

założenia o wzroście twardości kompozytu i wytrzymałości na zginanie oraz zmniejszonej inhibicji tlenowej, wynikające z dodatku żywicy UM1. Ponadto jej skurcz polimeryzacyjny jest znacząco mniejszy – jedynie 2,5% w porównaniu do 10,3% dla żywicy Bis-GMA/TEGDMA, co w rezultacie powinno prowadzić do zmniejszenia naprężeń w strukturze kompozytu, jak również między kompozytem a zębina.

Żywica UM1 wydaje się być obiecującą alternatywą dla Bis-GMA, bądź jako jego zamiennik lub jako dodatkowy składnik obecnie stosowanych żywic dentystycznych. Otrzymane wyniki wskazują na celowość dalszych, bardziej szczegółowych badań w tym zakresie.

Podziękowania

Praca finansowana przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego Nr grantu R 0802701.

gen inhibition, were confirmed. Moreover, polymerization shrinkage of new monomer is significantly lower than for Bis-GMA/TEGDMA resin (only 2,5% vs. 10,3%). This should result in decreasing tensions in composite's structure, as well as between the composite and dentin.

UM1 resin appears to be a very promising alternative for Bis-GMA, either as a substitute or additional component of currently used dental resins. Received results show that further research is highly advisable, especially in the above scope.

Acknowledgements

This work is financed by the Ministry of Science and Education. Grant no R 0802701.

Piśmiennictwo

- [1] Sideridou I., Tserki V., Papanastasiou G., Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins, *Biomaterials* 2002, 1819-1829.
 [2] Musanje L., Ferracane J.L., Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite, *Biomaterials* 2004, 4065-4071.
 [3] Pereira S.G., Osorio R., Toledano M., Nunes T.G., Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins, *Dental Materials* 2005, 823-830.

References

- [4] Malacarne J., Carvalho R.M., de Goes M.F., Svizero N., Pashley D.H., Tay F.R., Yiu C.K., Carrilho M.R. de Oliveira, Water sorption/solubility of dental adhesive resins, *Dental Materials* 2006, 973-980.
 [5] Zandinejad A.A., Atai M., Pahlevan A., The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites, *Dental Materials* 2006, 382-387.
 [6] Szafran M., Cwalińska A., Rokicki G., Biernat M., Wpływ dodatku rozgałęzionych żywic uretanowo-metakrylowych na właściwości kompozytów ceramika-polimer do zastosowań stomatologicznych, *Kompozyty 7:3* (2007) 117-121.

KOROZJA IMPLANTÓW W WARUNKACH ELEKTROSTYMULACJI ZROSTU KOSTNEGO

J. SZEWCZENKO^{1*}, P. WŁASZCZUK², J. GAŁECKA³

¹ POLITECHNIKA ŚLĄSKA, INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH, 44-100 GLIWICE, UL. KONARSKIEGO 18A,
² ŚLĄSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY W KATOWICACH, KATEDRA MORFOLOGII ZAKŁAD HISTOPATOLOGII, UL. MEDYKÓW18, 40-752 KATOWICE
³ INSTYTUT APARATURY I TECHNIKI MEDYCZNEJ ITAM, UL. ROOSEVELTA 11841-800 ZABRZE
 E-MAIL: JANUSZ.SZEWCZENKO@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 69-72, (2007), 73-76]

Wstęp

Stal chromowo-niklowo-molibdenowa jest najczęściej stosowanym biomateriałem metalowym. Wieloletnie badania na przydatnością tego materiału na implanty zaowocowało określeniem wymagań normatywnych, spełnienie których jest warunkiem stosowania tej stali na implanty krótkotrwałe [1].

IMPLANTS CORROSION IN CONDITIONS OF BONE UNION ELECTROSTIMULATION

J. SZEWCZENKO^{1*}, P. WŁASZCZUK², J. GAŁECKA³

¹ SILESIA TECHNICAL UNIVERSITY, INSTITUTE OF ENGINEERING AND BIOMEDICAL MATERIALS, 44-100 GLIWICE, UL. KONARSKIEGO 18A,
² MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, KATOWICE, DEPARTMENT OF PATHOMORPHOLOGY UL. MEDYKÓW18, 40-752 KATOWICE
³ INSTITUTE OF MEDICAL TECHNOLOGY AND EQUIPMENT ITAM UL. ROOSEVELTA 11841-800 ZABRZE
 E-MAIL: JANUSZ.SZEWCZENKO@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 69-72, (2007), 73-76]

Introduction

Stainless steel is a commonly used metallic biomaterial. A long-time research on usefulness of this material allowed to determine the requirements that have to be fulfilled to consider this material for short-time implants [1].

Nowadays, a great body of research is focused on the development of corrosion resistance, increasing a biocompatibility and limiting postoperative complications. This aim is reached by a surface treatment.

Obecnie głównym celem badań jest poprawa odporności korozyjnej implantów, co skutkować ma poprawą biokompatybilności implantów i ograniczeniem powłok kooperacyjnych. Cel ten osiąga się poprzez modyfikację lub wytworzenie warstwy wierzchniej metodami inżynierii powierzchni.

Do takich warstw zaliczają się powłoki pasywne i węglowe. Powłoki pasywne wytwarza się w dwuetapowym procesie polerowania elektrolitycznego i pasywacji chemicznej, natomiast warstwy węglowe poprzez naniesienie na powłokę pasywną warstwy węglowej w procesie RF PACVD. Warstwy węglowe, o strukturze amorficzno-nanokrystalicznej, cechuje dobra adhezja do metalicznego podłoża, a także podatność do odkształceń, konieczna do elastycznego zespalania odłamów kostnych. Ponadto są odporne na typowe mechanizmy korozji (wżerowej, szczelinowej, naprężeniowej i zmęczeniowej), którym podlegają implanty w środowisku tkanek i płynów ustrojowych [2,3].

Zewnętrzne metody stabilizacji odłamów kostnych, charakteryzują się elastycznością zespolenia. Zespolenie takie prowadzi do aktywizacji zrostu kostnego dzięki wykorzystaniu efektów elektromechanicznych, polegających na generacji potencjałów elektrycznych w następstwie przyłożonego obciążenia, to z kolei powoduje przepływ prądów czynnościowych przez obszar złamania, przyczyniając się do aktywizacji zrostu kostnego [4]. Odkrycie generacji potencjałów i prądów czynnościowych w tkance kostnej zwróciło uwagę badaczy na możliwość zastosowania prądu elektrycznego jako czynnika umożliwiającego stymulację osteogenezy.

Elektrostymulacja zrostu kostnego polega na zastąpieniu prądów generowanych podczas aktywności ruchowej pacjenta poprzez prądy generowane przez elektrostymulator. Na podstawie licznych badań stwierdzono, iż elektrostymulacja zrostu kostnego wskazana jest w przypadku stanów patologicznych [5,6]. Jednakże stosowanie elektrostymulacji zrostu kostnego może prowadzić do rozwoju korozji implantów znajdujących się w strefie przepływu prądu lub wykorzystywanych jako elektrody.

Wpływ różnych metod oraz parametrów prądowych elektrostymulacji zrostu kostnego na proces korozji implantów ze stali Cr-Ni-Mo z warstwami pasywnymi i pasywno-węglowymi w warunkach *in vitro* był obiektem prac autorów [7]. Na podstawie wniosków z nich wypływających wytypowano metody i parametry przebiegów prądowych, które nie powinny inicjować procesów korozyjnych implantów ze stali Cr-Ni-Mo z warstwami pasywnymi i pasywno-węglowymi. W niniejszym artykule przedstawiono wstępne wyniki badań doświadczalnych na zwierzętach.

Metodyka

Badania wpływu parametrów i metod elektrostymulacji zrostu kostnego na gojenie się świeżych złamań kości udowej u królików przeprowadzono w zwierzętarni Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach. Do badań wykorzystano króliki rasy Szynszyl w wieku 6-12 miesięcy o wadze 3,7-4,5kg. Złamania uzyskiwano poprzez przecięcie piłą oscylacyjną kości udowej w połowie jej długości.

Złamanie stabilizowano za pomocą systemu ZESPOL-mikro firmy Mikromer. Stabilizator wykonany był ze stali austenitycznej.

W celu izolacji elektrycznej tkanek miękkich od elementów stabilizatora na pasywną powierzchnię wkrętów kostnych naniesiono warstwę węglową wytworzona w procesie RF PCVD. Wkręty kostne pokryto w całości warstwą węglową lub w dolnej części wkręta pozostawiano strefę pasywną o długości około 5mm. Pasywna strefa wkręta umieszczona została w kości. Zabieg ten miał na celu ukierunkowanie przepływu prądu przez szczelinę złamania.

A passive and carbon layers can be applied to increase the corrosion resistance of biomaterials. The passive layers are constituted in the two stage process, i.e. the electropolishing and chemical passivation. The carbon layer are deposited with the use of the RF PACVD process. The passive-carbon layers of amorphous-crystalline structure are characterized by a good adhesion to metallic substrate and a deformability which is necessary for elastic osteosynthesis. Furthermore, the layers are also characterized by good corrosion resistance (pitting, crevice, stress and fatigue) in body environment [2,3].

The external osteosynthesis is characterized by elasticity of fixation. Elastic fixation enables to use electromechanical effects that activate a bone union. The electromechanical effects are based on generation of electrical potentials as a result of loading, that enables a passage of action current through a fracture site [4]. Electrical phenomena in bones (present during anatomical loading) allowed to use/adopt electrical current as the factor stimulating an osteogenesis. The electrostimulation of bone union depend on the replacement of action currents with the currents generated by the electrostimulator. On the basis of many research was observed that the electrostimulation of bone union is advisable in pathological conditions [5, 6].

The influence of different electrostimulation methods on corrosion of stainless steel implants coated with the passive and the carbon layer was presented in [7]. On the basis of the conclusions the electrostimulation methods and their parameter that should not initiate process corrosion were selected. This paper presents the preliminary experimental results in animals.

Methodology

The research on influence of the electrostimulation methods (and their parameters) of bone union on healing of bone fractures of rabbits was carried out in the Silesian Medical University in Katowice. The chinchilla rabbits of 6-12 month age and within a weight range of 3,7-4,5kg were used in the research. The animal tests were performed after approval by the ethical committee of the Silesian Medical University All aspects of animal care complied with the appropriate regulations. The fractures were obtained by cutting the femurs with the use of the saw.

The fracture was stabilized with the use of the ZESPOL-mikro system (Mikromed). The ZESPOL-mikro stabilizer was made of stainless steel.

In order to isolate the soft tissues, a carbon layer was deposited (by means of the RF PCVD process) on the previously passivated surfaces [x]. The bone screws were fully coated with carbon layer or the 5mm of the passive region was exposed. The passive region of the screw was implanted into the bone. This procedure was taken in order to ensure the passage of current through the fracture gap.

The B.Stim-1 i B.Stim-2 stimulators designed and produced by the Institute of Medical Devices and Technology in Zabrze were applied in the research.

The B.Stim-1 was designed for electrical stimulation of bone union as the invasive system, also popularly called "semiinvasive". In this method the cathode was the bone screw coated with the carbon layer with the uncoated passive region left. The remaining bone screws were fully coated with the carbon layer. The stainless steel mesh implanted subcutaneously was considered as the anode. The single-phase impulse current without constant component of the amplitude equal to 70 μ A, the filling equal to 25% and frequency of 1Hz was applied in the research. The mean values of the amplitude and the current are equal to 17,5 μ A and 0 μ A respectively.

W badaniach wykorzystano celowo zaprojektowane i wykonane w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu stymulatory B.Stim-1 i B.Stim-2.

B.Stim-1 wykonany był do stymulacji elektrycznej zrостu kostnego w układzie inwazyjnym, potocznie nazywanym również „pólinwazyjnym”. W metodzie tej katodę stanowił wkręt zespolenia kostnego Zespol-mikro, pokryty warstwą węglową z pozostawioną strefą pasywną. Pozostałe wkręty kostne były w całości pokryte warstwą węglową. Anodę zaś stanowiła siatka ze stali austenitycznej wszczepiona podskórnice na wysokości miejsca złamania. W badaniach zastosowano przebieg prądu impulsowego jednofazowego z odcięciem składowej stałej o amplitudzie 70 μA , wypełnieniu 25 % i częstotliwości 1Hz. Średnia wartość amplitudy przebiegu wynosi 17,5 μA , a średnia wartość prądu przebiegu jest równa 0 μA .

Stymulator B.Stim-2 zastosowano do stymulacji elektrycznej zrостu metodą pojemnościową. Katodę i anodę stanowią elektrody z siatki stalowej austenitycznej wszczepiane podskórnice po obydwu stronach kończyny na wysokości miejsca złamania. Wkręty kostne wchodzące w skład system stabilizującego pokryte były w całości warstwą węglową. Do badań wykorzystano przebieg prądowy prostokątny, dwufazowy, symetryczny, o częstotliwości 60kHz i amplitudzie 2,0mA, modulowany przebiegiem sinusoidalnym o częstotliwości 1 Hz. Średnia wartość prądu tego przebiegu wynosi 1,0mA.

Króliki zostały podzielone na grupy, dla których okres elektrostymulacji metodą pólinwazyjną lub pojemnościową wynosił 1, 2, 4, 6 i 12 tygodni. W każdej grupie znajdowały się ponadto króliki, które posiadając zespolone odłamy kostne nie były poddane zabiegowi stymulacji. Stanowiły one grupę kontrolną.

W celu określenia wpływu różnych metod i parametrów elektrostymulacji na ewentualne procesy korozyjne implantów, zastosowane w warunkach elektrostymulacji zrостu kostnego, dokonano przed i po badaniach:

1) pomiaru masy wkrętów kostnych, stosowanych do stabilizacji odłamów z dokładnością 5-10⁻⁵ g,

2) obserwacji powierzchni próbek za pomocą mikroskopu stereoskopowego oraz elektronowego mikroskopu skaningowego.

Wyniki

Pomiary masy wkrętów kostnych pokrytych warstwą pasywną i węglową wchodzących w skład stabilizatora kostnego, którego jeden z wkrętów stanowił katodę w pólinwazyjnej metodzie stymulacji, nie ujawniły zmiany ich masy. Obserwacje powierzchni wkrętów kostnych z warstwą węglową z wykorzystaniem mikroskopu elektronowego, skaningowego nie ujawniły żadnych uszkodzeń korozyjnych (RYS.1). Jednakże w przypadku wkręta kostnego, który stanowił katodę podczas elektrostymulacji, na powierzchni z warstwą pasywną zaobserwowano pojedyncze, lokalne wytrawienia (RYS.2). Były one zlokalizowane przy wierzchołku gwintu oraz posiadały powierzchniowy charakter. Zaobserwowano je wyłącznie na powierzchni wkrętów wykorzystywanych jako elektrody przez okres 24 tygodni.

W przypadku wkrętów pokrytych warstwą węglową, wchodzących w skład stabilizatora

The B.Stim-2 stimulator was applied to stimulate the bone union by means of the capacitive method. Both the cathode and the anode are made of the stainless steel mesh. The electrodes were implanted subcutaneously in the fracture site. The applied bone screws were fully coated with the carbon layer. The rectangular, symmetric, diphasic current of the frequency equal to 60kHz and the amplitude equal to 2,0mA, modulated with the sinusoidal run of the frequency of 1Hz was applied in the research. The mean value of the current is equal to 1,0mA.

The rabbits were divided into several groups. The electrostimulation (semi-invasive or capacitive) period was equal to 1, 2, 4, 6 and 24 weeks. Each group consisted of the control group (the “non-stimulated” rabbits).

In order to evaluate the influence of the diverse electrostimulation methods on the corrosion resistance of implants, the following steps were taken before and after the research:

1) measurements of the bone screws mass (accuracy 5-10⁻⁵ g),

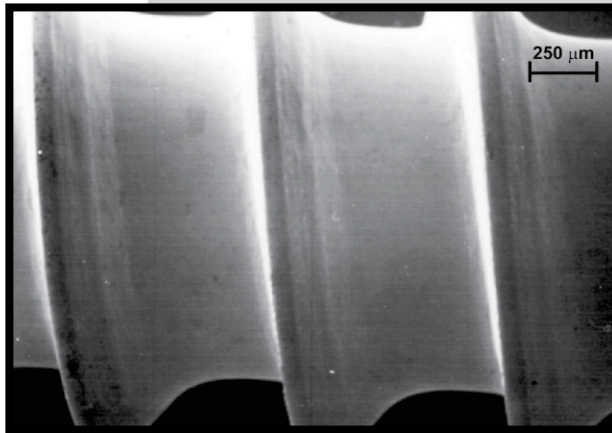
2) microscopic observations (with the use of the stereoscopic and the scanning electron microscope)

oscopy and the scanning electron microscope)

Results

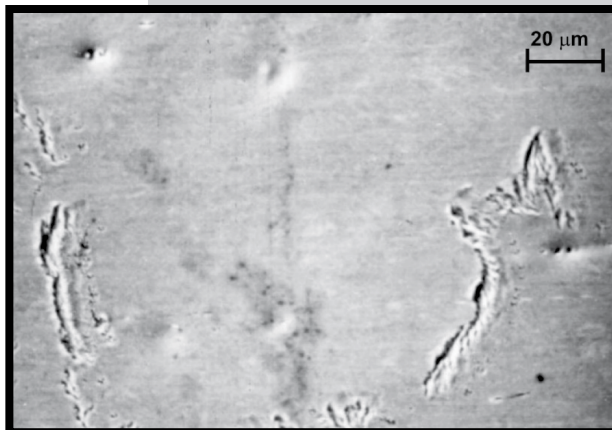
The mass measurements of the bone screws coated with the passive and carbon layer (applied in the semi-invasive method) did not reveal any mass changes. Observations of the bone screws coated with the carbon layer carried out in the scanning electron microscope did not reveal any corrosion damage (FIG.1). However, the bone screw with the passive layer applied as the cathode was locally etched. The etched regions were localized on the thread (FIG.2). They were observed only on the bone screws used as the cathodes for 24 weeks.

The gravimetric measurements of the bone screws



RYS.1. Powierzchnia wkręta kostnego z warstwą węglową po 24 tygodniowej elektrostymulacji metodą pólinwazyjną, SEM.

FIG.1. Bone screw with the carbon coating after 24 weeks of electrostimulation (semi-invasive method), SEM.



RYS.2. Lokalne wytrawienia na powierzchni wkręta kostnego (katody) z warstwą pasywną po 24 tygodniowej elektrostymulacji metodą pólinwazyjnej, SEM.

FIG.2. Locally etched areas on the passive surface of the electrode (cathode) after 24 weeks of electrostimulation, SEM.

odłamów kostnych, znajdujących się w warunkach elektrostymulacji metodą pojemnościową, pomiary grawitometryczne nie ujawniły zmiany ich masy. Obserwacje powierzchni wkrętów kostnych z warstwą węglową z wykorzystaniem mikroskopu elektronowego, skaningowego nie ujawniły żadnych uszkodzeń korozyjnych.

Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych można stwierdzić:

1. warunki elektrostymulacji zrostu kostnego u królików metodą półinwazyjną, z wykorzystaniem prądu impulsowego bez składowej stałej nie inicjują korozji implantów ze stali Cr-Mo-Ni z warstwami węglową. Nieliczne wytrawienia zlokalizowane na powierzchni pasywnej wkrętów kostnych, wykorzystywanych jako katody w półinwazyjnej metodzie elektrostymulacji, mają charakter lokalny i nie powodują mierzalnych z dokładnością $5 \cdot 10^{-5}$ g zmian masy,
2. warunki elektrostymulacji zrostu kostnego u królików metodą pojemnościową z wykorzystaniem prądu prostokątnego, dwufazowego, symetrycznego o częstotliwości 60kHz i amplitudzie 2,0mA, modulowanego przebiegiem sinusoidalnym o częstotliwości 1Hz nie inicjują korozji implantów ze stali Cr-Mo-Ni z warstwą węglową,
3. uzyskane wyniki są zgodne z wynikami uzyskanymi w badaniach wpływu różnych metod i parametrów elektrostymulacji in vitro w płynie fizjologicznym Tyroda [7].

with the carbon layer (used in the capacitively coupled electrical field method) did not reveal significant mass changes. Observations of the bone screws coated with the passive-carbon layer carried out in the scanning electron microscope did not reveal any corrosion damage.

Conclusions

On the basis of the results it can be concluded that:

1. electrostimulation of bone union in rabbits with the use of the semi-invasive method (the pulse current without constant component) does not initiate corrosion of the stainless steel implants coated with the passive and passive-carbon layer. Sparse etchings observed on the bone screw with the passive layer applied as the cathode in the semi-invasive method are local and do not cause the significant changes of mass.
2. electrostimulation of bone union in rabbits with the use of the capacitively coupled electrical field method (the rectangular, symmetric, biphasic current of the frequency equal to 60kHz and the amplitude equal to 2,0mA, modulated with the sinusoidal run of the frequency of 1Hz) does not initiate corrosion of the stainless steel implants coated with the carbon layer.
3. the obtained results are compatible with the results obtained from the tests carried out in the Tyrode physiological solution [7].

Piśmiennictwo

- [1] PN-ISO 5832-1, 1997, Implants for surgery – Metallic materials – Wrought stainless steel.
- [2] Marciniak J., Research project of the Polish State Committee for Scientific Research (KBN) 4 1738 91 01, Silesian University of Technology, Gliwice 1991/94, (in Polish).
- [3] Z. Paszenda, J. Tyrlik-Held, Z. Nawrat, J. Zak, J. Wilczek, Usefulness of passive-carbon layer for implants applied in interventional cardiology, *Journal of Materials Processing Technology* 157-158C (2004) 399-404.
- [4] J. Szewczenko, Electric phenomena in long bone. *Electrotechnical Review*, 12, (2005), 94-97. (in Polish)

References

- [5] L. Zichner, Repair of nonunions by electrically pulsed current stimulation, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 161 (1981) 115-121.
- [6] A. Impagliazzo, A. Mattei, G. F. Spurio Pompili, S. Setti, R. Caddosi, Treatment of nonunited fractures with capacitively coupled electric field. *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 7 (2006) 16-22.
- [7] J. Szewczenko, J. Marciniak, Corrosion of Cr-Ni-Mo steel implants electrically stimulated. *Journal of Materials Processing Technology* 175 (2006) 404-410.

BADANIA ODDZIAŁYWANIA MATRYC ŻELATYNOWO- ALGINIANOWYCH NA SKŁADNIKI MORFOTYCZNE I BIAŁKA KRWI

MARIA SZYMONOWICZ^{1*}, STANISŁAW PIELKA¹,
DOROTA HAZNAR², JANUSZ PLUTA²

¹ AKADEMIA MEDYCZNA,
ZAKŁAD CHIRURGII EKSPERYMENTALNEJ I BADANIA BIOMATERIAŁÓW,
UL. PONIATOWSKIEGO 2; 50-326 WROCLAW

² AKADEMIA MEDYCZNA,
KATEDRA I ZAKŁAD TECHNOLOGII POSTACI LEKU,
UL. SZEWSKA 38, 50-139 WROCLAW

*E-MAIL: BIOCHEM@CHEKSP.AM.WROC.PL

STUDIES OF REACTION OF GELATIN-ALGINATE MATRIXES ON MORPHOTIC ELEMENTS AND BLOOD PROTEINS

MARIA SZYMONOWICZ^{1*}, STANISŁAW PIELKA¹,
DOROTA HAZNAR², JANUSZ PLUTA²

¹ MEDICAL UNIVERSITY, DEPARTMENT OF EXPERIMENTAL
SURGERY AND BIOMATERIALS RESEARCH,
2, PONIATOWSKIEGO STREET, 50-326 WROCLAW, POLAND

² MEDICAL UNIVERSITY,
DEPARTMENT OF DRUG FORM TECHNOLOGY,
38, SZEWSKA STREET, 50-139 WROCLAW

*E-MAIL: BIOCHEM@CHEKSP.AM.WROC.PL