

padku powłok z wodnych roztworów soli nieorganicznych z dodatkiem żelatyny zwierzęcej lub roślinnej. Najniższy wzrost hydroksyapatytu następował na powłokach otrzymanych na drodze elektroforezy.

3. Hydroksyapatyt naturalny (najprawdopodobniej ze względu na lepsze rozwinięcie powierzchni, niższą krystaliczność i zawartość grup węglanowych) jest, w przypadku powłok o oczekiwanych własnościach bioaktywnych, dodatkiem korzystniejszym niż hydroksyapatyt syntetyczny.

4. W dalszych badaniach wydaje się celowe zwiększenie stosunku C:P w powłokach z żelatyną oraz zwiększenie zawartości HAp w stosowanych zawiesinach.

## Podziękowania

*Praca jest finansowana z grantu KBN nr 3 T08C 054 30.*

## Piśmiennictwo

- [1] G. L. de Lange K. Donath, *Biomaterials* 10 (1989) 121
- [2] T. Hayashi, T. Yamada, H. Saito, *J. Mat. Sci.* 18 (1983) 3137.
- [3] K. S. Tenhuisen, P. W. Brown, *J. Biomol. Mater. Res.* 28 (1994) 27.

## BADANIA WPŁYWU DŁUGOTRWAŁEGO KONTAKTU Z TKANKĄ LUDZKĄ NA ZACHOWANIE BIOMATERIAŁÓW AUSTENITYCZNYCH

STANISŁAW RYMKIEWICZ, BEATA ŚWIECZKO-ŻUREK,  
PIOTR TKACZYK

POLITECHNIKA GDAŃSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,  
KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ  
UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK,  
E-MAIL: SRMKIEW@PG.GDA.PL

*[Inżynieria Biomateriałów, 58-60,(2006),190-192]*

### Wprowadzenie

Badania opierają się na studium pojedynczego przypadku dwóch wkrętów ze stali austenitycznej, które były implantowane do organizmu człowieka jako element łączący złamaną kość piszczelową. Oba wkręty zostały wkręcone w jednakowych warunkach, jednakową metodą w jednakowym czasie, odległość pomiędzy śrubami wynosiła około 3 cm. Zostały umieszczone w ludzkim organizmie na okres 1 roku, po którym miały zostać wyjęte. Na skutek komplikacji życiowej nosiciela wkręty te zostały usunięte dopiero podczas zabiegu po okresie 8 lat.

Podczas zabiegu usuwania implantów pierwszy z wkrętów udało się wykręcić bez większych problemów, drugi natomiast stawił wyraźny opór i nie dało się go wykręcić przy użyciu zwykłego wkrętaka. Czas wykręcanie pierwszego implantu wyniósł minutę, drugiego natomiast 40 minut.

Stop austenityczny z którego były wykonane implanty jest podawany w literaturze jako okresowo bezpieczny (okres implantacji nie powinien przekraczać 30 dni) [1-5].

Stale austenityczne przeznaczone na implanty mają ściśle ustalone składy chemiczne, które zapewniają im para-

2. The intensive growth of apatite was observed in case of the layers from inorganic salt aqua solution with the addition of animal or plant gelatine. The poorest growth of HAP was observed in case of layers obtained using electrophoresis method.

3. Natural hydroxyapatite (probably because of better surface development, lower crystallinity and carbonate groups contents) is, in case of layers of potential bioactive properties, the more advisable addition than synthetic HAP

4. The increase of C/P ratio in case of layers with gelatine and amount of HAP in using suspensions is planned in further experiments.

## Acknowledgements

*This work is supported By Polish Committee for Scientific Research under grant no. 3 T08C 054 30.*

## References

- [4] A. Stoch, W. Jastrzębski, E. Długoń, W. Lejda, B. Trybalska, G. J. Stoch, A. Adamczyk, *J. Mol. Struct.* 744-747 (2005) 633
- [5] M. Rokita, A. Brożek, M. Handke *J. Mol. Struct.* 744-747 (2005) 589

## THE INFLUENCE OF DURABLE CONTACT ON HUMAN TISSUE ON AUSTENITIC BIOMATERIALS BEHAVIOUR

STANISŁAW RYMKIEWICZ, BEATA ŚWIECZKO-ŻUREK,  
PIOTR TKACZYK

THE DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING,  
GDANSK UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,  
80-952 GDANSK, NARUTOWICZA 11/12,  
E-MAIL: SRMKIEW@PG.GDA.PL

*[Engineering of Biomaterials, 58-60,(2006),190-192]*

### Introduction

The research concerns two screws of austenitic steel, which were implanted into human body as a link joining the broken tibia bone. Both screws were tightened in the same conditions, in the same manner and time; the distance between the screws was about 3 cm. They were implanted into a human body for a year and then they were to be removed. However the screws remained in the body for 8 years.

During the intervention one of them came out immediately but the other turned out irremovable with a common screwdriver. The first implant was removed in a minute and the other in 40 minutes.

The austenitic alloy used for the implants is considered relatively safe (the time of remaining in the body should not be longer than 30 days) [1-5].

The austenitic steels used for implants have a strictly defined chemical composition, which results in paramagnetic structure. The mechanical properties of the steels can be formed with cold plastic treatment making by strain hardening [6 and 7]. The criteria of chemical components are contained in standards in accordance with the ASTM Medical Committee



pową jak na ten stop oraz tak długi okres kontaktu z tkanką ludzką (ponad 8 lat). Dodatkowo badania wykazały, że są to wkręty z tego samego stopu, natomiast stopień umocnienia wywołany obróbką plastyczną jest różny dla obu wkrętów, co objawiło się różną wielkością ziarna. Świadczy to o różnej obróbce mechanicznej i cieplnej.

Przyczyn znacznie większego oporu podczas wykręcania implantu drugiego należy szukać w większej aktywności powierzchni metalu, co objawiło się śladami kontaktu z tkanką ludzką. Z kolei na powierzchni wkrętu który nie stawił większych oporów śladów kontaktu nie było. Zwiększoną aktywność wywołało większe rozdrobnienie ziarna w próbce drugiej.

the experiments have proven that the screws were of the same alloy, while the degree of strength hardening caused by plastic forming is different for both screws, which resulted in different sizes of grains. It proves that different mechanical and heat treatments were used.

The reason for the bigger resistance while screwing in the other implant is a bigger activity of the metal, which was caused by the reaction with a human tissue. No such contact was observed on the other screw. The bigger activity was a result of bigger breaking up in the second specimen.

## Piśmiennictwo

- [1] Ashby M.F.: The engineering materials. Vol.2. WNT, Warszawa 1997  
 [2] Lewandowska – Szumiel M.: The possibility of in vitro estimation of implant materials bioagreement. The Medical Academy. Warszawa 2001  
 [3] Łaskawiec J., Michalik R.: The theoretical and application problems in implants. Publishing House of the Technical University of Silesia. Gliwice 2002  
 [4] Marciniak J.: The biomaterials. Publishing House of the Technical University of Silesia-2002  
 [5] Kuś H.: The biomaterials. WKiŁ 1990

## References

- [6] Blacharski M.: The material engineering. Steel. WNT, Warszawa 2004  
 [7] Głowacka M.: The metal science – collective work. Publishing House of the Technical University of Gdansk. Gdansk 1996  
 [8] PN-EN ISO 10993-1 /2004  
 [9] Błażewicz S., Stoch L.: The Biomaterials. Vol. 4 The Academic Publishing Outhouse Exit 2003  
 [10] Dobrzański L.: The basis of material and metal science. WNT. Warszawa 2002.

## BADANIA OBSZARÓW ZAGROŻONYCH ZNISZCZENIEM W BIOMATERIAŁACH KORON STOMATOLOGICZNYCH

STANISŁAW RYMKIEWICZ, ZDZISŁAW BEREZNOWSKI

POLITECHNIKA GDAŃSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,  
 KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ  
 UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK  
 AKADEMIA MEDYCZNA GDAŃSKA,  
 ZAKŁAD IMPLANTOPROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ  
 E-MAIL: SRYMKIEW@PG.GDA.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60, (2006), 192-194]

### Wprowadzenie

Dzięki zastosowaniu MES stomatologia poczyniła wielkie postępy w przewidywaniu i obliczaniu naprężeń w implantoprotetyce, ocenie zgryzu, umocowania i funkcji aparatów ortodontycznych, analizy naprężeniowej stałych i ruchomych uzupełnień protetycznych, badań tkanek zębowych i wypełnień [1,2].

Do analizy obszarów zagrożonych zniszczeniem w biomateriałach koron stomatologicznych zastosowano analizę strukturalną elementów skończonych MES. Opracowano dwu wymiarowy model korony stomatologicznej zamocowanej na kikucie zęba, w którym określono obszary występowania poszczególnych materiałów. Przyjęte do obliczeń numerycznych wartości modułu Younga i współczynniki Poissona odniesiono do rzeczywistych biomateriałów korony stomatologicznej. Geometria modelu korony stomatologicznej uwzględniała charakterystyczne karby strukturalne na sieciowej, zakończeniach przyszyjkowych i wewnętrznej części czapeczki, modelując je poprzez promienie krzywizny. Tak określony model rozszerzono do geometrii 3D determinując grubość 5 mm modelu korony. Zastosowano

## EXAMINATION OF AREAS EXPOSED TO DAMAGE IN BIOMATERIALS OF DENTAL CROWNS

STANISŁAW RYMKIEWICZ, ZDZISŁAW BEREZNOWSKI

GDANSK UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING,  
 UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK,  
 MEDICAL ACADEMY OF GDANSK,  
 INSTITUTE OF PROSTHETIC DENTISTRY  
 E-MAIL: SRYMKIEW@PG.GDA.PL

[Engineering of Biomaterials, 58-60, (2006), 192-194]

### Introduction

With the application of MES stomatology has made great progress in forecasting and computing stress in prosthetic dentistry, assessment of occlusion, mounting and functions of dental devices, stress analysis of fixed and movable prosthetic fillings as well as examination of dental tissues and fillings [1,2].

In order to analyse areas exposed to damage in biomaterials of dental crowns the structural analysis of finite elements MES has been applied. A two-dimensional model of a dental crown has been produced fixed on a tooth stump, where the areas of specific materials have been determined. The values of Young module and Poisson index adopted for numeric computing have been referred to actual biomaterials of a dental crown. The geometry of a dental crown model included the characteristic structural notches on a secant, cervix endings and internal part of the cap, modelling them with a curvature radii. The model determined in this manner has been extended to 3D geometry by determining the depth of 5mm of the crown model. The surface weight applied on