

Wnioski

Proces resorpcji zarówno kompozytu PGLA+HAP jak i czystego polimeru jest zauważalny od 3 tygodnia implantacji.

W przypadku kompozytu tworzenie tkanki kostnej następuje równolegle z procesem resorpcji polimeru. Widoczne są dwa mechanizmy odbudowy kości, zarówno na cząstkach hydroksyapatytu jak i na wytworzonych włóknach kolagenowych. Po implantacji czystego polimeru udział tkanki łącznej jest większy niż w przypadku kompozytu PGLA+HAP w całym okresie obserwacji.

Podziękowania

Niniejsza praca stanowi część projektu badawczego: PBZ-KBN-100/T08/2003, oraz projektu 3T08D05228 finansowanych przez Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

Piśmiennictwo

- [1] Błażewicz S., Stoch L., Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Red. Nałęcz M., tom 4, 276-277.
- [2] Webster T.J., Siegel R.W., Bizios R., Enhanced functions of osteoblasts on nanophase ceramics. *Biomaterials*, 2000, 21:1803-10.

POLIMEROWE KOMPOZYTY GRADIENTOWE O KONTROLOWANYM CZASIE RESORPCJI

JAN CHŁOPEK*, BARBARA SZARANIEC*, AGNIESZKA PITAK*, DOROTA WOŁOWSKA-CZAPNIK**, AGNIESZKA SOB CZAK*

*AGH, WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI, KATEDRA BIOMATERIAŁÓW, AL. MICKIEWICZA 30, 30 – 059 KRAKÓW,
**POLITECHNIKA ŁÓDZKA, WYDZIAŁ INŻYNIERII I MARKETINGU TEKSTYLIÓW, KATEDRA WŁÓKIEN SZTUCZNYCH, UL. S. ŻEROMSKIEGO 116, 90-543 ŁÓDŹ
E-MAIL: CHLOPEK@AGH.EDU.PL

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań „in vitro” resorbowlanych włókien PGLA, PGLA-HAP i alginianowych oraz modyfikowanych nimi błonek kompozytowych z poliglikolilaktidu. Badania te wykazały różnicowane zachowanie zarówno samych włókien resorbowlanych jak i kompozytów z ich udziałem. Na podstawie uzyskanych wyników zaprojektowano i wykonano kompozyty gradientowe o kontrolowanym czasie resorpcji. Zachowanie otrzymanych kompozytów gradientowych w sztucznym środowisku biologicznym przeanalizowano poprzez pomiar prędkości fali ultradźwiękowej przed i po inkubacji w wodzie destylowanej oraz obserwacje mikroskopowe. Tego typu resorbowlane kompozyty gradientowe mogą być wykorzystane na implanty do regeneracji tkanki kostnej, nerwowej i innych tkanek miękkich.

[*Inżynieria Biomateriałów*, 58-60,(2006),101-106]

Conclusions

The resorption process of both PGLA+HAP composite and pure polymer can be observed during the third week from implantation.

The formation of bone tissue in the case of composite occurs simultaneously with polymer resorption process. Two mechanisms of bone reconstruction can be observed, both on hydroxyapatite particles as well as on collagen fibres formed.

The contribution of connective tissue is higher after pure polymer implantation as compared to the case of PGLA+HAP composite, during the entire observation period.

Acknowledgement

This work was carried out as part of research project: PBZ-KBN-100/T08/2003, financed by the Ministry of Science and Higher Education

References

- [3] Dobrzyński P., Kasperczyk J., Bero M., Nowe możliwości syntezy i zastosowania w medycynie biodegradowalnych kopolimerów glikolidu nie zawierających cyny. *Inż. Biomat.* 2002, 23-25, 27-29.
- [4] Haberko K., Bućko M., Haberko M., Mozgawa W., Pyda A., Zarębski J., Hydroksyapatyt naturalny – preparatyka, właściwości. *Inż. Biomat.* 2003, 30 – 33, 32 – 38.

POLYMER GRADED COMPOSITES WITH CONTROLLED RESORPTION TIME

JAN CHŁOPEK*, BARBARA SZARANIEC*, AGNIESZKA PITAK*, DOROTA WOŁOWSKA-CZAPNIK**, AGNIESZKA SOB CZAK*

*AGH-UST, FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS, DEPARTMENT OF BIOMATERIALS
AL. MICKIEWICZA 30, 30-684 KRAKÓW
**TECHNICAL UNIVERSITY OF LODZ, DEPARTMENT OF MAN-MADE FIBRES,
UL. S. ŻEROMSKIEGO 116, 90-543 ŁÓDŹ,
E-MAIL: CHLOPEK@AGH.EDU.PL

Abstract

This paper presents the results of „in vitro” examination of resorbable PGLA, PGLA-HAP and alginate fibres as well as poly(glycol)lactide composite thin foils modified with use of these fibres. The study confirmed different behaviour of fibres and of composites made with their contribution. Based on obtained results the design was proposed and graded composites were manufactured with controlled resorption time. The behaviour of obtained composites was examined in artificial biological environment by measuring the velocity of ultrasonic wave before and after incubation in distilled water, and additionally by microscopic observations. Such resorbable graded composites can be applied as implants in regeneration processes of bone, neural, and other soft tissues.

[*Engineering of Biomaterials*, 58-60,(2006),101-106]

Kompromis pomiędzy właściwościami mechanicznymi i biologicznymi oraz koniecznością otrzymania struktury biomimetycznej skierował badania na kompozytowe materiały gradientowe [1,2]. Większość tkanek wykazuje taką budowę, stąd istnieje potrzeba otrzymania materiałów implantacyjnych o dopasowanej budowie i właściwościach do otaczających tkanek. Z tego punktu widzenia do biomimetycznych struktur możemy zaliczyć kompozyty włókniste, w których włókna najczęściej spełniają rolę elementu wzmacniającego i kształtującego właściwości w określonych kierunkach [3]. Stwarza to możliwość otrzymania materiałów izo- i anizotropowych także o zróżnicowanych właściwościach biologicznych. Zasadniczy problem sprowadza się do otrzymania materiałów kompozytowych złożonych z biogodnych faz w tym biogodnych włókien. Szczególne trudności pojawiają się w przypadku kompozytów zawierających włókniste formy bioaktywne. Stąd też ostatnio podejmuje się próby otrzymania włókien organicznych modyfikowanych cząstkami z bioaktywnej ceramiki w skali nano i mikrometrów [4].

W przedstawionej pracy podjęto próbę otrzymania kompozytowych materiałów gradientowych z polimerów resorbowalnych modyfikowanych resorbowalnymi włóknami.

Materiały i metody

Otrzymano trzy rodzaje kompozytów w postaci cienkich błonek o osnowie z kopolimeru glikolidu (17%) z L-laktydem (83%) (prod. Centrum Chemii Polimerów PAN w Zabrze)[5]. Fazę wzmacniającą stanowiły włókna otrzymane z tego samego polimeru PGLA, włókna z PGLA z 3% zawartością hydroksyapatytu (PGLA+HAP) oraz włókna alginianowe z alginianu wapnia z 3% zawartością krzemionki (Alg). Wszystkie włókna wytworzone zostały w Katedrze Włókien Sztucznych na Wydziale Inżynierii i Marketingu Tekstyliów Politechniki Łódzkiej [6]. Włókna PGLA i PGLA-HAP w celu ich zabezpieczenia przed działaniem rozpuszczalnika w procesie wytwarzania kompozytów modyfikowano powierzchniowo bioszklą o składzie: $\text{SiO}_2 - 40\% \text{mol}$, $\text{CaO} - 54\% \text{mol}$, $\text{P}_2\text{O}_5 - 6\% \text{mol}$ [7].

Kompozyty wzmacniane jednokierunkowo (1D), otrzymano metodą ciekłej impregnacji, a kompozyty z włóknami krótkimi (MD) metodą odlewania z zawiesiny polimerowej.

Przygotowane próbki kompozytowe jak również wyjściowe włókna i niemodyfikowane błonki PGLA inkubowano w wodzie destylowanej. Badania prowadzono w dwóch seriach pomiarowych – testy standardowe (w 37°C) przez okres 10 tygodni, oraz testy przyspieszone (w 60°C) przez 9 tygodni (przy czym od szóstego tygodnia co tydzień wymieniano wodę). Na podstawie pomiarów przewodnictwa (konduktometr Elmetron CC-315) i pH wody destylowanej (pH-metr Elmetron CP-315) oraz obserwacji mikroskopowych (mikroskopia optyczna - Nikon Epiphot 300 i skaningowa - Jeol JSM-5400) oceniano resorpcję materiałów. Analiza zmian właściwości biologicznych w powiązaniu ze zmianami mikrostruktury umożliwiły w kolejnym etapie zaprojektowanie i wytworzenie resorbowalnego kompozytu gradientowego o kontrolowanym czasie resorpcji.

W tym celu otrzymano gradientowe kostki poprzez sklejanie błonek kompozytowych, po 20 sztuk z każdego rodzaju i zaprasowywanie ich w formie przez 24 godziny. Po wyjęciu z formy kostki kompozytowe suszono dobę w temperaturze pokojowej w atmosferze powietrza, a następnie kolejną dobę w suszarce próżniowej.

Kostki gradientowe poddano przyspieszonym testom w wodzie destylowanej (temp. 60°C) i oceniano ich resorpcję na podstawie zmian prędkości fali ultradźwiękowych (miernik

Introduction

The need to accommodate both mechanical and biological properties, and at the time the necessity of formation of biomimetic structures, shifted the scope of microstructural studies to composite graded materials [1,2]. The majority of tissues have such structure, thus the need to obtain implant materials with structures and properties adjusted to surrounding live tissues. From that point of view, fibre composites can be regarded as biomimetic structures, where fibres in most cases play the reinforcing role, and at the same time they shape properties in required directions [3]. This approach creates the opportunity to form iso- and anisotropic materials, also with varying biological properties. The fabrication of composite materials built of biocompatible phases, including biocompatible fibres, remains the fundamental issue. Particular difficulties may appear in the case of composites containing fibrous bioactive forms. Recently the attempts have been made to obtain organic fibres modified with use of particles of bioactive ceramics of nano- and micrometer size range [4].

The aim of the present work was to obtain graded composite materials using resorbable polymers modified with resorbable fibres.

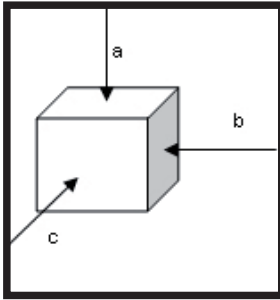
Materials and methods

Three types of composites were prepared in form of thin films, with the matrix consisting of co-polymer of glycolide (17%) with L-lactide (83%). Samples were made at the Centre for Polymer Chemistry PAN in Zabrze, Poland [5]. The reinforcing phase consisted of fibres obtained from the same PGLA polymer, PGLA fibres with 3% content of hydroxyapatite (PGLA+HAP), as well as calcium alginate fibres with 3% content of SiO_2 (Alg). All fibres were prepared at the Department of Man-Made Fibres, Technical University of Lodz [6]. The PGLA and PGLA+HAP fibres were surface-modified with bioglass in order to protect them against solvents during composite manufacturing process. The bioglass composition was as follows: $\text{SiO}_2 - 40\% \text{mol}$, $\text{CaO} - 54\% \text{mol}$, $\text{P}_2\text{O}_5 - 6\% \text{mol}$ [7].

Unidirectionally reinforced composites (1D) were prepared using wet impregnation method, and composites with short fibres (MD) were made by slip-casting of polymer suspension. Composite samples, fibres alone, as well as unmodified PGLA foils, were all incubated in distilled water. Tests were carried out in two experimental series – standard tests (at 37°C) during ten weeks, and accelerated tests (at 60°C) during nine weeks. Starting from the 6th week the water has been replaced once a week. Based on the results of measurements of conductivity (conductometer Elmetron CC 315) and of pH of distilled water (pH-meter Elmetron CP315), as well as on the results of microscopic observations (both optical - Nikon Epiphot 300 and SEM - Jeol JSM-5400), materials' resorption has been evaluated. The analysis of changes in biological properties, in connection with related microstructural changes, allowed in the next stage for designing and preparation of resorbable graded composite with controlled resorption time.

To this aim, graded cubes were prepared by catenation of composite foils, 20 pieces of each type, and pressing them in a mould for 24 hours. After removing from the mould, composite cubes were dried for 24 hours at room temperature in the air, and then for another 24 hours in a vacuum-dryer.

The cubes were subjected to accelerated incubation tests in distilled water (temp. 60°C) and their resorption was assessed based on changes of velocity of ultrasonic wave (ultrasonic meter - Ultrasonic 895), as well as on the basis of direct microscopic observations. The ultrasonic measure-



ultradźwiękowy Ultrasonic 895) oraz obserwacji mikroskopowych. Kosteczki kompozytowe mierzono przed i po inkubacji w trzech kierunkach a,b,c zgodnie ze schematem przedstawionym na RYS.1.

RYS.1. Próbka kompozytowa z naniesionymi kierunkami badania prędkości fali ultradźwiękowej.
a – kierunek gradientu odpowiadający kierunkowi prasowania

b – kierunek równoległy do układu włókien

c – kierunek prostopadły układu włókien.

FIG.1. Directions of measurement of ultrasonic wave velocity in composite samples.

a –direction of gradient corresponding to axis of pressing

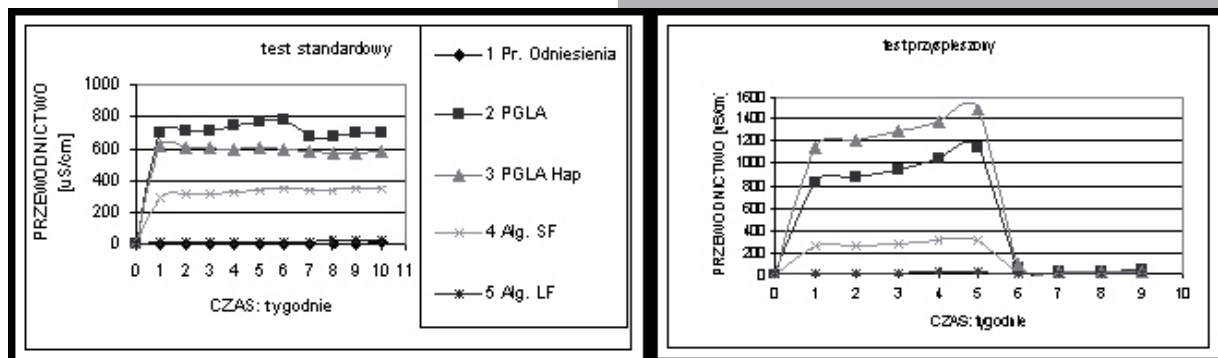
b –direction parallel to fibres' layer

c – direction vertical to fibres' layer.

Wyniki badań

Resorbowalne włókna i kompozyty

Zarówno testy standardowe jak i przyspieszone (RYS.2) przeprowadzone na samych włóknach wskazują na największy wzrost przewodnictwa wody destylowanej z włóknami



RYS.2. Zależność przewodnictwa wody destylowanej od czasu inkubacji włókien, w testach standardowych i przyspieszonych.

FIG.2. Conductivity of distilled water vs time of fibre incubation in standard and accelerated tests.

PGLA oraz PGLA modyfikowanymi HAp. Zmiany te są efektem resorpcji polimeru i częściowego rozpuszczania hydroksyapatytu, a ich intensywność jest większa w testach przyspieszonych w związku z szybszą degradacją tego typu włókien w podwyższonych temperaturach. W obecności włókien PGLA następuje znaczne zakwaszanie środowiska (RYS.3) co potwierdza proces degradacji polimeru do merów.

W przypadku włókien alginianowych obie serie testów wykazują, iż większa ilość jonów jest wydzielana do środowiska w przypadku włókien krótkich. Jest to związane z większym rozwinięciem powierzchni, a więc i łatwiejszą adsorpcją wody do wnętrza włókna krótkiego.

Podobne zachowanie obserwuje się w przypadku błonek kompozytowych (RYS.4). Największy wzrost przewodnictwa

ments on composite cubes were performed before and after incubation in three directions a,b,c, according to diagram shown in FIG.1.

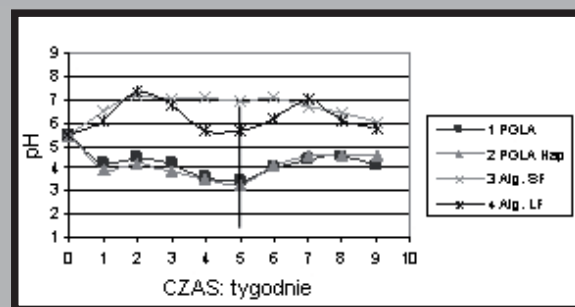
Results and discussion

Resorbable fibres and composites

Both standard and accelerated incubation tests performed on fibres alone (FIG.2) indicate the most pronounced increase of conductivity of distilled water with PGLA fibres, and PGLA fibres modified with HAP. These changes are due to polymer resorption and partial dissolving of hydroxyapatite. The intensity of these changes is higher in accelerated tests due to faster degradation of these fibres at higher temperatures. Acidification of testing environment occurs in the presence of PGLA fibres (FIG.3), which confirms degradation of polymer into mers.

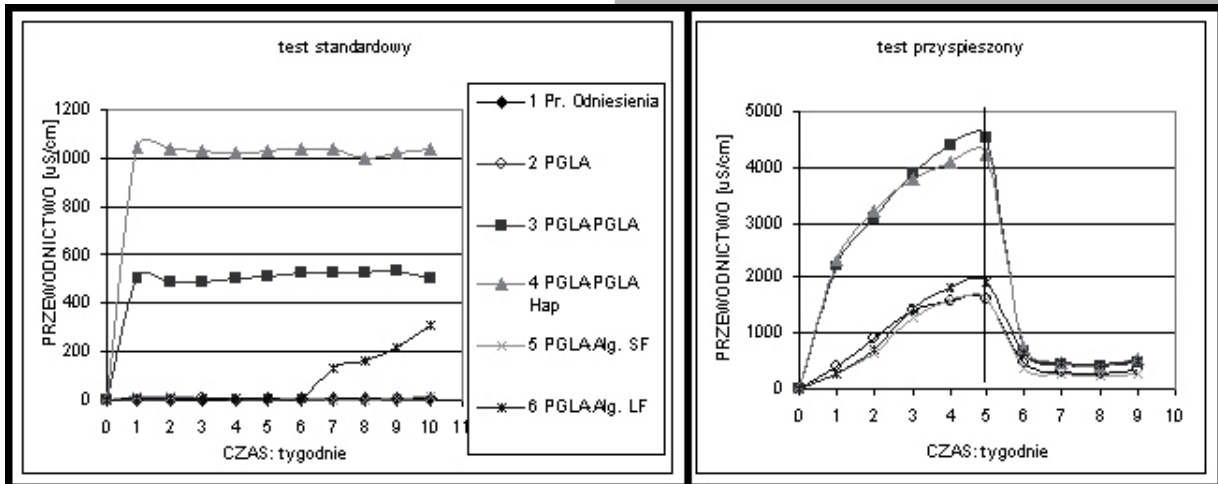
While examining alginate fibres, both series of tests indicate that larger amount of ions is being released to environment in the case of short fibres. This is related to larger surface area of fibres, thus easier water penetration to interiors of short fibres.

Similar behaviour can be observed in the case of composite thin films (FIG.4). The largest increase in conductivity can be observed in the case of PGLA composites with PGLA fibres, and PGLA fibres modified with hydroxyapatite. The conductivity values measured in accelerated tests are also much higher in this case than the values measured during standard tests. In the case of polymer modification with use of continuous and short alginate fibres, the behaviour of composites with different length of fibres is different from the behaviour shown by fibres alone. Conductivity increase occurs in composites with continuous fibres, which may



RYS.3. Zależność pH wody destylowanej od czasu inkubacji włókien, w testach przyspieszonych.

FIG.3. The pH of distilled water vs fibre incubation time in accelerated tests.

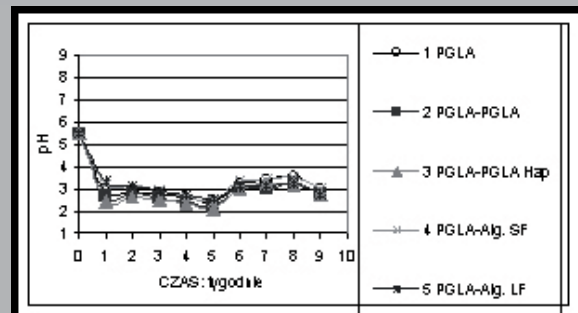


RYS.4. Zależność przewodnictwa wody destylowanej od czasu inkubacji kompozytów, w testach standardowych i przyspieszonych.

FIG.4. Conductivity of distilled water vs composite incubation time in standard and accelerated tests.

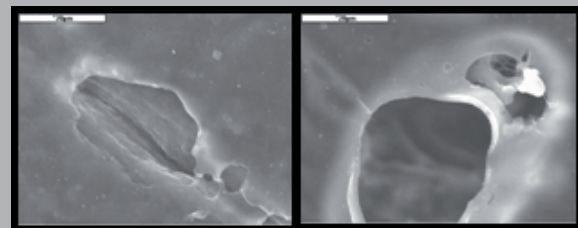
obserwuje się dla kompozytów PGLA z włóknami PGLA i PGLA modyfikowanymi hydroksyapatytem i również w tym przypadku wartości przewodnictwa mierzone w testach przyspieszonych są znacznie większe niż mierzone w testach standardowych. W przypadku modyfikacji polimeru włóknami alginianowymi zachowanie kompozytów z włóknami długimi i krótkimi nie są analogiczne do zachowania samych włókien. Wzrost przewodnictwa ma miejsce dla kompozytu z włóknem długim co wynika z większego udziału objętościowego włókien długich oraz możliwości bezpośredniego ich kontaktu ze środowiskiem wodnym.

Różnice w przebiegu zmian pH między czystymi włóknami a kompozytami wskazują na decydującą rolę osnowy z polimeru resorbowalnego w procesie degradacji oraz granic międzyfazowych (RYS.5). Zmiany te mogą być spowodowane zarówno degradacją polimeru (obniżenie pH) jak i degradacją alginianów i rozpuszczeniem hydroksyapatytu (wzrost pH). Pomimo podobnego przebiegu zmian pH dla wszystkich badanych kompozytów obserwacje mikroskopowe (RYS.6) wskazują na najszybszą degradację włókien alginianowych i kompozytów z ich udziałem.



RYS.5. Zależność pH wody destylowanej od czasu inkubacji kompozytów, w testach przyspieszonych.

FIG.5. The pH of distilled water vs composite incubation time in accelerated tests.



RYS.6. Mikrofotografia SEM a) kompozytu PGLA – wł. PGLA + HAP b) kompozytu PGLA – wł. alg. po miesięcznej inkubacji w wodzie destylowanej.
FIG.6. The SEM microphotograph of: a) composite PGLA – PGLA + HAP fibres b) composite PGLA –alginate fibres, after one month incubation in distilled water.

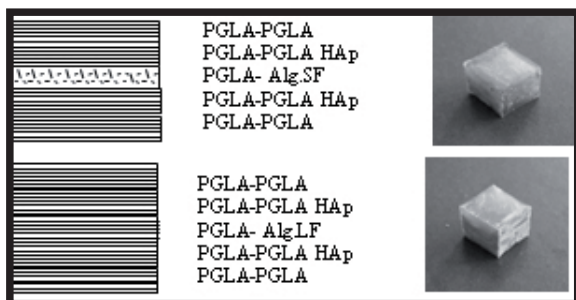
Rodzaj kompozytu / kierunku pomiaru / Type of composite / testing direction	Gęstość po zornik próbek Apparent density of samples [g/cm ³]	Prędkość fali ultradźwiękowej przed inkubacją Velocity of ultrasonic wave before incubation [m/s]	Prędkość fali ultradźwiękowej po inkubacji Velocity of ultrasonic wave after incubation [m/s]
Nr 1a	1,35±0,05	1807 ± 26	1887 ± 16
Nr 1b		1949 ± 14	1981 ± 22
Nr 1c	1,34±0,07	1872 ± 46	2029 ± 16
Nr 2a		2011 ± 27	1808 ± 20
Nr 2b		2397 ± 26	2102 ± 36
Nr 2c		1946 ± 17	1799 ± 16

TABELA 1 Prędkość propagacji fali ultradźwiękowej w kompozytach gradientowych Nr 1 i 2 przed i po inkubacji.

TABLE 1. The velocity of ultrasonic wave propagation in graded composites Nr 1 and Nr 2 before and after incubation.

be related to larger volume content of these fibres and also to the possibility of their direct contact with aqueous environment.

The differences in pH variations between pure fibres and composites point at the decisive role of resorbable polymer matrix and the interphase boundaries in the process of degradation (FIG.5). These differences may be caused by both polymer degradation (pH decrease), and alginate degradation together with dissolving of hydroxyapatite (pH increase). Despite similar pattern of pH variations for all



RYS.7. Schematy i fotografie zaprojektowanych kompozytów gradientowych.
FIG.7. Schematic diagrams and photomicrographs of designed graded composites.

Kompozyty gradientowe

Na podstawie otrzymanych wyników badań zaprojektowano i wytworzono dwa rodzaje kompozytów gradientowych o osnowie z PGLA modyfikowanych włóknami resorbowanymi w następujący sposób: kompozyt Nr 1 – (PGLA/PGLA+HAP/Alg SF/ PGLA+HAP/ PGLA), kompozyt Nr 2 – (PGLA/PGLA+HAP/Alg LF/ PGLA+HAP/ PGLA), które schematycznie przedstawiono na RYS.7.

Badane kostki kompozytowe wykazują zróżnicowane zachowanie w środowisku wodnym. W przypadku kompozytu z włóknem alginianowym długim obserwuje się spadek prędkości fali ultradźwiękowej (TAB.1), szczególnie w kierunku b odpowiadającym kierunkowi ułożenia włókien. Jest to związane z przyspieszoną resorpcją włókien alginianowych i ułatwioną penetracją medium resorbującego do wnętrza kompozytu. Efektu tego nie obserwuje się w przypadku włókien krótkich.

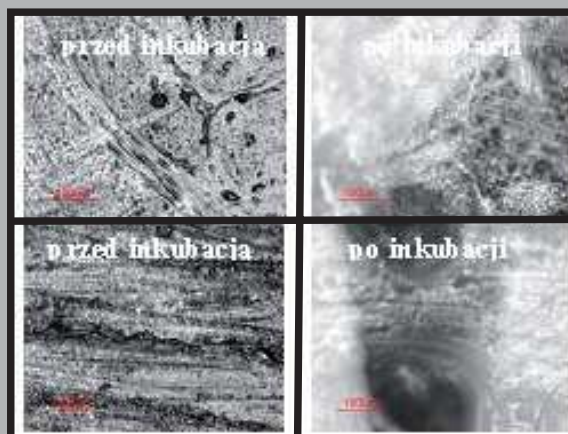
Obserwacje mikroskopowe (RYS.8) potwierdzają, że proces degradacji zaczyna się od granicy włókno-osnowa.

Wnioski

1. Badania przeprowadzone na czystych włóknach i kompozytach z udziałem tych włókien wykazały zróżnicowane zachowanie w warunkach in vitro.
2. Na podstawie przeprowadzonej analizy resorpcji kompozytów o osnowie z PGLA wzmocnianych włóknami resorbowanymi z PGLA i alginianów zaprojektowano i wytworzono dwa rodzaje kompozytów gradientowych.
3. Zależnie od wprowadzonej fazy modyfikującej jej rozmieszczenia i geometrii możliwe jest otrzymywanie kompozytów gradientowych o kontrolowanym czasie resorpcji.
4. Implanty z tego typu resorbowalnych materiałów gradientowych mogą ułatwić proces stopniowego przerastania tkanką kostną, a także mogą stanowić miejsce do wrastania naczyń krwionośnych i sprzyjać regeneracji nie tylko tkanki kostnej, ale także nerwowej i innych tkanek miękkich.

Podziękowania

Praca finansowana przez Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach projektu PBZ-KBN-100/T08/2003



RYS.8. Fotografie mikroskopowe kompozytów gradientowych a) Nr 1, b) Nr2.

FIG.8. Microphotographs of graded composites a) Nr 1, b) Nr2.

composites examined, microscopic observations (Fig.6) point at the fastest degradation of alginate fibres and their composites.

Graded composites

On the basis of the results obtained, two types of graded composites have been designed and prepared with PGLA as matrix and modified with resorbable fibres: composite Nr 1- (PGLA/PGLA+HAP/Alg SF/ PGLA+HAP/ PGLA), composite Nr 2 – (PGLA/PGLA+HAP/Alg LF/ PGLA+HAP/ PGLA). They are schematically shown in FIG.7.

The examined composite cubes show different behaviour in aqueous environment. In the case of composite with continuous alginate fibre, the decrease of velocity of ultrasonic wave can be noted (Table 1), in particular in direction b, corresponding to fibre alignment. It is related to accelerated resorption of alginate fibres and easier penetration of resorbing fluid to composite's interior. This effect is not observed in the case of short fibres.

The microscopic observations (FIG.8) confirm that the process of degradation commences at the fibre-matrix interface.

Conclusions

1. Examination of both pure fibres and of composites made using these fibres indicated different behaviour of materials tested under in vitro conditions.
2. On the basis of performed analysis of resorption of composites with PGLA matrix and reinforced with resorbable fibres made of PGLA and alginates, two types of graded composites have been designed and fabricated.
3. Graded composites with controlled resorption time can be obtained, with appropriate consideration given to the content of modifying phase, its spatial distribution and geometry.
4. Implants made of such resorbable graded materials may facilitate processes of bone tissue in-growth. They may also constitute favourable areas of inclusion of blood vessels and can promote regeneration not only of bone tissue, but also neural and other soft tissues.

Acknowledgements

This work was supported by Ministry of Science and Higher Education. Project PBZ-KBN-100/T08/2003.

- [1] Mathieu L., Montjovent M., Bourban P., Pioletti D., Mínon J.: Bioresorbable composites prepared by supercritical fluid foaming. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* Volume 75A, (2005), 89-97
- [2] Thieme M., Wieters K.-P., Bergner F., Scharnweber D., Worch H., Ndop J., Kim T. J., Grill W.: Titanium powder sintering for preparation of a porous functionally graded material destined for orthopaedic implants. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 12, (2001), 225 – 231
- [3] Chłopek J., Kmita G.: Non-metallic composite materials for bone surgery. *Engineering Transaction*, vol. 2, 3 (2003), 307 – 323
- [4] Kim H.W., Lee H.H., Knowles J. C.: Electrospinning biomedical nanocomposite fibers of hydroxyapatite/poly(lactic acid) for bone regeneration. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Volume 78A, (2006)

WPŁYW DODATKU MIEDZI NA WYBRANE WŁAŚCIWOŚCI SPIEKANYCH STALI IMPLANTACYJNYCH 316L

BOGDAN DĄBROWSKI, MAŁGORZATA GRĄDZKA-DAHLKE,
JAN R. DĄBROWSKI

Politechnika Białostocka w Białymstoku
Wydział Mechaniczny

[*INŻYNIERIA BIOMATERIAŁÓW, 58-60,(2006),106-108*]

Wprowadzenie

Jednym z największych problemów występujących przy endoprotezoplastyce stawów jest trwałość eksploatacyjna węzła tarcowego sztucznego stawu. Obecnie najczęściej stosowanym skojarzeniem tarcowym w sztucznych stawach jest para złożona z głowy metalowej lub ceramicznej i polietylenowej panewki. Układ ten charakteryzuje się niskimi wartościami współczynników tarcia, jednak nadmierne zużywanie i ścieranie polietylenu powoduje powstawanie produktów zużycia, które mogą powodować szereg powikłań, w końcowym efekcie w kontakcie z kością - prowadzić do jej resorpcji i obłuzowania mocowania endoprotezy [1-4]. Wzrastające wymagania współczesnej medycyny stawiane biomateriałom, skłaniają do stosowania innych rozwiązań technologicznych, które pozwoliłyby na otrzymanie materiałów lepiej spełniających stawiane im cele.

Do grupy najczęściej stosowanych biomateriałów metalicznych należą stale austenityczne typu 316L. Obserwacje zachowań tych stali w środowisku tkankowym ograniczają ich zastosowanie głównie do wszczepów krótkookresowych [4-6]. Jednak korzystne właściwości mechaniczne i atrakcyjna cena powodują, że pozostają one nadal obiektem badań. Jednym ze sposobów kształtowania własności jest otrzymywanie spieków na bazie stopów implantacyjnych, charakteryzujących się korzystnymi właściwościami użytkowymi. Znane są prace poświęcone ocenie właściwości tarcowych kompozytów na bazie stali austenitycznych z ceramicznymi dodatkami [7,8]. Autorzy [3,9-12] stwierdzają korzystny wpływ dodatku miedzi na właściwości, szczególnie odporność korozyjną austenitycznych stali nierdzewnych. W pracy przedstawiono wyniki badań spiekanych materiałów na bazie stali austenitycznej 316L z dodatkiem miedzi.

- [5] Pamuła E., Chłopek J., Błażewicz M., Makinen K., Dobrzyński P., Kasperczyk J., Bero M.: Materiały kompozytowe z nowego biodegradowalnego kopolimeru glikolid-laktidy dla celów medycznych. *Inżynieria Biomateriałów* 12 (2000), 23-28
- [6] Mikołajczyk T., Wołowska-Czapnik D., Boguń M.: Prekursorowe włókna alginianowe zawierające nanododatek SiO₂. *Fibres and Textiles In Eastern Europe* 47, (2004)
- [7] Szaraniec B., Cholewa-Kowalska K., Chłopek J., Błażewicz S.: Resorbowalne włókna polimerowe (PGLA) modyfikowane powierzchniowo bioszklę - Bioglass modified resorbable polymer fibres (PGLA). *Inżynieria Biomateriałów*

INFLUENCE OF COPPER ADDITION ON PROPERTIES OF SINTERED IMPLANT 316L STEEL

BOGDAN DĄBROWSKI, MAŁGORZATA GRĄDZKA-DAHLKE,
JAN R. DĄBROWSKI

Białystok Technical University, Białystok
Faculty of Mechanical Engineering

[*ENGINEERING OF BIOMATERIALS, 58-60,(2006),106-108*]

Introduction

One of the biggest problems appearing in arthroplasty is operational durability of friction bond of artificial joint. Nowadays, the most commonly used friction system of hip joint endoprostheses is a pair composed of metal or ceramic head and acetabulum made of UHMWPE. In such combination, low friction coefficients are observed. However, the excessive wear of polyethylene causes formation of wear debris which may lead to many complications and ultimately, to resorption of bone surrounding implant and loosening of endoprostheses [1-4]. Increasing demands made by modern medicine for biomaterials induce development of new technological solutions which could allow to obtain materials better fulfilling the demands.

Austenitic stainless steels type 316L are widely used as metallic biomaterials due to combination of useful advantages. However, the observation of the behavior of these steels in tissue environment restricts the usage mainly for short-term implants [4-6]. On the other hand, good mechanical properties, processing susceptibility and low price cause make them an excellent object of research. One way to form properties is to produce sintered composite materials based on implant alloys with advantageous functional characteristics. Works concerning the estimation of tribological properties of composites with ceramic fillers are known [7,8]. The authors [3,9-12] certified the beneficial influence of copper addition on properties, particularly the corrosion resistance of austenitic stainless steels.

The presented work is focused on the research of sintered materials based on 316L implant steel with copper modified addition.