

pacjentów, którzy zgłaszali złamania, nie przekraczała 0,27, a objętość całkowita kości - 17%. Wartości w grupie osób, u których nie występowało złamanie, wynosiły odpowiednio 0,30 i 19%. Stwierdzono, że na spadek własności mechanicznych kości decydujący wpływ mają dwa efekty. Pierwszy to zmniejszenie grubości beleczek kostnych, które nie jest jednorodne. Drugi to przerwanie beleczek kostnych oraz ogólne zmniejszenie ich liczby, co w konsekwencji wpływa na obniżenie zdolności do przenoszenia obciążeń.

Piśmiennictwo

References

- [1] Galus K., Jaworski Z. Choroby metaboliczne kości. PZWL, Warszawa, 1982.
 [2] Boivini G. Morphometric analysis of fluorotic bone tissue. W: Fluoride and bone, red. B. Courvoisier. Wyd. Medecine et hygiene, Geneve, 1978.
 [3] Weinstein R., Huston M.S. Decreased trabecular width and increased trabecular spacing contribute to bone loss with aging. Bone, 1987, 8, 137-142.

BIORESORBOWLANE POROWATE PODŁOŻA DLA INŻYNIERII TKANKOWEJ Z KOPOLIMERU GLIKOLIDU Z L-LAKTY-DEM: WPŁYW MIKRO-STRUKTURY NA OSTEOBLASTY IN VITRO

ELŻBIETA PAMUŁA*, MARTA BŁAŻEWICZ*, JOANNA BUCZYŃSKA*,
BARBARA CZAJKOWSKA**, PIOTR DOBRZYŃSKI***,
MACIEJ BERO***

*AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI,
KATEDRA BIOMATERIAŁÓW, KRAKÓW, POLSKA

**UNIwersytet Jagielloński, Collegium Medicum,
KATEDRA IMMUNOLOGII, KRAKÓW, POLSKA

***POLSKA AKADEMIA NAUK, CENTRUM CHEMII POLIMERÓW,
ZABRZE, POLSKA

Streszczenie

Opracowano trzy rodzaje bioresorbowalnych gąbek dla inżynierii tkankowej. Gąbki te miały taką samą chemiczną budowę powierzchni i udział objętościowy porów, ale różny rozmiar porów: około 600 μm , 200 μm i 40 μm . Badania komórkowe (przeżywalność, synteza kolagenu) wykazały, że gąbka o największym rozmiarze porów jest najkorzystniejsza dla hodowli osteoblastów *in vitro*.

Statistically essential decrease of BMD value and entire bone volume with age was observed in whole group and was described by correlation coefficient raising $r=0,55$ and $r=0,62$. Statistically significant decrease of BMD value and entire bone volume was also in women group - fig.2. In men these dependences were not statistically significant, what can be associate with fact that men have higher bone apical mass than women, that is why decrease of bone density with age is less evident.

On a base of obtained results it was taken the trial for determine risk fracture appearance. BMD value in patients with fractures was not higher than 0,27 and entire bone volume was -17%. Values in patients without fractures were 0,30 and 19%. On decrease of mechanical bone values main influence have two effects. The first one is decrease of bone trabecula thickness, which is not homogenous. The second one is trabecula interrupting bone and decrease of number, what influences on decrease ability to removing encumbrance.

BIORESORBABLE POROUS POLY- (GLYCOLIDE-CO-L- LACTIDE) SCAFFOLDS FOR TISSUE ENGINEERING: THE INFLUENCE OF MICROSTRUCTURE ON OSTEOBLASTS IN VITRO

ELŻBIETA PAMUŁA*, MARTA BŁAŻEWICZ*, JOANNA BUCZYŃSKA*,
BARBARA CZAJKOWSKA**, PIOTR DOBRZYŃSKI***,
MACIEJ BERO***

*AGH - UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY,
FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS,
DEPARTMENT OF BIOMATERIALS, KRAKÓW, POLAND

**JAGIELLONIAN UNIVERSITY, COLLEGIUM MEDICUM,
DEPARTMENT OF IMMUNOLOGY, KRAKÓW, POLAND

***POLISH ACADEMY OF SCIENCES, CENTRE OF POLYMER
CHEMISTRY, ZABRZE, POLAND

Abstract

Three types of bioresorbable foams for bone tissue engineering proposes have been elaborated. The foams have identical surface chemistry and volume fraction of pores but different pore sizes: about 600 μm , 200 μm and 40 μm , respectively. The results of *in vitro* osteoblasts study (viability and collagen synthesis) indicate that the best is the foam having the biggest size of pores.

Inżynieria tkankowa wymaga opracowania trójwymiarowych porowatych podłoży komórkowych dla hodowli tkanek w warunkach *in vitro*. Podłoża takie należy wytwarzać z materiałów bioresorbowalnych i wysoce biogodnych. Obecnie poliestry alifatyczne takie jak polilaktydy, poliglikolid, poli- ϵ -kaprolakton i ich kopolimery są najczęściej badane jako potencjalne materiały dla inżynierii tkankowej [1].

Właściwości fizyczno-chemiczne polimerów wykorzystywanych do produkcji podłoży komórkowych muszą być starannie kontrolowane, ponieważ struktura chemiczna, zwilżalność, chropowatość, ładunek powierzchniowy odgrywają kluczową rolę w zachowaniu komórek [2]. Ponadto, regeneracja określonych tkanek zależy od mikrostruktury materiału stanowiącego rusztowanie dla komórek (udział objętościowy i rozmiar porów, porowatość otwarta) [3]. Celem pracy było określenie jak mikrostruktura porowatego podłoża wpływa na zachowanie osteoblastów w warunkach *in vitro* (przeżywalność, produkcja kolagenu). Bioresorbowane gąbki o różnym rozmiarze porów z kopolimeru glikolidu z L-laktydem, zsyntezowanego w oparciu o związek cyrkonu, otrzymano metodą odlewania z roztworu i wypłukiwania cząsteczek.

Materiały

Synteza kopolimeru

Glikolid i L-laktyd (Purac, Holandia) były oczyszczone poprzez rekrytalizację z suchego octanu etylu i suszone w suszarce próżniowej w temperaturze pokojowej; $Zr(acac)_4$ użyto w postaci handlowej.

Kopolimeryzację prowadzono w masie w 100°C z inicjatorem $Zr(acac)_4$ w stosunku molowym 1.2×10^{-3} wykorzystując konwencjonalną linię próżniową do odgazowania i zatapania ampul według wcześniej opisanej metody [4]. Otrzymany kopolimer był mielony i płukany w alkoholu metylowym w celu usunięcia nieprzereagowanych monomerów i suszony pod próżnią w 50°C.

Otrzymywanie gąbek

Gąbki otrzymano metodą odlewania z roztworu / wypłukiwania cząsteczek w oparciu o metodę opisaną uprzednio [5]. Jako porogeny wykorzystano trzy odczynniki o różnej wielkości ziaren: cytrynian sodu, chlorek sodu i glukozę (POCH, Gliwice, Polska). Udział objętościowy porogenów wynosił 85%. Otrzymano trzy gąbki: gąbka 1 (przy użyciu cytrynianu sodu), gąbka 2 (przy użyciu chlorku sodu) i gąbka 3 (przy użyciu glukozy).

Metody

Charakterystyka kopolimeru i gąbek

Skład kopolimeru określono za pomocą 1H i ^{13}C NMR (spektrometr Varian Unity Inova). Ciężar cząsteczkowy i współczynnik polidispersji określono chromatografią żelową za pomocą chromatografu Physics SP 8800.

Skład chemiczny powierzchni kopolimeru w postaci folii i gąbek badano za pomocą XPS (SSI X-Probe spektrometr, Surface Science Instruments, Mountain View, CA, USA) według sposobu opisanego poprzednio [6]. Kąt zwilżania kopolimeru wyznaczono metodą kropli za pomocą automatycznego systemu DSA 10 (Kruss, Niemcy) jako uśrednienie 10 pomiarów.

Porowatość i nasiąkliwość gąbek wyliczono z masy suchych gąbek i gąbek nasączonych wodą. Próbki zanurzono w wodzie destylowanej na 10 min. Następnie wyjęto je,

Introduction

Tissue engineering requires three-dimensional (3D) cell scaffolds for *in vitro* tissue construction. Ideally the scaffolds should be fabricated from highly biocompatible and bioresorbable materials. Currently, aliphatic polyesters such as polylactides, polyglycolide, poly- ϵ -caprolactone and their copolymers are the most widely studied as potential scaffolds [1].

The physicochemical properties of polymers used for scaffolds' preparation must be carefully controlled, because it was shown that chemical structure, wettability, roughness, charge of the surface are key factors in cell behaviour [2]. Moreover, regeneration of specific tissues aided by synthetic materials is strongly dependent on microstructure of the scaffold (pore fraction, pore size, continuity of pores within a synthetic matrix) [3].

The aim of this study was to determine how the microstructure of porous scaffolds influences behaviour of osteoblasts in culture (viability, production of collagen). The scaffolds with different microstructure were produced from poly(L-lactide-co-glycolide), synthesized with zirconium compound, by solvent casting / particulate leaching technique.

Materials

Synthesis of copolymer

Glycolide and L-lactide (Purac, Holland) were purified by re-crystallization from dry ethyl acetate and dried in a vacuum oven at room temperature; $Zr(acac)_4$ was used as received.

Copolymerization was performed in bulk with a $Zr(acac)_4$ / molar ratio of 1.2×10^{-3} at 100°C by a conventional method using a vacuum line for degassing and sealing of the ampoules according to the method described previously [4]. The obtained copolymer was ground and shaken with methyl alcohol in order to remove unreacted monomers and then dried in vacuum at 50°C.

Preparation of foams

The foams were produced by solvent casting / particulate leaching technique, according to a method described previously [5]. Three chemicals differing in particle sizes were used as porogens: sodium citrate, sodium chloride and glucose (POCH, Gliwice, Poland). The porogen volume fraction was 85%. Three foams were produced: foam 1 (with the use of sodium citrate), foam 2 (with the use of sodium chloride) and foam 3 (with the use of glucose).

Methods

Characterization of copolymer and foams

The copolymer composition was determined by 1H and ^{13}C NMR measurements (Varian Unity Inova spectrometer). The molecular weight and polydispersity index were determined by gel permeation chromatography with the Physics SP 8800 chromatograph.

The surface composition of copolymer and foams were analysed by X-ray photoelectron spectroscopy (SSI X-Probe spectrometer from Surface Science Instruments, Mountain View, CA, USA) according to a method described previously [6]. The contact angle of copolymer was measured by sessile drop method by an automatic system DSA 10 from Kruss, Germany. The result was obtained by averaging of 10 measurements.

The porosity and water uptake of foams were calculated from the weight of dry samples and samples soaked with

wyartowano moką tkaninę w celu usunięcia wody z obu powierzchni i zważono (m_{wet}). Następnie próbki wysuszono w suszarce próżniowej przez 24h i ponownie zważono (m_{dry}). Nasiąkliwość wyliczono z następującego wzoru:

$$\text{nasiąkliwość (\%)} = 100 (m_{wet} - m_{dry}) / m_{dry}$$

Mikrostrukturę gąbek badano za pomocą mikroskopu skaningowego JSM 5400 JEOL przy powiększeniu 50 razy. Przed analizą próbki napyłono cienką warstwą węgla w celu nadania im właściwości przewodzących.

Charakterystyka porogenów

Rozmiar ziaren porogenów wyznaczono za pomocą mikroskopu optycznego wyposażonego w okular z podziałką mikrometryczną. Wykonano pomiary 200 pojedynczych ziaren każdego porogenu.

Badania komórkowe in vitro

Gąbki o wymiarach 20 mm średnicy i grubość 2 mm, wyjalowiono z obu stron za pomocą promieniowania UV przez 30 min. Do badań użyto ludzką linię osteoblastów hFOB 1,19. Hodowle prowadzono w inkubatorze w atmosferze 5% CO₂ / 95% powietrza, w 34°C przez 7 dni. Kontrolę stanowił polistyren do celów hodowli komórkowych (TCPS). Przeżywalność komórek oznaczano rutynowo za pomocą barwnika (błękitu trypanowego). Produkcję kolagenu oznaczano metodą ELISA.

Wyniki i dyskusja

Analiza NMR wykazała, że stosunek molowy glikolidu do L-laktydu w kopolimerze PGLA wynosił 18:82. Badania chromatografii żelowej wykazały, że liczbowo średnia masa cząsteczkowa (M_n) kopolimeru wynosiła 34000D, a współ-

	C _{tot} / mole%	O _{tot} / mole%
Foam 1 / Gąbka 1	60	40
Foam 2 / Gąbka 2	59	41
Foil / Folia	58	42
PGLA 18:82 (theory)	58	42

TABELA 1. Analiza chemiczna powierzchni za pomocą XPS kopolimeru w postaci gąbek i folii z w porównaniu z wartościami teoretycznymi.
TABLE 1. XPS Surface composition copolymer in the form of foams, foil in comparison with calculated theoretical values.

	Diameter of particles / Rozmiar cząsteczek	Porosity / Porowatość	Water uptake / Nasiąkliwość
	[µm]	[%]	[%]
Foam 1 / Gąbka 1	600 (+/- 100)	88 (+/- 2)	630 (+/- 50)
Foam 2 / Gąbka 2	200 (+/- 40)	88.3 (+/- 2)	580 (+/- 20)
Foam 3 / Gąbka 3	40 (+/- 10)	87.7 (+/- 1.5)	550 (+/- 30)

TABELA 2. Właściwości porogenów i gąbek, w nawiasach przedział ufności, $\alpha = 0.95$.
TABLE 2. Properties of porogens and foams; confidence interval in brackets, $\alpha = 0.95$.

water. The samples were immersed in distilled water for 10 minutes. After both surfaces of the foams were wiped with a wet tissue to remove water from the surfaces and foams were weighed (m_{wet}). Finally, the samples were dried in vacuum oven at 35°C for 24h and weighed once again (m_{dry}). Water uptake was calculated using the formula:

$$\text{water uptake (\%)} = 100 (m_{wet} - m_{dry}) / m_{dry}$$

The microstructure of foams was studied by JSM 5400 scanning microscope from JEOL, Japan at magnification of 50 times. Before analysis the samples were coated by a thin carbon layer in order to make them conductive.

Characterization of porogens

The size of porogens' particles was measured by optical microscope equipped with a micrometric eyepiece. The measurements of 200 individual particles for each porogen were done.

In vitro cell studies

Both sites of the scaffolds in a form of circles, 20 mm in diameter and 2 mm in height, were sterilised by Ultraviolet light for 30 min at each site. Human osteoblast line hFOB 1,19 was used. The cells were seeded at a density of 20 000 cells/cm² in 2 ml culture medium. The cell culture was kept in an incubator with a mixture of 5% CO₂ / 95% air, at 34°C for 7 days. TCPS was used as a control. Viability of cells was routinely monitored by cellular exclusion of trypan blue. The production of collagen was measured by ELISA.

Results and discussion

A molar ratio of glycolide to L-lactide in copolymer poly(glycolide-co-L-lactide-) (PGLA) was 18:82, as shown by NMR. GPC measurements showed that number-average molecular weight (M_n) of copolymer was 34000D and a polydispersity index, $d = 2.5$. The studies of degradation process of this copolymer are the objective of other paper [7].

The XPS results, presented in TABLE 1, demonstrate that the surface composition of copolymer in the forms of foil and foams are almost the same and they are very close to theoretical values. Moreover, any other elements than C and O were detected on the surface of foams obtained with the use of sodium chloride and sodium citrate, suggesting that all salt was leached out.

Properties of porogens and PGLA foams obtained with the use of porogens are gathered in TABLE 2. The size of sodium citrate particles was 600 µm (± 100 µm), sodium chloride 200 µm (± 40 µm) and glucose 40 µm (± 10 µm). Porosity of the PGLA foams was about 88% and did not vary depending on the porogens used. The porosity values were slightly higher than the value assumed in the stage of foams designing, $V_p = 85\%$. The foams had also a high water uptake of about 600%, despite the fact that the copolymer was quite hydrophobic. The contact angle of copolymer foil was $87^\circ \pm 2^\circ$ as measured by sessile drop. The high porosity and water uptake of spongy scaffolds are desirable for cell attachment and growth, easy diffusion of nutrients and waste products from the implant and for the vascularization processes [1, 3].

The SEM analysis of PGLA foams shows interconnected pores of sizes varying depending on the porogens used in production process. FIGURES 1 a, b, c demonstrate representative microstructures of foams. The sizes of pores in foams are close to the sizes of porogen particles.

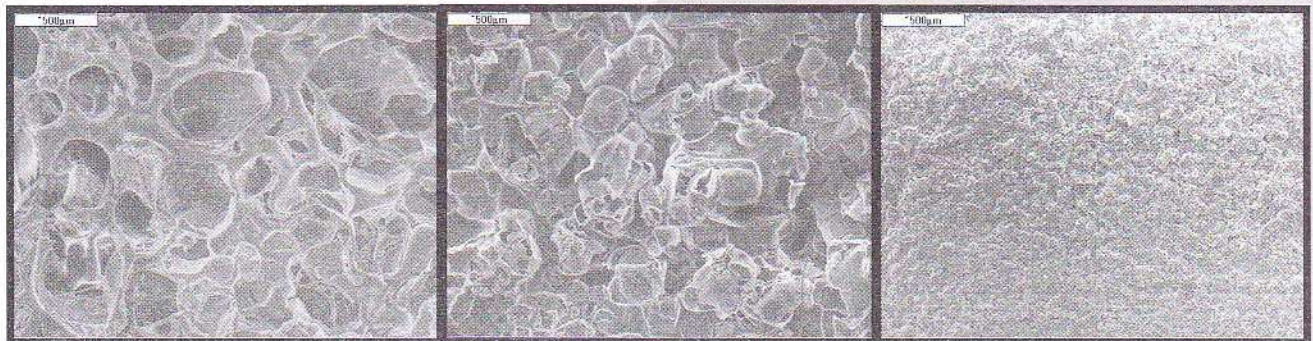
Thus, it can be concluded that the foams produced in this experiment have very similar surface chemistry and porosity but different size of pores.

czynnik polidispersji, $d = 2.5$. Badania nad procesem degradacji tego polimeru są przedmiotem innego naszego artykułu [7].

Wyniki XPS przedstawione w TABELI 1 pokazują, że składy chemiczne powierzchni kopolimeru w postaci folii i gąbek są niemalże takie same i bardzo zbliżone do wartości teoretycznych. Ponadto nie stwierdzono obecności innych pierwiastków niż węgiel i tlen na powierzchni gąbek otrzymanych z użyciem cytrynianu i chlorku sodu, co świadczy, że porogeny zostały w całości wypłukane z gąbek.

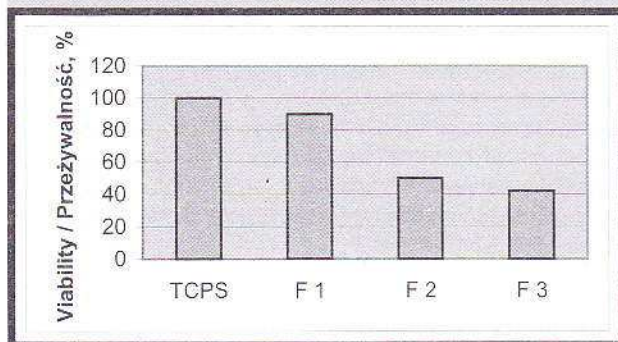
W TABELI 2 przedstawiono właściwości porogenów i gąbek otrzymanych za ich pomocą. Rozmiar ziaren cytrynianu sodu wynosił $600 \mu\text{m}$ ($\pm 100 \mu\text{m}$), chlorku sodu $200 \mu\text{m}$ ($\pm 40 \mu\text{m}$) i glukozy $40 \mu\text{m}$ ($\pm 10 \mu\text{m}$). Porowatość otrzymanych gąbek wynosiła natomiast około 88% i praktycznie nie zależała od rodzaju użytego porogenu. Uzyskana porowatość była nieco wyższa od założonej na etapie projektowania gąbek, $V_p = 85\%$. Gąbki charakteryzowały się ponadto wysoką nasiąkliwością, około 600%, pomimo że kopolimer ma właściwości hydrofobowe. Badania metodą kropli wy-

FIGURE 2 presents viability of osteoblasts seeded on the foams in comparison with TCPS, while FIGURE 3 presents synthesis of collagen by osteoblasts. It is apparent, that the highest viability and the highest synthesis of collagen by osteoblasts, comparable with the control, were measured for foam 1, with the highest pore size, about $600 \mu\text{m}$. On the contrary, the lowest viability and synthesis of collagen was observed for the foam 3 with the pores of about $40 \mu\text{m}$. The foam 2, with the pores of about $200 \mu\text{m}$, shows the intermediate values of viability and synthesis of collagen. These results can be compared with the investigations of the effect of implant microstructure on bone regeneration [8]. It was shown, that the optimum pore size for bone regeneration was in the range of $100\text{-}350 \mu\text{m}$. Our studies show however, that larger pores are more suitable for osteoblasts in vitro.

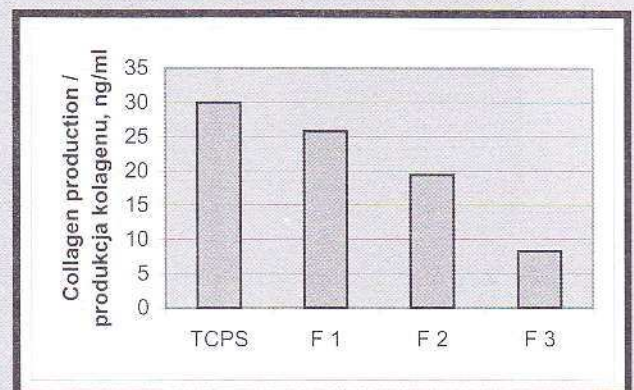


RYS. 1. Obrazy SEM gąbki 1(a), gąbki 2(b), gąbki 3 (c), powiększenie 50x.

FIG. 1. SEM micrographs of foam 1 (a), foam 2 (b) and foam 3 (c), magnification 50x.



RYS. 2. Przeżywalność osteoblastów na gąbce 1 (F1), gąbce 2(F2), gąbce 3 (F3) i polistyrenie dla kultur komórkowych (TCPS) po 7 dniach hodowli
FIG. 2. Viability of osteoblasts seeded on foam 1 (F1), foam 2 (F2), foam 3 (F3) and tissue-cultured polystyrene (TCPS) after 7 days of culture.



RYS. 3. Ilość kolagenu wyprodukowanego przez osteoblasty na gąbce 1 (F1), gąbce 2(F2), gąbce 3 (F3) i polistyrenie dla kultur komórkowych (TCPS) po 7 dniach hodowli.

FIG. 3. Values of collagen production by osteoblasts seeded on foam 1 (F1), foam 2 (F2), foam 3 (F3) and tissue-cultured polystyrene (TCPS) after 7 days of culture.

kazały, że kąt zwilżania folii kopolimerowej wynosił $87^{\circ} \pm 2^{\circ}$. Wysoka porowatość i nasiąkliwość materiałów podłożowych są niezbędne w celu uzyskania odpowiedniej adhezji i wzrostu komórek, łatwej dyfuzji składników odżywczych i produktów przemiany materii a także procesów unaczynienia implantu [1, 3].

Analiza gąbek za pomocą mikroskopu skaningowego wykazała, że rozmiar zależy od rodzaju porogenów wykorzystanych do produkcji gąbek. Reprezentacyjne mikrostruktury gąbek przedstawiono na RYSUNKU 1 a, b, c. Rozmiar

porów jest zbliżony do średniego rozmiaru cząsteczek porogenów.

Tak więc można stwierdzić, że otrzymane gąbki mają taką samą budowę chemiczną powierzchni i udział objętościowy porów; różnią się natomiast rozmiarem porów.

RYSUNKI 2 i 3 przedstawiają odpowiednio przeżywalność osteoblastów i produkcję kolagenu przez osteoblasty w obecności badanych gąbek w porównaniu z TCPS. Z badań wynika, że najlepszą przeżywalność i najwyższą produkcję kolagenu, porównywalną z kontrolą, uzyskano w przypadku gąbki 1 o największym rozmiarze porów, około 600 μm . Najniższą przeżywalność i produkcję kolagenu otrzymano w przypadku gąbki 3 o porach o rozmiarze około 40 μm . Gąbka 2 o porach około 200 μm wykazywała pośrednie wartości przeżywalności i produkcji kolagenu przez osteoblasty. Wyniki te mogą być porównane z danymi literaturowymi dotyczącymi wpływu mikrostruktury na odbudowę kości [8], w których stwierdzono, że optymalny rozmiar porów dla regeneracji tkanki kostnej mieści się w zakresie 100-350 μm . Badania nasze pokazują jednak, że gąbki polimerowe o większych porach są bardziej odpowiednie dla hodowli osteoblastów in vitro.

Podziękowania

Autorzy dziękują Panu Prof. P.G. Rouxhet za użycie XPS i Pani Mgr B. Trybalskiej za badania SEM. Badania były finansowane z projektu KBN 'Nowe materiały i technologie dla inżynierii biomedycznej (Nr PBZ-KBN-082/T08/2002).

WPŁYW FOTOCHEMICZNEJ MODYFIKACJI POWIERZCHNI POLISULFONU NA REAKCJE KOMÓRKOWE IN VITRO

BARBARA CZAJKOWSKA*, JOANNA KOWAL**, MARTA BŁAŻEWICZ***, MARIA PTAK*, MAŁGORZATA BOBEK*

*KATEDRA IMMUNOLOGII COL.MED.U.J.,

**WYDZIAŁ CHEMII U.J.,

***WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI AGH

Polisulfon (PSU) jest amorficznym polimerem termoplastycznym charakteryzującym się wysokimi temperaturami przemian fazowych i dużą energią wiązań między atomami w łańcuchach, co nadaje mu doskonałe własności użytkowe w szerokim zakresie temperatur. W medycynie znajduje zastosowanie zarówno do produkcji sprzętu (butelki, błony dializacyjne części aparatów oddechowych) jak i in vivo w postaci różnego rodzaju implantów. Powszechnie uznany jest za materiał biozgodny, łatwy do sterylizacji a także przydatny do wytwarzania materiałów kompozytowych np. z włóknami węglowymi. Powierzchnia nie modyfikowanego polisulfonu ma charakter hydrofobowy wynikający z jego budowy chemicznej. Powierzchnie takie mają zdolność silnego i nieodwracalnego wiązania różnego rodzaju białek. Z drugiej strony komórki w kontakcie z takimi materiałami

Acknowledgements

The authors thank Prof. P.G. Rouxhet for the use of XPS and B. Trybalska, MSc for SEM studies. This study was supported by the research program of the Polish Committee for Scientific Research "New materials and technologies for biomedical engineering" (project PBZ-KBN-082/T08/2002).

Piśmiennictwo

References

- [1] Hutmacher D.W., *Biomaterials* 21, 2000, 2529-2543.
- [2] Ponsoinet L., Reybier K., Jaffrezic N., Comte V., Lagneau C., Lissac M., Martelet C., *Materials Science and Engineering C* 23, 2003, 551-560.
- [3] Yang S., Leong K.-F., Du Z., and Chua C.-K., *Tissue Engineering* 7, 2001, 679-689.
- [4] Dobrzyński P., Kasperczak J., Janeczek H., Bero M, *Macromolecules*, 2001, 5090-5098.
- [5] Pamuła E., Simon S., Dobrzyński P., *Engineering of Biomaterials (Inżynieria Biomateriałów)*, 2003, submitted.
- [6] Pamuła E., Rouxhet P.G. *Carbon* 41, 2003, 1905-1915.
- [7] Pamuła E., Błażewicz M., Czajkowska B., Dobrzyński P., Bero M., Kasperczyk J., *E-MRS - Proceedings, Warsaw Fall Meeting*, 2003.
- [8] Whang K., Healy E., Elenz D.R., *Tissue Engineering* 5, 1999, 35-45.

EFFECT OF PHOTOCHEMICAL MODIFICATION OF POLYSULFONE SURFACE ON CELLULAR REACTIONS IN VITRO

BARBARA CZAJKOWSKA*, JOANNA KOWAL**, MARTA BŁAŻEWICZ***, MARIA PTAK*, MAŁGORZATA BOBEK*

*CHAIR OF IMMUNOLOGY, COLL. MED., JAGIELLONIAN UNIVERSITY,

**FACULTY OF CHEMISTRY, J. U.,

***FACULTY OF MATERIAL ENGINEERING AND CERAMICS, AGH UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY

Polysulfone (PSU) is an amorphous thermoplastic polymer, of high phase transition temperatures and high energy of bonding between the atoms in a chain, which makes it perfectly applicable in a wide range of temperatures. In the field of medicine it is used in both manufacture of equipment (bottles, dialysis films of respirator elements) and in vivo as implants of various types. It is commonly recognised as a biocompatible material, easy to sterilise, also useful in the production of composite materials with, for instance, carbon fibres. Due to its chemical composition the surface of non-modified polysulfone is hydrophobic. Such surfaces are capable of strong and irreversible bonding of various kinds of proteins. However, in contact with such materials cells have low adhesive capacity, which may un-