system: "head - acetabular cup".

### Materials and test methods

Frictional and wear tests were carried out on two test stands i.e. T05 Tester, which simulates contact: "ring - half-cup" and frictional and wear stand with reciprocating motion and area contact.

Frictional and wear tests on T05 Tester were carried out with the following parameters:

|                              |                       |
|------------------------------|-----------------------|
| load force                   | P=600 N               |
| area contact                 | F=100 mm <sup>2</sup> |
| mean unit pressure           | p=6 N/mm <sup>2</sup> |
| rotational speed of the ring | v=0,91 rot./s         |
| kind of lubrication          | Ringer's liquid       |

The following frictional pairs were taken into tests:

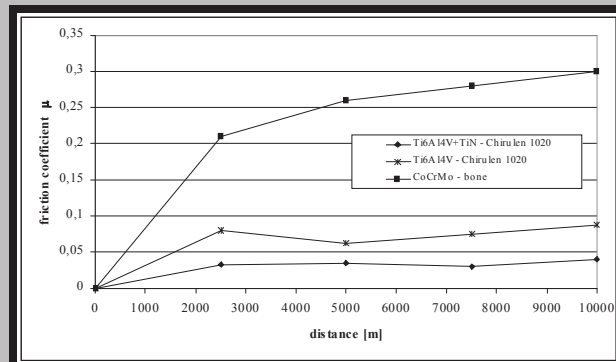
- material of the sample (ring) - titanium alloy Ti6Al4V with no surfacing and with TiN layer,
- material of the counter-sample - animal (ox) bone.

Tests on the frictional and wear test-stand with reciprocating motion were carried out with the following parameters:

|                     |   |
|---------------------|---|
| load force          | P=300 N and 600 N                             |
| area contact        | F=100 mm <sup>2</sup>                         |
| mean unit pressure  | p=3 N/mm <sup>2</sup> and 6 N/mm <sup>2</sup> |
| rubbing speed       | v=60 cycle/min                                |
| kind of lubrication | Ringer's liquid                               |

Frictional pairs:

- material of the sample - titanium alloy Ti6Al4V with no surfacing and titanium alloy Ti6Al4V after nitrogen titanizing,
- material of the counter-sample - animal (ox) bone, CoCrMo



**RYS. 3.** Zmiana współczynnika tarcia w funkcji drogi tarcia T05.

**FIG. 3.** Friction coefficient as a function of the frictional path.

parametrach:  
 siła obciążająca P=300N i 600N  
 powierzchnia styku  $A = 2$   
 średni nacisk jednostkowy  $p = 3N/mm^2$  i  $6N/mm^2$   
 prędkość ślizgania  $v = 60$  cykli/min  
 rodzaj smarowania płyn Ringera  
 Pary trące:  
 - materiał próbki - stop tytanu Ti6Al4V bez obróbki powierzchniowej oraz stop tytanu Ti6Al4V po azototytanowaniu,  
 polietylen - Chirulen 1020  
 - materiał przeciwp próbki - kość zwierzęca (wołowa), stop CoCrMo.  
 Jako miarę zużycia przyjęto ubytek wagowy próbki.

## Wyniki badań tarcio- zużyciowych

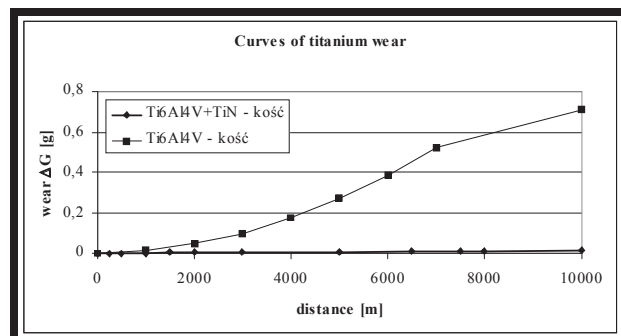
Wyniki badań tarcio-  
zużyciowych prowadzonych na testerze T05 ilustruje RYSUNEK 3. Na rysunku przedstawiono zmianę współczynnika tarcia w funkcji drogi tarcia dla badanych par trących.

Jak to wynika z przeprowadzonych badań współczynnik tarcia występujący w parze trącej "metal-kość" jest znacznie wyższy od współczynnika tarcia występującego w parze trącej "metal-polietylen". Występowanie tak wysokich oporów tarcia w parze trącej "CoCrMo-kość" wyjaśnia dużą intensywność zużycia narzędzi chirurgicznych, również tych wykonanych ze stopów tytanu. Intensywność zużycia narzędzi można znacznie zmniejszyć poprzez właściwie dobraną obróbkę powierzchniową np. azototytanowanie. Wyniki badań tarcio-  
zużyciowych przeprowadzonych na maszynie przy ruchu posuwisto-  
zwrotnym ilustrują RYSUNKI 4 i 5.

Przeprowadzone badania tarcio-  
zużyciowe wskazują na dużą intensywność zużycia pary trącej "metal-kość".

Jak to ilustrują załączone przykładowo wykresy zużycie stopu tytanu współpracującego z kością (rys. 4) jest bardzo duże i po krótkiej drodze docierania występuje przyspieszone zużycie. Poddanie stopu tytanu procesowi azototytanowania powoduje wielokrotne zmniejszenie zużycia, a proces zużycia staje się stabilny.

RYSUNEK 5 ilustruje krzywe zużycia polietylenu współpracującego z kością oraz stopem CoCrMo. Zużycie polietylenu współpracującego z kością jest znacznie wyższe niż zużycie pary trącej: polietylen - metal. Wynika to z dużych oporów tarcia występujących w parze trącej: polietylen - kość. Przyrost masy próbki polietylenowej współpracującej ze stopem CoCrMo wynika z przenoszenia się metalowych



RYS. 4. Krzywe zużycia stopu tytanu Ti6Al4V

FIG. 4. Wear curves of titanium alloy Ti6Al4V collaborating with the bone,  $p = 6 N/mm^2$ .

alloy.  
 Loss in weight was taken as a measure of wear.

## Results of the frictional and wear tests

FIGURE 3 illustrates the results of the frictional and wear tests carried out on T05 Tester. Changes in friction coefficient versus frictional path for the tested pairs were presented in the FIGURE.

According to the tests, friction coefficient occurring in the frictional pair: "metal - bone" is much higher than friction coefficient occurring in the frictional pair: "metal - polyethylene". So high frictional resistance in the frictional pair: "CoCrMo - bone" explains high intensity in wear of the surgical tools, also these ones made from titanium alloys. Tool wear intensity can be decreased by the proper surface treatment e.g. nitrogen titanizing.

Results of the friction and wear tests, which were carried out on the machine with reciprocating motion, are presented in FIGURES 4 and 5.

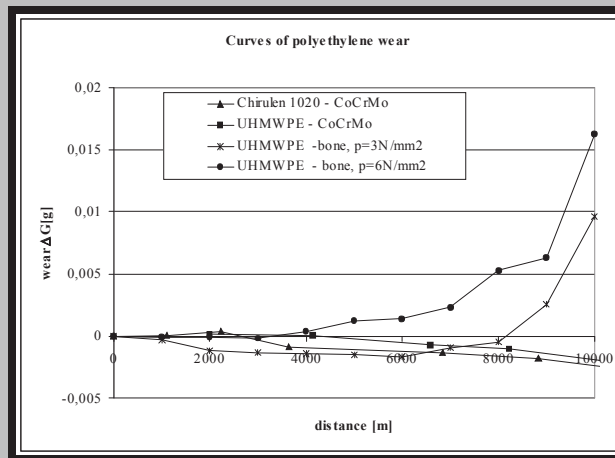
Friction and wear tests show high wear intensity of the frictional pair: "metal - bone".

According to the figures, wear of titanium alloy collaborating with the bone (FIG. 4) is very high and after a short lapping intensive wear occurs. Nitrogen titanizing process affects decrease in wear several times and wear process becomes more stable.

FIGURE 5 illustrates wear curves of polyethylene collaborating with bone and CoCrMo. Wear of polyethylene collaborating with the bone is much higher than wear of the frictional pair: "polyethylene - metal". It results from high frictional resistance occurring in the frictional pair: "polyethylene - bone". Increase in mass of polyethylene sample collaborating with CoCrMo alloy results from transfer of metal wear products on polyethylene and gives "negative wear".

## Conclusions

1. According to the preliminary tests, wear of the metal elements collaborating with the bone is much higher than wear of elements of the frictional pair: "polyethylene - metal".
2. Surgical tools for operation on bones (drilling holes for



RYS. 5. Krzywe zużycia polietylenu współpracującego z kością oraz stopem CoCrMo.

FIG. 5. Wear curves of the polyethylene collaborating with the bone and CoCrMo alloy.

## Wnioski

1. Z przeprowadzonych wstępnych badań wynika, że zużycie elementów metalowych współpracujących z kością jest znacznie wyższe, niż zużycie elementów pary trzącej "polietylen - metal".
2. Narzędzia medyczne przeznaczone do wykonywania zabiegów w kości (wiercenie otworów pod trzpień, panewkę itp.) powinny mieć odpowiednio utwardzone części robocze. Korzystną obróbką powierzchniową jest azototytnowanie.
3. Stosowanie narzędzi wykonanych ze stopów tytanu jest celowe z uwagi na ich wysoką wytrzymałość i mały ciężar. Narzędzia te muszą być jednak poddawane obróbce powierzchniowej celem poprawienia ich własności trybologicznych.

## Podziękowania

Praca finansowana przez Komitet Badań Naukowych, projekt zamawiany nr 16/PBZ-KBN-082/T08/2002

# WPŁYW MODYFIKACJI POWIERZCHNIOWEJ Z ZASTOSOWANIEM CIEN- KICH FILMÓW POLIELEK- TROLITOWYCH NA OSTEOBLASTY IN VITRO

B. POLAK\*, W. FABIANOWSKI\*, M. LEWANDOWSKA-SZUMIEŁ,\*\*

\*WYDZIAŁ CHEMICZNY, POLITECHNIKA WARSZAWSKA  
NOAKOWSKIEGO 3; 00 664 WARSZAWA

\*\*ZAKŁAD BIOFIZYKI I FIZJOLOGII CZŁOWIEKA,  
AKADEMIA MEDYCZNA W WARSZAWIE  
CHAŁUBIŃSKIEGO 5; 02-004 WARSZAWA

[*Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 106-108*]

## Wstęp

W zastosowaniach polimerów w inżynierii tkankowej bardzo ważną rolę odgrywają właściwości warstwy wierzchniej implantu [1, 2]. We wcześniejszych pracach nad modyfikacjami powierzchniowymi [3] badano odpowiedź komórkową na różnego rodzaju podłoża polimerowe. Wykonano kilkanaście modyfikacji płytek do hodowli komórek TCPS (tissue culture polystyrene). Zaobserwowano, że podczas stopniowego nakładania warstw polielektrolitowych, charakter hydrofilowy powierzchni nie ulega zmianie a wyniki testu biologicznego (test XTT) zmniejszają się. Prowadzone są liczne badania nad rolą właściwości mechanicznych powierzchni [4-7]. W niniejszej pracy postanowiono znaleźć zależność pomiędzy odpowiedzią komórkową i właściwościami badanych podłoży.

stems, cups ect.) should have hardened working parts. Nitrogen titanizing is a favourable surface treatment.

3. Using the tools from titanium alloys is purposeful regarding high strength and low weight. Tools must undergo surface in order to improve their tribological properties.

## Acknowledgements

Financial support by KBN - project No: 16/PBZ-KBN-082/T08/2002

## References

- [1] Paszenda Z., Trylik-Held J. - Surgical instrumentarium, Publishing House: Silesian University of Technology, Poland, Gliwice 2003.
- [2] Marciniak J. - Biomaterials, Publishing House: Silesian University of Technology, Poland, Gliwice 2002.
- [3] Aesculap-Chifa's catalogue of surgical tools, 2002.
- [4] PN-91/Z-54003 - Medical tools. Surgical cutting tools. Requirements and tests.
- [5] PN-EN 556:1999 Sterilization of medical products. Requirements.
- [6] AESCULAP's prospects. Prospect 0-053-11, 0-085-11, 0-099011.
- [7] Gierzyńska-Dolna M. - Biotribology, Publishing House: Częstochowa University of Technology, Poland, Częstochowa, 2002.

# INFLUENCE OF SURFACE MODIFICATION BY POLYELECTROLYTE THINFILMS ON OSTEOBLAST IN VITRO

B. POLAK\*, W. FABIANOWSKI\*, M. LEWANDOWSKA-SZUMIEŁ,\*\*

\*DEPARTMENT OF CHEMISTRY, WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,  
NOAKOWSKIEGO 3; 00 664 WARSZAWA

\*\*DEPARTMENT OF BIOPHYSICS AND HUMAN PHYSIOLOGY,  
MEDICAL UNIVERSITY OF WARSAW,  
CHAŁUBIŃSKIEGO 5; 02-004 WARSZAWA

[*Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 106-108*]

## Introduction

In the application of polymers in tissue engineering, the surface characteristic is of critical importance [1-2]. Therefore, we focused our research work on support state of polymeric implants. In previously reported studies [3] several modifications of TCPS (tissue culture polystyrene) surface have been observed from the point of view of the contact with cells in culture. It was noticed that with gradual deposition of the investigated polyelectrolyte supports and with simultaneously unchanging hydrophilic character of the surface quantitative results of biological tests are significantly decreased. There are many scientific works engaged in examination of the surface mechanical properties' role [4-7]. Therefore, we decided to verify the correlation between the cell response and mechanical properties (i.e. fluidity and