

WARSTWA WIERZCHNIA TYTANU TECHNICZNEGO PRZEZNACZONEGO NA IMPLANTY

J. JASIŃSKI*, B. STODOLNIK**, R. TORBUS*, L. JEZIORSKI[^]

POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA,

*INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,

**INSTYTUT TECHNOLOGII MASZYN I AP

[Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 148-150]

Wstęp

Wtórna alloplastyka biodra wymaga zastosowania mrożonych i masywnych przeszczepów kostnych oraz metalowych stabilizatorów w postaci siatek i koszyków wzmacniających oraz mostkujących ubytki kostne [1]. Chronią one wszczep przed nadmiernymi przeciążeniami występującymi w tych obszarach głównie w czasie wgajania się przeszczepu [2].

Przy wstępnej obróbce mechanicznej metalowych stabilizatorów istnieje konieczność wycinania z blachy zarysu krawędzi przed ich dalszą obróbką kształtującą przez tłoczenie lub zginanie. Należy dobrać taki sposób wycinania, aby nie wprowadzić do warstwy wierzchniej zbyt dużych zmian strukturalnych, które mogłyby wpłynąć na trwałość implantów w środowisku tkanek i płynów ustrojowych.

Badania własne

Materiałem do badań była blacha z tytanu technicznego w stanie wyżarzonym o grubości 2 mm wykonanego zgodnie z normą ISO 5832-2, ASTM B 265-99 Grade 1 produkcji KOBE STEEL LTD, Japan o składzie chemicznym przedstawionym w TABELI 1

Tytan techniczny	Skład chemiczny %					
	Fe	C	N	O	H	Ti
	0,035	0,009	0,002	0,063	0,028	reszta

TABELA 1. Skład chemiczny tytanu technicznego
TABLE 1. Chemical constitution of commercial titanium

oraz następujących parametrach wytrzymałościowych: $R_m=361\text{MPa}$, $R_e=249\text{MPa}$, $A_s=37\%$.

Próbki przecinano trzema metodami:

- gilotyną z maksymalną grubością cięcia 2 mm,
- strumieniem wody z dodatkiem proszku ściernego; średnica dyszy - 1 mm, ciśnienie wody - 300 MPa, ziarnistość proszku - 240 μm .

Obserwacje struktur dokonano na mikroskopie optycznym Axiovert 25 połączonym z aparatem cyfrowym Sony Fd Mavica. Uzyskane mikrostruktury warstwy wierzchniej po różnych rodzajach cięcia w różnych strefach przedstawiono na RYS. 1 i 2.

Wartość i gradient umocnienia warstwy wierzchniej określono przez pomiar mikrotwardości na zglądach skośnych, przy użyciu mikrotwardościomierza Hanemanna. Wyniki

SURFACE LAYER OF TECHNICAL TITANIUM USING FOR PRODUCING IMPLANTS

J. JASIŃSKI*, B. STODOLNIK**, R. TORBUS*, L. JEZIORSKI[^]

CZESTOCHOWA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

*INSTITUTE OF MATERIAL SCIENCE,

**INSTITUTE OF TECHNOLOGY OF MACHINES AND AP

[Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 148-150]

Introduction

Secondary hip arthroplasty needs the massive and frozen bone grafts and metal stabilizers in the form of nets and baskets, which strengthen and fasten the bone defects [1]. Stabilizers protect the graft against excessive overload occurring in its surrounding, especially during heal process [2].

During preliminary mechanical working of the stabilizers it is necessary to cut out a surface profile from the sheet and then the obtained blank is shaped by stamping. Cutting out operation should be chosen in such way that structural changes in the surface layer were minimal, because they affected the implant durability in the tissue environment and tissue fluid.

Tests

In the tests the following material was used:

- technical annealed titanium sheet with the thickness of 2 mm, which is used for producing implants (according to ISO 5832-2, ASTM B265-99 Grade 1), made in KOBE STEEL LTD, Japan. Titanium chemical constitution is presented in TABLE 1.

Titanium mechanical properties were as following:

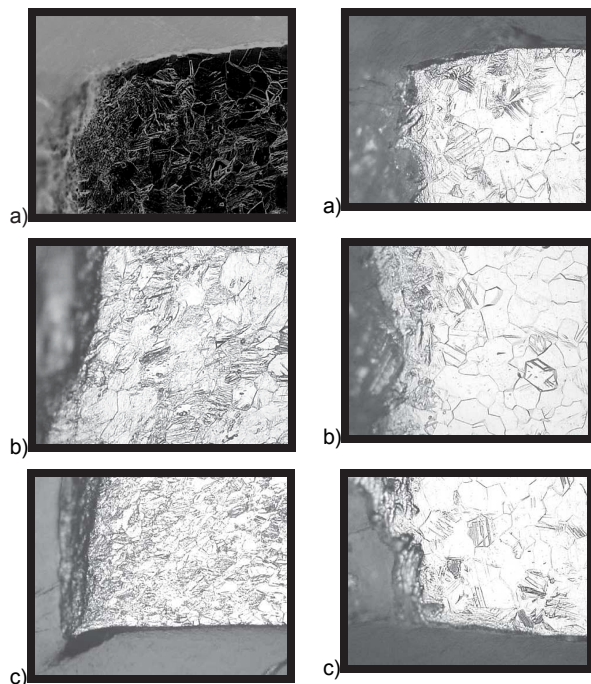
- tensile strength $R_m=361\text{MPa}$,
- yield point $R_e=249\text{MPa}$,
- unit elongation $A=37\%$.

The samples were cut out by 2 methods:

- by a guillotine shear for sheets with maximal thickness of 2 mm,
- by a water jet with an additive of abrasive dust; a nozzle diameter - 1 mm, water pressure - 300MPa, granularity of silica powder - 240 μm .

The structures of the top layer were examined under Axiovert 25 microscope equipped with Sony Fd Mavica digital camera. FIGURES 1 and 2 show the microstructures of the surface layer, which were obtained in different kinds of cutting and in the different cutting zones.

The top layer strengthening was assessed by microhardness measurements of the skew microsections 1:3 with Hanemann's microhardness tester. Microhardness distribution is presented in FIGURE 3. According to the tests high strengthening of the surface layer in the upper zone of cutting was when the process had been carried out with the guillotine shear. The upper zone of cutting consisted of two phases: elastic and plastic material flow and plastic material flow affecting an increase in HV0,02 microhardness



RYS. 1. Mikrostruktura warstwy wierzchniej tytanu technicznego po cięciu gilotyną, zgląd skośny 1:3, trawiono 2ml HF+2ml HNO₃+96 ml H₂O, pow. 200x: a) górna, b) środkowa, c) dolna strefa cięcia.

FIG.1. Microstructure of the commercial titanium surface layer after cutting with the guillotine shear. A skew microsection 1:3; etching - 2ml HF+2ml HNO₃+96 ml H₂O; magnification 200x; a) top, b) central, c) bottom cutting zone.

RYS. 2. Mikrostruktura warstwy wierzchniej tytanu technicznego po cięciu strumieniem wody z dodatkiem proszku ściernego, zgląd skośny 1:3, trawiono 2ml HF+2ml HNO₃+96 ml H₂O, pow. 200x: a) górna, b) środkowa, c) dolna strefa cięcia.

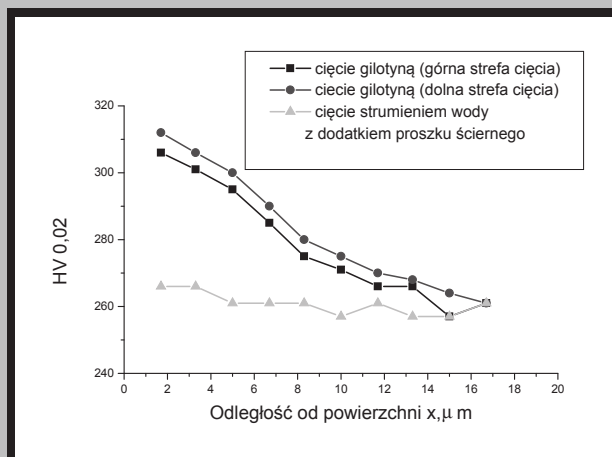
FIG. 2. Microstructure of the commercial titanium surface layer after cutting with the water jet. A skew microsection 1:3; etching - 2ml HF+2ml HNO₃+96 ml H₂O; magnification 200x; a) top, b) central, c) bottom cutting zone.

tych pomiarów przedstawiono na RYS. 3.

Z pomiarów mikrotwardości wynika, że po cięciu gilotyną występuje silne umocnienie warstwy wierzchniej w górnej strefie cięcia tj. w fazie sprężysto-plastycznego i plastycznego płynięcia, które na głębokości 1,7 mm od powierzchni powoduje wzrost mikrotwardości HV 0,02 o 18%. Głębokość umocnienia wyniosła około 18 mm (RYS. 3). Podobne umocnienie (19,6%) występuje w dolnej strefie cięcia w fazie pękania. Cięcie strumieniem wody powoduje bardzo małe umocnienie w granicach 0,2-0,3 %, a głębokość umocnienia nie przekracza 4 mm.

Pomiar chropowatości powierzchni przecinanych blach dokonano profilografometrem Perthometer M2 firmy Mahr z głowicą NHTG-100 o rozdzielczości profilu 0,012 mm i filtrze Gaussa dla odcinka elementarnego $L_c=2,5$ mm i odcinka odwzorowania $L_r=17,5$ mm.

Z pomiarów wynika, że chropowatość powierzchni po cięciu gilotyną w fazie plastycznego płynięcia wyniosła 1,59 mm, a



RYS. 3. Rozkład mikrotwardości w warstwie wierzchniej tytanu po różnych rodzajach cięcia.
FIG. 3. Microhardness distribution in the surface layer of commercial titanium after different cutting kinds.

about 18% at a depth of 1,7 mm. Depth of strengthening was about 18mm (FIG. 3). Similar strengthening (~19%) was in the bottom zone of cutting, i.e. the cracking phase. Cutting with the water jet affected only a very small hardening of the top layer - about 0,2%. Hardening depth did not exceed 4 mm.

Roughness measurements of the cutting surfaces were made with the surface analyzer -Perthometer M2 by Mahr company, NHTG-100 measuring head with profile resolving power of 0,012 mm and Gauss's filter for an elementary measuring length $l_c=2,5$ mm and reference length $l_r=17,5$ mm were used.

According to the measurements it is seen that surface roughness is $R_a=1,59$ mm for the plastic flow phase and $R_a=7,18$ mm for the cracking phase when cutting process was carried out with the guillotine shear. Surface roughness for the cutting process by the water jet is $R_a=5,79$ mm.

Final comments

From the analysis of the structural changes and strengthening of the surface layer after different cutting processes it results that cutting by the guillotine shear gives high cold work both in the elastic and plastic material flow phase and in the cracking phase. The cold work comes up to 18mm in depth. At a depth of 1,7 mm the increase in microhardness is 19%.

Cutting by the water jet with the additive of abrasive dust causes very small structural changes in the cutting zone manifesting in little hardening of the surface layer, the increase in microhardness of 0,2% and strengthening depth coming up to 4 mm.

Mechanical strengthening of the surface layer of the cutting implants affects the essential changes in internal material energy and creation a potential difference between the special zones. In tissue fluid's presence microcurrents can appear. Such a situation may affects the beginning of the local inflammatory states.

Therefore it is advisable to cut out the implants with the water jet causing only a very small structural changes and material strengthening of the surface layer. The changes, which reach to 4 mm in depth, can be removed easily by electrochemical polishing before passivation.

Roughness of the cutting surfaces is insufficient both in the

Uwagi końcowe

Z analizy zmian strukturalnych i umocnienia warstwy wierzchniej po różnych rodzajach cięcia wynika, że cięcie gilotyną powoduje występowanie silnego zgniotu zarówno w fazie sprężysto-plastycznego płynięcia jak i w fazie pęknięcia zalegającego na głębokości 18 mm. Na głębokości 1,7 mm wzrost mikrotwardości wyniósł 19%. Cięcie strumieniem wody z dodatkiem proszku ściernego powoduje bardzo małe zmiany strukturalne w obszarze cięcia, małe umocnienie warstwy wierzchniej ze wzrostem mikrotwardości o 0,2-0,3% i głębokością umocnienia około 4 mm. Umocnienie warstwy wierzchniej implantów powoduje istotne zmiany energii wewnętrznej materiału i tworzenie się różnicy potencjałów między różnymi strefami, co może powodować w obecności płynów ustrojowych wystąpienie mikroprądów, zarodkujących miejscowe stany zapalne. Wskazane jest stosowanie wycinania implantów metodą cięcia strumieniem wody wywołującej w warstwie wierzchniej niewielkie zmiany strukturalne i umocnienie materiału. Zmiany te zalegające na głębokość do 4 mm mogą być łatwo usunięte przez polerowanie elektrolityczne przed procesem pasywowania. Chropowatość przecinanych powierzchni jest niezadowalająca zarówno metodą cięcia gilotyną i wodą. Dalsze próby będą zmierzać do zoptymalizowania parametrów cięcia wodą, stosując mniejsze średnice dysz oraz proszek o mniejszej wielkości ziarna.

Podziękowania

Praca finansowana przez KBN, grant No 23/PBZ-KBN-082/T08/2002

case of cutting with the guillotine shear and water jet. The further tests will head towards to optimization of the cutting parameters for the water jet. Both the smaller nozzle diameters and smaller size of the abrasive dust grains will be tested.

Acknowledgements

Financial support by KBN, grant No 23/PBZ-KBN-082/T08/2002

Piśmiennictwo

References

- [1] Wójcik B., Jasiński J., Stodolnik B., Jeziorski L., Lubas M., Gaździk T.Sz.: System stabilizacji przeszczepu kostnego allogenicznego w protezoplastyce rekonstrukcyjnej i rewizyjnej panewek endoprotez stawu biodrowego, Inżynieria Biomateriałów, nr 28, 2003 r.
- [2] Gaździk T.Sz., Wójcik B., Niedzwidzki Ł., Dec J., Wymiana aseptycznie obłuzowanych panewek cementowych stawu biodrowego, Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol., 2002 r. 67 (2).

KOMPOZYTY CERAMICZNO-POLIMERO- WE NA BAZIE POROWA- TEGO HYDROKSYAPATYTU I MAKROMONOMERÓW LAKTYDOWO- WĘGLANOWYCH

Mikołaj Szafran, Ewa Bobryk, Marcin Bereza, Paweł Parzuchowski

POLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ CHEMICZNY,
UL. NOAKOWSKIEGO 3, 00-664 WARSZAWA

Streszczenie

W artykule przedstawiono wstępne wyniki badań nad otrzymaniem biozgodnego, porowatego materiału syntetycznego, o określonej orientacji porów w przestrzeni, umożliwiającej komórkom kostnym "zagnieżdżenie się" oraz tworzenie kości. Opracowano

CERAMIC-POLYMER COMPOSITES BASED ON POROUS HYDROXYAPATITE AND LACTIDE-CARBONATE MACROMONOMERS

Mikołaj Szafran, Ewa Bobryk, Marcin Bereza, Paweł Parzuchowski

WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, FACULTY OF CHEMISTRY,
UL. NOAKOWSKIEGO 3, 00-664 WARSAW, POLAND

Summary

The introductory results of studies on the obtaining of a biocompatible, porous synthetic material of defined orientation of pores in space, permitting the bone cells to infest and form bones, are presented. A ce-