

WSZCZEPY PGLA+HAP W BADANIACH IN VIVO - OBSERWACJE ROCZNE

MAREK ADWENT³, AGATA CIEŚLIK-BIELECKA³,
MAGDALENA CIEŚLIK¹, DANIEL SABAT², GRZEGORZ BAJOR⁴,
PAULINA KŁAPCIŃSKA¹, TADEUSZ CIEŚLIK³

¹ KATEDRA I ZAKŁAD MATERIAŁOZNAWSTWA STOMATOLOGICZNEGO
ŚAM, BYTOM

² KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚAM, ZABRZE

³ I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ ŚAM,
ZABRZE

⁴ KATEDRA CHIRURGII DZIECIĘCEJ ŚAM, BYTOM
MADWENT@SLAM.KATOWICE.PL

Streszczenie

Celem pracy była roczna ocena niektórych właściwości kompozytu kopolimer polilaktyd/glikolid z hydroksyapatytem (PGLA+HAp) wprowadzonego w kość i tkanki miękkie królików. Badany materiał oceniano pod kątem klinicznym, radiologicznym i histopatologicznym. Otrzymane rezultaty badań wykazały, że począwszy od trzeciego tygodnia kanał wszczepu był wyraźnie uformowany i pokryty odbudowującą się tkanką kostną. Przeprowadzone roczne obserwacje wykazały, że badany kompozyt kopolimer PGLA+HAp nie wywołuje miejscowych ani ogólnoustrojowych negatywnych odczynów tkankowych. Brak złogów kopolimeru w kości i tkance podskórnej w okresie rocznym świadczy o całkowitej resorpcji polimeru.

Słowa kluczowe: biomateriały, polimery biodegradowalne, kopolimer (PGLA+HAp), regeneracja tkanki kostnej, badania na zwierzętach

[Inżynieria Biomateriałów, 61, (2007), 2-5]

Wstęp

Rozwój medycyny zabiegowej i rekonstrukcyjnej stymuluje zapotrzebowanie na różnego rodzaju wszczepy. Szczególnie miejsce zajmują materiały, które po spełnieniu swojej funkcji ulegają degradacji [1]. Takimi materiałami są między innymi polimery kwasu mlekowego i glikolowego [2,3]. Specyficzne właściwości tych materiałów pozwalają na łączenie ich ze sobą i tworzenie kopolimerów. Kopolimery glikolidu z laktydem (PGLA) ulegają degradacji tworząc proste α -hydroksykwas [4]. Czas resorpcji kopolimeru musi być dobrany zgodnie z jego przeznaczeniem. Szybkość resorpcji kopolimerów PGLA zależy od stosunku procentowego polilaktydu do poliglikolidu i może być swobodnie regulowana. Na proces ich degradacji wpływają także krystaliczność, masa molowa, pH i temperatura otoczenia. Właściwości polimerów pozwalają na tworzenie materiałów złożonych np. z hydroksyapatytem (HAp). Hydroksyapatyt jest stosowany w chirurgii kostnej od wielu lat. Jest podobny do kości, stanowi szkielet do jej odbudowy, stymuluje jej wzrost [5]. Kopolimery PGLA wprowadzone do ubytku kostnego również stanowią szkielet do odbudowy nowej kości.

Cel pracy

Celem pracy była roczna ocena niektórych właściwości kompozytu kopolimer polilaktyd/glikolid z hydroksyapatytem (PGLA+HAp) wprowadzonego w kość i tkanki miękkie królików.

PGLA+HAP IMPLANTS - ONE YEAR STUDY

MAREK ADWENT³, AGATA CIEŚLIK-BIELECKA³,
MAGDALENA CIEŚLIK¹, DANIEL SABAT², GRZEGORZ BAJOR⁴,
PAULINA KŁAPCIŃSKA¹, TADEUSZ CIEŚLIK³

¹ DEPARTMENT AND SECTION OF STOMATOLOGICAL MATERIALS
SCIENCE OF MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, BYTOM

² DEPARTMENT OF PATHOMORPHOLOGY OF MEDICAL UNIVERSITY OF
SILESIA, ZABRZE

³ DEPARTMENT AND CLINIC OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY
OF MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, ZABRZE

⁴ DEPARTMENT OF CHILDREN SURGERY OF MEDICAL UNIVERSITY
OF SILESIA, BYTOM

Abstract

The aim of the study was one year evaluation of PGLA+ HAp composites implanted to the bone and soft tissue of the rabbits. Clinical, radiological and histopathological examination was performed. Three week histopathological evaluation revealed that bone defect was well formed and in some parts covered with newly formed bone. One year observation revealed that PGLA+HAp implant do not induce local or general inflammatory tissue response. Lack of polymer particles after 48 weeks of observation indicates for its total degradation.

Keywords: copolymers, hydroxyapatite, bone regeneration, animal study

[Engineering of Biomaterials, 61, (2007), 2-5]

Introduction

Simultaneously with the development of reconstructive surgery different types of implants are needed. Biodegradable implants have a special position among all the other [1]. Polymers of L-lactide and glycolide acids are the one which can be resorbed after its function is over [2,3]. Lactide and glycolide co-polymers (PGLA) after degradation create a simple α -hydroxyacids [4]. A crystallinity of the polymer, its mol weight, pH and temperature of the environment are the factors that can decide of the time of degradation. The time of the material's resorption has to be proper to its function and depends on the percentage relation between polylactide to polyglycolide. PGLA properties allow to create composites with other materials for example with hydroxyapatite (HAp). This one is used in bone surgery for years. Hydroxyapatite is similar to the bone, creates a scaffold for bone regeneration and stimulates its growth [5]. Similar properties have PGLA polymers. They can create scaffold for bone regeneration.

Aim of the study

The aim of the study was one year evaluation of PGLA+ HAp composites implanted to the bone and soft tissue of the rabbits.

Materials and methods

The samples of the 84% of lactide and 16% of glycolide were used in this study. Copolymers were created in the Centre of Polymer Chemistry Polish Academy of Sciences in Zabrze. The composite was made by addition of 15% wt.

Materiały i metody

Badane próbki były wykonane z kopolimeru L-laktydu z glikolidem 84% laktyd, 16% glikolid otrzymanego w Centrum Chemii Polimerów PAN w Zabrze. Kompozyty otrzymano przez dodatek 15% wagowych hydroksyapatytu wołowego. Implanty zostały otrzymane metodą wtrysku w temp. 180°C w Katedrze Biomateriałów AGH. Miały kształt walców o średnicy 3,2 mm. Badania doświadczalne przeprowadzono na grupie 30 królików nowozelandzkich według wcześniej opisanego protokołu [6] tj. wprowadzenie wszczepów w trzon żuchwy po stronie lewej, w mięsień prosty grzbietu i w tkankę podskórną okolicy grzbietowej. Po zabiciu zwierząt w 7, 14 i 21 dobie, oraz w 6, 12, 24, 48 tygodniu doświadczenia oceniano makroskopowo wygląd ubytków i tkanek kostnych bezpośrednio je pokrywających. Wykonywano badania radiologiczne na podstawie rentgenowskich zdjęć zębowych obejmujących część trzonu żuchwy wraz z zębami i ubytkami kostnymi. W badaniach histopatologicznych oceniano tkankę kostną w miejscu wykonywanych ubytków i z otoczenia, ponadto tkankę podskórną i mięśniową z okolic kręgosłupa lędźwiowego. Badano również wątrobę i nerki.

Wyniki

W ocenie klinicznej stwierdzono prawidłowe gojenie się ran pooperacyjnych. Gojenie przebiegało przez rychłozrost i zamykało się w okresie 10 do 14 dni. Do 21 doby doświadczenia były dostrzegalne mierne zgrubienia tkanek miękkich.

W ocenie radiologicznej od 7 doby widoczne było kuliste przejaśnienie o regularnych brzegach wielkością odpowiadające wykonanemu ubytkowi kostnemu. W kolejnych okresach przejaśnienie było mniej wysyczone i począwszy od 6 tygodnia ulegało stopniowemu zaciemieniu, co świadczyło o postępującej mineralizacji. W 24 tygodniu badań obserwowano w centralnej części ubytku wyraźne zaciemienie świadczące o nadmiernym kostnieniu lub nagromadzeniu się w tej części drobin hydroksyapatytu. W 48 tygodniu kanał wszczepu wypełniony był już zmineralizowaną kością, nieznacznie różniącą się od otoczenia.

W badaniu histopatologicznym żuchwy zauważono, że począwszy od trzeciego tygodnia kanał wszczepu był wyraźnie uformowany i widoczna była odbudowa tkanki kostnej. Obwodową resorpcję polimeru oraz centralne rozrzedzenie struktury wszczepu można było zauważyć po 24 tygodniach obserwacji. W tym okresie wytworzony kanał otoczony dojrzałą tkanką kostną bez cech aktywności osteoblastycznej wypełniony był przez rozfragmentowany wszczep. Obserwowano w nim wyraźne fragmenty hydroksyapatytu oraz resztki złągów kopolimeru. Po 48 tygodniach doświadczenia kanał wszczepu pokryty był przez dojrzałą tkankę kostną. W świetle kanału widoczne były liczne drobiny hydroksyapatytu, wokół których znajdowały się pojedyncze komórki makrofagi jedno- i wielojądrowe. Nie obserwowano ziarniaków ołbrzymiokomórkowych typu „około ciała obcego”. Nie obserwowano już złągów kopolimeru.

Po tygodniowej obserwacji wszczep wprowadzony podskórnym otoczony był cienką torebką łącznotkankową, która w kolejnych tygodniach stawała się grubsza i zbudowana była z włókien kolagenowych i fibroblastów. Po 48 tygodniach cała obwodowa część wszczepu, a w niektórych przypadkach cały wszczepiony materiał, został przerośnięty przez tkankę łączną włóknistą. Wśród rozrastającej się tkanki widoczne były liczne makrofagi jedno- i wielojądrowe tworzące wokół fragmentów hydroksyapatytu ziarniaki ołbrzymiokomórkowe typu „około ciała obcego”. Po tak długim

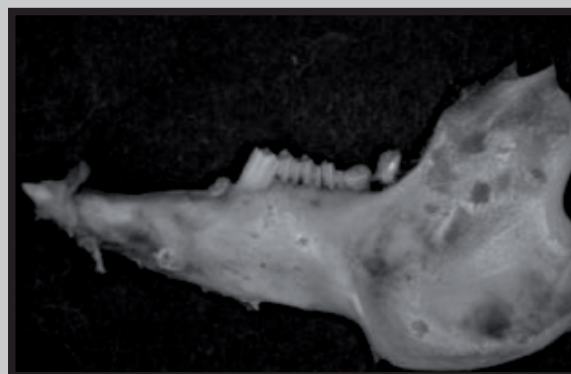
of hydroksyapatite. The implants were obtained by means of injection moulding method (180°C) at AGH University of Science and Technology in the Department of Biomaterials. The samples were cylinder shape with diameter of 3,2 mm. Experimental study was carried out on the group of 30 New Zealand rabbits using protocol that was already described [6]. Implants were placed in the corpus of the mandible, in the dorsal muscles and under the skin. The animal euthanasia was performed after 7, 14, 21 days and 6, 12, 24, 48 weeks. Clinical, radiological and histopathological examination was performed.

Results

Clinical examination revealed good postoperative wound healing within 10-14 days. Radiograms taken 7 days post operation revealed circle defect with smooth margins and size compared with created defect. Within the time the defect became less sharp and starting from 6 week mineralization of the defect was visible. On the radiograms taken 24 weeks after implant placement in the central part of the bone defect there were visible dark shadows indicating good bone mineralization or collection of hydroksyapatite particles. 48 weeks observation revealed bone defect filled with mineralized bone, that only a little differ from the surroundings.

Microscopic examination of the mandible showed that beginning from 3 week implant canal was well formed and covered with mature bone. Peripheral implant resorption was visible after 24 weeks. In this period implant canal was surrounded by mature bone and filled with partially comminuted implant. Particles of HAp and PGLA were present. 48 weeks observation revealed mature bone surrounding implant canal. Inside there were particles of HAp surrounded by macrophages. There were no trace of PGLA particles. Foreign body cells were not present.

Polymer that was placed under the skin was surrounded by thin connective tissue capsule that within the time became thicker and was build of collagen fibers and fibroblasts. 48 week observation revealed that the implant was completely replaced by fibrous tissue that surrounded hydroksyapatite particles. There was no trace of PGLA as it could have been observed after 24 weeks. There were no symptoms of inflammatory response. In the dorsal muscles around the implant connective tissue capsule was present. At the beginning it was thin but within the 3 weeks become thicker. After 6 weeks fibrous tissue begin to ingrow the structure of the implant. After 24 weeks particles of HAp and PGLA were present but implant was almost completely replaced by connective tissue. After 48 weeks connective tissue was almost completely ingrown the implant creating gigantic cell granu-



RYS. 1. Wszczep PGLA+HAp wprowadzony w żuchwę królika.
FIG. 1. PGLA+HAp implant placed in the rabbit mandible.

okresie nie obserwowano już złogów kopolimeru jak to było widoczne jeszcze w 24 tygodniu obserwacji. W otaczającej wszczep tkance nie występował odczyn zapalny.

W tkance mięśniowej od pierwszego tygodnia obserwacji wokół wszczepu kształtowała się torebka łącznotkankowa, która po 3 tygodniach była już gruba, zbudowana z włókien kolagenowych i fibroblastów. Od 6 tygodnia widoczne było wrastanie tkanki łącznej w strukturę wszczepu i powolna jego fragmentacja. Po 24 tygodniach doświadczenia wszczep pokryty był grubą torebką łącznotkankową z licznymi włóknami kolagenowymi. Wśród kopolimeru widoczne były liczne drobiny hydroksyapatytu. Widoczny wszczep był rozfragmentowany, a jego struktura, szczególnie w części centralnej, bardzo rozrzedzona. 48-tygodniowa obserwacja wykazała, że wszczepiony materiał był wyraźnie odgraniczony od tkanki mięśniowej. W znacznym stopniu został przerośnięty przez tkankę łączną włóknistą tworząc ziarninę olbrzymiokomórkową, złożoną z licznych ziarniaków, zbudowanych z makrofagów jedno- i wielojądrowych zlokalizowanych wokół drobin hydroksyapatytu i resztek kopolimeru.

W badanych narządach wewnętrznych (nerki i wątroba) nie wykazano żadnych zmian patologicznych związanych z zastosowanymi wszzczepami.

Dyskusja

Ceramiczne fosforany są biomateriałami, które mogą być stosowane samodzielnie, np. w regeneracji ubytków kostnych, mogą być nanoszone na różnego rodzaju wszczepy jako powłoki, lub mogą wchodzić w skład kompozytów [7,8]. Są to materiały kruche, w związku z czym nie mogą służyć do wzmacniania mechanicznego kompozytów. Chłopek i wsp. w swoich doświadczeniach wykazali, że wprowadzenie hydroksyapatytu w ilości 15% w skład polimeru PGLA obniżyło jego wytrzymałość mechaniczną o 50% [9]. Jednak właściwości osteoindukcyjne ceramicznych fosforanów zachęcają do ich stosowania. W ocenie histopatologicznej badanych przez nas kompozytów można było zauważyć cechy regeneracji tkanki kostnej wokół wszczepu już w 3 tygodniu doświadczenia. Podobne wyniki badań uzyskano wprowadzając w żuchwę królików porowate kompozyty CoCrMo+trójfosforan wapnia [8]. Autorzy oceniający kompozyty PGLA+HAp wprowadzone w żuchwę królików wykazali, że już od 3 tygodnia widoczne były ubytki kompozytu, w które wrosła tkanka kostna [10]. Wprowadzony kompozyt PGLA+HAp w tkanki miękkie nie wywołał miejscowych ani ogólnoustrojowych reakcji zapalnych. Został otoczony torebką łącznotkankową, a proces jego resorpcji polegający na wrastaniu włókien łącznotkankowych w strukturę wszczepu zauważalny był od 6 tygodnia doświadczenia. W okresie 48 tygodni wewnątrz torebki widoczne były resztki hydroksyapatytu i komórki odpowiedzialne za proces degradacji polimeru. Obecność hydroksyapatytu w tkankach miękkich świadczy o braku jego resorpcji. Ponieważ dotychczas nie stwierdzono pozytywnego wpływu hydroksyapatytu na gojenie się tkanek miękkich stosowanie go w kompozytach przeznaczonych do implantacji w tkanki miękkie wydaje się być bezzasadne.

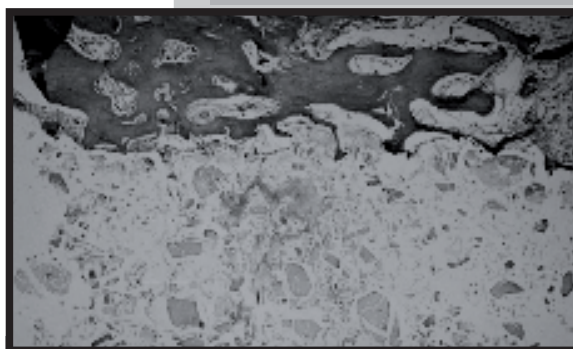
Podsumowanie

Przeprowadzone roczne obserwacje wykazały, że badany kompozyt kopolimer PGLA+HAp nie wywołuje miejscowych ani ogólnoustrojowych negatywnych odczynów tkankowych. Brak złogów kopolimeru w kości i tkance podskórnej w okresie rocznym świadczy o całkowitej resorpcji polimeru.



RYS. 2. Rentgenogram boczny żuchwy, PGLA+HAp 48 tydzień.

FIG. 2. Radiogram of the mandible, PGLA+HAp, 48 weeks.



RYS. 3. Kanał otoczony przez dojrzałą tkanką kostną bez cech aktywności osteoblastycznej wypełniony przez rozfragmentowany wszczep. 24 tygodnie, Barw. H.E., pow. 50x.

FIG. 3. Implant canal build of mature bone. Inside fragments of polymer.

lomas surrounding particles of polymer and hydroxyapatite. There was no visible changes in the microscopic examination of kidneys and liver.

Discussion

Ceramic phosphates can be used either for ex. in bone regeneration, or as layers and the part of composites [7,8]. These materials are fragile so they can not be used in mechanical enforce-

ment of composites. Chłopek and all revealed that 15% of HAp in PGLA polymer lowered its mechanical strength to 50% [9]. However, induction of bone regeneration by ceramic phosphates encourages to it use. Histopathological evaluation revealed trace of bone regeneration in 3 week after surgery. The same results could be observed after implantation of porous CoCrMo+tricalcium phosphates implants [8]. Chłopek and all evaluating PGLA+HAp composites revealed that in 3 week of observation peripheral resorption of copolymer could be observed. In the created space newly formed bone has ingrown [10]. PGLA+HAp composite did not induce any inflammatory response. It was surrounded by connective tissue capsule. Its degradation began in 6 week and was demonstrated as ingrown of connective tissue into a composite structure. Within 48 weeks polymer has been resorbed and inside the capsule there were fragments of HAp and cells responsible for polymer degradation. Presence of HAp in soft tissue indicates that this biomaterial was not resorbed after 48 weeks of observation. Because this material has no positive influence for soft tissue healing its use in soft tissue implants is useless.

Summary

Performed experimental study revealed that PGLA+HAp composite do not induce local and general pathological changes in the rabbit's tissue. Absence of polymer particles in the bone and in the subcutaneous tissue after one year observation indicates its total resorption.

Piśmiennictwo

- [1] Böstman O., Pihlajamaki H.: Clinical biocompatibility of bio-degradable orthopedic implants for internal fixation: a review. *Biomaterials* 2000, 21 (24), 2615.
- [2] Marciniak J.: *Biomateriały w chirurgii kostnej*. Wydawnictwo Politechnika Śląska, Gliwice 1992.
- [3] Konieczna B., Pamuła E. Polimery termoplastyczne wzmocnione włóknami węglowymi do zastosowań medycznych. *Inżynieria Biomateriałów* 2001, 17,18,19, 77-79.
- [4] Pitt C.G., Gratzel M.M., Kimmel G.L., Surtles J., Schindler A.: Aliphatic polyesters. 2. The degradation of poly(L-lactide), poly(ε-caprolactone) and the copolymers in vivo. *Biomaterials* (1981), 2:215-20.
- [5] Haberko K., Bućko M., Haberko M., Mozgawa W., Pyda A., Zarebski J.: Hydroksyapatyt naturalny-preparatyka, właściwości. *Inż. Biomat.* 2003, 30,31,32,33.

References

- [6] Adwent M., Cieślik-Bielecka A., Proszek M., Bajor G., Sabat D., Cieślik T.: Wczesne obserwacje gojenia się wszczepów kopolimerów P(LLA/GLA)+HA wszczepionych w żuchwę i tkanki miękkie królików. *Inż. Biomat.* 2003, 38-42, 240-241.
- [7] Cieślik-Bielecka A., Sabat D., Szczurek Z., Król W., Bielecki T., Cieślik T.: Wpływ odbiałzonej kości bydłowej na gojenie ran kostnych. *Inżynieria Biomateriałów* 2001, 17,18,19, s. 36-37.
- [8] Adwent M., Cieślik T., Sabat D., Szczurek Z., Dąbrowski JR.: Badania in vivo porowatych materiałów ze stopu Co-Cr-Mo. *Inżynieria Biomateriałów* 2001, 17,18,19, s. 56-57.
- [9] Chłopek J., Rosół P., Chrzanowski W., Migacz K.: Wpływ procesu pełzania w warunkach in vitro na czas życia poli(laktydo-ko-glikolidu) i jego kompozytów. *Inż. Biomat.* 2004, 38-42,175-178.
- [10] Chłopek J., Morawska-Chochół A., Rosół P.: Mechanizm regeneracji tkanki kostnej po implantacji kompozytu z polimeru resorbowalnego modyfikowanego hydroksyapatytem. *Inż. Biomat.* 2006,58-60, 98-101.

PORÓWNANIE KOMPOZYTÓW PGLA+CF I PGLA+HAP WSZCZEPIONYCH W ŻUCHWĘ I TKANKI MIĘKKIE KRÓLIKÓW – OBSERWACJE ROCZNE

MAREK ADWENT³, MAGDALENA CIEŚLIK¹, DANIEL SABAT², AGATA CIEŚLIK-BIELECKA³, GRZEGORZ BAJOR⁴, PAULINA KŁAPCIŃSKA¹, TADEUSZ CIEŚLIK³

¹KATEDRA I ZAKŁAD MATERIAŁOZNAWSTWA STOMATOLOGICZNEGO ŚAM, BYTOM

²KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚAM, ZABRZE

³I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ ŚAM, ZABRZE

⁴KATEDRA CHIRURGII DZIECIĘCEJ ŚAM, BYTOM
MADWENT@SLAM.KATOWICE.PL

Streszczenie

Celem pracy było porównanie kompozytu kopolimeru glikolidu z laktydem wzmocnionego włóknami węglowymi (PGLA+CF) i kompozytu tego kopolimeru z hydroksyapatytem (PGLA+HAp) wprowadzonego w żuchwę i tkanki miękkie królików. Oceniano zachowanie badanych materiałów pod kątem klinicznym, radiologicznym i histopatologicznym. Otrzymane rezultaty badań wykazały, iż w grupie z hydroksyapatytem już w 3 tygodniu stwierdzono tkankę kostną wokół wszczepu, podczas gdy w grupie z włóknami węglowymi dopiero w okresie 12 tygodni. Rozrzedzenie struktury polimeru i przerwanie go przez tkankę łączną w obu grupach można było zauważyć po 24 tygodniach. Brak złogów kopolimeru w kości i tkance podskórnej w okresie rocznym świadczy o całkowitej jego resorpcji.

Słowa kluczowe: biomateriały, polimery biodegradowalne, kopolimer (PGLA+CF) kopolimer (PGLA+HAp), włókna węglowe, regeneracja tkanki kostnej, badania na zwierzętach

[*Inżynieria Biomateriałów*, 61, (2007), 5-9]

Wstęp

Kopolimery glikolidu z laktydem (PGLA) z powodzeniem stosowane są w medycynie. Znalazły zastosowanie

PGLA+CF AND PGLA+HAP COMPOSITES IMPLANTED INTO MANDIBLE AND SOFT TISSUE OF THE RABBIT - ONE YEAR STUDY

MAREK ADWENT³, MAGDALENA CIEŚLIK¹, DANIEL SABAT², AGATA CIEŚLIK-BIELECKA³, GRZEGORZ BAJOR⁴, PAULINA KŁAPCIŃSKA¹, TADEUSZ CIEŚLIK³

¹DEPARTMENT AND SECTION OF STOMATOLOGICAL MATERIALS SCIENCE OF MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, BYTOM

²DEPARTMENT OF PATHOMORPHOLOGY OF MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, ZABRZE

³DEPARTMENT AND CLINIC OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY OF MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, ZABRZE

⁴DEPARTMENT OF CHILDREN SURGERY OF MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, BYTOM

Abstract

The aim of the study was comparison between lactide-co-glycolide copolymer reinforced with carbon fibers (PGLA+CF) and lactide-co-glycolide with hydroxyapatite (PGLA+HAp), which were implanted into the mandible and soft tissue of the rabbits. Clinical, radiological and histopathological examination was performed. Experimental study revealed that in the group PGLA+HAp there were recovering bone surrounding the implant whereas in the PGLA+CF group it was 12 weeks. Composite dilution and fibrous tissue in-grow into its structure was observed after 24 weeks. One year after operation, there was no copolymer concretion in the bone and subcutaneous tissue what indicates for complete copolymer resorption.

Keywords: biomaterial, copolymer (PGLA+CF), copolymer (PGLA+HAp), carbon fibers, bone regeneration, animal study

[*Engineering of Biomaterials*, 61, (2007), 5-9]

Introduction

Lactide-co-glycolide copolymers (PGLA) are being used in medicine with success. They can be applied in maxillofacial surgery as the bone stabilizing elements after orthognatic treatment or in the bone reconstruction. Biodegradation