

AGNIESZKA KARASZEWSKA^{1),*)}, JADWIGA BUCHEŃSKA²⁾

Poliestrowe protezy naczyniowe – antybakteryjne i atrombogenne biomateriały

Cz. II. WPŁYW DWUETAPOWEJ MODYFIKACJI POLIESTROWYCH PROTEZ NACZYNIOWYCH NA WYBRANE WŁAŚCIWOŚCI FIZYKOCHEMICZNE, MECHANICZNE ORAZ MIKROBIOLOGICZNE

Streszczenie – Oceniano wpływ dwuetapowej modyfikacji poliestrowych protez naczyniowych DALLON[®]H na właściwości fizykochemiczne (zmiany ładunku elektrokinetycznego na powierzchni oraz przepuszczalności wody i hydrofilowości), mechaniczne (wytrzymałość na przebicie bolcem) oraz mikrobiologiczne (*in vitro*, *in vivo*). Pomiar ładunku elektrokinetycznego wykazał, że modyfikowane protezy posiadają ujemny ładunek elektryczny, odpychający ujemnie naładowane cząstki białka i upostaciowione elementy krwi. Spełniają więc warunek konieczny atrombogenności. Wartości przepuszczalności i hydrofilności protez po modyfikacji nie różnią się w istotnym stopniu od wartości, którymi charakteryzują się protezy dostępne w handlu. Zaobserwowano, że dwuetapowy proces modyfikacji nie pogarsza właściwości wytrzymałościowych na przebicie bolcem. W badaniach *in vitro* stwierdzono, że wyroby zawierające amikacynę były aktywne w stosunku do, typowych dla warunków szpitalnych, bakterii Gram⁺ i Gram⁻ (*Staphylococcus aureus* ATCC 25923, *Escherichia coli* ATCC 25922, *P. aeruginosa* ATCC 27853). Wstępne badania (*in vivo*), działania drażniącego wykazały, że modyfikowane protezy naczyń krwionośnych nie wykazują działania drażniącego.

Słowa kluczowe: protezy poliestrowe, modyfikacja, biocyd, ładunek elektrokinetyczny, wytrzymałość.

POLYESTER VASCULAR PROSTHESES – ANTIBACTERIAL AND ATHROMBOGENIC BIOMATERIALS. Part II. EFFECT OF TWO-STAGE MODIFICATION OF POLYESTER VASCULAR PROSTHESES ON THE SELECTED PHYSICO-CHEMICAL, MECHANICAL AND MICROBIOLOGICAL PROPERTIES

Summary – The aim of this study was to examine the effect of two-stage modification of polyester vascular prostheses DALLON[®]H on the physicochemical (changes in the electrokinetic charge of the surface, water permeability and hydrophilicity), mechanical (resistance to pin puncture) and microbiological (*in vitro*, *in vivo*) properties. The electrokinetic potential measurement showed that the modified vascular prostheses had negative electrokinetic charge which repels negatively charged protein particles and morphotic blood elements. Consequently, they fulfill the necessary condition to obtain a positive assessment of athrombogenicity (Table 2). The permeability and hydrophilic properties after the modification do not differ from those of commercially available standard prostheses (Table 3). It has been found (Table 4) that two-stage modification process does not impair the resistance to pin puncture. The *in vitro* tests (Table 5) have confirmed that the products containing amikacin are active in relation to Gram-positive and Gram-negative bacteria typical under hospital conditions (*Staphylococcus aureus* ATCC 25923, *Escherichia coli* ATCC 25922, *P. aeruginosa* ATCC 27853). Preliminary *in vivo* tests (Table 6) showed no irritating effect of the modified blood vessels prostheses.

Keywords: polyester prostheses, modification, biocide, electrokinetic charge, strength.

¹⁾ Instytut Włókiennictwa, ul. Brzezińska 5/15, 92-103 Łódź.

²⁾ Emerytowany pracownik Politechniki Łódzkiej.

^{*)} Autor do korespondencji; e-mail: akaraszewska@iw.lodz.pl

Postęp chirurgii naczyniowej jest możliwy, m.in. dzięki stosowaniu protez wykonanych z materiałów o unikatowych właściwościach, spełniających warunki określone dla tego typu wyrobów [1–8].

W wyniku przeprowadzonej w Cz. I^{*)} pracy dwuetapowej modyfikacji poliestrowej protezy naczyniowej, nadano jej atrombogeniczne właściwości, będące konsekwencją budowy łańcucha głównego modyfikowanego polimeru, składającego się z hydrofobowych merów (PET), z przyłączonymi łańcuchami bocznymi poli(kwasu akrylowego) o charakterze hydrofilowym. Kopolimery, których łańcuchy zawierają ugrupowanie karboksylowe mogą inhibować tworzenie się zakrzepów w określonych miejscach organizmu, co umożliwia użycie takiego kopolimeru jako materiału protezy uszkodzonego naczynia krwionośnego [9–11].

Powierzchnie atrombogeniczne powinny mieć ujemny ładunek elektrokinetyczny zapobiegający adhezji płytek. Ujemny ładunek powierzchni modyfikowanej protezy, w kontakcie z krwią musi działać odpychająco na ujemnie naładowane cząsteczki białka i upostaciowione elementy krwi, aby zapobiec odkładaniu się włókniaka i rozwojowi zakrzepu.

Użyta do zabiegu proteza naczyniowa powinna również charakteryzować się odpowiednią porowatością ścian, wspomagającą proces wgajania. Ściany protezy tętniczej w chwili wszczepiania muszą zatem być jak najbardziej szczelne (wykazywać małą przepuszczalność chirurgiczną), natomiast w okresie wgajania się i wzrastania tkanki łącznej gospodarza winny charakteryzować się dużą porowatością (dużą przepuszczalnością biologiczną). Korzystna wartość przepuszczalności chirurgicznej ścian protezy przekracza $50 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O}/(\text{min} \cdot \text{cm}^2)$, pod ciśnieniem 120 mm Hg, wartość przepuszczalności biologicznej natomiast nie powinna przekraczać $5000 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O}/(\text{min} \cdot \text{cm}^2)$ [12]. Podany standard obowiązuje obecnie dla syntetycznych protez naczyniowych.

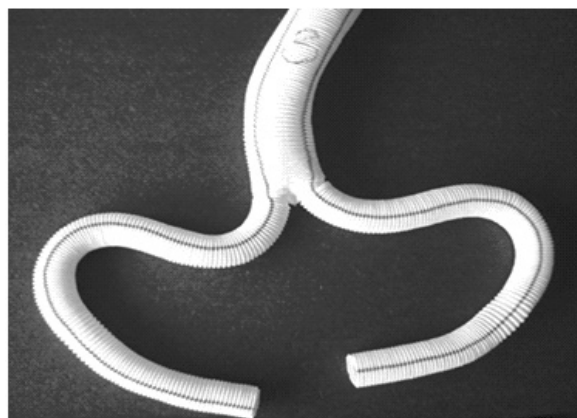
Wysokie wymagania stawiane protezom naczyniowym, dotyczące niezwykle złożonych cech, jakimi powinny się charakteryzować, stwarzają potrzebę rozszerzenia wiedzy na temat właściwości fizykochemicznych, mechanicznych oraz biologicznych protez, na drodze badań laboratoryjnych, przedklinicznych oraz wstępnych badań klinicznych. Jak dotąd, żadna z zastosowanych technik modyfikacji powierzchni protez naczyniowych nie pozwoliła na uzyskanie biomateriału o optymalnych, zbliżonych do założonych, właściwościach protezy idealnej.

Należy podkreślić, że zmniejszenie liczby zakażeń po wszczepieniu protez naczyniowych wiąże się z obniżeniem kosztów leczenia, a przede wszystkim ze zmniejszeniem śmiertelności chorych i liczby niepełnosprawnych pacjentów po hospitalizacji.

CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

Materiały

Badaniom poddano zmodyfikowane dwuetapowo poliestrowe protezy naczyniowe DALLON[®]H [1] (rys. 1).



Rys. 1. Proteza naczyń krwionośnych (rozwidlona) DALLON[®]H (zdjęcie własne)

Fig. 1. Blood vessel prosthesis (forked) DALLON[®]H (authors photo)

Oferowane przez producenta dwustronnie welutowane, cienkościennie, z barwną linią orientującą, protezy DALLON[®]H charakteryzują się hydrofilową powierzchnią umożliwiającą szybki *preclotting* minimalną ilością krwi chorego oraz optymalną porowatością, elastycznością, stałością wymiarów średnicy, niestrzępliwością w miejscach przecięcia (także pod różnymi kątami), jak również dużą wytrzymałością mechaniczną. Cienkie ściany protezy wspomagają proces jej wgajania i zmniejszają ilość komplikacji. Protezy łatwo poddają się zespoleniu za pomocą szwów chirurgicznych.

Metody badań

Badania fizykochemiczne

— Potencjał elektrokinetyczny wyznaczano przy użyciu aparatu Mütek PCD-03 Particle Charge Detector firmy BTG Eclépens S.A. Rozdrobnione za pomocą mikrotomu próbki protez naczyniowych o masie 0,2 g umieszczano w 100 cm³ wody destylowanej, a następnie mieszadłem mechanicznym typu IKA[®] Rw 20 digital firmy Labart, mieszano przez 20 minut z szybkością 500 obr/min. Przygotowaną dyspersję przelewano do kubka z umieszczoną wewnątrz elektrodą. Po ustaleniu pH na poziomie 6,2 wyznaczano wartość potencjału elektrokinetycznego ζ (mV). Mierzono potencjał protezy niemodyfikowanej, protezy szczepionej kwasem akrylowym (KA, X = 8,70 %) oraz protezy szczepionej KA i napawanej biocydem (X = 8,70 %, Z = 6,94 %). Każdorazowo wykonywano po dziesięć pomiarów.

— Przepuszczalność i hydrofilowość modyfikowanej rozwidlonej protezy, oznaczano w firmie Tricomed S.A. Łódź. Przepuszczalność oceniano według normy ISO 7198 za pomocą urządzenia skonstruowanego przez firmę Tricomed S.A. Badaniu poddano rozwidlenie i pięć protezy. Pomiar hydrofilowości modyfikowanej protezy, wg SOP 02-0F-002/01, polegał na określaniu czasu po-

^{*)} Cz. I. *Polimery* 2012, 57, 722.

trzebnego do całkowitego zanurzenia się protezy w 5-proc. roztworze dichromianu potasu.

Badania mechaniczne

Wytrzymałość protez na przebicie bolcem, zgodnie z normą ISO 7198:1998, wyznaczano w Instytucie Włókiennictwa. Użyto bolca o średnicy 11,3 mm.

Badania mikrobiologiczne

– Aktywność mikrobiologiczną (efekt antybakteryjny – *in vitro*) wg AATCC Test Method 147-1998, oceniano w Zakładzie Instytutu Technologii Fermentacji i Mikrobiologii Politechniki Łódzkiej. Badania przeprowadzono metodą bezpośrednią. Protezy naczyniowe układano na podłożu agarowym z organizmem testowym, po okresie inkubacji mierzono strefy zahamowania wzrostu bakterii wokół wyrobu. Do badań właściwości antybakteryjnych modyfikowanych protez zastosowano bakterie testowe: *Staphylococcus aureus* AATCC 25923, *Escherichia coli* AATCC 25922, *Pseudomonas aeruginosa* AATCC 27853.

– Drażniące działanie protez naczyniowych, wstępnie (*in vivo*), oceniano w Katedrze Zakładu Histologii i Embriologii AM we Wrocławiu, zgodnie z normą PN-EN ISO 10993-10. Badania prowadzono na 9 królikach rasy nowozelandzkiej, metodą reaktywności śródskórnej przy użyciu polarnych (z zastosowaniem roztworu soli fizjologicznej) i niepolarnych (z zastosowaniem oleju sezamowego) wyciągów z protez. Wyciągi polarne (1–5) miały następujące pH:

- wyciąg kontrolny pH = 6,45; 6,78;
- wyciąg z protezy wzorcowej pH = 8,05; 4,93;
- wyciąg z protezy modyfikowanej I pH = 4,08; 4,0;
- wyciąg z protezy modyfikowanej II pH = 3,99; 4,06.

T a b e l a 1. Klasyfikacja odczynów śródskórnych
T a b l e 1. Classification of intradermal reactions

Rumień i wytworzenie strupa		Powstanie obrzęku	
odczyn	stopień	odczyn	stopień
Brak rumienia	0	brak obrzęku	0
Rumień ledwie widoczny	1	obrzęk ledwo widoczny	1
Rumień wyraźny	2	obrzęk wyraźny	2
Rumień średni	3	obrzęk średni	3
Rumień ciężkiego stopnia aż do wytworzenia strupa	4	obrzęk średniego stopnia	4

Oceny zmian skórnych po iniekcji badanych wyciągów lub roztworów kontrolnych dokonywano po 24, 48 i 72 h. Klasyfikację odczynów śródskórnych przeprowadzono wg kryteriów przedstawionych w tabeli 1. W przypadku każdego zwierzęcia zsumowano Punktację

Pierwotnego Podrażnienia, odrębnie w odniesieniu do rumienia i obrzęku, uzyskiwaną dla każdego wyciągu i każdego czasu badania, po czym wynik podzielono przez całkowitą liczbę obserwacji. Podobnej oceny dokonano w odniesieniu do miejsc kontrolnych. Na podstawie uzyskanej Punktacji Pierwotnego Podrażnienia, dla każdego badanego wyciągu obliczono Wskaźnik Pierwotnego Podrażnienia WPP (różnica sumy Punktacji Pierwotnego Podrażnienia wyciągów i sumy Punktacji Pierwotnego Podrażnienia roztworów kontrolnych, podzielona przez liczbę zwierząt).

Wskaźnik Pierwotnego Podrażnienia obejmuje następujące kategorie: bez znaczenia 0,0–0,4; lekkie 0,5–1,9; średnie 2,0–4,9; ciężkie 5,0–8,0.

W przypadku modyfikowanych protez o stopniu szczepienia KA $X = 8,70\%$ i stopniu napawania biocydem Z = 6,94 % wyznaczano ładunek elektrokinetyczny, badano przepuszczalność i hydrofilowość oraz wytrzymałość na przebicie bolcem.

W przypadku zaś protez modyfikowanych I: $X = 9,35\%$, $Z = 8,32\%$ oraz II: $X = 9,35\%$, $Z = 7,49\%$ badano działanie drażniące (*in vivo*) i efekt antybakteryjny (*in vitro*).

WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

Warunkiem uzyskania dobrych atrombogennych właściwości protez naczyniowych jest zachowanie ujemnego ładunku elektrycznego ich powierzchni. Sprawdzono czy zastosowana dwuetapowa modyfikacja nie wpływa na zmianę tego ładunku. W tym celu mierzono potencjał elektrokinetyczny. Uzyskane wartości w sposób pośredni określają ładunek powierzchni protezy (tabela 2).

T a b e l a 2. Potencjał elektrokinetyczny (ζ) protez naczyniowych^{*)}

T a b l e 2. Electrokinetic potential (ζ) of the vascular prostheses^{*)}

Lp.	Rodzaj protezy	Potencjał elektrokinetyczny ζ , mV	S	P, %
1	proteza niemodyfikowana	-420	0,48	0,08
2	proteza szczepiona ($X = 8,70\%$)	-445	4,38	0,70
3	proteza szczepiona i napawana amoksycyliną ($X = 8,70\%$); $Z_{Amok} = 6,94\%$	-410	4,07	0,72

^{*)} S – odchylenie standardowe, P – standardowy błąd względny (%).

^{*)} S – standard deviation, P – relative standard error (%).

Modyfikowane protezy naczyniowe wykazują ujemny potencjał powierzchni a jego wartość zależy od rodzaju modyfikacji. W przypadku protezy szczepionej za pomocą poli(kwasu akrylowego) bezwzględna wartość

potencjału wzrasta. Wprowadzenie zaś w procesie napawania, biocydu (amoksycyliny) na powierzchnię wyrobu z nagromadzonym już, ujemnym potencjałem elektrokinetycznym, powoduje zmniejszenie bezwzględnej wartości potencjału zmodyfikowanego wyrobu. Przyjmując, że przyłączenie biocydu do szczepionego PET-COOH może zachodzić wg równania (1) [1, 13],



gdzie: PET — łańcuch poliestrowy (proteza poliestrowa), AnNH₂ — amoksycylina z uwidocznionymi grupami karboksylowymi lub aminowymi, które tworzą z wyrobem (protezą poliestrową) wiązania jonowe i/lub wodorowe

przypuszcza się, że następuje zobojętnianie silnie ujemnego ładunku grup karboksylowych (-COOH) za pomocą grupy aminowej (-NH₂), w efekcie wartość potencjału elektrokinetycznego dwuetapowo modyfikowanej protezy jest zbliżona do wartości potencjału protezy niemodyfikowanej.

Ocena zależności potencjału elektrokinetycznego modyfikowanych protez od stopnia szczepienia oraz od stężenia biocydu a także określenie wielkości powierzchni, do której odnosi się wyznaczany potencjał, znajduje się w fazie badań.

Innym bardzo ważnym parametrem charakteryzującym protezy naczyń krwionośnych jest porowatość ścian. Wyniki badań przepuszczalności i hydrofilowości protez przedstawia tabela 3.

T a b e l a 3. Przepuszczalność i hydrofilowość rozwidlonej protezy naczyniowej szczepionej kwasem akrylowym i napawanej amoksycyliną; X = 8,70 %, Z_{Amok} = 6,94 %^{*)}

T a b l e 3. Permeability and hydrophilic properties of forked vascular prosthesis grafted with poly(acrylic acid) and loaded with amoxicillin; X = 8.70 %; Z_{Amok} = 6.94 %^{*)}

Lp.	Miejsce pomiaru protezy	Rodzaj linii	Przepuszczalność wody cm ³ (cm ² ·min) ⁻¹	Hydrofilowość s
1	proteza niemodyfikowana		2183	20
2	rozwidlenie	biała	2112	23
3		barwna orientująca	1487	10
4	pień	biała	1895	24
5		barwna orientująca	1595	12

^{*)} X — stopień szczepienia (%), Z_{Amok} — stopień napawania amoksycyliną (%).

^{*)} X — degree of grafting (%), Z_{Amok} — degree of amoxicillin loading (%).

Przepuszczalność sterylnej protezy przed modyfikacją wynosiła 2183 cm³/cm² · min. Średnia przepuszczal-

ność protezy szczepionej KA i napawanej antybiotykiem wynosiła 1772,3 cm³/cm² · min. Można stwierdzić zatem, że pod wpływem modyfikacji nie nastąpiła bardzo duża zmiana przepuszczalności protezy. Według przyjętego przez jednego z producentów protez poziomu wymagań, wartość przepuszczalności nie powinna być większa niż 2500 ± 750 % (cm³/cm² · min). Uzyskany przez nas wynik mieści się w założonym zakresie i nie wyklucza zastosowania takiego wyrobu jako materiału medycznego, przeznaczonego do kontaktu z ludzkim organizmem, jednocześnie hydrofilowa powierzchnia ścian protezy, usprawnia przepływ i ułatwia szybką wymianę krwi podczas operacji, skracając tym samym czas zabiegu.

Oceny wpływu dwuetapowej modyfikacji protez naczyniowych na ich degradację dokonano na podstawie wartości wytrzymałości na przebicie bolcem (tabela 4).

Obserwowane, niewielkie zmiany ocenianej wytrzymałości nie wykluczają możliwości zastosowania takich protez w charakterze implantów.

T a b e l a 4. Wytrzymałość na przebicie bolcem protez modyfikowanych

T a b l e 4. Resistance to pin puncture of the modified prostheses

Lp.	Rodzaj protezy	Wartość siły przyłożonej przy bolcu, kN
1	niemodyfikowana — prosta o średnicy wewnętrznej 10 mm	0,30
2	modyfikowana — prosta o średnicy wewnętrznej 10 mm (X = 8,70 %, Z = 6,94 %)	0,27
3	niemodyfikowana — rozwidlona o średnicy wewnętrznej 14/8 mm	0,33
4	modyfikowana — rozwidlona o średnicy wewnętrznej 14/8 mm (X = 8,70 %, Z = 6,94 %)	0,30

Z danych przedstawionych w tabeli 5 wynika, że protezy niemodyfikowane oraz protezy szczepione kwasem akrylowym, niezawierające biocydu są nieaktywne w stosunku do bakterii Gram⁺ i Gram⁻. W przypadku protez napawanych amoksycyliną obserwuje się również brak aktywności w stosunku do *P. aeruginosa*, ponieważ szczepy tych bakterii są odporne na testowany antybiotyk. Aktywność dwuetapowo modyfikowanych protez wobec pozostałych bakterii objawia się dużymi strefami zahamowania ich wzrostu.

Wstępne badania *in vivo* działania drażniącego wykazały, że:

— W miejscach wstrzyknięć wyciągów polarnych przygotowanych z protez wzorcowych lub poddanych modyfikacji (proteza nr I i nr II) oraz polarnych roztworów kontrolnych, bezpośrednio po wykonaniu iniekcji oraz po 24, 48 i 72 h, nie stwierdzono zmian skórnych w postaci rumienia lub obrzęku skóry. Punktację Pierwotnego Podrażnienia przedstawia tabela 6.

T a b e l a 5. Aktywność antybakteryjna poliestrowych protez naczyniowych przed i po modyfikacji amoksycyliną**T a b l e 5.** Antibacterial activity of polyester vascular prostheses before and after modification with amoxicillin

Bakteria wzorcowa	Czas badania doby	Strefa zahamowania wzrostu, mm		
		proteza wzorcowa (niemodyfikowana)	proteza szczepiona kwasem akrylowym $X = 8,70\%$	proteza szczepiona kwasem akrylowym i napawana amoksycyliną $X = 8,70\%$, $Z_{Amoks} = 6,94\%$
<i>S. aureus</i>	1	0,0	0,0	25,0
<i>E. coli</i>	1	0,0	0,0	15,0
<i>P. aeruginosa</i>	1	0,0	0,0	0,0

T a b e l a 6. Punktacja Pierwotnego Podrażnienia wyciągów polarnych i niepolarnych z protez naczyń krwionośnych**T a b l e 6.** Score of Primary Irritation Index for polar and non-polar extracts from blood vessel prostheses

Rodzaj wyciągu	Pierwotna Punktacja Podrażnienia			
	roztwór kontrolny	proteza wzorcowa	proteza modyfikowana I	proteza modyfikowana II
Polarny	0	0,0	0,00	0,0
Niepolarny	0	0,3	0,33	0,4

– Po upływie 24 i 48 h, w miejscach wstrzyknięć wyciągów niepolarnych przygotowanych z protez wzorcowych lub poddanych modyfikacji (nr I i nr II) nie stwierdzono zaczerwienienia i obrzęku skóry.

– Po iniekcji wyciągów niepolarnych z naczyniowych protez wzorcowych zauważono ledwo widoczne zaczerwienienie skóry, po 24 i 48 h — u 3 królików, a po iniekcji polarnych roztworów kontrolnych po 24 h — u 2 królików, a po 48 h — u jednego królika.

– Po iniekcji wyciągów z protez naczyniowych poddanych modyfikacji nr I, ledwie widoczne zaczerwienienie skóry stwierdzono po 24 i 48 h — u 3 królików, a po iniekcji polarnych roztworów kontrolnych po 24 h — u 3 królików, a po 48 h — u jednego królika.

– Po iniekcji wyciągów z protez naczyniowych poddanych modyfikacji nr II, ledwie widoczne zaczerwienienie skóry stwierdzono po 24 i 48 h, a po iniekcji polarnych roztworów kontrolnych po 24 h — u 1 królika. Po 72 h nie stwierdzono u żadnego ze zwierząt zmian skórnych.

Wskaźnik pierwotnego podrażnienia wyciągów polarnych z protez naczyń krwionośnych wzorcowych lub poddanych modyfikacji I i II wyniósł 0, a z wyciągów niepolarnych, odpowiednio:

- z protez wzorcowych — 0,3;
- z protez poddanych modyfikacji I — 0,33;
- z protez poddanych modyfikacji II — 0,4.

Uzyskane wyniki świadczą o tym, że protezy naczyń krwionośnych wzorcowe oraz modyfikowane nie wykazują działania drażniącego.

PODSUMOWANIE

– Opracowana dwustopniowa modyfikacja protez naczyniowych z poli(tereftalanu etylenu), obejmująca szczepienie kwasu akrylowego, a następnie uzupełnia-

jąco, napawanie wyrobu biocydem (amoksycyliną) pozwala na otrzymanie protez o właściwościach antybakteryjnych.

– Modyfikowane dwuetapowo protezy naczyniowe wykazują ujemny potencjał elektrokinetyczny powierzchni. Spełniają zatem warunek konieczny do uzyskania pozytywnej oceny atrombogemności implantów.

– Wartości przepuszczalności i hydrofilowości protez po modyfikacji nie odbiegają od wartości odpowiadających protezom dostępnym w handlu.

– Dwustopniowa modyfikacja protez, powodująca niewielkie zmiany ich wytrzymałości na przebicie bolcem, nie wyklucza zastosowania takich protez w charakterze implantów.

– W przeprowadzonych badaniach *in vitro* stwierdzono antybakteryjne działanie modyfikowanych wyrobów przeciwko bakteriom *Staphylococcus aureus* i *Escherichia coli*.

– Z badań *in vivo* wynika, że protezy naczyń krwionośnych: wzorcowe oraz poddane modyfikacji nie wykazują działań drażniącego.

Ze względu na złożoność cech, jakimi powinna charakteryzować się proteza naczyniowa, na dalszym etapie prac jest konieczne przeprowadzenie szczegółowych badań fizyko-mechanicznych a także badań przedklinicznych i klinicznych *in vivo*, np. odczynu tkanek zwierząt doświadczalnych, cytotoksyczności i atrombogemności modyfikowanych protez.

W publikacji wykorzystano fragmenty rozprawy doktorskiej „Antybakteryjne i atrombogenne włókna poliestrowe”, wykonanej w Katedrze Włókien Sztucznych PŁ pod kierunkiem dr hab. inż. Jadwigi Bucheńskiej, prof. PŁ. Badania były finansowane przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach grantu promotorskiego 3 T08E 072 27.

LITERATURA

1. Niekraszewicz A., Kucharska M., Wiśniewska-Wrona M., Kardas I.: *Fibr. Textil. East. Eur.* 2010, **83**, 100.
2. Bonzon N., Lefebvre F., Ferre N., Daculsi G.: *Biomaterials* 1995, **16**, 747.
3. Goeau-Brissoniere O. A., Fabre D., Leflon-Guibout V., Di Centa I.: *J. Vasc. Surg.* 2002, **35**, 1260.
4. Javerliat I., Goeau-Brissoniere O., Sivadon-Trrdy V.: *J. Vasc. Surg.* 2007, **46**, 1026.

5. Blanchemain N., Haulon S., Boschin F.: *Biomol. Eng.* 2007, **24**, 149.
6. Blanchemain N., Karrouit Y., Tabary N., Neut C.: *Acta Biomater.* 2011, **7**(1), 304.
7. Osińska-Jaroszuk M., Ginalska G., Belcarz A., Uryniak A.: *Eur J. Vasc. Endorasc. Surg.* 2009, **38**(6), 697.
8. Zalewski W.: „Biomateriały”, tom IV, Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 2003.
9. Łowskis B.: *Polimery w Medycynie* 1980, **10**(3), 135.
10. Rather B. D., Hoffman A. S., Schoen F. J., Lemons J. E.: „Biomaterials Science in Introduction to Materials in Medicine”, Academic Press, Harcourt Brace & Company USA 1996.
11. Słowiński S., Raczyński K., Głowiński S., Adrzejewska A., Kondrtański S.: *Polimery w Medycynie* 1992, **22**(4), 43.
12. Karaszewska A.: „Antybakteryjne i atrombogeniczne włókna poliestrowe”, praca doktorska, 2007.

Otrzymano 9 IX 2011 r.

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
INSTYTUT TECHNOLOGII MATERIAŁÓW
ZAKŁAD TWORZYW SZTUCZNYCH
i Sekcja Tworzyw Sztucznych OW SIMP w Poznaniu
zapraszają na

XII MIĘDZYNARODOWĄ KONFERENCJĘ NAUKOWO-TECHNICZNĄ „Kierunki Modyfikacji i Zastosowań Tworzyw Polimerowych”

Rydzyzna, 13–15 maja 2013 r.

Przewodniczący Konferencji: prof. dr hab. inż. Tomasz Sterzyński

Z-ca przewodniczącego: dr hab. Krystyna Kellar, prof. nadzw.

Przewodniczący Komitetu Naukowego: prof. dr hab. inż. Marian Żenkiewicz

Program naukowy Konferencji obejmuje następujące problemy:

- Chemiczna i fizyczna modyfikacja polimerów
- Nanokompozyty polimerowe
- Nowe technologie i urządzenia do przetwórstwa
- Właściwości i zastosowanie modyfikowanych polimerów
- Recykling tworzyw polimerowych
- Polimery i technologie ekologiczne

Forma obrad: referaty plenarne, komunikaty, sesja plakatowa.

Opłata konferencyjna: 1100,00 zł + VAT (do 15 kwietnia 2013 r.).

Opłata obejmuje: materiały konferencyjne, wyżywienie, zakwaterowanie, imprezy towarzyszące.

Terminy: zgłoszenie udziału w konferencji — **15 stycznia 2013 r.**, termin nadsyłania tekstów wystąpień do publikacji — **28 lutego 2013 r.**

Zapraszamy do aktywnego uczestnictwa w konferencji firmy zainteresowane promocją swoich wyrobów i usług oraz poszukujące nowych rozwiązań.

Informacje: dr inż. Monika Knitter, tel. (61) 665-2894, fax. (61) 647-5814,

e-mail: Monika.Knitter@put.poznan.pl, Politechnika Poznańska,

Instytut Technologii Materiałów, Piotrowo 3, 61-138 Poznań

<http://plastics.put.poznan.pl/>