

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

magnetyczną strukturę. Własności mechaniczne tych stali kształtować można przez przeróbkę plastyczną na zimno, różnicując za pomocą wielkości gniotu stopień umocnienia [6,7]. Kryteria doboru ujęte zostały w normach przedmiotowych zgodnie z zaleceniami Medycznego Komitetu ASTM [8]. W ofertach wytwórców można znaleźć wyroby tego samego przeznaczenia funkcjonalnego różniące się umocnieniem [1,6, 7, 9, 10].

Badania własne

Przeprowadzono analizę składu chemicznego, badania makroskopowe i mikroskopowe powierzchni oraz mikroskopowe rdzenia. Analiza składu chemicznego wykazała, że jest to stop o strukturze austenitycznej (TAB.1).

Pierwiastek Element	Fe	Cr	Ni	Mo	Mn	Si
Zawartość Wright, pct [%]	59,57	16,93	14,07	6,04	2,63	0,77

TABELA 1.
TABLE 1.

Analiza makroskopowa nie wykazała wyraźnych oznak powstania ognisk korozyjnych, brak jest również śladów uszkodzeń powierzchni gwintu. Regularna powierzchnia gwintu wskazuje na jednolity kontakt z tkanką i jednolite jej oddziaływanie.

Badania mikroskopowe powierzchni nie trawionej przeprowadzone były na skaningowym mikroskopie elektronowym przy powiększeniach 50x, 500x i 2000x, a trawionej przy powiększeniu 1500x.

Przy powiększeniu 50x i 500x stwierdzono brak wyraźnych różnic na powierzchniach obu próbek. Oba wkręty przy tych powiększeniach wyglądały podobnie, bez oznak korozji.

Obserwacje próbek przy powiększeniu 2000x dostarczają więcej informacji o powierzchni obu implantów. Powierzchnia wkrętu drugiego była bardziej chropowata, widać małe ślady jasnej substancji. Są to prawdopodobnie pozostałości tkanki kostnej, która silnie zrosła się z implantem w przeciwieństwie do przypadku pierwszego wkrętu, gdzie takich zmian nie zaobserwowano. Możliwym jest, że powstał jakiś rodzaj wiązania pomiędzy tkanką a implantem. Jasne pozostałości znajdują się głównie przy powierzchni wzniesień, ułożone są dość regularnie w wyraźnych skupiskach (RYS.1).

Obserwacje mikroskopowe zglądów trawionych wykazały wyraźną strukturę austenityczną z bliźniakami oraz z wyraźnymi liniami i pasmami poślizgu (RYS.2).

Porównując obie próbki wyraźnie widać mniejsze ziarna austenitu w próbce drugiej.

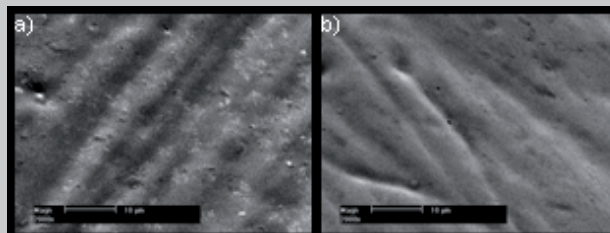
Wnioski

Badania przeprowadzone na obu wkrętach dają ciekawe rezultaty. Mimo tego, że implanty są wykonane ze stali austenitycznej co w literaturze jest opisane jako okresowo bezpieczne, te wykazały dużo dalej idącą odpornością korozyjną. Brak wyraźnych śladów korozji jest bardzo niety-

[8]. Other manufacturers offer the same products; the only difference is in consolidation [1, 6, 7, 9 and 10].

Methods of research

The analysis of the chemical composition, the microscope and macroscopic examination of the surface layer and the microscope examination of the core were made. The analysis of the chemical composition showed that it was an austenitic alloy (TABLE 1).

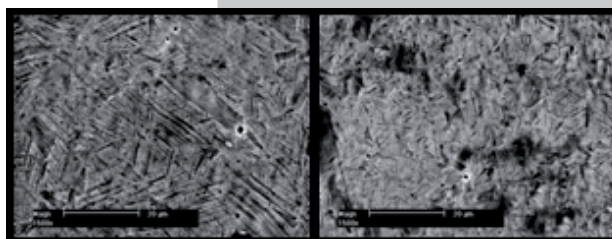


RYS.1. Widok próbki przy powiększeniu 2000x a) pierwszej, b) drugiej.
FIG.1. The view of the specimen by 2000x a) the first, b) the second.

The macroscopic analysis did not reveal any corrosion focuses. There is no damage of a thread layer either. The regular surface of the thread proves the same contact with the tissue and its interaction. The microscope examination of the no etching surface was performed with an electron-scanning microscope by enlarging 50x, 500x and 2000x and of the etching surface by enlarging 1500x.

After the enlargement of 50x and 500x there were no noticeable differences on the surfaces of either specimens. There was no difference between the screws, they looked exactly the same and showed no signs of corrosion.

The specimen's observation with 2000x etching gives more information about implants. The surface of the other screw was rougher and small traces of light substance were visible. They are probably the remnants of a bone tissue, which stuck to the implant unlike the first screw, where such changes were not perceived. It is possible that a new binding between the tissue and the implant was formed. The light remnants are mainly close to the surface of the upgrades and they are located in quite regular gatherings (FIG.1).



RYS.2. Widok struktury austenitycznej próbki przy powiększeniu 1500x a) pierwszej, b) drugiej.
FIG.2. The view of the austenitic structure of the specimen by 1500x a) the first, b) the second.

The microscope observation of the etching metallographic specimen showed an austenitic structure with twins as well as distinct traces of slide (FIG.2)

The comparison of both specimens shows smaller grains of austenite in the second one.

Conclusions

The experiments carried out on the screws have given interesting results. Despite the fact that implants were made of austenitic steel, which literature regards as relatively safe, they showed far-reaching corrosion resistance. The absence of corrosion traces is very untypical of this alloy and such a long contact with human tissue (over 8 years). Additionally

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