

Piśmiennictwo

- [1] Pitt C.G., Gratzel M.M., Kimmel G.L., Surlis J., Schindler A.: Aliphatic polyesters. 2. The degradation of poly(DL-lactide), poly(ϵ -caprolactone) and the copolymers in vivo, *Biomaterials* (1981), 2:215-20.
- [2] Chłopek J., Pamuła E., Błażewicz M., Makinen K.: Composite materials from a new biodegradable glycolide-lactide copolymer for medical applications. *Inż. Biomat.* 2000, 12, 23-28.
- [3] Błażewicz M.: Carbon materials in the treatment of soft and hard tissue injuries, *European Cells and Materials* (2001), 2:21-29.
- [4] Adwent M., Cieślík-Bielecka A., Proszek M., Bajor G., Sabat D., Cieślík T.: Polimery w I Katedrze i Klinice Chirurgii Szczękowo-Twarzowej w Zabrze. *Ann. Acad. Med. Sil.* 2004, 83,10-13.
- [5] Haberko K., Bućko M., Haberko M., Mozgawa W., Pyda A., Zarębski J.: Hydroksyapatyt naturalny-preparatyka, właściwości. *Inż. Biomat.* 2003, 30,31,32,33.

References

- [6] Cieślík T., Adwent M., Bajor G., Chłopek J., Sabat D., Cieślík-Bielecka A.: Kompozyty kopolimeru P(LLA/GLA) z włóknem węglowym w warunkach dotkankowej implantacji – badania wstępne. *Inż. Biomat.* 2003, 27, 117-119.
- [7] Adwent M., Cieślík-Bielecka A., Proszek M., Bajor G., Sabat D., Cieślík 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.
- [8] Cieślík T.: Płytki i śruby z kompozytów węgiel-węgiel do zespolenia odłamów żuchwy. Badania doświadczalne i kliniczne. Rozprawa habilitacyjna, ŚAM Katowice 1993.
- [9] 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.
- [10] Czajkowska B., Kowal J.: Wpływ makrofagów na proces degradacji poli(kwasu L-mlekowego). *Inż. Biomat.* 2002,22,23-27.

ROCZNA OCENA IN VIVO WSCZEPÓW WYKONANYCH Z KOPOLIMERU LAKTYD/GLIKOLID

MAREK ADWENT³, MAGDALENA CIEŚLIK¹, DANIEL SABAT²,
AGATA CIEŚLIK-BIELECKA³, 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 przeprowadzonych badań była ocena roczna kopolimeru laktyd/glikolid (PGLA) wprowadzonego w kość i tkanki miękkie zwierząt doświadczalnych. Badany materiał wszczepiono w żuchwę i tkanki miękkie królików i oceniano jego zachowanie pod kątem klinicznym, radiologicznym i histopatologicznym. Otrzymane rezultaty badań wykazały, że po 3 tygodniach doświadczenia wszczep otoczony był przez tkankę kostną z cechami żywej odbudowy kostnej, która zachodziła w jej głębszych warstwach. W 12 tygodniu tkanka kostna otaczająca wszczep była już dojrzała. W podsumowaniu wyników badań można stwierdzić, że badany kompozyt odznacza się dobrą biogodnością, nie wywołuje miejscowych i ogólnych odczynów zapalnych i został całkowicie zresorbowany w okresie 48 tygodni.

Słowa kluczowe: biomateriały, polimery biodegradowalne, kopolimer PGLA, regeneracja tkanki kostnej, badania na zwierzętach

[*Inżynieria Biomateriałów, 61, (2007), 9-12*]

Wstęp

Polimery kwasu mlekowego i glikolowego stosowane są w medycynie od lat. Używa się ich do produkcji nośników leków, wytwarza się z nich nici chirurgiczne. W chirurgii stomatologicznej stosowane są w sterowanej regeneracji kości. Dla potrzeb chirurgii szczękowo-twarzowej produkuje się z nich materiały do zespalania kości twarzy [1]. Tak szerokie

LACTIDE-CO-GLYCOLIDE IMPLANTS IN VIVO - ONE YEAR STUDY

MAREK ADWENT³, MAGDALENA CIEŚLIK¹, DANIEL SABAT²,
AGATA CIEŚLIK-BIELECKA³, 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 lactide/glycolide copolymer (PGLA) that was implanted in bone and soft tissue of New Zealand rabbits. The composite was implanted to the bone and soft tissue and clinical, radiological, histopathological examination was performed. Three weeks evaluation revealed that implant was surrounded by the bone with trace of active bone regeneration, that was visible in deeper parts of bone. After 12 weeks bone surrounding the implant was mature. Implant degradation could be observed within 48 weeks. It did not induce general or local inflammatory response.

Keywords: biomaterials, biodegradable polymers, PGLA polymer, animal study, bone regeneration
[*Engineering of Biomaterials, 61, (2007), 9-12*]

Introduction

Lactide-co-glycolide polymers are being used in medicine for years as drug delimiters or surgical sutures. In the surgery it can be used for guided bone regeneration, or in traumatic surgery as a fixating elements in facial fractures [1]. Such a wide range of use is possible because of special polymer properties. In the organisms polymers can be resorbed creating simple acids and finally H₂O and CO₂ [2]. Time of the polymer degradation can be regulated by changing the proportion between lactide to glycolide [3]. Other factors as

zastosowanie kopolimerów możliwe jest dzięki specjalnym właściwościom jakie posiadają. W organizmach żywych ulegają całkowitej resorpcji tworząc proste α -hydrokyskwy, a w ostateczności wodę i dwutlenek węgla [2]. Możliwe jest sterowanie czasem resorpcji kopolimerów poprzez dobranie odpowiedniego stosunku procentowego polilaktydu do glikolidu [3]. Na czas rozkładu polimerów wpływ ma także pH i temperatura środowiska, ich masa molowa i krystaliczność oraz różne dodatkowe materiały wprowadzane w skład materiałów złożonych na bazie polimerów. Materiały te, którymi mogą być np. włókna węglowe wpływają również na właściwości mechaniczne polimerów [4]. Przed wykonaniem kompozytu na bazie polimeru konieczne jest najpierw sprawdzenie właściwości biologicznych bazy polimerowej.

Cel pracy

Celem przeprowadzonych badań była roczna ocena kopolimeru laktyd/glikolid (PGLA) wprowadzonego w kość i tkanki miękkie zwierząt doświadczalnych.

Materiały i metody

Badane próbki były wykonane z kopolimeru L-laktydu z glikolidem (PGLA) 84% laktyd, 16% glikolid otrzymanego w Centrum Chemii Polimerów PAN w Zabrzu. Próbki miały kształt walców o średnicy 3,2 mm. Wykonywane były metodą wtrysku w temperaturze 180°C w Katedrze Biomateriałów AGH.

Badania doświadczalne przeprowadzono na grupie 30 królików nowozelandzkich według wcześniej opisanego protokołu [5]. Zwierzęta zabijano w 7, 14 i 21 dobie, oraz w 6, 12, 24, 48 tygodniu doświadczenia. Do dalszych badań pobierano trzon żuchwy po stronie lewej, fragment mięśnia prostego i tkanki podskórnej zawierających badane wszcepki, wątrobę i nerkę. Wykonywano badania radiologiczne trzonu żuchwy na podstawie rentgenowskich zdjęć zębowych. W badaniach histopatologicznych oceniano tkankę kostną w miejscu wykonywanych ubytków i z otoczenia, ponadto tkankę podskórną i mięśniową z okolic kręgosłupa lędźwiowego oraz wątrobę i nerkę.

Wyniki

W ocenie klinicznej stwierdzono gojenie się ran przez rychłozrost, a okres ich całkowitego wygojenia zamykał się między 10 a 14 dniem. Zwierzęta nie traciły na wadze i nie obserwowano u nich cech infekcji.

W ocenie radiologicznej w 7 dobie obserwowano przejaśnienie o kształcie i rozmiarze wykonanego ubytku kostnego. W kolejnych okresach kontrolnych obserwowano zmniejszające się nieregularne przejaśnienie, które w 24 tygodniu miało wygląd znacznego zaciemnienia, co mogło świadczyć o obecności zmineralizowanej tkanki kostnej. Po 48 tygodniach radiogramy uwidoczniły całkowite zaciemnienie w miejscu wykonanego ubytku, a miejscami można było dostrzec ubeleczkowaną kość, która nie różniła się od kości otaczającej wszcep.

W badaniu histopatologicznym po 3 tygodniach doświadczenia stwierdzono, że wszcep otoczony był przez tkankę kostną z cechami żywej odbudowy kostnej, która zachodziła w jej

mol weight, crystallity, pH and temperature of the environment in which polymer is placed as well as other materials also have an influence for the time of degradation. These materials, for example carbon fibers also can change mechanical properties of polymers [4]. Before composites based on polymers are created, it is necessary to check the behaviour of the polymer base in vivo.

Aim of the study

The aim of the study was the one year observation of the PGLA polymers that were placed in the bone and soft tissue of the rabbits.

Materials and methods

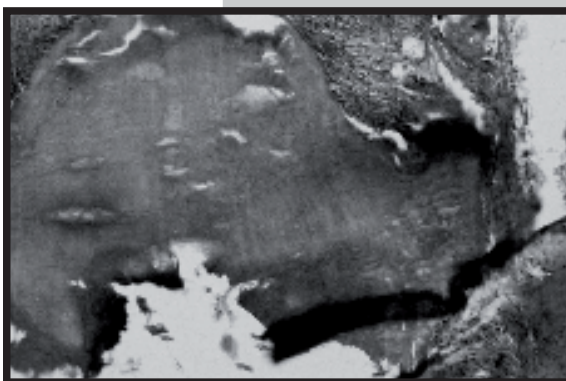
The samples of the 84% of lactide and 16% of glycolide (PGLA) were used in this study. Copolymers were created in the Centre of Polymer Chemistry Polish Academy of Sciences in Zabrze. The implants were obtained by means of injection moulding method (180°C) at AGH University of Science and Technology in the Department of Biomaterials. The samples were cylinder shape with diameter of 3,2 mm. To the experimental group of 30 New Zealand rabbits was used sing protocol that was already described [5]. 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 were performed.

Results

All wounds healed primarily within 10-14 days. Animals did not lost their weight and symptoms of infection were not visible. Radiograms taken 7 days after surgery revealed bone defect with shape and size similar to the operating drills. Within the time bone defect become less regular and intensive and finally after 24 weeks mineralized bone was visible in the place of the defect. After 48 weeks radiograms revealed presence of mineralized trabeculare bone that did not differ from the surrounding. Three week histopathological evaluation revealed that implant was surrounded by the bone with active bone regeneration in its deeper parts. After 12 weeks bone was mature. Fibrous tissue in-growing the implant structure appeared after 24 weeks.

Between the lines of fibrous tissue there were fragments of polymer. There were also traces of active bone regeneration. Mature bone totally replacing PGLA implant could be observed after 48 weeks.

Polymer that was placed under the skin was surrounded by thin connective tissue capsule since 6 week 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. There was no trace of PGLA as



RYS. 1. Kanał wypełniony przez dojrzałą kość zbitą bez cech aktywności osteoblastycznej, 48 tydzień. Barw. H.E, pow. 200x.
FIG. 1. Implantation canal filled with mature bone, 48 weeks. H.E, 200x.

głębszych warstwach. W 12 tygodniu tkanka kostna otaczająca wszczep była już dojrzała. 24-tygodniowa obserwacja wykazała całkowicie przerośnięcie kanału wszczepu przez tkankę łączną włóknistą tworzącą charakterystyczny obraz siętawy. Pomiędzy pasmami tkanki znajdowały się liczne fragmenty kopolimeru. Pojawiały się również cechy osteogenezy z tworzeniem młodej kostniny. Po 48 tygodniach doświadczenia w miejscu wszczepu stwierdzono dojrzałą kość zbitą bez cech aktywności osteoblastycznej.

W tkance podskórnej do 6 tygodnia wszczep otaczała cienka torebka łącznotkankowa. 24-tygodniowa obserwacja wykazała wrastanie cienkich i grubych pasm tkanki łącznej włóknistej ze ściany torebki w strukturę polimeru, co prowadziło do powstania siatki, w której „okach” tkwiły liczne fragmenty kopolimeru. Po 48 tygodniach doświadczenia na granicy z tkanką mięśniową widoczny był tylko niewielki zwłókniały ziarniak z resztkami kopolimeru i skąpym limfocytarnym wysiękiem zapalnym w otaczającej tkance.

W mięśniach prostych grzbietu po 3-6 tygodniach obserwacji wokół wszczepu widoczna była wyraźna torebka zbudowana z tkanki łącznej włóknistej. Po 24 tygodniach obserwowano wrastanie pasm tkanki łącznej włóknistej do światła torbieli i przerastanie wszczepu kopolimeru z tworzeniem struktury siętawej. Po 48 tygodniach obserwacji w miejscu wszczepu widoczna była tylko niewielka blizna łącznotkankowa. Resztek wszczepionego kopolimeru nie znaleziono.

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

Dyskusja

Wyniki badania kopolimeru glikolidu z laktydem dają duże nadzieje na wytworzenie dobrego materiału, który będzie można zastosować w chirurgii szczękowo-twarzowej [6]. Wyeliminowanie z syntezy polimerów oktianu cyny i zamiana inicjatora na cyrkonowy pozwala na otrzymywanie polimerów, które są przyjazne dla organizmów żywych i z powodzeniem mogą być stosowane w medycynie [7,8]. Przeprowadzone badania doświadczalne wykazały, że badane kopolimery nie wywołują negatywnych reakcji tkankowych we wczesnym okresie gojenia. Wszystkie rany pooperacyjne wygoiły się prawidłowo, niezależnie od tego czy badany kopolimer wprowadzano w tkanki miękkie czy kość. Na wykonanych radiogramach we wczesnym okresie obserwacji widoczne było przejaśnienie o rozmiarze wprowadzonego w kość wszczepu. Kopolimery laktydu z glikolidem nie absorbują promieni rentgenowskich, w związku z czym, nie są widoczne na radiogramach. Z czasem dochodzi do wrastania tkanki kostnej otaczającej wszczep w jego strukturę, co jest widoczne jako rozmycie ostrych brzegów wszczepu i stopniowe jego zaciemnienie. W badaniach histopatologicznych tkanka łączna była widoczna wokół wszczepu do 3 tygodnia doświadczenia. Po tym okresie obserwowano aktywną odbudowę kości wokół wszczepu pod postacią licznych młodych beleczek kostnych. Dojrzała tkanka kostna była widoczna od 12 tygodnia doświadczenia. Inni autorzy w swoich badaniach wykazali, że wszczep PGLA przez cały okres 48-tygodniowego doświadczenia oddzielony był od kości przez warstwę tkanki łącznej włóknistej, wokół której znajdowała się tkanka kostna. Od 3 tygodnia w strukturę wszczepu wrastała tkanka łączna, w której po 24 tygodniach zaobserwowano znaczący wzrost jonów wapnia i fosforu [9]. W chwili obecnej za powodzenie wszczepienia materiału uważa się bezpośrednie funkcjonalne jego połączenie z tkanką kostną bez obecności tkanki łącznej, czyli osteointegrację. Proces ten zachodzi w kości między 4 a 12 tygodniem od implantacji, w zależności od rodzaju wszczepu

it could have been observed after 24 weeks. There were no symptoms of inflammatory response. In the dorsal muscles between 3-6 week around the implant connective tissue capsule was present. After 24 weeks fibrous tissue begin to in-grow structure of the implant creating a lag structure. After 48 weeks there was no trace of PGLA implant but only a fibrous tissue cicatrix, replacing the implant space. There was no visible changes in the microscopic examination of kidneys and liver.

Discussion

The experimental study results of lactide-co-glycolide polymer open a grate expectation for future usage in maxillofacial surgery [6]. Replacement of tin by zirconium initiator allows to get the copolymer more friendly to organisms. It can have a wide range of application in medicine [7,8]. Performed experimental study revealed that PGLA copolymer do not induce inflammatory response in the early postoperative period. All wounds healed without complication. It did not matter whether implant was placed to the bone or to the soft tissues. On the radiograms taken in the early postoperative period it was seen a bone defect with size corresponding to the implant size. PGLA implants do not absorb X-rays so the one can not be seen on the radiograms. Three weeks histopathological evaluation revealed that implant was surrounded by the fibrous tissue. Since then active bone regeneration could be observed. Mature bone surrounding the implant appeared after 12 weeks. Other authors in their studies revealed that during 48 weeks of observation implant was surrounded by the fibrous tissue. Beginning from 3 week fibrous connective tissue in-grown into implant structure, and after 24 weeks significant concentration of calcium and phosphor joins was observed [9]. Nowadays direct bone-implant interface is the benchmark of success in implantology. Osteointegration can be observed between 4-12 weeks after implantation, depending on the kind of implant. In our study osteointegration has begun in 3 week and was completed within 12 weeks.

Piśmiennictwo

References

- [1] Bessho K., Iizuka T., Murakami K-I.: Bioabsorbable Poly-L-Lactide Miniplate and Screws System for Osteosynthesis in Oral and Maxillofacial Surgery. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 1997, 55, 941-945.
- [2] Pitt C.G., Gratzel M.M., Kimmel G.L., Surlis J., Schindler A.: Aliphatic polyesters. 2. The degradation of poly(DL-lactide), poly(ϵ -caprolactone) and the copolymers in vivo, *Biomaterials* (1981), 2:215-20.
- [3] Chłopek J., Pamuła E., Błażewicz M., Makinen K.: Composite materials from a new biodegradable glycolide-lactide copolymer for medical applications. *Inż. Biomat.* 2000, 12, 23-28.
- [4] Chłopek J., Kmita G., Dobrzyński P., Bero M.: Właściwości zmęczenia śrub z kopolimeru P(LLA/GLA) oraz kopolimeru wzmocnianego włóknem węglowym. *Inż. Biomat.* 2002, 23, 24, 25, 88-90.
- [5] Adwent M., Cieślak M., Cieślak-Bielecka A., Sabat D., Duda M., Cieślak T.: Ocena kopolimeru PGLA wszczepionego w żuchwę I tkanki miękkie królików-obszary pólroczone. *Inż. Biomat.* 2005, 47-53, 219-221.
- [6] Pamuła E., Chłopek J., Błażewicz M., Makinen K., Dobrzyński P., Kasperczyk J., Bero M.: Materiały kompozytowe z nowego biodegradowalnego kopolimeru glikolid-laktydu dla celów medycznych. *Inż. Biomat.* 2000, 12, 23-28
- [7] Czajkowska B., Bero M., Dobrzyński P., Kasperczyk J.: Badanie biogodności kopolimerów glikolidu i laktydu otrzymywanych z wykorzystaniem nowego inicjatora cyrkonowego lub cynowego w oparciu o badania in vitro. *Inż. Biomat.*, 2001, 17, 18, 19, 74-75.
- [8] Dobrzyński P., Bero M., Kasperczyk J.: Synteza i właściwości kopolimerów biodegradowalnych (PGLA, PAGA, PLCA) otrzymanych w obecności nowego, niskotoksycznego inicjatora cyrkonowego. *Inż. Biomat.* 2001, 17-19, 72-73.

[10, 11]. W przeprowadzonych przez nas badaniach proces osteointegracji wszczepu rozpoczął się od 3 tygodnia i był w pełni zauważalny po 12 tygodniach doświadczenia.

Podsumowanie

W podsumowaniu wyników badań można stwierdzić, że badany kompozyt odznacza się dobrą biogodnością, nie wywołuje miejscowych i ogólnych odczynów zapalnych i został całkowicie zresorbowany w okresie 48 tygodni.

DEGRADACJA WĘGLOWYCH NANOKOMPOZYTÓW WŁÓKNISTYCH (SFC+NHAP) W OSNOWIE RESORBOWALNEGO POLIMERU PL(L/DL)A – BADANIA WSTĘPNE

EWA STODOLAK¹, WIOLETTA RYZNER¹, BARBARA CZAJKOWSKA², MARTA BŁAŻEWICZ¹

¹AGH, WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI, KATEDRA BIOMATERIAŁÓW

AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW

²UNIWERSYTET JAGIELLOŃSKI, COLLEGIUM MEDICUM,

UL. CZYSTA 2, 30-057 KRAKÓW

E-MAIL: STODOLAK@AGH.EDU.PL

Streszczenie

W pracy zbadano: wpływ fazy włóknistej na osnowę resorbownego polimeru i biogodność tak otrzymanego materiału kompozytowego. Oceniono zmiany fizykochemiczne powierzchni wywołane wprowadzonym materiałem włóknistym oraz szybkość degradacji kompozytu w warunkach in vitro. Fazę włóknistą stanowiły włókna węglowe modyfikowane nanocząstkami hydroksyapatytu (nHAp). Badania wskazały, że wprowadzenie biogodnych włókien węglowych w matrycę polimerową poprawia przeżywalność osteoblastów (test MTT), a dodatkowa modyfikacja cząstkami nHAp aktywuje komórki kostne do wydzielania kolagenu typu I (ELISA). Naświetlanie promieniowaniem UV nie wpływa na trwałość materiału w warunkach in vitro (woda/37°C/3 miesiące), a jednocześnie obniża parametry mechaniczne kompozytu (wytrzymałość, moduł sprężystości). Proces ten wpływa również na zmiany powierzchniowe materiału obserwowane w postaci: wzrostu zwilżalności powierzchni i zmiany mikrostruktury powierzchni (SEM).

Słowa kluczowe: kompozyty włókniste, nanokompozyty, degradacja polimerów, biogodność
[Inżynieria Biomateriałów, 61, (2007), 12-16]

Wprowadzenie

Biogodność, właściwości mechaniczne materiału w połączeniu z jego kontrolowanym czasem degradacji są jednym z podstawowych warunków decydujących o potencjalnych możliwościach zastosowania materiału jako tworzywa implantacyjnego [1]. W grupie materiałów

[9] Chłopek J., Morawska-Chochół A., Rosół P.: Mechanizm regeneracji tkanki kostnej po implantacji kompozytu z polimeru resorbownego modyfikowanego hydroksyapatytem. Inż. Biomat. 2006, 58-60, 98-101.

[10] Adwent M., Cieślak-Bielecka A., Proszek M., Bajor G., Sabat D., Cieślak T.: Wczesne obserwacje gojenia się wszczepów kopolimerów P(LLA/GLA)+HA wszczepionych w żuchwę i tkanki miękkie królików. Inż. Biomat. 2004, 38-42: 240-241.

[11] Proszek M., Adwent M., Cieślak-Bielecka A., Bajor G., Sabat D., Cieślak T., Morawska A.: Ocena gojenia ran kostnych żuchwy królików wypełnionych kopolimerem P(LLA/GLA) wzmocnionych włóknami węglowymi. Inż. Biomat. 2004, 38-42: 242-245.

DEGRADATION OF FIBROUS CARBON NANOCOMPOSITES (SFC+NHAP) IN RESORBABLE POLYMER PL(L/DL)A MATRIX – PRELIMINARY STUDIES

EWA STODOLAK¹, WIOLETTA RYZNER¹, BARBARA CZAJKOWSKA², MARTA BŁAŻEWICZ¹

¹DEPARTMENT OF BIOMATERIALS,

FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS, AGH-UST, AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKOW, POLAND

²DEPARTMENT OF IMMUNOLOGY,

COLLEGIUM MEDICUM, JAGIELLONIAN UNIVERSITY,

ST. CZYSTA 2, 30-057 KRAKOW, POLAND

E-MAIL: STODOLAK@AGH.EDU.PL

Abstract

The aim of the work was investigation of the influence of a fibrous phase on a resorbable polymer matrix and biocompatibility of such manufactured composite. Physicochemical changes of the surface induced by the introduced fibrous material and the degradation rate of the composite in in vivo conditions were evaluated. The fibrous phase was composed of carbon fibers modified with hydroxyapatite nanoparticles (nHAp). Investigations showed, that introduction of the biocompatible carbon fibers into the polymer matrix improves osteoblasts viability (MTT test), and additional modification with n-HAp particles activates bone-tissue cells to secretion of I-type collagen (ELISA). UV irradiation does not influence stability of the material in in vitro conditions (water/37°C/3 months), but it reduces mechanical properties of the composite (strength, Young's modulus). This process also influences the composite's surface properties, which can be observed in increase of the surface wettability and changes in the surface microstructure (SEM).

Keywords: fibrous composite, nanocomposite, polymer degradation, bioactivity
[Engineering of Biomaterials, 61, (2007), 12-16]

Introduction

Biocompatibility, mechanical properties, and controlled time of degradation are the basic properties of material, which enable its application in implantation [1]. This features can be controlled in composites which are very promising materials for implantation. Incorporate of a second phase (fibers, particles) into a polymer matrix should lead not only