

Na powierzchni kompozytu PGLA/HA po 4 tygodniach inkubacji zaobserwowano odsłaniające się na skutek degradacji polimeru powierzchnie z cząstkami hydroksyapatytu. Znalaziono też obszary, w których widoczne były wydzielania HA na podłożu kompozytowym, co potwierdza, że materiał ten po spełnieniu funkcji mechanicznych i po procesie resorpcji osnowy może stanowić podłoże dla wzrostu tkanki kostnej.

W przypadku czystego PGLA, po inkubacji zaobserwowano degradację materiału w postaci pęknięć i nierówności widocznych na powierzchni (RYS.6).

Dla kompozytów PGLA/CF po inkubacji widoczne były uwalniające się włókna z powierzchni implantu, które wcześniej zasłaniała żywica polimerowa. Efekt odkrywania modyfikującej fazy z wnętrza próbki po inkubacji zaobserwowano również w przypadku bioszklą.

Wnioski

Dodatek włókien węglowych znacznie zwiększa wartość wytrzymałości na zginanie i modułu Younga PGLA w stosunku do wytrzymałości wyjściowej. Jednocześnie degradacja kompozytu z włóknem węglowym rozpoczyna się wcześniej niż w przypadku czystego polimeru, a warunki in vitro powodują znaczne osłabienie jego właściwości mechanicznych.

Zastosowanie jako fazy modyfikującej bioszklą również poprawia właściwości mechaniczne czystego PGLA. Ponadto właściwości mechaniczne kompozytu PGLA/Bioszklą są najbardziej stabilne w warunkach in vitro w porównaniu do innych badanych kompozytów.

W przypadku kompozytów PGLA/HA obecność bioaktywnych cząstek wpływa na proces narastania apatytu w warunkach in vitro na powierzchni kompozytu, co umożliwia po implantacji powstanie chemicznego złącza implant - tkanka kostna, a po degradacji osnowy ułatwia proces regeneracji chorej tkanki.

Podziękowania

Praca została zrealizowana w ramach projektu badawczego: PBZ-KBN-082/T08/2002, finansowanego przez Ministra Nauki i Informatyzacji.

ZASTOSOWANIE KOMPOZYTÓW CERAMIKA - POLIMER O OSNOWIE Z CERAMICZNEGO TWORZYWA POROWATEGO Z FOSFORANÓW WAPNIOWYCH W INŻYNIERII TKANKOWEJ

M.SZAFRAN*, E.BOBRYK*, R.RZESZUTEK*,
A.CHRÓŚCICKA**, M.LEWANDOWSKA-SZUMIEŁ**

*POLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ CHEMICZNY

**AKADEMIA MEDYCZNA W WARSZAWIE,
ZAKŁAD BIOFIZYKI I FIZJOLOGII CZŁOWIEKA

Streszczenie

W artykule przedstawione zostały wyniki badań nad otrzymaniem materiału kompozytowego ceramiczno - polimerowego o osnowie z ceramicznego tworzywa

Piśmiennictwo

References

- [1] Ramakrishna S., Mayer J., Wintermantel E., Kam W.Leong: Bio-medical applications of polymer - composite materials: a review, *Comp. Scien. And Techn.* 61(2001), s.1189-1224
- [2] Mano J.F., Sousa R.A., Boesel L.F., Neves N.M., Reis R.L., Bioinert, biodegradable and injectable polymeric matrix composites for hard tissue replacement: state of the art and recent developments, *Composites Science and Technology* 64 (2004) 789-817.
- [3] Chłopek J., *Kompozyty w medycynie, Kompozyty*, nr 1, (2001), s.50-541.
- [4] Ignjatovic N., Uskokovic D., Synthesis and application of hydroxyapatite/poly(lactide) composite biomaterial, *Applied Surface Science* 238 (2004) 314-319.
- [5] Shikunami Y., Okuno M., Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly L-lactide (PLLA). Practical properties of miniscrews and miniplates, *Biomaterials* 22 (2001) 3197-3211.
- [6] Dauner M., Caramaro M., Missirlis Y., Panagiopoulou E., Resorbable continuous - fibre reinforced polymers for osteosynthesis, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 9, (1998) 173 - 179.
- [7] Dobrzyński P., Kasperczyk J., Bero M., Nowe możliwości syntezy i zastosowania w medycynie biodegradowalnych kopolimerów glikolidu nie zawierających cyny, *Inż. Biomateriałów*, (2002) Rok V, nr 23-25, 27-29.
- [8] Haberko K., Bućko M., Haberko M., Mozgawa W., Pyda A., Zarębski J., Hydroksyapatyt naturalny - preparatyka, właściwości, *Inż. Biomateriałów*, (2003) Rok VI, nr 30-33, 32-38.
- [9] Łączka M., Cholewa - Kowalska K., Niedzielski K., Biomateriały żelowe w ortopedii - badania in vivo, *Inż. Biomateriałów Rok IV*, nr 17 - 19 (2001) 16-18.
- [10] Nazhat S.N., Joseph R., Wang M., Smith R., Tanner K.E., Bonfield W. Dynamic mechanical characterisation of hydroxyapatite reinforced polyethylene: effect of particle size. *J Mater Sci Mater in Med* 11 (2000) 621-8.
- [11] Chłopek J., Morawska A., Umańska L., Paluszkiwicz C., Badanie procesu degradacji kompozytów z polimerów resorbowlanych w warunkach in vitro, *Inżynieria Biomateriałów, Rok VII*, nr 38 - 42 (2004) 132-136.
- [12] Rosół P., Chłopek J., Wpływ warunków in vitro na stan granic międzyfazowych kompozytów włóknistych stosowanych na implanty, *Inżynieria Biomateriałów*, nr 28, Rok VI (2003) 26-30.

APPLICATION OF POLYMER-CERAMIC COMPOSITES BASED ON A CALCIUM PHOSPHATE POROUS CERAMIC MATERIAL IN TISSUE ENGINEERING

M.SZAFRAN*, E.BOBRYK*, R.RZESZUTEK*,
A.CHRÓŚCICKA**, M.LEWANDOWSKA-SZUMIEŁ**

*WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, FACULTY OF CHEMISTRY

**MEDICAL UNIVERSITY OF WARSAW, DEPARTMENT OF HUMAN BIOPHYSICS AND PHYSIOLOGY,

Abstract

The paper presents the results of studies on obtaining polymer-ceramic composites based on a porous ceramic material. In the composite developed the ceramic phase consists of a porous ceramic sinter

porowatego W opracowanym kompozycie fazę ceramiczną stanowi porowaty spiek z mieszaniny hydroksyapatytu i fosforanu wapnia, a fazą polimerową wypełniającą pory ceramicznego tworzywa ceramicznego jest biodegradowalny makromonomer laktydowo-węglanowy, w różnym stopniu wypełniający pory ceramicznej osnowy.

Opracowane materiały zostały poddane wstępnym badaniom pozwalającym zakwalifikować kompozyt jako nośnik dla żywych komórek a także sprawdzić możliwość stosowania tej grupy materiałów w inżynierii tkankowej. Z pierwszych prób wynika, że zastosowane materiały z fosforanów wapnia są dobrze tolerowane przez ludzkie komórki osteogenne w hodowli *in vitro*.

Słowa kluczowe: bioceramika, kompozyty ceramiczne - polimerowe, ceramika hydroksyapatytowa, makromonomery laktydowo - węglanowe, biodegradacja.

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),92-96]

Wstęp

Najczęściej stosowanymi współcześnie materiałami substytutowymi tkanki kostnej są przeszczepy autogeniczne, alloprzeszczepy, ale również znajdują tu zastosowanie różnego typu materiały syntetyczne takie jak polimery, metale, kompozyty czy ceramika [1].

Badania w dziedzinie biomateriałów dowodzą, że niewątpliwie najlepszym substytutem kości ludzkiej (ściślej mówiąc części nieorganicznej) jest spiekana porowata ceramika z fosforanów wapnia oparta na hydroksyapatycie ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$) i/lub β -fosforanie trójwapniowym ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$). Ich skład chemiczny jest bardzo zbliżony do składu chemicznego naturalnej kości, co zapewnia dobrą biogodność w miejscu kontaktu ceramika - kość [1]. Odpowiednio zaprojektowane w procesie technologicznym ceramiczne tworzywo porowate stanowi materiał morfologicznie zbliżony do struktury gąbczastej tkanki kostnej. Optymalny dobór wielkości porów umożliwia przerastanie implantu tkanką kostną. Porowata ceramika hydroksyapatytowa charakteryzuje się niską odpornością na kruche pękanie, co niewątpliwie stanowi wadę materiału, którego przeznaczeniem jest pełnienie funkcji mechanicznych. Poprawę właściwości mechanicznych porowatej ceramiki z fosforanów wapnia uzyskać można poprzez połączenia kompozytowe, w którym ceramiczne tworzywo porowate stanowi osnowę [2]. Wprowadzenie w pory ceramicznego tworzywa porowatego odpowiednio wyselekcjonowanego polimeru organicznego prowadzi do uzyskania nowych charakterystyk wytrzymałościowych kompozytu [3]. Biodegradowalny polimer wyścielający pory ceramicznej osnowy pozwala także na stopniowe przerastanie kompozytu tkanką kostną poprzez jednoczesną degradację polimeru w środowisku płynów ustrojowych.

Powyższe założenia zrealizowano przez wytworzenie ceramiki z mieszaniny hydroksyapatyt / β -fosforan trójwapniowy o założonej wielkości porów metodą osadzania ceramicznej masy lejnej na podłożu polimerowym (polymeric sponge method) i spiekaniu w optymalnie wybranej temperaturze, a następnie polimeryzację *in situ* makromonomeru laktydowo - węglanowego w porach ceramicznego tworzywa porowatego.

Materiały i metody badań

W badaniach nad otrzymywaniem ceramicznego tworzywa porowatego wykorzystano następujące proszki cera-

of a mixture of hydroxyapatite and calcium phosphate, and the polymer phase, filling the pores of the ceramic material, consists of a biodegradable lactide-carbonate macromonomer which fills, to a variable degree, the pores of the ceramic base.

The obtained materials were subjected to preliminary investigations enabling to qualify the composite as a carrier for living cells and to check the possibility of using this group of materials in the tissue engineering. Preliminary tests have shown that the calcium phosphate materials used are well tolerated by osteogenic human cells in *in vitro* cultures.

Key words: bioceramics, polymer-ceramic composites, hydroxyapatite ceramics, lactide-carbonate macromonomers, biodegradation.

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),92-96]

Introduction

Substitute materials for bone tissue, most often used nowadays, are mainly of autogenic nature, as alloimplants, but synthetic materials such as polymers, metals, composites or ceramics are also applied [1].

Investigations of biomaterials have shown that sintered porous ceramics of calcium phosphates based on hydroxyapatite ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$) and/or tri-calcium β -phosphate ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) are the best substitute for human bone (or, more precisely, of its inorganic part). Their chemical composition is very close to that of natural bone that guarantees a good biocompatibility in the contact bone - ceramics [1]. A porous ceramics material, properly designed in the technological process, is a material morphologically similar to the spongy structure of bone tissue. An optimal selection of pore size enables the implant to intergrow with the bone tissue. Porous hydroxyapatite ceramics is characterised by a low resistance to brittle cracking which is undoubtedly a disadvantage of the material intended for fulfilling mechanical functions. The mechanical properties of porous calcium phosphate ceramics can be improved by making composite structures based on porous ceramic materials [2]. Impregnation of a porous ceramic material with a properly selected organic polymer enables to obtain new strength characteristics of the composite [3]. A biodegradable polymer deposited in the pores of the ceramic base enables also a gradual intergrowth of the composite by bone tissue with simultaneous degradation of the polymer in the medium of body fluids.

The above assumptions have been realised by preparation, by the polymeric sponge method, of a mixed hydroxyapatite/ β -tricalcium phosphate ceramics of predetermined pore size, followed by a sintering, at a selected optimum temperature and subsequent polymerisation *in situ* of a lactide-carbonate macromonomer in the pores of the ceramic material obtained.

Materials and investigations methods

The following ceramic powders were used in the studies on obtaining porous ceramic materials: hydroxyapatite ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$) produced by Aldrich, of specific surface 62,95 m^2/g (BET), β -tricalcium phosphate ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) produced by Aldrich, of specific surface 63,75 m^2/g (BET), and calcium phosphate enriched with OH groups $\text{Ca}_5\text{HO}_{13}\text{P}_3$ produced by Sigma, of specific surface 83,61 m^2/g (BET). The process of sintering the phosphate ceramics was studied with the use of monoaxially pressed samples burned at temperature 1300, 1350 or 1400°C/1h. The samples were subjected to determination of linear shrinkage, open porosity,

miczne: hydroksyapatyt ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$) prod. Aldrich o powierzchni właściwej $62,95 \text{ m}^2/\text{g}$ (BET), β -fosforan trójwapienny ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) prod. Aldrich o powierzchni właściwej $63,75 \text{ m}^2/\text{g}$ (BET) i fosforan wapienny wzbogacony grupami - OH $\text{Ca}_5\text{HO}_{13}\text{P}_3$ prod. Sigma o powierzchni właściwej $83,61 \text{ m}^2/\text{g}$ (BET). Badanie procesu spiekania ceramiki fosforanowej przeprowadzono na kształtkach prasowanych jednoosiowo i wypalonych w temperaturze 1300, 1350 i $1400^\circ\text{C}/1\text{h}$, na których oznaczono skurczliwość liniową, porowatość otwartą, oraz gęstość względną i pozorną. Jako podłoże polimerowe wybrano gąbki poliuretanowe prod. Eurofoam Polska Sp. z o. o. o wielkości porów: $440\text{-}520 \mu\text{m}$ (S31048), $520\text{-}720 \mu\text{m}$ (S31062), $740\text{-}1040 \mu\text{m}$ (S28089) i $1080\text{-}1580 \mu\text{m}$ (S28133), z których po nasączeniu wodą i zamrożeniu wycinano cylindryczne kształtki. Kształtki te następnie nasączało ceramiczną masą lejną otrzymaną na bazie mieszaniny hydroksyapatyt (Aldrich) / β -fosforan trójwapienny (Aldrich) o stosunku wagowym komponentów 1:3. Próbkę były suszone i spiekane w 1300°C przez 1h w piecu oporowym typu Carbolite z programowaną szybkością wzrostu temperatury: do 800°C - $1^\circ\text{C}/\text{min}$, do 1300°C - $5^\circ\text{C}/\text{min}$. Makromonomer laktydowo - węglanowy o stężeniu 14, 24 i 30,5% wprowadzono w pory ceramicznego tworzywa porowatego, a następnie polimeryzowano w atmosferze azotu w temperaturze 65°C . Badania mikrostrukturalne przeprowadzono w mikroskopie skaningowym typu Leo 1530. Otrzymane materiały ceramiczne i kompozyty ceramika - polimer poddano badaniom in vitro mającym na celu sprawdzenie możliwości ich zastosowania jako nośników żywych komórek w inżynierii tkankowej.

and relative and apparent densities. As the polymeric base we chose polyurethane foams produced by Eurofoam Polska Sp. z o. o. of pore size $440\text{-}520 \mu\text{m}$ (S31048), $520\text{-}720 \mu\text{m}$ (S31062), $740\text{-}1040 \mu\text{m}$ (S28089) or $1080\text{-}1580 \mu\text{m}$ (S28133), from which cylindrical samples were cut out after soaking with water and freezing. The obtained shapes were then soaked with casting slip based on a mixture of hydroxyapatite and β -tricalcium phosphate (1:3 by weight). The specimens were dried and sintered for 1 h at 1300°C in a resistance furnace of Carbolite type with programmed temperature increase: $1^\circ\text{C}/\text{min}$ up to 800°C , $5^\circ\text{C}/\text{min}$ to 1300°C . The lactide-carbonate macromonomer in concentrations 14, 24 or 30,5% was soaked into the pores of the ceramic material and then polymerised at 65°C in nitrogen atmosphere. Microstructure studies were carried out in a scanning microscope type Leo 1530. The obtained ceramic materials and the ceramics-polymer composites were subjected to in vitro tests with the aim of checking the possibility of using them as a carrier of living cells in tissue engineering.

Results

The physical properties of ceramic plates obtained from various phosphate materials after sintering for 1 h at 1300°C are presented in TABLE 1. The obtained data show that the applied sintering temperature does not enable to consolidate sufficiently pure hydroxyapatite ceramics ($d_w=75\%$), and the tests with sintering at higher temperatures (1350 and 1400°C) resulted in degradation of crystal structure of the hydroxyapatite. On the other hand, the ceramics pre-

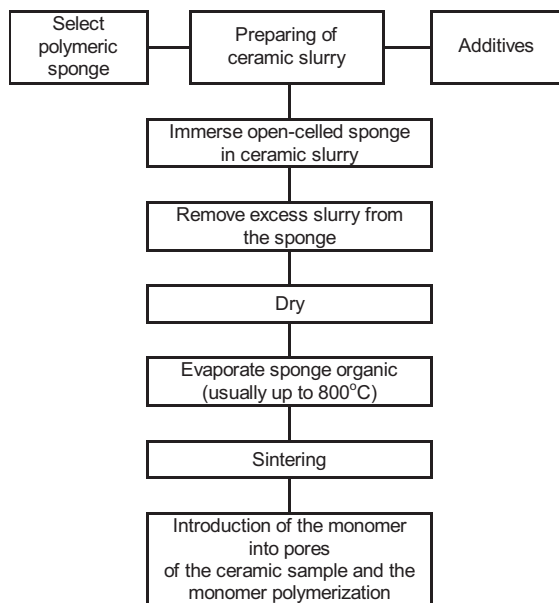
Material próbki material of the sample	Porowatość otwarta P_o [%] open porosity	Gęstość pozorna d_v [g/cm ³] apparent density	Gęstość względna d_{wzst} [%] relative density	Skurczliwość liniowa S_l [%] linear shrinkage	Mikrotwardość HV[MPa] microhardness
$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ (Aldrich)	21,04	2,20	75,30	15,8	137,3
$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (Aldrich)	5,81	2,69	91,93	18,6	1213,5
$\text{Ca}_5\text{HO}_{13}\text{P}_3$ (Sigma)	1,29	2,92	99,58	26,6	1903,1
mieszanina 3:1 $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$: $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ (Aldrich / Aldrich)	0,52	2,79	95,38	23,0	2442,7

TABELA 1. Właściwości fizyczne ceramiki fosforanowej (temp. spiekania $1300^\circ\text{C}/1\text{h}$).
TABLE 1 Physical properties of samples from the phosphate ceramic (sintering temperature - $1300^\circ\text{C}/1\text{h}$).

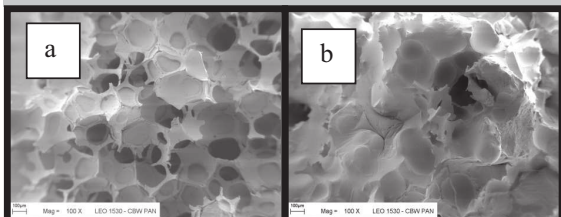
Wyniki

W TABELI 1 przedstawiono właściwości fizyczne kształtek ceramicznych otrzymanych z różnych materiałów fosforanowych po spiekaniu w temp. 1300°C przez 1h. Z danych tych wynika, że niemożliwe jest osiągnięcie w tej temperaturze dobrego zagęszczenia ceramiki z czystego hydroksyapatytu ($d_w=75\%$), a przeprowadzane próby spiekania w wyższych temperaturach (1350 i 1400°C) prowadziły do degradacji struktury krystalicznej hydroksyapatytu. Natomiast ceramika otrzymana z mieszaniny hydroksyapatytu i fosforanu trójwapiennego zestawionych w stosunku wagowym 1:3, ma wysoką gęstość ($>95\%$) i prawie 20-krotnie wyższą mikrotwardość Vickersa w porównaniu do spie-

pared from a 1:3 mixture of hydroxyapatite and tricalcium phosphate had a high density ($>95\%$) and the Vickers microhardness almost 20-fold as high as that of the hydroxyapatite sinters, as necessary to provide the stability of the ceramic skeleton in the composite samples developed. FIGURE 1 gives a schematic presentation of obtaining polymer-ceramic composite shapes by depositing calcium phosphate casting slip in the polymeric substrate with subsequent sintering and filling the porous ceramics with the polymeric phase. The polymer-ceramic composites have the open porosity about 75%. Depending on concentration of the lactide-carbonate macromonomer and on pore size of the polymeric substrate the pores can be filled with the polymer in 12 to about 40%, as shown in FIG. 2. FIGURE 3 shows the skeleton microstructure of the phosphate ceramics (3a) and a partial filling of its pores by the polymer (3b). The aim of the successive stage of the studies was to observe the survival of osteoblast cells in close contact with dense ceramic obtained from a mixture of hydroxyapatite and tricalcium phosphate, lactide-carbonate polymer foil, or polymer drifted on ceramic. Every experimental series



RYS. 1. Schemat otrzymywania kompozytu ceramika-polimer.
FIG. 1. Schematic representation of procedure for obtaining ceramic-polymer composite materials.

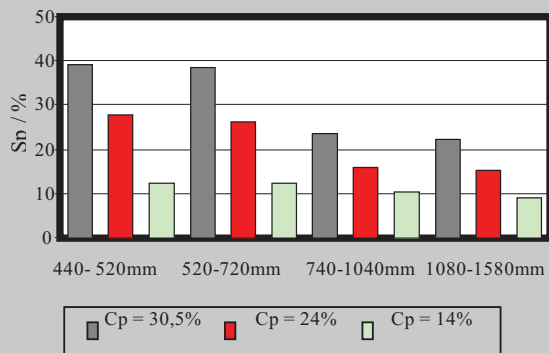


RYS. 3. Mikrostruktura próbek z ceramiki fosforanowej przed (a) i po wypełnieniu porów polimerem laktydowo-węglanowym (b). SEM.
FIG. 3. Microstructure of samples from the phosphate material before (a) and after filling the pores with a lactide-carbonate polymer (b). SEM.

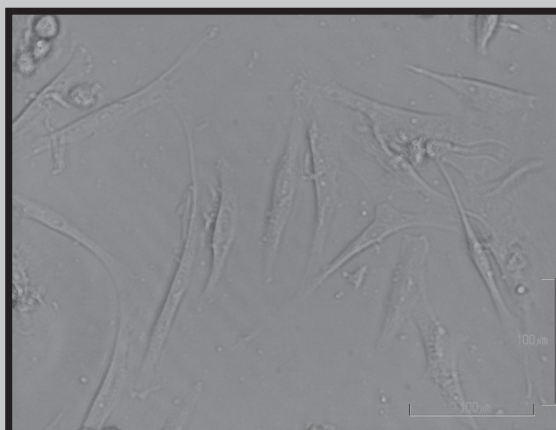
ków z hydroksyapatytu, co jest niezbędne dla trwałości szkieletu ceramicznego w projektowanych próbkach kompozytowych.

Na RYS.1 przedstawiono schemat otrzymywania kształtek kompozytowych ceramika-polimer metodą osadzania masy lejnej z fosforanów wapnia na podłożu polimerowym, następnie spiekania i wypełniania porowatej ceramiki fazą polimerową. Kompozyty ceramika - polimer charakteryzują się porowatością otwartą około 75% i w zależności od stężenia makromonomeru laktydowo - węglanowego i od wielkości porów polimerowego podłoża pory te wypełnić można polimerem w zakresie od 12 do około 40%, co ilustruje RYS.2. Natomiast RYS.3 przedstawia szkieletową mikrostrukturę ceramiki fosforanowej (3a) oraz częściowe wypełnienie jej porów polimerem (3b).

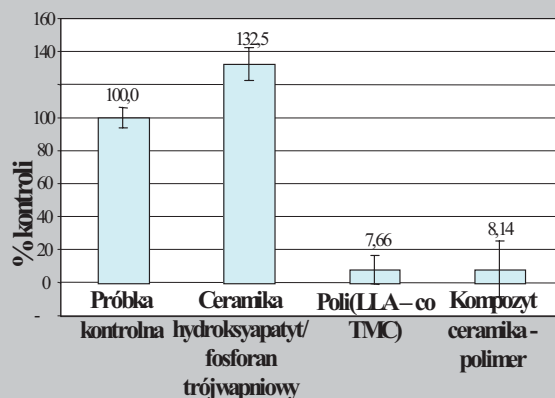
We wstępnym etapie badań obserwowano przeżywalność komórek osteoblastów w bezpośrednim kontakcie z gęstą ceramiką otrzymaną z mieszaniny hydroksyapatytu i fosforanu trójwapniowego, folią z polimeru laktydowo-węglanowego oraz ceramiką pokrytą warstwą-polimeru. Serie obejmowały sześć kształtek z każdego rodzaju materiału. Z przeprowadzonych analiz in vitro uzyskano pozytywne rezulta-



RYS. 2. Wpływ wielkości porów ceramicznego tworzywa porowatego oraz stężenia polimeru (Cp) na stopień wypełnienia porów (Sp) kompozytu.
FIG. 2. Effect of pore size of porous ceramic material and concentration of polymer (Cp) on degree of pore filling (Sp) of the composite.



RYS. 4. Komórki osteoblastów w bezpośrednim kontakcie z ceramiką z fosforanu trójwapniowego (Aldrich). Powiększenie 20x.
FIG. 4. Osteoblast cells in close contact on tricalcium phosphate ceramic. Magnification 20x..



RYS. 5. Test aktywności mitochondrialnej komórek wysianych na materiałach ceramicznych i polimerowych.
FIG. 5. Test of mitochondrial activity of living cells spread on ceramic materials and polymer materials.

ty dla hodowli komórkowych prowadzonych na podłożu otrzymanym na bazie hydroksyapatytu i fosforanu trójwapieniowego, co pozwala sądzić o słuszności obranej tezy zastosowania tej grupy materiałów jako nośników żywych komórek w inżynierii tkankowej. Badania przeprowadzone na foliach z polimeru laktydowo - węglanowego pokazują, że produkt finalny nie był materiałem czystym pod względem biologicznym, czego następstwem była bardzo niska przeżywalność komórek osteogennych wysianych na takie podłoże. Wyniki tych badań przedstawiono na RYS.4i5

Podsumowanie

W wyniku przeprowadzonych badań otrzymano kompozyty ceramika - polimer o osnowie na bazie fosforanów wapnia, w których pory są częściowo wypełnione polimerem laktydowo - węglanowym. Zastosowana metoda osadzania ceramicznej masy lejnnej na podłożu z gąbek poliuretanowych pozwala na kontrolę wielkości porów. Stopień zapełnienia porów ceramicznej osnowy kompozytów ceramika - polimer jest wielkością zależną od wielkości porów stosowanego podłoża polimerowego oraz od stężenia makromonomeru laktydowo - węglanowego stosowanego do infiltracji porów ceramicznego tworzywa porowatego. Ponadto z wstępnych badań z zakresu inżynierii tkankowej wynika, że żywe komórki kości (osteoblasty) hodowane w kontakcie z ceramiką fosforanową wykazują zadowalającą poziom przeżywalności wysianych w hodowli komórek.

Podziękowania

Praca finansowana z grantu PBZ-KBN-082/T08/2002/06

Piśmiennictwo

- [1] D.Tadic, F.Beckmann, K.Schwarz, M.Epple, A novel method to produce hydroxyapatite objects with interconnecting porosity that avoids sintering, *Biomaterials* 25 (2004).
 [2] M.Szafran, G.Rokicki, K.Konopka, W.Lipiec, K.Kurzydłowski, Kompozyty na bazie porowatej ceramiki infiltrowanej metalami i polimerami, *Kompozyty*, 2(5), (2002).

comprised six samples of each of the materials tested. The analyses carried out in vitro have given positive results for cell cultures grown on substrate obtained on the basis of hydroxyapatite and tricalcium phosphate. The results thus confirm the thesis that this group of materials may serve as a carrier of living cells in the tissue engineering. The experiments carried out on the lactide-carbonate polymer foils showed that the final material had not been biologically pure and, as a result, the survival of osteogenic cells inoculated on such substrate was low. The results of the studies are shown in FIGs.4 and 5.

Summary

The studies performed enabled to obtain polymer-ceramic composites based on calcium phosphates with the pores partially filled with a lactide-carbonate polymer. The applied method of depositing ceramic casting slip on polyurethane foam substrates enabled to control the pore size. The degree of filling the pores of the ceramic base of the polymer-ceramic composites depends on the pore size of the polymer substrate applied and on concentration of the lactide-carbonate macromonomer used for infiltration of pores of the ceramic porous material. Preliminary studies by the methods of tissue engineering have shown that living bone cells (osteoblasts) have a satisfactory level of survival on the phosphate ceramics substrate applied.

Acknowledgements

This work was financially supported by research grant PBZ-KBN-082/T08/2002/06

References

- [3] M. Szafran, E. Bobryk, M. Bereza, P. Parzuchowski, Ceramic-Polymer Composites based on porous Hydroxyapatite and Lactide-Carbonate Macromonomers, *Engineering of Biomaterials*, Nr-38-42, (2004).

BADANIA ODPORNOŚCI KOROZYJNEJ STOPU Co-Cr-W-Ni Z PRZEZNACZENIEM NA IMPLANTY STOSOWANE W KARDIOLOGII ZABIEGOWEJ

WITOLD WALKE, ZBIGNIEW PASZENDA, JAN MARCINIAK

CENTRUM INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ, POLITECHNIKA ŚLĄSKA, UL. AKADEMICKA 2A, 44-100 GLIWICE

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),96-99]

Wprowadzenie

Stenty naczyniowe w ostatniej dekadzie ubiegłego stulecia w sposób zasadniczy zmieniły metody oraz skuteczność leczenia choroby niedokrwiennej serca. Stało się to możliwe dzięki wykorzystaniu dotychczasowych doświadczeń związanych z implantacją tworzyw metalowych do

CORROSION RESISTANCE OF Co-Cr-W-Ni ALLOY DESIGNED FOR IMPLANTS USED IN OPERATIVE CARDIOLOGY

WITOLD WALKE, ZBIGNIEW PASZENDA, JAN MARCINIAK

SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, CENTER OF BIOMEDICAL ENGINEERING, ST.AKADEMICKA 2A, 44-100 GLIWICE

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),96-99]

Introduction

Effectiveness of an ischaemic heart disease treatment was fundamentally changed in recent years by vascular stents. It was possible because of experiences connected with implantation of metallic materials into human body (not only into cardiovascular system). Furthermore, the PTCA