

## WPŁYW MATERIAŁÓW WĘGLOWYCH NA KRZEPNIĘCIE KRWI

MARIA SZYMONOWICZ<sup>1\*</sup>, STANISŁAW PIELKA<sup>1</sup>, DANUTA PALUCH<sup>1</sup>,  
BOGUSŁAWA ŻYWICKA<sup>1</sup>, EWA KARUGA<sup>1</sup>, DOROTA OBLĄKOWSKA<sup>2</sup>,  
STANISŁAW BŁAŻEWICZ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ZAKŁAD CHIRURGII EKSPERYMENTALNEJ I BADANIA BIOMATERIAŁÓW, AKADEMIA MEDYCZNA,  
UL. PONIATOWSKIEGO 2; 50-326 WROCŁAW, POLSKA

<sup>2</sup>KATEDRA BIOMATERIAŁÓW,  
WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI,  
AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA,  
AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW, POLSKA  
\*MAILTO: BIOCHEM@CHEKSP.AM.WROC.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 89-91, (2009), 136-140]

### Wprowadzenie

Zapobieganie powstawania zakrzepów krwi na powierzchni biomateriałów i poznanie ich przyczyn jest ważnym zagadnieniem w opracowaniu materiałów przeznaczonych do wyrobu wszczepów mających bezpośredni kontakt z krwią. Dostawca materiału nie powinien wywierać żadnego wpływu na składniki krwi krążącej, jednakże praktyka wykazuje, że syntetyczne materiały zawsze w jakimś stopniu ulegają interakcji ze składnikami morfotycznymi krwi i oddziałują na proces krzepnięcia krwi [1]. Mechanizm wykrzepiania zależy zarówno od stanu chemicznego krwi, jak i właściwości strukturalnych i powierzchniowych implantu. Właściwości powierzchniowe materiału takie jak: zwilżalność, ładunek powierzchniowy, stan chemiczny i fizyczny powierzchni mogą w tym mechanizmie odgrywać istotną rolę. Materiały węglowe, dzięki dobrej tolerancji przez organizm, stanowią cenną grupę biomateriałów do praktycznego zastosowania w medycynie. Optymalne właściwości podłoża węglowego oraz lub zastosowanie pokrycia węglowego innego materiału o odpowiednich parametrach fizycznych, chemicznych i biologicznych w konstrukcji nowego układu, mogą stanowić interesujący stanowiąc interesujący, perspektywiczny materiał dla wyrobów do zastosowania w układzie krążenia organizmu. W wyniku zastosowania różnych technik wytwarzania, oraz w zależności od stosowanego źródła węgla, można otrzymać węgiel o tej samej strukturze heksagonalnej, jednakże silnie zróżnicowany, zarówno pod względem parametrów strukturalnych jak i właściwości fizyko-chemicznych. Istotnym czynnikiem fizycznym, który również odgrywa ważną rolę w wartości wszczepu przeznaczonego do kontaktu z krwią jest nie tylko powierzchnia, ale również struktura elektronowa materiału węglowego [2,3].

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu materiałów węglowych na aktywację krzepnięcia krwi w badaniach in vitro.

### Materiał

Do badań użyto cztery rodzaje materiałów węglowych. Wybrano materiały, mające strukturę grafitopodobną, różniące się parametrami  $d_{002}$ , wielkością kryształitów, budową powierzchni w skali makroskopowej i mikroskopowej, oraz parametrami fizycznymi jak: chropowatością, właściwościami mechanicznymi i elektrycznymi.

Ocenie poddano: węgiel reaktorowy, węgiel typu HOPG (wysoko-orientowany grafit pirolityczny, anizotropowy), węgiel magnetronowy, węgiel szkłopodobny i węgiel typu

## INFLUENCE OF CARBON MATERIALS ON BLOOD COAGULATION

MARIA SZYMONOWICZ<sup>1\*</sup>, STANISŁAW PIELKA<sup>1</sup>, DANUTA PALUCH<sup>1</sup>,  
BOGUSŁAWA ŻYWICKA<sup>1</sup>, EWA KARUGA<sup>1</sup>, DOROTA OBLĄKOWSKA<sup>2</sup>,  
STANISŁAW BŁAŻEWICZ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>DEPARTMENT OF EXPERIMENTAL SURGERY AND BIOMATERIALS  
RESEARCH, MEDICAL UNIVERSITY

2 PONIATOWSKIEGO STR, 50-326 WROCŁAW, POLAND

<sup>2</sup>DEPARTMENT OF BIOMATERIALS  
FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS,  
AGH-UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY,  
30 MICKIEWICZA AVE., 30-059 CRACOW, POLAND  
\*MAILTO: BIOCHEM@CHEKSP.AM.WROC.PL

[Engineering of Biomaterials, 89-91, (2009), 136-140]

### Introduction

Prevention of blood clots formation on biomaterials surface and knowledge of their causes is an important issue in the study of materials assigned for production of implants having a direct contact with blood. The perfect material should not influence the circulating blood at all, but the practice shows that synthetic materials are always, to some extent, subjected to interaction with morphotic components of blood and they react on the process of blood coagulation [1]. The clotting mechanism depends both on the chemical condition of blood as well as the structural and surface properties of the implant. The surface properties of the material, such as: wettability, surface charge, chemical and physical condition of the surface can play an essential role in that mechanism. Carbon materials, thanks to good toleration by the organism, constitute a valuable group of biomaterials for practical use in medicine. The optimal properties of the carbon base and/or use of carbon coating of another material with correct physical, chemical and biological parameters in the construction of a new system can constitute an interesting, perspective material for products for use in the circulation system of organism. In the result of use of various production technologies and in dependence on the used carbon source, it is possible to obtain carbon with the same hexagonal structure, but strongly differentiated considering both structural parameters as well as physico-chemical properties. An essential physical factor, which also plays an important role in the value of implant assigned for contact with blood is not only the surface, but also the electronic structure of carbon material [2,3]. The aim of the work was evaluation of the influence of carbon materials on the activation of blood coagulation in tests in vitro.

### Materials

Four kinds of pure carbon materials were used in the tests. Materials with graphite-like structure, differentiating with parameters  $d_{002}$ , crystallite size, surface structure in the macroscopic and microscopic scale and physical parameters like: roughness, mechanical and electrical properties were chosen. Nuclear carbon, HOPG graphite (highly - oriented pyrolytic graphite), magnetron carbon, glass-like carbon, LTI carbon (low-temperature isotropic carbon) and were selected. Characteristics of carbon materials, their basic physical and structural properties are presented in TABLE 1.

Material Material	G sto wla ciwa Mass density [g/cm <sup>3</sup> ]	Porowato otwarta Open porosity [%]	Odleglo mi dzyplaszczynowa Interplanar distance d <sub>002</sub> [Å]	Wielko krystalitow Crystallite size [Å]	Chropowato powierzchni Surface roughness Ra, [µm]
Nuclear carbon	1.75	<8	3.36	1030	)*
HOPG graphite	2.11	< 1	3.37	180	0.12±0.01
Magnetron carbon	)*	0	3.40	)*	)*
Glass-like carbon	1,42	0	3.71	10	0.004±0.0005
LTI carbon	1.89	1	3.39	18	0.06±0.008
)* - brak danych )* - lack of data					

**TABELA 1. Właściwości fizyczne i strukturalne materiałów węglowych.**  
**TABLE 1. Physical and structural properties of carbon materials.**

LTI (niskotemperaturowy izotropowy). Charakterystykę materiałów węglowych, podstawowe ich właściwości fizyczne i strukturalne podano w TABELI 1.

## Metody

### Badania aktywacji układu krzepnięcia

Badania wykonano na krwi ludzkiej pobranej na 3,8% cytrynianu sodu (1:10, V:V) [4,5,6].

#### Badanie krzepnięcia krwi na powierzchni materiału

Na próbkę materiału węglowego w postaci płytek o powierzchni 1cm<sup>2</sup> nanoszono 0,02ml krwi cytrynianowej i obserwowano jej kształt. Po 120sek. kontaktu krwi z powierzchnią materiału dodano 0,02ml 25mmol/l CaCl<sub>2</sub> (chlorek wapnia) i mierzono czas krzepnięcia krwi. Pomiar zakończono w chwili wystąpienia pierwszej nitki fibrynowej. Analogicznie wykonano pomiar krzepnięcia krwi na płytce szklanej oraz polistyrenowej, będące kontrolami [7,8].

#### Badanie krzepnięcia krwi po kontakcie z materiałem

Próbki materiału węglowego (3 szt., 0,5x0,5 cm) umieszczono w probówce polistyrenowej i inkubowano z 0,5ml krwi cytrynianowej przez 2 godz. w temp.37°C. Następnie dodano 0,5ml 25mmol/l CaCl<sub>2</sub> i mierzono czas krzepnięcia krwi. Pomiar zakończono w chwili wystąpienia pierwszej nitki fibrynowej. Analogicznie wykonano pomiar krzepnięcia krwi w probówce szklanej i polistyrenowej, będące kontrolami [8,9,10,11].

#### Analiza statystyczna

Wyniki badań poddano analizie statystycznej z zastosowaniem programu Statistica 6.02. Obliczono średnią arytmetyczną i odchylenie standardowe. Istotne różnice w średnich wartościach określono testem T dla prób niezależnych. Przyjęto, że współczynniki korelacji są istotne przy p<0,05.

## Wyniki

Średnie wartości czasów krzepnięcia krwi cytrynianowej po uwapnieniu, odchylenie standardowe oraz poziom istotności dla materiałów węglowych podano w TABELI 2. Proces tworzenia skrzepu na powierzchni materiału węglowego porównano z procesem formowania skrzepu na materiałach będących wzorcami odniesienia, to znaczy na powierzchni płytki polistyrenowej i szklanej. Stopień zwilżalności mate-

## Methods

### Studies of activation of the coagulation system

The studies were performed on the human blood taken for 3,8% citrate sodium (1:10, V:V) [4,5,6].

#### Study of blood coagulation on the material surface

0,02ml of citrate blood was spread on a sample of carbon material in a form of plates with the surface of 1cm<sup>2</sup> and its shape was observed. After 120 seconds of blood contact with the material surface, 0,02ml 25 mmol/l CaCl<sub>2</sub> (calcium chloride) solution was added and blood coagulation time was measured. The measurement was finished with the appearance of the first fibrin thread. Similarly, measurement of blood coagulation was performed on a glass and polystyrene plate constituting control [7,8].

#### Study of blood coagulation after contact with the material

Samples of carbon material (3 pieces, 0,5x0,5 cm) in the polystyrene tube were incubated with 0,5 ml citrate blood over 2h at temp.37°C. Next, 0,5ml 25mmol/l CaCl<sub>2</sub> was added and blood coagulation time was measured. The measurement was finished with the appearance of the first fibrin thread. Similarly, measurement of blood coagulation was performed in a glass and polystyrene tubes which were controls [8,9,10].

#### Statistical analysis

The results of the studies were subjected to statistical analysis with use of program Statistica 6.02. The arithmetical mean value and standard deviation were counted. The essential differences in mean values were determined with test T for independent tests. It was accepted that correlation coefficients are essential at p<0,05.

## Results

The mean values of the coagulation times of citrate blood after calcification measured on the surface of carbon materials are presented in TABLE 2. The process of clot formation on the surface of carbon material was compared with the process of clot formation on the materials being reference standards, that is on the surface of a polyester and glass plate.

The wettability degree of the material and coagulation time were determined with placing a blood drop on it and on the standard materials. On the surface of nuclear carbon,

Material Material	Czas krzepni cia krwi Blood coagulation time [s]	Czas krzepni cia krwi Blood coagulation time		
		Wydłu e- nie Prolonga- tion	Skrócenie Shortening	Wydłu enie Prolongation
		w stosunku do kontroli relation to control		
		PS [%]	Szkło/Glass [%]	
Nuclear carbon	290±17,25*##	-	13	26
HOPG graphite	288±16,78*##	-	12	25
Magnetron carbon	249±6,99**#	-	24	8
Glass-like carbon	373±8,34*###	14	-	63
LTI carbon	395±10,70**###	20	-	71
Kontrola PS Szkło/Glass	329±10,38 230±9,88	-	-	-
<p>*p&lt;0,05, **p&lt;0,01, ***p&lt;0,001- w porównaniu do powierzchni polistyrenowej (PS)</p> <p>*p&lt;0,05, **p&lt;0,01, ***p&lt;0,001 - differences to the polystyrene surface (PS).</p> <p>#p&lt;0,05, ##p&lt;0,01, ###p&lt;0,001- w porównaniu do powierzchni szklanej</p> <p>#p&lt;0,05, ##p&lt;0,01, ###p&lt;0,001 - differences to the glass surface</p>				

**TABELA 2. Średnie wartości czasów krzepnięcia krwi na powierzchni materiałów węglowych.**  
**TABLE 2. Values of blood coagulation time of carbon materials surface.**

riału węglowego i czas krzepnięcia oznaczono po umieszczeniu na nim i na materiałach wzorcowych kropli krwi.

Na powierzchni węgla reaktorowego, grafitu HOPG, węgla szkłopodobnego, LTI oraz polistyrenowej kropla krwi cytrynianowej miała kształt kulisty, natomiast na powierzchni węgla magnetronowego oraz powierzchni szklanej była rozplaszczona.

Czas krzepnięcia krwi w porównaniu do powierzchni polistyrenowej był skrócony dla: węgla reaktorowego o 13% (p<0,05), węgla HOPG o 12% (p<0,05), węgla magnetronowego o 24% (p<0,01), a wydłużony dla węgla szkłopodobnego o 14% (p<0,05) i węgla LTI o 20% (p<0,01).

Czas krzepnięcia krwi w porównaniu do powierzchni szklanej był wydłużony dla: węgla reaktorowego o 26% (p<0,01), węgla HOPG o 25% (p<0,01), węgla magnetronowego o 8% (p<0,05), a węgla szkłopodobnego o 63% (p<0,001) i węgla LTI o 71% (p<0,001).

Porównując między sobą oceniane materiały węglowe stwierdzono, że powierzchnia węgla LTI wydłuża czas krzepnięcia w porównaniu do: węgla reaktorowego o 26% (p<0,01), grafitu HOPG o 27% (p<0,01), węgla magnetronowego o 37% (p<0,001), a węgla szkłopodobnego o 5% (p<0,05).

Średnie wartości czasów krzepnięcia krwi, odchylenie standardowe i poziom istotności dla materiałów węglowych podano w TABELI 3. Czas krzepnięcia krwi cytrynianowej mierzono w próbówce polistyrenowej po zanurzeniu w niej materiału węglowego i dodaniu chlorku wapniowego. Otrzymane wartości pomiarowe porównano z czasem krzepnięcia krwi w próbówce polistyrenowej oraz szklanej.

Czas krzepnięcia krwi w porównaniu do powierzchni polistyrenowej próbówki był istotnie skrócony dla węgla reaktorowego o 55% (p<0,001), węgla HOPG o 42%

Material Material	Czas krzepni cia krwi Blood coagulation time [s]	Czas krzepni cia krwi Blood coagulation time	
		Skrócenie Shortening	Skrócenia Shortening
		w stosunku do kontroli relation to control	
		PS [%]	Szkło/Glass [%]
Nuclear carbon	139±9,76***###	55	51
HOPG graphite	178±16,15 *** ##	42	38
Magnetron carbon	145±18,25 *** ###	53	50
Glass-like carbon	166±14,00 *** ###	46	42
LTI carbon	239±16,39 * #	22	17
Kontrola PS Szkło/Glass	308±18,40 277±14,80	-	-
<p>*p&lt;0,05, **p&lt;0,01, ***p&lt;0,001- w porównaniu do powierzchni próbówki polistyrenowej (PS)</p> <p>*p&lt;0,05, **p&lt;0,01, ***p&lt;0,001 - differences to the polystyrene tube surface (PS)</p> <p>#p&lt;0,05, ##p&lt;0,01, ###p&lt;0,001- w porównaniu do powierzchni próbówki szklanej</p> <p>#p&lt;0,05, ##p&lt;0,01, ###p&lt;0,001 - differences to the glass tube surface</p>			

**TABELA 3. Średnie wartości czasów krzepnięcia krwi po zanurzeniu w niej materiałów węglowych.**  
**TABLE 3. The mean values of the coagulation time of citrate blood after submerging carbon materials.**

graphite HOPG, glass-like carbon, LTI and polyester surface, a drop of citrate blood had a spherical shape, but on the surface of magnetron carbon and on the glass surface, it was flattened.

The coagulation time in comparison to the polyester surface was essentially shortened for: nuclear carbon by 13% (p<0,05), carbon HOPG by 12% (p<0,05), magnetron carbon by 24% (p<0,01) and glass-like carbon by 14% (p<0,05), carbon LTI prolonged by 20% (p<0,01).

The coagulation time in comparison with the glass surface was essentially prolonged for: nuclear carbon by 26% (p<0,01), carbon HOPG by 25% (p<0,01), magnetron carbon by 8% (p<0,05), glass-like carbon by 63% (p<0,001), and carbon LTI by 71% (p<0,001).

Comparing the evaluated materials among each other, it was observed that the surface of carbon LTI prolongs the coagulation time in comparison with: nuclear carbon by 26% (p<0,01), graphite HOPG by 27% (p<0,01), magnetron carbon by 37% (p<0,001), and glass-like carbon by 5% (p<0,05).

The mean values of the blood coagulation times with a standard deviation as well as the essentiality level are given for carbon materials in TABLE 3. The blood coagulation times were measured in the polystyrene tube after submerging the carbon material and calcium chloride in blood. The obtained values were compared to the coagulation time in the polyester and in the glass tube.

The blood coagulation time with comparison with the polyester surface was essentially shortened for: nuclear carbon by 55% (p<0,001), carbon HOPG by 42% (p<0,001), magnetron carbon by 53% (p<0,001), glass-like carbon by 46% (p<0,001), and carbon LTI by 22% (p<0,05).



( $p < 0,001$ ), węgla magnetronowego o 53% ( $p < 0,001$ ), węgla szkłopodobnego o 46% ( $p < 0,001$ ), a węgla LTI o 22% ( $p < 0,05$ ).

Czas krzepnięcia krwi w porównaniu do powierzchni szklanej próbki był istotnie skrócony dla węgla reaktorowego o 51% ( $p < 0,001$ ), węgla HOPG o 38% ( $p < 0,01$ ), węgla magnetronowego o 50% ( $p < 0,001$ ), węgla szkłopodobnego o 42% ( $p < 0,01$ ), a dla węgla LTI o 17% ( $p < 0,05$ ). Porównując między sobą oceniane materiały węglowe stwierdzono, że węgiel LTI wydłuża czas krzepnięcia krwi w porównaniu do: węgla reaktorowego o 42% ( $p < 0,001$ ), grafitu HOPG o 26% ( $p < 0,01$ ), węgla magnetronowego o 39% ( $p < 0,001$ ), a węgla szkłopodobnego o 31% ( $p < 0,001$ ).

Utworzone skrzepy wokół badanych materiałów węglowych, z wyjątkiem grafitu HOPG, były luźno związane z próbkami i po dotknięciu ich bagietką plastikową swobodnie oddzielały się od ich powierzchni. Skrzep wokół grafitu HOPG wnikał w jego strukturę, a tym samym jego przyczepność do powierzchni była większa. Natomiast wokół węgla reaktorowego stwierdzono delikatną „sieć”, łączącą powierzchnię materiału ze skrzepem, którą razem z nim łatwo można było usunąć z materiału. Skrzepy utworzone wokół węgla magnetronowego, szkłopodobnego oraz LTI odchodziły od powierzchni nie wykazywały właściwości adhezyjnych.

## Podsumowanie

Krew cytrynianowa zawiera wszystkie czynniki krzepnięcia z wyjątkiem wolnych jonów wapniowych. Po dodaniu chlorku wapnia następuje aktywacja krzepnięcia, co prowadzi do przekształcenia fibrynogenu w fibrynę i utworzenia skrzepu.

Celem pracy było określenia wpływu wybranych parametrów strukturalnych, fizycznych i chemicznych powierzchni materiałów węglowych,

W przeprowadzonych badaniach proces krzepnięcia krwi obserwowano na powierzchni materiałów węglowych oraz po ich czasowym pełnym zanurzeniu we krwi.

Proces formowania skrzepu na powierzchni węgla reaktorowego, węgla HOPG węgla magnetronowego, węgla szkłopodobnego, węgla LTI był wydłużony w porównaniu do powierzchni szklanej. Dla węgla LTI oraz dla szkłopodobnego stwierdzono najwyższe wartości czasu krzepnięcia.

Czas krzepnięcia krwi na powierzchni węgla LTI i szkłopodobnego był wydłużony w porównaniu do powierzchni polistyrenowej. Natomiast czas krzepnięcia na pozostałych powierzchniach materiałów węglowych był skrócony. Najmniejsze skrócenie czasu stwierdzono dla węgla HOPG.

Proces formowania skrzepu w próbce, po pełnym zanurzeniu we krwi węgla reaktorowego, węgla HOPG, węgla magnetronowego oraz węgla szkłopodobnego był skrócony w porównaniu do powierzchni polistyrenowej i szklanej. Dla węgla LTI stwierdzono najmniejsze skrócenie czasu krzepnięcia w porównaniu do powierzchni polistyrenowej oraz największe wydłużenie czasu krzepnięcia do powierzchni szklanej.

Podsumowując można stwierdzić, że zaobserwowane skrócenie wartości czasów krzepnięcia krwi, po czasowym jej kontakcie z materiałami węglowymi, świadczy o aktywacji procesu krzepnięcia krwi przez te materiały. Stopień aktywacji zależy od rodzaju materiału. Najbardziej aktywuje węgiel reaktorowy. Węgiel LTI i szkłopodobny wykazują optymalne właściwościami biologiczne. Z ocenianych materiałów, węgiel LTI istotnie spowalnia aktywację procesu krzepnięcia krwi

The coagulation time in comparison with the glass surface was essentially shortened for: nuclear carbon by 51% ( $p < 0,001$ ), carbon HOPG by 38% ( $p < 0,01$ ), magnetron carbon by 50% ( $p < 0,001$ ), glass-like carbon by 42% ( $p < 0,01$ ), and carbon LTI by 17% ( $p < 0,05$ ). Comparing the evaluated carbon materials among each other, it was observed that carbon LTI prolongs the coagulation time in comparison with: nuclear carbon by 42% ( $p < 0,001$ ), graphite HOPG by 26% ( $p < 0,01$ ), magnetron carbon by 39% ( $p < 0,001$ ), and glass-like carbon by 31% ( $p < 0,001$ ).

The clots formed around the studied carbon materials were loosely connected with the tubes and freely separated from their surface after touching them with a plastic rod. The clot around graphite HOPG penetrated into its structure and at the same time its adherence to the surface was larger. Whereas a delicate “net” connecting the material surface with the clot which could be easily removed with it from the material was observed around nuclear carbon. The clots formed around magnetron, glass-like and LTI carbon were coming off the surface and did not show adhesive properties.

## Summing

Citrate blood contains all coagulation factors except calcium ions. After adding calcium chloride, coagulation activation appears that leads to transformation of fibrinogen into fibrin and clot formation.

Determination of the influence of the chosen structural as well as physical and chemical parameters of carbon materials surfaces was the aim of the work. In the performed studies the process of blood coagulation was observed on the surface of carbon materials and after their temporal full submersion in blood.

The process of clot formation on the surface of nuclear carbon, carbon HOPG, magnetron carbon, glass-like carbon, carbon LTI was prolonged in comparison with the glass surface. The highest values of coagulation time was observed for LTI and glass-like carbon.

The coagulation time on the surface of LTI and glass-like carbon was prolonged in comparison with polystyrene surface. However, the coagulation time on the remaining surfaces of carbon materials was shortened. The smallest time shortening was observed for carbon HOPG.

The process of clot formation after its full submersion of nuclear carbon, carbon HOPG, magnetron carbon and glass-like carbon in blood was shortened in comparison with polystyrene and glass surface. The smallest shortening of coagulation time was observed for carbon LTI in comparison with polystyrene, but in comparison with the glass surface, the largest prolongation of coagulation time was observed.

Summing-up it can be stated that the observed shortening of the values of blood coagulation times after its temporal contact with carbon materials is the evidence of the activation process of blood coagulation by those materials. The activation degree depends on the kind of material. Nuclear carbon activates most. LTI and glass-like carbon show the optimal biological properties. From the evaluated carbon materials, carbon LTI essentially slows down the process of blood coagulation activation

## Piśmiennictwo

- [1] Paluch D., Szymonowicz M., Rutowski R., Milewski A., Pielka S., Solski L., Raczynski K.: Intraoperative studies and studies parameters of coagulation and fibrinolysis following implantation of DALLON H prostheses with greater surface wettability. *Polim Med* 32, (2002), 65-79.
- [2] Błażewicz S., Chłopek J., Błażewicz M.: Biomateriały węglowe i kompozytowe. W: *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna*, t.4, Biomateriały, red. Błażewicz S., Stoch L., Akademicka Oficyna Wydawnicza, Warszawa (2003), 332-423.
- [3] Nawrot Z.: Biomateriały w kardiologii. W: *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna*, t.4, Biomateriały, red. Błażewicz S., Stoch L., Akademicka Oficyna Wydawnicza, Warszawa (2003), 530-581.
- [4] Biological evaluation of medical devices. Part 12: Sample preparation and reference materials. PN-EN ISO 10993-12, (2005), 1-15.
- [5] Biological evaluation of medical devices. Part 4. Selection of tests for interactions with blood. PN-EN ISO 10993-4, (2003), 1-34.
- [6] Szymonowicz M., Łowkis B.: In vitro testing method of polymers candidate destined for contact with blood. *Polim Med* 20, 1-4, (1990) 43-54.

## References

- [7] Szymonowicz M., Pielka S., Owczarek A., Haznar D., Pluta J.: Study on influence of gelatin-alginate matrices on the coagulation system and morphotic blood elements. *Macromolecular Symposia* 253, (2007), 71-76.
- [8] Szelest -Lewandowska A., Masiulanis M., Szymonowicz M., Pielka S., Paluch D.: Modified Poly(carbonateurethane). Synthesis, properties and biological investigation in vitro. *J. Biomed. Mat. Res. Part A*, 82, 12, (2007), 509-520.
- [9] Bomski H.: Podstawowe badania hematologiczne. WL PZWL Warszawa 1995.
- [10] Pielka S., Szymonowicz M., Paluch D., Karaś J., Librant Z., Karmelita-Buczyńska H., Jegerman Z.: Investigation of sulphur composites reaction on the coagulation system and cellular elements of blood. *Inż. Biomater.* 6, (2003), 63-66.
- [11] Pielka S., Szymonowicz M., Paluch D., Librant Z., Karaś J., Karmelita-Buczyńska H., Jegerman Z.: Estimation of the reaction of the state of corundum ceramics surface roughness on the chosen blood parameters. *Inż. Biomater.* 6, (2003), 59-62.

## WPŁYW DODATKU GRAFITU NA STRUKTURĘ I WŁAŚCIWOŚCI SPIEKANYCH BIOMATERIAŁÓW KOMPOZYTOWYCH NA BAZIE TYTANU

PIOTR DEPTUŁA, JAN R. DĄBROWSKI\*

POLITECHNIKA BIAŁOSTOCKA,  
WYDZIAŁ MECHANICZNY  
WIEJSKA 45C, 15-351 BIAŁYSTOK, POLSKA  
\*MAILTO: JRD@PB.EDU.PL

[*Inżynieria Biomateriałów*, 89-91, (2009), 140-142]

### Wprowadzenie

Tytan i jego stopy uważa się za najbardziej obiecujące metaliczne biomateriały, z powodu kombinacji ich dobrych właściwości mechanicznych i biokompatybilności w środowisku tkankowym. Tytan i jego stopy są szeroko stosowane w medycynie, w produkcji elementów rekonstrukcyjnych dla zespołów kości i endoprotezoplastyce [1-4]. Zastosowanie stopów tytanu jako powierzchnie tarcia w endoprotezoplastyce jest ograniczone przez słabe właściwości tribologiczne i słabą odporność na zużycie. Jest to poważnym mankamentem tego typu stopów implantacyjnych, co znacznie ogranicza ich zastosowanie w węzłach tarcia układów biologicznych (stawy, układy stomatologiczne) [5]. Liczne badania skupione są na modyfikacji właściwości tribologicznych tytanu, głównie za pomocą metod inżynierii powierzchni, jak implantacja jonów, azotowanie i osadzanie cienkich odpornych na zużycie warstw. Jednakże długoterminowe obserwacje powierzchni tarcia implantów wykazały niebezpieczeństwo lokalnych zniszczeń i rozwarstwienia cienkich warstw co intensyfikuje zużycie i może powodować potrzebę reimplantacji. Dodatek grafitu do tytanu, dla zmniejszenia współczynnika tarcia i zwiększenia odporności na zużycie, może dać wieloskładnikowy materiał, który nie będzie posiadał wymienionych wad [6-8].

## THE INFLUENCE OF SINTERING TEMPERATURE ON THE STRUCTURE AND PROPERTIES OF TITANIUM-GRAPHITE COMPOSITES

PIOTR DEPTUŁA, JAN R. DĄBROWSKI\*

BIAŁYSTOK TECHNICAL UNIVERSITY,  
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING,  
45C WIEJSKA STR. 15-351 BIAŁYSTOK, POLAND  
\*MAILTO: JRD@PB.EDU.PL

[*Engineering of Biomaterials*, 89-91, (2009), 140-142]

### Introduction

Titanium and its alloys are considered to be the most prospective metallic biomaterials due to the unique combination of good mechanical properties and biocompatibility in human tissue environment. Titanium and its alloys are widely used in medical applications, e.g. in manufacture of reconstructive elements for fixing of bone fragments, prosthetic implants, and joint endoprotheses [1-3]. The use of titanium alloys as bearing surfaces in total human replacements is limited by very poor tribological properties and wear resistance. This is a serious fault on this type of implant alloys, which significantly limit their application in biotribological systems (joints, dental system) [4]. Numerous research are focused on modification of titanium tribological properties mainly by means of surface engineering methods, like ion implantation, nitriding processes and deposition of thin wear resistance coatings. However, the long term observation of implants with surface treated friction elements showed the danger of local damage and delamination of hard layer which intensified materials wear and might cause necessity of revision surgery. The addition of graphite to lower the friction coefficient and increase wear resistance could produce a multi-component material that overcomes these disadvantages [5].