

ność produktu.

3. Możliwość prowadzenia procesu syntezy PKA bez inicjatorów ma istotne znaczenie dla otrzymywania nowej grupy biomateriałów.
4. Właściwości termiczne, zdolność do biodegradacji, obojętność biologiczna wskazują na możliwość wykorzystania PKA w biokompozytach.

## Podziękowania

Praca finansowana przez Komitet Badań Naukowych (KBN), grant 082/T08/06.

## Piśmiennictwo

- [1] F. B. Oppermann, S. Pickartz, A. Steinbuchel: "Biodegradation of polyamides" *Polymer Degradation and Stability*, 1998, 59, 337-344.
- [2] Praca zbiorowa: *Biopolimery* 1993.
- [3] S. Rowenton, S. J. Huang, G. Swift: "Poly(aspartic Acid): Synthesis, Biodegradation, and Current Applications", *Journal of Environmental Polymer Degradation*, 1997, 3, 175-181.
- [4] J. Bradt, M. Mertig, A. Teresiak, W. Pompe: "Biomimetic Mineralization of Collagen by Combined Fibril Assembly and Calcium Phosphate Formation", *Chemical Materials*, 1999, 11, 2694-2701.
- [5] J. Jagur - Grodziński: "Biomedical Application of Functional Polymers", *Reactive and Functional Polymers*, 1999, 39, 99-138.
- [6] J. Polaczek, E. Dziki, J. Pielichowski: "Właściwości i synteza poli(kwasu asparaginowego oraz jego pochodnych)", *Polimery* 2003, 1, 61-65.

veloped which may be implemented of technical scale.

3. Thermal properties, biodegradability and non-toxicity indicate possibility of using of PAS in biocomposites.

## Acknowledgment

This work was supported by the State Committee for Scientific Research (KBN), grant 082/T08/06.

## References

- [7] J. Pielichowski, Jolanta Polaczek, Jerzy Polaczek, zgł. Pat. P-346 885 (2001).
- [8] K. Pielichowski, D. Bogdał, J. Pielichowski, A. Boroń: "Post-cure effect of long-chained diol dimethacrylates", *Die Angewandte Makromolekul. Chemie*, 1998, 257, 59.
- [9] K. Pielichowski, K. Flejtuch, : "Differential scanning calorimetry studies on polyethylene glycol with different molecular weights for thermal energy storage materials", *Polymers for Advanced Technologies*, 2002, 13, 690.
- [10] P. Melius, C. Srisomsap: "Sequences in hydrolysates of thermal poly(glutamic acid, phenylalanine, alanine, methionine)", *Polymer* 1997, 19, 4989-4992.
- [11] D. Bogdał Zastosowanie promieniowania mikrofalowego w reakcjach przeniesienia międzyfazowego w układach bezrozpuszczalnych, *Monografia 248, Politechnika krakowska* 1999.

# OCENA SPOSOBU PRECLOTTINGU PROTEZY NACZYNIOWEJ W OPERACJACH NAPRAWCZYCH DUŻYCH TĘTNIC

ARTUR PUPKA, PIOTR STĘPIŃSKI, STANISŁAW PAWŁOWSKI,  
GRZEGORZ KAŁUŻA, PIOTR SZYBER

KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII NACZYNIOWEJ, OGÓLNEJ I TRANSPLANTACYJNEJ AM WE WROCŁAWIU

## Streszczenie

Celem pracy jest ocena sposobu uszczelniania hydrofilnej dwustronnie welurowanej protezy naczyniowej w operacjach naprawczych w segmencie aortalno-biodrowo-udowym.

**Material i metoda.** W pracy przedstawiono 94 przypadki chorych leczonych w latach 2001-2002 z powodu miażdżycy zarostowej w odcinku aortalno-biodrowo-udowym. U wszystkich chorych stosowano hydrofilne protezy naczyń krwionośnych: rozwidłone, aortalno-dwuudowe (56) lub proste, przęśła biodro-

# EVALUATION OF THE PRECLOTTING WAY OF VASCULAR PROSTHESIS IN REPAIRING OPERATIONS OF THE BIG ARTERIES

ARTUR PUPKA, PIOTR STĘPIŃSKI, STANISŁAW PAWŁOWSKI,  
GRZEGORZ KAŁUŻA, PIOTR SZYBER

DEPARTMENT OF VASCULAR, GENERAL AND TRANSPLANTOLOGICAL SURGERY WROCLAW UNIVERSITY OF MEDICINE

## Abstract

The aim of this study is to evaluate the way of making tight the hydrophilic, bilateral velurowed vascular artificial graft in repair operations in aorto-iliaco-femoral segment.

**Material and methods.** In our work, in years 2001-2002 94 patients were treated in case of the atherosclerosis in aorto-iliaco-femoral section. In all cases hydrophilic, artificial grafts were used: bifurcated, aorto-bifemoral (56) or ilico-femoral by-passes (38). In every cases vascular grafts were sealed up with

wo-udowe (38). Protezy naczyniowe uszczelniano w każdym przypadku krwią własną chorego. Utworzono dwie grupy chorych: I grupa - uszczelnianie metodą zwilżania powierzchni protezy krwią i II grupa - uszczelnianie metodą zanurzenia protezy we krwi.

**Wyniki.** U wszystkich leczonych chorych uzyskano śródoperacyjnie uszczelnienie protezy. W grupie II nie obserwowano utraty krwi przez ścianę protezy naczyniowej bezpośrednio po puszczeniu napływu krwi przez protezę.

**Wniosek.** Zastosowanie hydrofilnej protezy naczyniowej dwustronnie welurowanej, uszczelnianej krwią własną chorego jest właściwym wyborem w planowych operacjach naprawczych tętnic. Polecanym sposobem uszczelniania protezy jest jej zanurzenie w krwi własnej chorego.

**Słowa kluczowe:** proteza naczyniowa, hydrofilność, uszczelnianie

## Wprowadzenie

Użycie protez w chirurgii naczyniowej stało się rutynową procedurą, stosowaną o wiele częściej niż wszczepianie tkankowego materiału auto- lub allogennego [1, 2]. Wytwarzane materiały syntetyczne powinny mieć właściwości jak najbardziej zbliżone do żywych tkanek i spełniać ich funkcje [2, 3]. Najczęściej używanym materiałem do wytwarzania protez naczyniowych jest poliestr włóknotwórczy [3]. Spośród protez naczyniowych największą popularnością cieszą się protezy dziane, które w przeciwieństwie do protez tkanych są wprawdzie mniej szczelne, ale za to pozostałymi parametrami funkcjonalnymi bardziej odpowiadają wymogom fizjologicznym [3, 4]. Protezy dziane uszczelnia się kolagenem, albuminą lub żelatyną, a dodatkowo impregnuje solami srebra i antybiotykami [2, 5, 6]. Powstają wtedy jednak dodatkowe uwarunkowania związane z ich użyciem. Dlatego podejmowane są stałe próby mające na celu udoskonalanie protez naczyniowych. Jedną z takich prób jest produkcja hydrofilnej protezy naczyń krwionośnych, która uszczelnia się łatwo krwią pacjenta [3, 4, 7]. Istotną zaletą tej protezy jest możliwość wykonania szybkiego preclottingu (uszczelnienia protezy krwią) przy użyciu niewielkiej ilości krwi.

## Materiał i metoda

Badaniem klinicznym objęto 94 chorych z miażdżycową niedrożnością w segmencie aortalno-biodrowo-udowym, operowanych w Katedrze i Klinice Chirurgii Naczyniowej, Ogólnej i Transplantacyjnej AM we Wrocławiu w latach 2001-2002. U wszystkich chorych zastosowano nie uszczelnioną hydrofilną protezę naczyń krwionośnych, podwójnie welurowaną wytwarzaną techniką dziewiarską z przędzy poliestrowej o jakości medycznej (proteza Dallon H wytwarzana przez Tricomed S.A.). U 56 chorych wszczepiono protezy rozwidłone aortalno-dwuudowe - Y (rozmiary w mm: 14/7, 14/8, 16/8), a u 38 protezy proste jako przęsla biodrowo-udowe - by-passy (rozmiary w mm: 6, 7, 8). Do badania zakwalifikowano chorych bez patologii w układzie krzepnięcia.

Chorych podzielono na dwie grupy różniące się sposobem uszczelniania protezy krwią własną chorego. Przed preclottingiem protezę naczyniową przycinano do odpowiedniej długości tak, aby maksymalnie zmniejszyć powierzchnię konieczną do uszczelnienia krwią. I grupa obejmowała 35 chorych (21 chorych z wszczepioną protezą aortalno-dwuudową i 14 chorych z protezą prostą) (tab. 1). W tej

protezy naczyniowej uszczelniano w każdym przypadku krwią własną chorego. Utworzono dwie grupy chorych: I grupa - uszczelnianie metodą zwilżania powierzchni protezy krwią, II grupa - uszczelnianie metodą zanurzenia protezy we krwi.

**Results.** In all cases the intraoperative tightness of prosthesis were got. In II group, directly after blood flow restoring by the graft, bleeding through the prosthesis was not observed.

**Conclusions.** The use of the hydrophilic, bilateral vellured vascular prosthesis, sealed up with patients own blood is the proper choice in vascular surgery. We recommend plunging-sealing up method.

**Key words:** vascular prosthesis, hydrophilia, plugging

## Introduction

The use of artificial grafts in vascular surgery stood itself routine procedure, applied more often than using auto- or allogenic materials [1, 2]. Produced materials should have properties how most approximate to lively tissues and to fulfil them functions [2, 3]. Most often the fibrogenous polyester is used as a material to production of vascular grafts [3]. Among vascular grafts knit prosthesis are more popular than weaved grafts. They are less tight, but for their remaining functional parameters they better answer for physiological requirements [3, 4]. Knit vascular grafts are sealed up with collagen, albumin or gelatine, and additionally impregnated with salts of silver or antibiotics [2, 5, 6]. In such situations additional connected conditioning are generated. Improvement of the vascular prosthesis constructions is the aim of many concerns. One from these new products is hydrophilic prosthesis, which seals up with own patients blood very easy [3, 4, 7]. Possibility of fast preclotting with small quantity of blood is essential advantage of this graft (tightness of prosthesis).

## Material and methods

In years 2001-2002 in the Department of Vascular, General and Transplantological Surgery, Medical Academy in Wrocław, 94 patients with atherosclerotic occlusions in aortoiliaco-femoral segment were operated and investigated. In all cases non sealed, hydrophilic, doubly vellured, knitting polyester prosthesis were used (vascular prosthesis: Dallon H, produced by Tricomed S.A.). In 56 cases aorto-bifemoral bifurcated grafts were implanted (sizes in mm : 14/7, 14/8, 16/8). In 38 cases iliaco-femoral by-passes were grafted (sizes in mm : 6, 7, 8). For this study patients without any coagulopathy were classified. Patients were divided onto two different groups in case of the way of grafts sealing. Before the preclotting, prosthesis was cut to suitable length, to reduce the plugging surface. There were 35 patients in I group (21 cases with grafted aorto-bifemoral and 14 cases with iliaco-femoral by-passes) (TAB.1). In this group the recommended method was used. Arterial blood of patient was taken before the Heparin administration, then the prosthesis was poured gradually to the moment of total surface impregnation. Prosthesis was ready for implantation after blood coagulation. In II group 59 patients were examined (35 cases with implanted aorto-bifemoral prosthesis and 24 cases with iliaco-femoral by-passes) (TAB. 1). In this group before the heparin dosage, prosthesis was plunged in arterial blood. Graft implantation was performed after full blood coagulation on prosthesis surface. In both studied groups the quantity of used preclotting blood was compared, but first of all the graft tightness after blood inflow was estimated.

grupie stosowano się do zaleceń producenta. Pobierano krew tętniczą pacjenta przed heparynizacją i polewano stopniowo protezę krwią do momentu całkowitego nasączenia się jej powierzchni. Protezę uznawano za gotową do wszczepienia po pełnym wykrzepieniu krwi na protezie. W II grupie obserwacji poddano 59 chorych (35 chorych z zastosowaną protezą aortalno-dwuudową i 24 chorych z protezą biodrowo-udową) (tab. 1). W tej grupie protezę naczyniową zanurzano we krwi tętniczej chorego pobranej przed heparynizacją. Wszczepienia graftu dokonywano również po pełnym wykrzepieniu krwi na protezie.

Ocenie w obu badanych grupach podlegała ilość krwi zużytej do preclottingu, a przede wszystkim szczelność protezy naczyniowej po puszczeniu przez nią napływu krwi.

## Wyniki

W grupie I długość użytej prostej protezy mieściła się w granicach od 9 do 12 cm (średnio 10,2 cm) w stanie swobodnym, bez rozciągnięcia. Długość całkowita zastosowanej protezy rozwidłonej obejmowała odcinek aortalny (od 1 do 2 cm) i ramiona (każde o długości 10-14 cm) i wahała się od 21 do 30 cm w stanie swobodnym (średnio 22,48 cm). Wg zaleceń producenta do preclottingu protezy prostej używano 8 ml krwi tętniczej chorego (średnio 0,78 ml/1 cm protezy), a do uszczelnienia protezy rozwidłonej 18 ml krwi (0,8ml/1cm protezy) (TAB.1).

## Results

In I group, the length of used by-passes ranged from 9 to 12 cm (average 10,2 cm) in free state, without stretching. Total length of used bifurcated grafts comprised aortal section (from 1 to 2 cm) and shoulders (every about 10-14 cm) ranged from 21 to 30 cm in free state (average 22,48 cm). According to the producers recommendation, 8 ml of arterial blood was used for preclotting of the straight graft (average 0,78 ml/1 cm of the prosthesis), for preclotting of bifurcated prosthesis 18 ml of arterial blood was used (0,8ml/1cm of the prosthesis) (TAB. 1).

In II group, the length of grafted iliaco-femoral by-passes ranged from 9 to 14 cm (average 11,04 cm) in free state, the total length of applied, non stretched bifurcated grafts comprised in borders 21-32 cm (average 26,09 cm). In this group the plugging-method depended on prosthesis submersion in arterial blood of patient, without stretching. For the preclotting of straight prosthesis it was used up 12 ml of blood (1,09 ml/1 cm of prosthesis), and for bifurcated grafts 25 ml of blood (0,96 ml/1 cm of the prosthesis) (TAB. 1).

Differences in quantity of used preclotting blood, in both groups were unimportant, statistically on level  $p \leq 0,05$ .

The graft tightness after blood inflow releasing was evaluated. Prosthesis was implanted directly after the dryness. Bleeding from the line of the proximal anastomosis (aorto-, iliaco-) was not taken under attention. In I group, in 28 cases

Charakterystyka / Profile	Grupa I/Group I	Grupa II/Group II
Liczba chorych (the number of patients)	35	59
Proteza Y (prosthesis Y)	21	14
By-pass	35	24
Długość protezy Y (the long of prosthesis Y) [cm]	22,48	26,09
Długość by-passu (the long of by-pass) [cm]	10,2	11,04
Krew do preclottingu (blood to preclotting) [ml/cm]		
Proteza Y (prosthesis Y)	0,8	0,96
By-pass	0,78	1,09
Przesączenie krwi przez protezę (bleeding for prosthesis) – liczba (number) [%]	28 (80%)	7 (12%)
Szczelność protezy (the sealed of prosthesis) [min]	4-10	1-2

TAB. 1. Porównanie grupy I (preclotting przez nawilżanie) z grupą II (preclotting przez kąpiel).

TAB. 1. The comparison of group I (preclotting with moisten) and group II (preclotting with bath).

W grupie II długość wszczepionego przeszła biodrowo-udowego wahała się w granicach 9-14 cm (średnio 11,04 cm) w stanie swobodnym, a długość całkowita zastosowanej protezy rozwidłonej mieściła się w granicach 21-32 cm (średnio 26,09 cm) bez rozciągnięcia. W grupie tej uszczelnienia protezy dokonywano przez jej zanurzenie w krwi tętniczej pacjenta bez jej wyciskania. Do preclottingu protezy prostej używano 12 ml krwi (1,09 ml/1 cm protezy), a dla protezy rozwidłonej 25 ml krwi (0,96 ml/1cm protezy) (TAB. 1).

Różnice w ilości krwi zużytej do preclottingu w obu grupach były nieistotne statystycznie na poziomie  $p \leq 0,05$ .

Ocenie poddano zachowanie się protezy po puszczeniu napływu krwi. Protezę wszywano bezpośrednio po jej uszczelnieniu. Nie brano pod uwagę krwawienie z linii zespolenia bliższego odcinka protezy z aorta lub tętnicą biodrową wspólną. W grupie I obserwowano w 28 przypadkach (80%) przesączenie krwi przez protezę (pocenie graftu). Krwawienie z powierzchni zastosowanej protezy trwało od 4 do 10 min. W grupie 2 pocenie protezy naczyniowej obserwowano w 7 przypadkach wszytych protez (12%). Pełne uszczelnienie w tej grupie uzyskiwano po upływie 1-2 min (TAB. 1).

We wszystkich przypadkach uzyskano pełną szczelność protezy.

(80%) we observed blood soaking through the grafts wall (graft sweating). Bleeding from the surface of applied prosthesis lasted from 4 to 10 min. In II group, the graft sweating was observed in 7 cases (12%). In this group the full tightness was accessed after 1-2 min. In all cases total grafts tightness were achieved (TAB. 1).

## Discussion

Hydrophilia of knit grafts makes possibility of fast and effective preclotting [7]. It is good to remember, that arterial blood for preclotting should be taken before Heparin dosage [7]. Thanks hydrophilic proprieties of these prosthesis, quantity of used blood for total tightness can be repeatedly smaller in comparison with other non hydrophilic grafts [3, 7]. The use of hydrophilic grafts eliminates some actions at routine preclotting: graft massaging, blood clots lifting from the grafts lumen and drying. Applying described ways of preclotting, the full tightness of hydrophilic prosthesis was achieved [3, 7]. We observed better effects of plunging-sealing method with using slightly larger quantity of blood. The graft tightness after such preclotting was better.

Hydrofilność dzianej protezy naczyniowej umożliwia wykonanie szybkiego i skutecznego preclottingu [7]. Trzeba pamiętać, że konieczne jest uszczelnianie protezy krwią chorego przed heparynizacją [7]. Dzięki właściwościom hydrofilnym protezy naczyniowej ilość używanej krwi chorego do jej pełnego uszczelnienia może być kilkakrotnie mniejsza w porównaniu z protezami nieposiadającymi tych właściwości [3, 7]. Zastosowanie protez hydrofilnych eliminuje czynności stosowane przy rutynowym preclottingu, a więc masowanie protezy, wyciskanie skrzepów krwi z jej wnętrza i suszenie. Stosując opisane sposoby preclottingu hydrofilnej protezy w każdym przypadku uzyskano pełną jej szczelność [3, 7]. Obserwowano różnicę na korzyść krótkotrwałej kąpieli protezy w minimalnie większej ilości krwi chorego. Szczelność protezy po takim preclottingu była większa.

## Wnioski

1. Hydrofilna proteza naczyń krwionośnych łatwo uszczelniająca się krwią chorego należy do nowej generacji protez naczyniowych, które można polecić do stosowania w zabiegach rekonstrukcyjnych dużych tętnic.
2. Polecamy sposób uszczelnienia hydrofilnej protezy polegający na jej krótkotrwałym zanurzeniu w niewielkiej ilości krwi chorego.

## NOWA JAKOŚĆ WSZCZEPÓW ŚRÓDKOSTNYCH CoCrMo

MAREK ADWENT, TADEUSZ CIEŚLIK, JAN RYSZARD DĄBROWSKI\*,  
JACEK SKOWRONEK, DANIEL SABAT\*\*

I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ ŚLĄSKIEJ  
AKADEMII MEDYCZNEJ

UL. BUCHENWALDCZYKÓW 19, 41-800 ZABRZE, TEL. 271-39-28

\*WYDZIAŁ MECHANICZY POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ

UL. WIEJSKA 45 C, 15-351 BIAŁYASTOK

I KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚAM,

UL. 3-GO MAJA 13/15 41-800 ZABRZE

## Streszczenie

Wszczepy śródkostne są powszechnie stosowane w chirurgii szczękowo-twarzowej, ortopedii, protetyce stomatologicznej. Najpopularniejszym materiałem do wytwarzania implantów są stopy na bazie tytanu. Drugim, co do częstości stosowanym materiałem są stopy na bazie kobaltu chromu i molibdenu typu Vitalium. Aby zwiększyć kompatybilność wszczepu, przyspieszyć gojenie kości, oraz polepszyć utrzymanie

## Conclusions

1. Hydrophilic prostheses are a new generation of easy-preclotting and fast-sealing grafts, which are recommended for using in vascular surgery of large arteries.
2. We recommend the plunging-sealing method depending on short-lived graft submersion, in small quantity of patients' blood.

## Piśmiennictwo

## References

[1] van den Akker P.J., van Schilfgaarde R., Brand R., van Bockel J.H., Terpstra I.L.: Aortoiliac and aortofemoral reconstruction of obstructive disease. *Am J Surg* (1994), 167, 379-385.

[2] Nevelsteen A., Wouters L., Suy R.: Aortofemoral Dacron reconstruction for aorto-iliac occlusive disease: a 25-year survey. *Eur J Vasc Surg* (1991), 5, 179-186.

[3] Milewski A.: Badania doświadczalne zmodyfikowanej protezy naczyniowej Dallon H. Praca doktorska. Biblioteka AM Wrocław (2001).

[4] Milewski A., Staniszewska-Kuś J., Rytowski R., Solski L., Pielka S.: Odczyn tkanek po implantacji protez naczyniowych Dallon H w ubytek aorty piersiowej. *Polimery w Medycynie* (2002), 32, 23-40.

[5] Pupka A., Barć P., Kałuża G., Dawiskiba T., Szyber P.: Ocena wgajania dakronowej protezy naczyniowej impregnowanej solami srebra i uszczelnianej kolagenem w leczeniu zakażeń w chirurgii naczyniowej. *Inż. Biom* (2003), 26, 18-20.

[6] Barć P., Dorobisz A., Patrzalek D., Wołyniec A., Pupka A., Chudoba P., Polak W., Kałuża G.: Ocena kliniczna poliestrowej impregnowanej albuminami protezy naczyniowej w materiale Kliniki Chirurgii Naczyniowej AM we Wrocławiu w latach 1994-1997. *Doniesienie wstępne. Polimery w Medycynie* (1997), 27, 33-37.

[7] Paluch D., Szymonowicz M., Rutowski R., Milewski A., Pielka S., Solski L., Raczyński K.: Badania śródoperacyjne i badania zmian wybranych parametrów krzepnięcia i fibrynolizy, po implantacji protez poliestrowych Dallon H o zwiększonej zwilżalności powierzchni. *Polimery w Medycynie* (2002), 32, 65-79.

## NEW QUALITY OF CoCrMo BONE IMPLANTS

MAREK ADWENT, TADEUSZ CIEŚLIK, JAN RYSZARD DĄBROWSKI\*,  
JACEK SKOWRONEK, DANIEL SABAT\*\*

I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ ŚLĄSKIEJ  
AKADEMII MEDYCZNEJ

UL. BUCHENWALDCZYKÓW 19, 41-800 ZABRZE, TEL. 271-39-28

\*WYDZIAŁ MECHANICZY POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ

UL. WIEJSKA 45 C, 15-351 BIAŁYASTOK

I KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚAM,

UL. 3-GO MAJA 13/15 41-800 ZABRZE

## Abstract

*Metallic implants are very popular in maxillofacial surgery, orthopedics and dental prosthetics. The most popular dental implant material are titanium alloys. The second one is CoCrMo alloys called Vitalium. To improve compatibility of the implants and bone healing surface of the implant is modified in different ways. The implant surface modification methods and the results of experimental studies of porous CoCrMo*