INŻYNIERIA BIOMATERIAŁÓW

ENGINEERING OF BIOMATERIALS

CZASOPISMO POLSKIEGO STOWARZYSZENIA BIOMATERIAŁÓW

Numer 3
Rok I
ISSN 1429-7248

GRUDZIEŃ 1998

WYDAWCA:

Polskie
Stowarzyszenie
Biomateriałów
w Krakowie

KOMITET REDAKCYJNY:

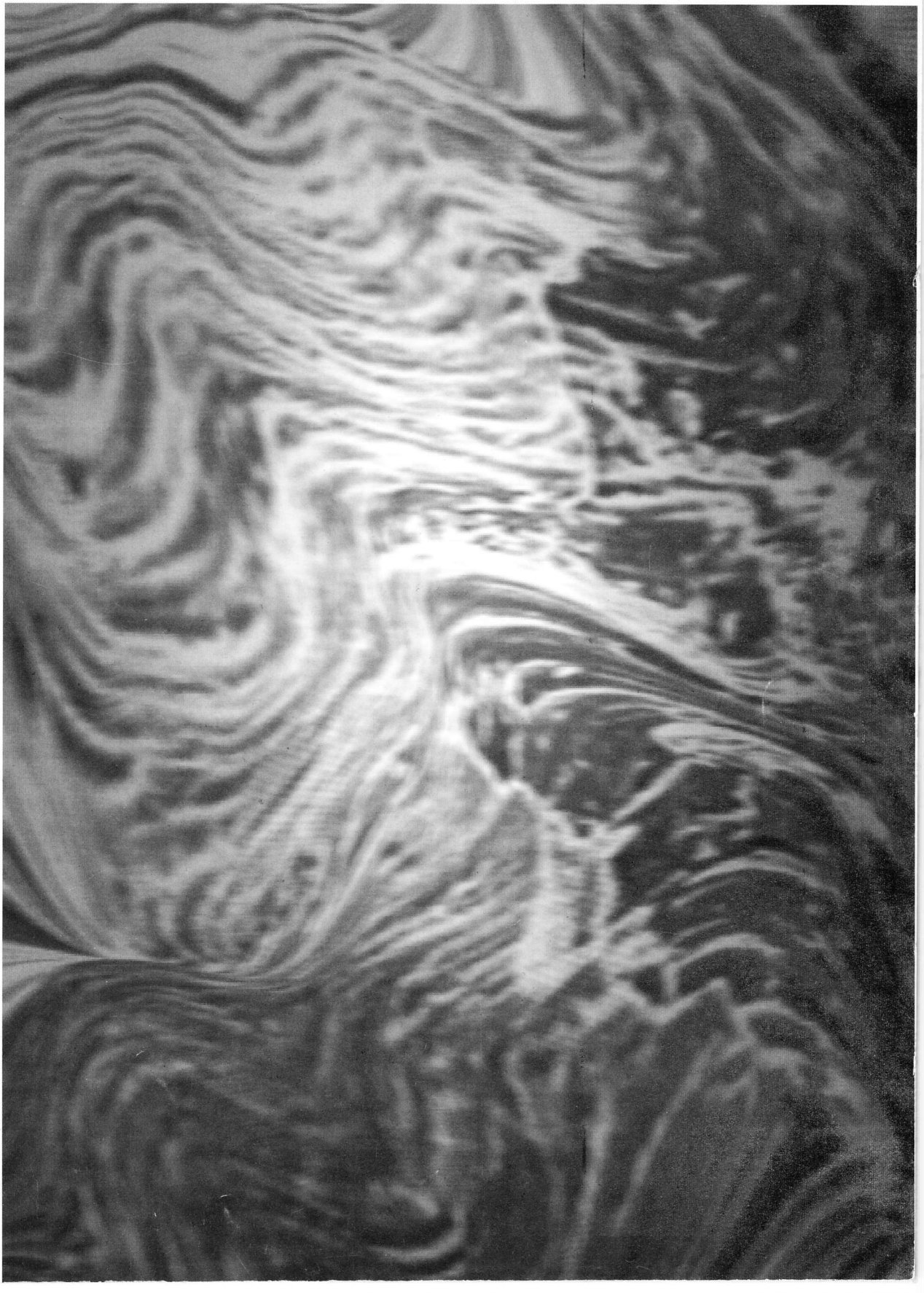
Redaktor naczelny
Stanisław Błażewicz
Sekretarz redakcji
Augustyn Powroźnik
Redaktorzy
Elżbieta Godlewska
Cezary Wajler

RADA NAUKOWA:

Jan Ryszard Dąbrowski
Politechnika Białostocka
Monika Gierzyńska-Dolna
Politechnika Częstochowska
Andrzej Górecki
Akademia Medyczna Warszawa
Wojciech Maria Kuś
Akademia Medyczna Warszawa
Jan Marciniak
Politechnika Śląska
Stanisław Mazurkiewicz
Politechnika Krakowska
Roman Pampuch
Akademia Górniczo-Hutnicza
Bogna Pogorzelska-Stronczak
Śląska Akademia Medyczna

ADRES REDAKCJI:

Akademia
Górniczo-Hutnicza
al. Mickiewicza 30/A-3
30-059 Kraków



INŻYNIERIA BIOMATERIAŁÓW

SPIS TREŚCI

NIEKTÓRE ASPEKTY KLINICZNE I TECHNICZNE ENDOPROTEZOPLASTYKI DYSPLASTYCZNEGO STAWU BIODROWEGO 3

TADEUSZ GAŹDZIK, JANUSZ KUBACKI

PRZYDATNOŚĆ WARSTWY WĘGLOWEJ NA POWIERZCHNI IMPLANTÓW ZE STOPU Co-Cr-Mo 6

Z. PASZENDA, J. MARCINIAK

OCENA BIOZGODNOŚCI WŁÓKIEN ARAMIDOWYCH O DUŻEJ WYTRZYMAŁOŚCI MECHANICZNEJ 12

BOGUSŁAWA ŻYWICKA, DANUTA PALUCH, JOLANTA STANISZEWSKA-KUŚ, LESZEK SOLSKI, MARIA SZYMONOWICZ

BADANIA PORÓWNAWCZE MATERIAŁÓW DO ŚRÓDOPERACYJNEJ HEMOSTAZY 17

JOLANTA STANISZEWSKA-KUŚ, ROMAN RUTOWSKI, JAKUB KRATOCHWIL, DANUTA PALUCH, MARIA SZYMONOWICZ, LESZEK SOLSKI, BOGUSŁAWA ŻYWICKA

BADANIA POWIERZCHNII KOMPOZYTÓW WĘGLOWYCH POKRYTYCH HYDROKSYAPATYTEM PO IMPLANTACJI 21

GRZEGORZ BAJOR, MARTA BŁAŻEWICZ, JANUSZ BOHOSIEWICZ, JAN CHŁOPEK, ANNA STOCH

THE IMPLANT MATERIAL FOR MAXILLOFACIAL SURGERY 28

T.M. ULYANOVA, L.V. TITOVA, O.U. KALMYCHKOVA, O.P. CHUDAKOV, L.G. BYKADOROVA, L.V. EVTUKHOV

CONTENTS

SOME ASPECTS OF TOTAL ARTHROPLASTY IN DYSPLASTIC HIP 3

TADEUSZ GAŹDZIK, JANUSZ KUBACKI

USEFULNESS OF CARBON COATING ON IMPLANTS MADE OF Co-Cr-Mo ALLOY 6

Z. PASZENDA, J. MARCINIAK

THE EVALUATION OF THE ARAMID FIBRES WITH THE INCREASED TENSILE STRENGTH 12

BOGUSŁAWA ŻYWICKA, DANUTA PALUCH, JOLANTA STANISZEWSKA-KUŚ, LESZEK SOLSKI, MARIA SZYMONOWICZ

COMPARATIVE STUDY OF TOPICAL HEMOSTATIC AGENTS 17

JOLANTA STANISZEWSKA-KUŚ, ROMAN RUTOWSKI, JAKUB KRATOCHWIL, DANUTA PALUCH, MARIA SZYMONOWICZ, LESZEK SOLSKI, BOGUSŁAWA ŻYWICKA

POST-IMPLANTATION EXAMINATION OF CARBON COMPOSITES COATED WITH HYDROXYAPATITE 21

GRZEGORZ BAJOR, MARTA BŁAŻEWICZ, JANUSZ BOHOSIEWICZ, JAN CHŁOPEK, ANNA STOCH

THE IMPLANT MATERIAL FOR MAXILLOFACIAL SURGERY 28

T.M. ULYANOVA, L.V. TITOVA, O.U. KALMYCHKOVA, O.P. CHUDAKOV, L.G. BYKADOROVA, L.V. EVTUKHOV

NIEKTÓRE ASPEKTY KLINICZNE I TECHNICZNE ENDOPROTEZOPLASTYKI DYSPLASTYCZNEGO STAWU BIODROWEGO

TADEUSZ GAŹDZIK*, JANUSZ KUBACKI**

* ODDZIAŁ URAZOWO-ORTOPEDYCZNY SZPITALA GÓRNICZEGO W KATOWICACH
** ODDZIAŁ ORTOPEDII I CHIRURGII URAZOWEJ WOJEWÓDZKIEGO SZPITALA SPECJALISTYCZNEGO IM. NAJŚWIĘTSZEJ MARYI PANNY W CZĘSTOCHOWIE

Streszczenie

W pracy przedstawiono trudności pojawiające się w czasie alloplastyki dysplastycznych stawów biodrowych.

W ostatnich latach znacznie wzrosła liczba osób ze zmianami zwyrodnieniowo-zniekształcającymi stawów biodrowych, przybierając cechy choroby społecznej. Dotyczą one coraz częściej osób stosunkowo młodych i aktywnych zawodowo. Zmiany kliniczne są początkowo nieuchwytne z czasem prowadzą do powstania ciężkiego, nieodwracalnego kalectwa. Niestety pacjenci wielokrotnie zgłaszają się do ortopedy w późnym okresie choroby po wieloletnich, bezskutecznych próbach leczenia zachowawczego. Są oni wielokrotnie nieskutecznie leczeni na bóle korzeniowe, rwę kulszową, zmiany w stawie kolanowym. Dopiero zdjęcie radiologiczne stawu biodrowego wyjaśnia przyczynę dolegliwości [1,5,6].

Zmiany zwyrodnieniowo-zniekształcające stawów biodrowych nie stanowią jednolitej jednostki chorobowej, lecz powstają w następstwie działania różnych czynników. W znacznej części przypadków czynnik etiologiczny nie został poznany (coxarthrosis primaria seu idiopathica). W innych rozwijają się w następstwie różnych procesów chorobowych (urazy, choroba Perthesa, zaburzenia rozwojowe, zapalenia i inne) - coxarthrosis secundaria.

Jedną z najczęstszych przyczyn powstawania zmian zwyrodnieniowych jest wrodzona dysplazja stawu biodrowego. W biodrze dysplastycznym zawsze mamy do czynienia z niezbornością i zredukowaniem powierzchni stawowych, które stanowią przyczynę ich nadmiernego przeciążenia i uszkodzenia chrząstki stawowej. W przypadkach jej rozległego zniszczenia staw pozbawiony jest fizjologicznego amortyzatora, chroniącego przed działaniem sił mechanicznych. W wyniku tego istnieje znaczne ryzyko złamania beleczek kostnych w miejscach największego obciążania. Stopniowo rozwijają się zmiany wytwórcze, które mogą znacznie ograniczyć ruchomość stawu oraz być przyczyną uporczywych dolegliwości bólowych.

W biodrze dysplastycznym obserwujemy ponadto znaczne zaniki mięśniowe w okolicy stawu biodrowego a w przypadkach uprzednio wykonywanych zabiegów korygujących dysplazję liczne blizny. Upośledzają one ruchomość stawu biodorowego, co może być przyczyną

SOME ASPECTS OF TOTAL ARTHROPLASTY IN DYSPLASTIC HIP

TADEUSZ GAŹDZIK*, JANUSZ KUBACKI **

* DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY, MINERS HOSPITAL IN KATOWICE
** DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATIC SURGERY, ST MARY'S HOSPITAL DEPARTMENT IN CZESTOCHOWA

Abstract

The aim of this work was to present difficulties in the alloplasty of dysplastic hips.

During the last years the number of people with degenerative and deformative changes of hip joints has significantly increased which assumes the features of a social disease affecting more and more often relatively young, professionally active people. Clinical changes, initially undetectable, gradually lead to serious irreversible disabilities. Unfortunately the patients often address the orthopaedist at a later stage of the disease after long and ineffective conservative treatment. In many cases the patients are treated as if they suffered from root pain or sciatic neuralgia or knee joint deformation. Finally the X-ray examination of the hip joint reveals the reason of the ailment [1,5,6].

The degenerative and deformative changes of hip joints are not classified as a separate nosological entity. They are known to appear as a result of various factors. In the majority of cases the etiologic factor remains unknown (coxarthrosis primaria seu idiopathica). In other cases they develop as a consequence of various diseases (injuries, the Perthes disease, developmental disorders, inflammations and others) - coxarthrosis secundaria.

One of the most often encountered reasons of the degenerative changes is congenital dysplasia of hip. In dysplastic hips there are always incoherent and reduced joint surfaces which cause overloading and damage of the joint cartilage. In the case of extensive damage, the joint is devoid of a physiological shock absorber which would protect it from mechanical stresses. There is a risk of bone fracture in the most loaded areas. Gradually developing changes may significantly reduce joint mobility and cause persistent ailments.

Moreover, remarkable muscular atrophy near the hip joint is observed in dysplastic hips and numerous postoperative scars after earlier corrective operations of the dysplasia. These markedly reduce hip joint mobility and may lead to trophic disturbances and rapid development of degenerative changes. The latter may cause significant deformation of the femoral bone head and of the

zaburzenia jego odżywiania i szybkiego rozwoju zmian zwyrodnieniowo-wytwórczych. Te ostatnie mogą znacznie zmienić kształt głowy kości udowej i panewki stawu biodrowego, a w miarę swojego wzrostu odpychać głowę od dna panewki. Prowadzi to do podwichnięcia stawu i dalszego pogorszenia się jego własności biomechanicznych. Niekiedy głowa kości udowej zlokalizowana jest w obrębie wtórnej panewki a w szczególnie niekorzystnych sytuacjach może znajdować się w jej pobliżu. Prowadzi to do znacznego skrócenia kończyny dolnej, które może być przyczyną powstawania znacznych dolegliwości ze strony sąsiednich odcinków narządu ruchu.

Wraz z upływem wieku narasta przykurcz stawu, który może w wydatny sposób upośledzać sposób poruszania się i prowadzić do rozwoju skrzywień kręgosłupa, wadliwego ustawienia miednicy, przykurczu drugiego stawu biodrowego a nawet stawów kolanowych [5,6].

Sposoby leczenia zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych uległy na przestrzeni ostatnich lat znacznemu udoskonaleniu. Obecnie najczęściej stosowane są następujące zabiegi operacyjne:

-usztywnienia stawu,
-plastyki stawu,
-zabiegi paliatywne,
-osteotomie,
-endoprotezoplastyki.

W ostatnich latach przeważnie wykonywana jest endoprotezoplastyka z użyciem implantów osadzanych na cemencie kostnym lub bezcementowych [1,2,4,5,6].

Przed założeniem endoprotezy stawu biodrowego chorego zawsze należy uprzedzić o ewentualnej konieczności jej wymiany na nową. Ma to zwłaszcza istotne znaczenie u pacjentów z dysplastycznym stawem biodrowym, którzy zgłaszają się do leczenia operacyjnego w stosunkowo młodym wieku (35-45 rok życia). Ponadto wskazane jest poinformowanie pacjenta, że zabieg operacyjny może w niektórych przypadkach być ekstremalnie trudny ze względu na znaczne zniekształcenie panewki stawu biodrowego (płytka, pozbawiona niektórych ścian panewka o cienkim dnie) oraz bliższej nasady kości udowej (przodoskręcenie głowy kości udowej, soplowaty kształt kanału szpikowego, zmiany przebiegu kanału szpikowego po wykonywanych osteotomiach, przemieszczony ku tyłowi krętarz większy). Niekiedy konieczne jest przygotowanie specjalnych typów endoprotez zamawianych na indywidualne zamówienie. W doborze odpowiedniego typu endoprotezy pomaga wykonanie badania radiologicznego w dwóch projekcjach a niekiedy również tomografii komputerowej.

Istotne problemy stwarzają również przykurcze toreb - kowo-więzadłowe oraz mięśniowe (mięsień prosty uda, biodrowo - lędźwiowy, przywodziciele). Wielokrotnie bardzo trudno je pokonać w trakcie zabiegu operacyjnego co może znacznie rzutować na ostateczny wynik endoprotezoplastyki [1,3].

Wybór dostępu operacyjnego zależy w dużym stopniu od indywidualnych preferencji chirurga. Należy się jednak zawsze liczyć z koniecznością jego poszerzenia w czasie zabiegu operacyjnego. Cięcie powinno zapewniać odpowiednią ocenę wszystkich struktur stawowych. W czasie odsłaniania panewki należy bardzo ostrożnie posługiwać się podważkami, ponieważ stosunkowo łatwo uszkodzić cienkie ściany panewki miednicy (zwłaszcza przednią) [2].

Ważna jest również dokładna lokalizacja miejsca przecięcia szyjki kości udowej. W dyplastycznych stawach biodrowych krętarz mniejszy może być słabo wykształcony a szyjka kości udowej jest bardzo krótka. W takich przypadkach lokalizacja miejsca osteotomi 2 cm powyżej

acetabular cup of the hip joint. At a more advanced stage the bone head may be pushed away from the bottom of the acetabular cup. This in turn brings about subluxation of the joint and futher deterioration of its biomechanical properties. Sometimes the femoral bone head is located within the secondary acetabulum and in the worst situations it can be placed outside. This is manifested by visible shortening of the lower limb which can be a reason of troublesome ailments of other parts of the limb.

At an older age contracture of the joint increases and may seriously affect its mobility. It may also lead to the development of spinal curvature and defective positioning of the pelvis, contracture of the other hip joint and even of the knee joints (5,6).

Methods of treatment of these degenerative changes have been continually improved during the last years. Currently the most frequent ones are the following operative procedures:

- arthrodesis
- arthroplasty
- palliative treatment
- osteotomy
- endoprosthesoplasty.

The latter using cemented and cementless implants has recently been the most frequent method [1,2,4,5,6].

Prior to the insertion of an endoprosthesis the patient should be informed about possible necessity of its replacement. It is especially important for the patients with dysplastic hips who are to be operated at a relatively young age (35-45). Moreover the patient should be informed that the operation in some cases may be extremely difficult because of serious deformation of the acetabular cup (shallow acetabulum with defective walls and thin base) and nearer base of the femoral bone (antetorsion of femoral head, icicle-shaped marrow canal, different shape of the marrow canal after earlier osteotomies, backward displacement of the greater trochanter). Sometimes it becomes indispensable to prepare special endoprosthesis according to the needs of individual patient. For proper selection of endoprosthesis it is advisable to examine different X-ray views and computer tomograms.

Serious problems are also encountered with the capsule-ligament contractures and muscular contractures (straight muscle of thigh, iliopsoas muscle, adductor muscles). It is often very difficult to cope with these difficulties during the operation which may strongly affect the final result [1,3].

Selection of the surgical access depends to a significant degree on individual preferences. It should be however always considered that the access might have to be widened during the operative process. Incision should ensure proper assessment of all joint structures. While uncovering acetabulum, the elevators should be used with much care because it is relatively easy to damage thin walls of the acetabulum of the pelvis (especially the anterior one) [2].

It is also of importance to precisely determine the area of incision of the femoral neck. In the dysplastic hip joints the small trochanter may be underdeveloped and the femoral neck may be very short. In such cases osteotomy at 2 cm above the trochanter may be inconvenient for or may completely disable fixation of an endoprosthesis. Therefore in many cases the stem is mounted at a bigge distance which often forces a more

krętarza może utrudniać a nawet uniemożliwiać założenie endoprotezy. Dlatego w wielu przypadkach trzpień osadzany jest bardziej dystalnie, co wielokrotnie zmusza nas do większej resekcji bliższego końca kości udowej. Pogarsza to w istotnym stopniu warunki anatomiczne w czasie realloplastyki stawu biodrowego.

Panewka dysplastycznego stawu biodrowego jest płytka, co zmusza do jej pogłebienia. Wykonywanie tego etapu operacji wymaga szczególnej ostrożności ponieważ łatwo może dojść do perforacji cienkiego jej dna. W takich przypadkach konieczne jest jego odtworzenie przez zastosowanie odpowiednich pierścieni lub koszyczków oraz przeszczepów kostnych. Jeżeli ściana miednicy jest cienka i brak jest górnego brzegu panewki wskazane jest wykonanie przeszczepu kostnego, który mocujemy za pomocą śrub nad górnym brzegiem panewki. Może on z biegiem czasu ulegać resorbcji, co stwarza ryzyko obluzowania panewki endoprotezy. Obecnie produkowane są specjalne typy panewek endoprotez, które można umocować do kości miednicy nawet w przypadkach znacznej dysplazji panewki miednicy.

Znaczne problemy mogą powstać przy wysokich zwichnięciach stawu biodrowego. Zakładanie panewek endoprotez we wtórnych panewkach miednicy jest trudne, ponieważ grubość kości w tej okolicy jest zwykle bardzo mała. Pomimo zastosowania znacznych przeszczepów nie zawsze jest możliwe otoczenie kością panewki endoprotezy, co może być przyczyną jej wcześniejszego obluzowywania. Próby sprowadzenia bliższego końca kości udowej do właściwego położenia na wysokość pierwotnej panewki nie zawsze kończą się powodzeniem. Musi ono być zawsze wykonywane bardzo ostrożnie, bowiem łatwo może dojść do uszkodzenia nerwów (szczególnie kulszowego i udowego) oraz naczyń kończyny dolnej. Ponadto po takim rękoczynie dochodzi do powstania nadmiernego przeciążenia pomiędzy głową i panewką endoprotezy, co sprzyja jej obluzowaniu [1,3].

Kolejne trudności powstają w czasie przygotowywania bliższego końca kości udowej do założenia trzpienia endoprotezy. Ze względu na znaczne przodoskręcenie trudno jest ustawić trzpień we właściwym położeniu, co znacznie utrudnia właściwe scentrowanie elementów endoprotezy. W czasie wykonywania kanału dla trzpienia endoprotezy łatwo może dojść do perforacji trzonu kości udowej lub złamania bliższego jej końca. W przypadku takich powikłań zespolenie złamania może być bardzo trudne.

Bardzo poważne problemy chirurgiczne występują również w przypadku operowania chorych, u których na stawie biodrowym wykonywane były zabiegi korekcyjne, zwłaszcza osteotomie korekcyjne. W takich przypadkach kształt kanału szpikowego może być nieregularny a w niektórych przypadkach jest całkowicie zarośnięty. Zmusza to niekiedy do jego wytworzenia pod kontrolą rentgenowską [3].

Ważnym zagadnieniem w czasie leczenia biodra dysplastycznego jest odpowiednie zniesienie przykurczów torebkowo-więzadłowych i mięśniowych. Zbyt duża mobilizacja stawu może być przyczyną złych wyników funkcjonalnych. W takich przypadkach pomimo zniesienia dolegliwości bólowych chorzy mają istotne trudności w czasie chodzenia.

Przedstawione powyżej zagadnienia stanowią jedynie mały wycinek trudności, z jakimi spotyka się chirurg operujący dysplastyczny staw biodrowy. W każdym przypadku postępowanie operacyjne powinno być prowadzone indywidualnie po dokładnej ocenie stopnia nasilenia i rozległości zmian patologicznych. W wielu przypadkach zapobiega to przykrym niespodziankom

extensive resection of the femoral bone. This significantly worsens the anatomic conditions of realloplasty of the hip joint.

The acetabulum of a dysplastic hip joint is too shallow and must be deepened. This stage of the operation requires particular caution as it is easy to cause perfor - ation of the extremely thin base. In such cases the damaged acetabulum has to be reconstructed by using ring-shaped or basket-shaped elements and bone grafts. If the pelvis wall is thin and the upper edge of the acetabulum is missing then it is advisable to use bone graft, which is fixed by means of screws above the upper edge of the acetabulum. After some time it can undergo resorption which may cause loosening of the endoprosthesis acetabulum. At present special acetabula for the endoprosthesis are available, which can be fixed to the pelvic bones even in the cases of serious dysplasia of the acetabulum.

Serious problems may be encountered in the case of significant dislocation of hip joint. Insertion of the endoprosthesis acetabulum in the secondary pelvic acetabula is difficult because the bone is usually extremely thin in this area. In spite of using many grafts it is not always possible to adequately furnish the acetabulum with the bone tissue which may cause its premature loosening. Attempts to reset the proper position of the nearer end of femoral bone to the level of primary acetabulum are not always successful. This operation must be carried out very carefully because of possible damage of nerves (especially the sciatic and femoral nerves) and vessels of the lower limb. In addition, after such treatment there appear significant stresses between the head and the acetabulum of the endoprosthesis which finally leads to its loosening [1,3]

Further problems are encountered while preparing the nearer end of femoral bone for the insertion of endoprosthesis stem. Due to significant antetorsion, proper positioning of the stem and alignment of the endoprosthesis elements are very difficult. While preparing the canal for the endoprosthesis stem it may happen that the stem of the femoral bone gets perforated or its nearer end breaks. In the case of such complications uniting of the fracture may be very difficult.

Very serious surgical problems are also encountered when patients have undergone corrective treatment of the hip joint, especially the corrective osteotomy. In such cases the bone marrow canal may have irregular shape or may be completely blocked which requires its reconstruction assisted with X-ray monitoring.

An important question in the treatment of dysplastic hips is the relieve of capsule-ligament and muscular contractures. Too high mobilisation of the joint may bring about wrong functional results. Even if the ailment is relieved, the patients may have big difficulties in walking.

The above discussed issues are only examples of problems encountered in surgical treatment of dysplastic hips. In each case the operating procedure must be established individually after very detailed assessment of the progression and the extent of pathological changes. In many cases this prevents the appearance of unexpected situations during the operation.

Surgical treatment of degenerative changes of dysplastic hip joints is not always successful. Developmental disturbances of the pelvis and femoral bone make difficult proper adjustment of the endoprosthesis stem and acetabulum which significantly affects its durability.

w czasie operacji. Leczenie operacyjne zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych na podłożu dysplazji nie zawsze kończy się powodzeniem. Zaburzenia rozwojowe miednicy i kości udowej zmniejszają możliwość odpowiedniego dopasowania trzpienia i panewki endoprotezy, co ma istotny wpływ na jej trwałość. Nie zawsze możliwe jest również zrealizowanie oczekiwań chorych, jak wyrównanie długości kończyn dolnych, poprawa ruchomości stawu i pełne zniesienie dolegliwości bólowych. Ma to zwłaszcza istotne znaczenie u młodych kobiet, które zwracają szczególną uwagę na estetykę chodu. Dlatego aby uniknąć rozczarowań konieczne jest zawsze dokładne poinformowanie chorego o możliwościach chirurga [1,3,7,8,9].

Endoprotezoplastyka dysplastycznych stawów biodrowych stawia przed chirurgiem znaczne wyzwania, ponieważ operacja ma zapewnić choremu prowadzenie aktywnego życia. Powinna ona być zawsze wykonywana przez chirurga dysponującego odpowiednim doświadczeniem klinicznym.

It is not always possible either to meet patients expectations regarding adjustment of the leg length, improvement of joint mobility or complete relieve of the ailments. This is of particular significance for young women patients who pay much attention to the aesthetic aspect of gait. Therefore in order to avoid disappointments it is indispensable to give the patient full information on surgical possibilities [1,3,7,8,9].

Endoprosthesoplasty of dysplastic hips is a real challenge for the surgeon because it should give the patient an opportunity of leading active life. It should be always carried out by a surgeon with proper clinical experience.

Piśmiennictwo

[1]. Chapman M. W.: Operative Orthopaedics. Lippincott Company, Philadelphia 1988.
[2]. Charnley J.: Low-friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer, New York 1979.
[3]. Crenshaw A. H.: Campbell's operative orthopaedics. Mosby, St. Louis 1992.
[4]. Furlong F. J., Osborn J. F.: Fixation hip protheses by hydroxyapatite coating. J. Bone Jt Surg., 1991, 73-B, 441-445.
[5]. Garlicki M., Kreczko R.: Arthrosis deformans coxae. PZWL, Warszawa 1974.
[6]. Kubacki J.: Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych i rehabilitacyjnych. AWF Katowice, 1996.
[7]. Ling R. S. M.: Complications of total hip replacement. Churchill Livingstone. Edinburgh 1984.
[8]. Peterson M., Fulford P., Denham R.: Loosening of the femoral component after total hip replacement. J. Bone Jt Surg., 1986, 63-B, 92-97.
[9]. Wróblewski B. M.: Charnley low-friction arthroplasty. Review of the pastprente status and prospect for the future. Clin. Orthop., 1986, 210, 37-42.

References

PRZYDATNOŚĆ WARSTWY WĘGLOWEJ NA POWIERZCHNI IMPLANTÓW ZE STOPU Co-Cr-Mo

Z. Paszenda, J. Marciniak

Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Politechniki Śląskiej w Gliwicach

Streszczenie

W artykule przedstawiono wyniki badań odporności korozyjnej odlewniczego stopu Co-Cr-Mo z naniesioną warstwą węglową przy różnicowanej jego strukturze i sposobie przygotowania powierzchni. Zbadano strukturę stopu w stanie lanym i przesyconym oraz odporność na korozję wżerową metodą potencjodynamiczną w warunkach symulujących środowisko tkankowe. Ogólnie stwierdzono, że o własnościach fizykochemicznych warstwy węglowej decyduje ilość węglików występujących w osnowie metalicznej, jak też obecność warstwy pasywnej wytworzonej na podłożu metalicznym.

Słowa kluczowe: *chirurgia kostna, materiały na endoprotezy, odporność korozyjna, warstwy węglowe.*

USEFULNESS OF CARBON COATING ON IMPLANTS MADE OF Co-Cr-Mo ALLOY

Z. Paszenda, J. Marciniak

Institute of Engineering and Biomedical Materials, Silesian Technical University, Gliwice, Poland

Abstract

The paper presents the results of investigations on the corrosion resistance of a carbon coated Co-Cr-Mo cast alloy with different structures and surface finish. The alloy was investigated in the as-cast condition and after a solution heat treatment. Resistance to pitting corrosion was tested using a potentiodynamic method in a simulated tissue en-vironment. It has been found that the number of carbides occurring in the metallic matrix and the presence of passive films on alloy surface have a decisive effect on physical and chemical properties of the carbon coating.

Keywords: *bone surgery, materials for endoprostheses, corrosion resistance, carbon coatings.*

Wstęp

Stopy na osnowie kobaltu są powszechnie stosowane na implanty wykorzystywane do rekonstrukcji narządu ruchu i stomatologicznego. W kryteriach jakościowych stawianych biomateriałom metalicznym na bazie aktualnego stanu wiedzy o układzie implantat - kość - mięsień uwzględnia się oprócz zespołu odpowiednich własności mechanicznych, także określone własności fizykochemiczne. Ogólnie biomateriał metaliczny w środowisku tkanek i płynów ustrojowych powinien być odporny na korozję, a przez to eliminować rozwój reakcji toksykologicznych i alergicznych [1].

Własności fizykochemiczne biomateriałów rozważane są nie tylko w kategoriach biotolerancji i biomechaniki stref kontaktowych. W implantologii uwzględniane są także problemy bakteriologiczne i onkogenne,w szczególności w odniesieniu do biomateriałów metalicznych użytkowanych w okresie powyżej 10 lat. Dla nich obserwuje się inicjowanie procesów kancerogennych [2].

Wieloletnie doświadczenia z implantowaniem biomateriałów metalicznych do organizmu ludzkiego wskazują, że osiągnięty został pułap możliwości poprawy ich odporności korozyjnej, jak i biotolerancji poprzez modyfikację składu chemicznego i fazowego. Aktualnie prowadzone badania koncentrują się nad doskonaleniem własności fizykochemicznych implantów poprzez wytwarzanie na ich powierzchni powłok ceramicznych, szklistych lub kompozytowych [3-6]. Dla materiałów o perspektywicznym znaczeniu dla chirurgii kostnej należą kompozyty zawierające węgiel [7,8].

Warstwy węglowe nanoszone na podłoże biomateriałów metalicznych cechują się bardzo dobrą biotolerancją w środowisku tkankowym. O ich własnościach fizykochemicznych decydują nie tylko warunki ich wytwarzania, lecz także skład chemiczny i fazowy metalicznego podłoża. Pozytywna ocena jakości warstw na podłożu austenitycznej stali AISI 316L [9] skłoniła autorów do prowadzenia badań nad ich zastosowaniem na implanty ze stopu kobaltowego.

Metodyka badań

Do badań wykorzystano endoprotezy stawu biodrowego typu Wellera z odlewniczego stopu kobaltu znanego pod nazwą Vitalium o składzie chemicznym zgodnym z wymogami normy ISO 5832/IV-1978 (E) - Tabela 1. W badaniach uwzględniono strefy maksymalnego wytężenia trzpieni endoprotez, wyznaczone przez autorów we wcześniej prowadzonych badaniach [10]. Do badań użyto endoprotezy ze stopu w stanie lanym oraz przesyconym. Endoprotezy przesycano w wodzie po ujednorodnieniu w temperaturze 1220°C w ciągu 1 godziny. Zróżnicowanie stanu powierzchni stopu osiągnięto poprzez szlifowanie, polerowanie elektrolityczne i pasywację. Warstwy

Introduction

Cobalt base alloys are commonly used for implants in the orthopaedic and dental surgery. Quality requirements for the metallic biomaterials, basing on present knowledge of the implant-bone-muscle system, involve physical and chemical properties in addition to the necessary mechanical properties. Generally, any metallic biomaterial in a tissue and body fluid environment should be cor -rosion resistant to avoid the development of toxicological and allergic reactions [1].

Physical and chemical properties of biomaterials are analysed not only in terms of biotolerance and biomech - anics of the contact zones. Implantology must also face some bacteriological and oncological problems. This concerns mainly the metallic biomaterials being in use for more than ten years, because of the observed initiation of cancerogenic processes [2].

Many years experience of implanting metallic biomaterials into the human body indicates that further improvement of their corrosion resistance and biotolerance by modifying chemical and phase composition is no more possible. Therefore research is now focused on surface modification of implants by applying ceramic, glass or composite coatings [3-6]. The carbon containing composites are among the most promising materials for the osteoarticular surgery [7,8].

Carbon coatings deposited on metallic implants have very good biotolerance in the tissue environment. Their physical and chemical properties depend not only on deposition technology but also on chemical and phase composition of the metallic substrate. Good quality of carbon coatings on the AISI 316 L austenitic steel [9] encouraged the authors of this paper to undertake studies on their application on implants made of a cobalt-base alloy.

Experimental

The Weller type hip joint prostheses, made of the cast cobalt-base alloy Vitalium, with chemical composition according to ISO 5832/IV-1978 (F) given in Table 1, were used for the investigations. Emphasis was put especially on the most loaded zones of the prostheses stems, defined by the authors elsewhere [10]. The prostheses were tested in the as-cast condition and after the solution heat treatment, i.e. after homogenising at the temperature of 1220°C for 1 hour and quenching in water. Different surface finish was achieved by mechanical grinding, electropolishing, and passivation. Carbon coatings were applied by a RF CVD process on the surfaces of electropolished samples or electropolished and passivated ones. In each case the starting material was the Vitalium alloy either in the as-cast condition or after the solution heat treatment [10].

Badany materiał	Skład chemiczny, % masowy / Chemical composition, wt %									
Investigated material	Cr	Mo	Si	Ni	Mn	Fe	C	P	S	Co
Stop / alloy Vitalium	27.5	5.1	0.91	0.62	0.65	0.52	0.31	<0.03	<0.03	reszta / bal
wg ISO according to ISO 5832/IV-1978(E)	27.0÷ 30.0	5.0÷ 7.0	max 1.0	max 1.0	max 1.0	max 0.75	max 0.35	–	–	reszta / bal

TABELA 1. Skład chemiczny badanych endoprotez
TABLE 1. Chemical composition of the investigated prostheses

węglowe wytworzono w procesie RF CVD na powierzchni próbek polerowanych elektrolitycznie oraz polerowanych elektrolitycznie i pasywowanych ze stopu w stanie lanym, jak i przesyconym [10].

W ramach badań przeprowadzono ocenę jakościową i ilościową struktury stopu, wykorzystując automatyczny analizator obrazu Vidas firmy OPTON. Próbki do badań trawiono elektrolitycznie w odczynniku o składzie: 60% HNO_3 + 40% H_2O. Proces prowadzono przy stałym napięciu 5 V w czasie 15 ÷ 25 sekund.

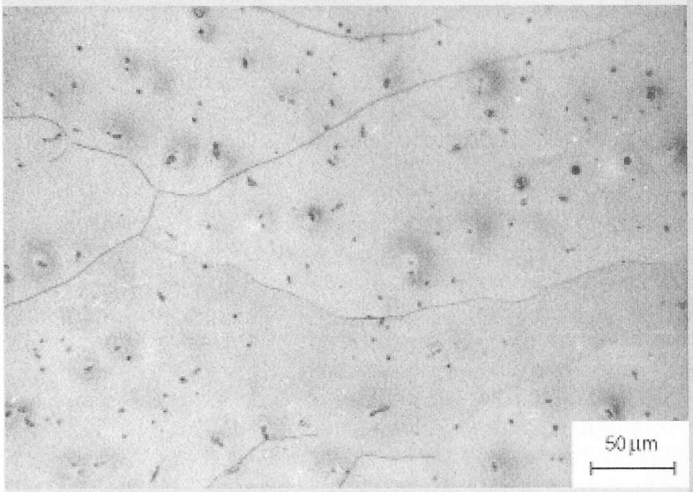
Badania odporności na korozję wżerową dokonano metodą potencjodynamiczną w roztworze fizjologicznym Tyrode'a w temperaturze 37±1°C i pH=6.9÷7.4. Przed pomiarem roztwór przedmuchiwano powietrzem przez okres 15 minut. Rejestrację krzywych polaryzacji anodowej rozpoczynano po ustaleniu się potencjału korozyjnego stosując szybkość zmiany potencjału wynoszącą 1 mV/s. Jako elektrodę odniesienia stosowano nasyconą elektrodę kalomelową (NEK). Obserwacje powierzchni próbek zarówno przed, jak i po badaniach korozyjnych prowadzono wykorzystując elektronowy mikroskop skaningowy DSM-940 firmy OPTON.

Wyniki badań

Badania metalograficzne mikroskopowe trzpieni endoprotez nie wykazywały jakościowych różnic w strukturze poszczególnych obszarów dla określonego stanu stopu. Nie stwierdzono też jakościowych różnic strukturalnych pomiędzy strefami przypowierzchniowymi i rdzeniem trzpieni endoprotez. Strukturę stanu lanego stopu cechowała wyraźnie wykształcona budowa dendrytyczna. W osnowie stopu, stanowiącej roztwór stały pierwiastków stopowych w Co_β, ujawniono wydzielenia węglików $M_{23}C_6$ i eutektyki - Rys. 1. Strukturę stopu wyróżniała gruboziarnistość. Średnia wielkość pola powierzchni ziarna wynosiła 0,688 mm^2. Łączny udział fazy węglikowej i eutektyki (mieszaniny fazy Co_β i węglików $M_{23}C_6$), określony w strefie maksymalnego wytężenia trzpieni endoprotez wynosił średnio 10,4%. Przesycanie stopu z temperatury 1220°C w wodzie po jednogodzinnym ujednoradnianiu zmieniło obraz obserwowanej struktury. Zanikł jej dendrytyczny charakter - Rys. 2. W ziarnach fazy Co_β o średniej wielkości pola powierzchni 0,856 mm^2, zmalał udział powierzchniowy węglików do 1,3 % .

Badania potencjodynamiczne miały na celu wykazanie roli, jaką odgrywają warstwy uszlachetniające powierzchnię odlewniczego stopu Vitalium w odporności na korozję wżerową w środowisku płynów ustrojowych.

RYS.1. Mikrostruktura stopu Vitalium w stanie lanym, struktura dendrytyczna z wydzieleniami węglików
FIG.1. Microstructure of the as cast Vitallium alloy, dendritic structure with carbide precipitates.



RYS. 2. Mikrostruktura stopu Vitalium w stanie przesyconym, gruboziarnista struktura z wydzieleniami węglików.
FIG. 2. Microstructure of the heat-treated Vitalium alloy, coarse-grained structure with carbide precipitates.

Investigations included qualitative and quantitative analyses of the alloy structure carried out using the OPTON automatic image analyser, Vidas. Samples for the analysis were electrolytically etched in a nitric acid solution (60% HNO_3 + 40% H_2O) at a constant voltage of 5V for 15 ÷ 25 sec.

Resistance to pitting corrosion was tested using a potentiodynamic method in the Tyrode physiological solution at the temperature of 37±1°C and at pH=6.9÷7.4. Prior to the tests the solution was bubbled with air for 15 minutes. The anodic polarization curves were registered when the corrosion potential was set, the potential change rate being 1mV/sec. The saturated calomel electrode (SCE) was used as a reference electrode. The surfaces of specimens were observed both before and after the corrosion tests, using the OPTON electron scanning microscope, DSM-940.

Results

Metallographic observations of the prostheses stems did not reveal any qualitative structural differences, independently of the applied sample preparation method. No differences were found out either between the surface zones of the prostheses stem and its core. The as-cast alloy had a well-developed dendritic structure.

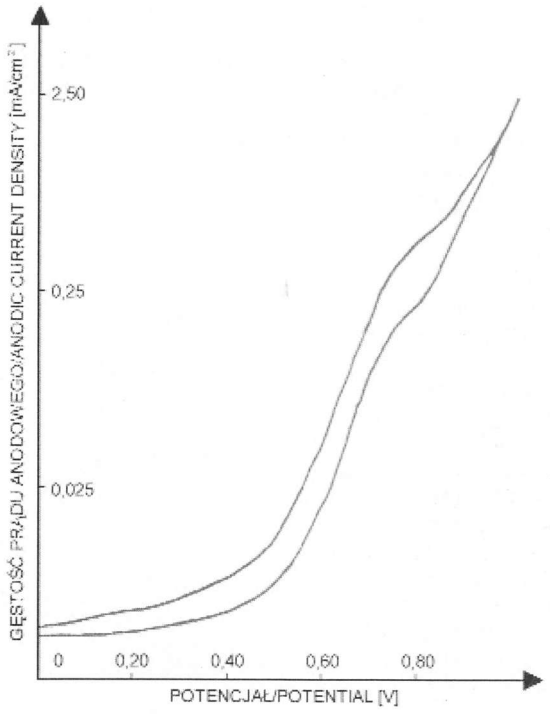
Precipitates of the $M_{23}C_6$ carbides and of the eutectic mixture ($M_{23}C_6$ carbides + Co_β) were identified in the alloy matrix (Fig.1), being a solid solution of alloying elements in Co_β. The alloy was coarse grained, with the average grain size of 0.688 mm^2, evaluated by measuring the grain surface area. Total fraction of the carbide phase and the eutectic mixture (Co_β and $M_{23}C_6$ carbides), determined in the most loaded zones of the prostheses stems was about 10.4%. The applied heat treatment changed the structure of the investigated alloy (Fig. 2). The dendritic structure was no more present and the average grain size increased up to 0.844 mm^2.

Stan stopu Alloy	Sposób przygotowania powierzchni próbki Surface finish	Potencjał korozyjny Corrosion potential Ecorr, mV	Potencjał przebicia Breakdown potential Enp, mV	Gęstość prądu w zakresie pasywnym Current density in the passive range ip, mA/cm^2	Gęstość prądu przy potencjale +650mV Current density at the potential +650mV i_{650}, mA/cm^2
lany	A	-253÷-229	453÷454	0,009÷0,014	0,087÷0,094
	B	-120÷-105	726÷745	0,029÷0,037	0,021÷0,027
as cast	C	-110÷-95	755÷785	0,032÷0,037	0,031÷0,036
przesycony	A	-245÷-195	410÷440	0,011÷0,012	0,084÷0,089
	B	-110÷-95	630÷647	0,035÷0,039	0,031÷0,036
heat treated	C	-110÷-85	660÷688	0,035÷0,045	0,036÷0,041

A. szlifowana / ground sample
B. polerowana elektrolitycznie z naniesioną wartwą węglową / electolitycally polished sample with a carbon coating
C. polerowana elektrolitycznie, pasywowana, z wartwą węglową / electrolitycally polished and passivated sample with a carbon coating

TABELA 2. Wyniki badań potencjodynamicznych stopu Vitalium w roztworze fizjologicznym Tyrode'a.
TABLE 2. Results of the potentiodynamic investigations of the Vitalium alloy in the Tyrode physiological solution.

Pomiarom poddano próbki o zróżnicowanym stanie powierzchni oraz strukturze podłoża. Zróżnicowanie struktury podłoża rozważano dla stanu lanego i przesyconego. Temperaturę przesycania dobrano tak, aby uzyskać minimalną ilość nierozpuszczonych w stopie węglików oraz dopuszczalną wielkość ziarna. Tak więc badania prowadzono na próbkach o maksymalnym (stan lany) i minimalnym (stan przesycony) udziale powierzchniowym wydzieleń węglików w osnowie stopu. Stan powierzchni próbek różnicowano poprzez szlifowanie, polerowanie elektrolityczne, pasywację i pokrywanie warstwą węglową. Wyniki badań odporności korozyjnej przedstawiono w Tabeli 2 oraz na Rys 3÷6. Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że potencjał korozyjny próbek szlifowanych mieścił się w przedziale E_{kor}=-253 ÷-229 mV dla próbek w stanie lanym oraz w przedziale E_{kor}=-245 ÷ -195 mV dla stanu przesyconego - Tabela 2. Z przebiegu krzywych polaryzacji anodowej można wnioskować, że próbki uległy samorzutnej pasywacji w powietrzu w temperaturze pokojowej - Rys.3. Świadczy o tym występujący na krzywej polaryzacji anodowej wyraźny zakres pasywny. Maksymalna gęstość prądu w zakresie pasywnym dla próbek w stanie lanym wynosiła



RYS.3. Krzywa polaryzacji anodowej próbki szlifowanej ze stopu Vitalium, roztwór fizjologiczny Tyrode'a.
FIG.3. Anodic polarization curve of the ground sample of the Vitalium alloy, the Tyrode physiological solution, as-cast state.

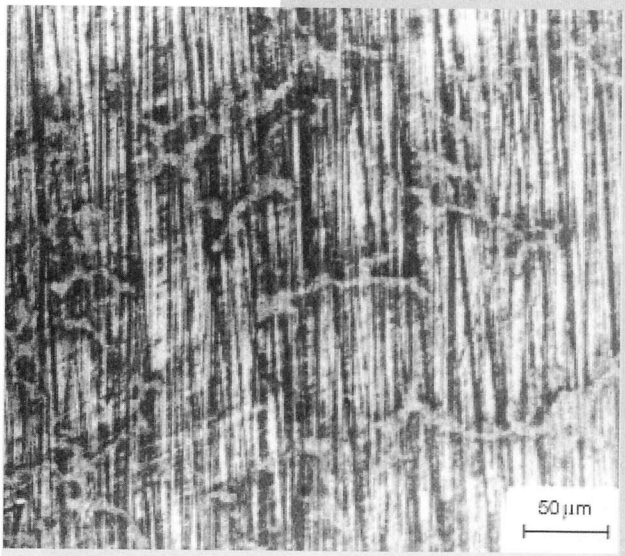
The surface fraction of the carbide phase decreased to about 1.3%.

The potentiodynamic measurements were to reveal the role of carbon coatings in upgrading the resistance of the cast Vitalium alloy to pitting corrosion in the body fluid environment. The tests were carried out on samples with different surface finish and different structures of the alloy substrate. Different alloy structure was obtained by solution heat treatment. The heat treatment temperature was selected to decrease the number of undissolved carbides in the alloy and not to exceed the maximum allowable grain size. This means that the investigated samples had high (as-cast condition) and low (after heat treatment) surface fractions of the carbide precipitates in the alloy matrix. The results of corrosion tests are presented in Table 2 and in Figs. 3÷6.

The measurements carried out in this work showed that the corrosion potential of the ground

i_p=0,014 mA/cm^2, a dla próbek w stanie przesyconym i_p=0,012 mA/cm^2. Dla celów porównawczych oceniano również wartość gęstości prądu przy potencjale +650 mV. Dla próbek w stanie lanym jej maksymalna wartość wynosiła i_{650}=0,094 mA/cm^2, a w stanie przesyconym i_{650}=0.089 mA/cm^2. Polaryzacja anodowa powierzchni próbek spowodowała przebicie warstwy pasywnej przy potencjałach w zakresie E_{np}=+435÷+454 mV dla stanu lanego oraz przy potencjale z zakresu E_{np}=+410÷+440 mV dla stanu przesyconego. Po osiągnięciu anodowej gęstości prądu i = 2.5 mA/cm^2 zmieniano kierunek polaryzacji, po czym powierzchnia próbek ulegała repasywacji.

Obserwacje powierzchni próbek w elektronowym mikroskopie skaningowym przed badaniami korozyjnymi wykazały obecnosć na ich powierzchni równoległych rys po szlifowaniu. Na powierzchni próbek po badaniach potencjodynamicznych nie stwierdzono uszkodzeń charakterystycznych dla przebiegu procesu korozji wżerowej - Rys. 4. Powierzchnia charakteryzowała się mniejszym stopniem rozwinięcia. Ponadto zaobserwowano wytrawienie obszarów z wydzieleniami eutektyki i węglików. Ogólnie wyniki obserwacji wskazują, że powierzchnia stopu uległa procesowi anodowego roztwarzania.



RYS.4. Powierzchnia próbki szlifowanej po badaniach korozyjnych w roztworze fizjologicznym Tyrode'a, stan lany.
FIG.4. Surface of the ground sample after the corrosion tests in the Tyrode physiological solution, as-cast state.

Następnie badaniom poddano próbki pokryte warstwą węglową. Pomiary przeprowadzone na próbkach niespasywowanych z naniesioną warstwą węglową wykazały zróżnicowaną ich odporność korozyjną. Potencjał korozyjny próbek w stanie lanym mieścił się w zakresie E_{kor}=-120÷-105 mV, natomiast próbek przesyconych w zakresie E_{kor}=-110÷-95 mV - Tabela 2. Proces niszczenia warstwy węglowej był inicjowany odpowiednio przy potencjale w zakresie E_{np}=+726÷+745 mV oraz E_{np}=+630÷+647 mV. Dla tych próbek uzyskano wzrost gęstości prądu w zakresie pasywnym, który dla próbek w stanie lanym osiągał wartość maksymalną równą i_p=0.037 mA/cm^2, a dla próbek przesyconych i_p= 0.039 mA/cm^2. Gęstość prądu przy potencjale +650 mV wynosiła odpowiednio i_{650}=0.027 mA/cm^2 oraz i_{650}=0.036 mA/cm^2. Po zmianie kierunku polaryzacji anodowej, również tak przygotowana powierzchnia próbek ulegała procesowi repasywacji w zastosowanym środowisku korozyjnym. Wpływ przesycania na odporność korozyjną stopu Vitalium z naniesioną warstwą węglową potwierdziły również badania prowadzone na próbkach spasywowanych. Pomiary jednakże nie wykazały zdecydowanego wpływu pasywacji na odporność korozyjną stopu. Potencjał korozyjny dla próbek w stanie lanym mieścił się w przedziale E_{kor}=-110÷-95 mV, natomiast dla próbek przesyconych w zakresie E_{kor}=-110÷-85 mV - Tabela 2. Przebicie warstwy węglowej nastąpiło przy potencjałach w zakresie odpowiednio E_{np} =+755÷+785 mV oraz E_{np}=+660÷+688 mV. Wartości gęstości prądu w zakresie pasywnym były zbliżone do wartości próbek niespasywowanych i nie przekraczały wartości i_p = 0,037 mA/cm^2 dla próbek w stanie lanym oraz i_p= 0,045 mA/cm^2 dla próbek przesyconych. Przyjęta dla celów porównawczych maksymalna gęstość prądu przy potencjale +650 mV wynosiła odpowiednio

samples was within the range of E_{corr}=-253÷-229 mV for the as-cast samples and in the range of E_{corr}=-245÷-195 mV for the heat- treated ones (Table 2). It can be inferred from the anodic polarisation curves that the samples underwent spontaneous passivation in air, at room temperature (Fig. 3). This is evidenced by distinct passive range on the anodic polarisation curve. The maximum current density within the passive range for the as-cast samples was i_p=0.014 mA/cm^2 and for the heat-treated ones - i_p=0.012 mA/cm^2. For comparative purposes current densities were recorded also at the fixed potential of +650 mV. For the as-cast samples its maximum value was i_{650}=0.094 mA/cm^2, and for the heat-treated ones - i_{650}=0.089 mA/cm^2. The anodic polarisation caused breakdown of the passive film at potentials E_{np}=+435÷+454 mV for the as-cast samples and E_{np}=+410÷+440 mV for the heat-treated ones. When the anodic current density attained i=2.5 mA/cm^2, the polarisation was reversed and the samples reproduced the passive film.

Observation of sample surfaces in the scanning electron microscope before the corrosion tests revealed parallel scratches caused by grinding. No damages characteristic of pitting corrosion were found on the surfaces of samples after the potentiodynamic measurements (Fig.4). The surface was less developed and etching of zones with eutectic and carbide precipitates was observed. The obtained results indicate that the alloy surface underwent anodic dissolution.

In the next step the carbon-coated samples were investigated. Measurements carried out on the unpassivated carbon-coated samples revealed varying corrosion resistance. Corrosion potential of the as-cast samples was within the range of E_{corr}=-120÷-105 mV and in the range of E_{corr}=-110÷ -95 mV for the heat-treated samples (Table 2). Destruction of the carbon coating was initiated at potentials in the range of E_{np}=+726÷+745 mV and E_{np}=+630÷+647 mV, respectively. Higher current densities were observed for these samples in the passive range, the maximum value for the as-cast samples being i_p=0.037 mA/cm^2 and for the heat-treated ones - i_p=0.039 mA/cm^2. Current densities at V=+650 mV were i_{650}=0.027 mA/cm^2 and i_{650}=0.036 mA/cm^2 , respectively. As a result of reversed polarisation of the samples current density decreased which was attributed to repassivation in the applied corrosive environment.

The effect of heat treatment on the corrosion resistance of the carbon-coated Vitalium alloy was confirmed also by the results obtained with the passivated samples. However, the measurements did not reveal any significant influence of the passivation process on corrosion resistance. Corrosion potential of the as-cast samples was in the range of E_{corr}=-110÷-95 mV, whereas for the heat-treated samples it was E_{corr}=-110÷-85 mV (Table 2). Breakdown of the carbon coating occurred at

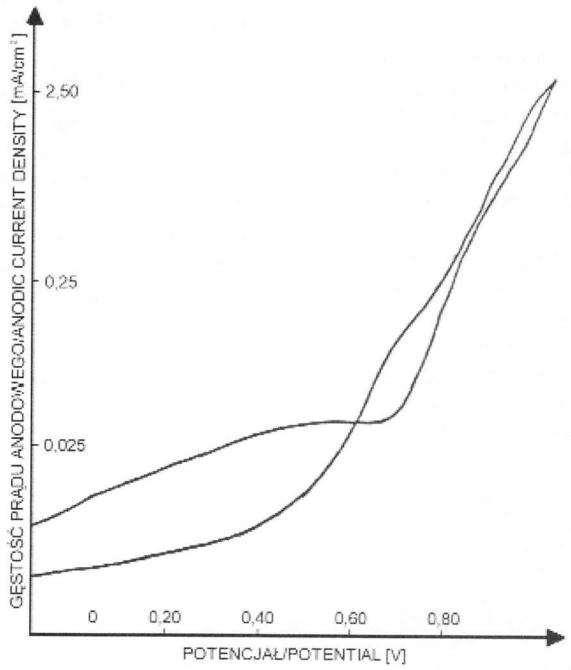
i_{650}=0,036 mA/cm^2 oraz i_{650}=0,041 mA/cm^2. Zmiana kierunku polaryzacji próbek powodowała zmniejszenie gęstości prądu, co należy przypisywać procesowi repasywacji powierzchni próbek - Rys. 5.

W badaniach w elektronowym mikroskopie skaningowym próbek o powierzchni polerowanej elektrolitycznie z naniesioną warstwą węglową oraz polerowanych elektrolitycznie i spasywowanych z naniesioną warstwą węglową nie stwierdzono istotnych różnic fraktograficznych, z uwagi na sposób przygotowania powierzchni. Powierzchnia próbek charakteryzowała się stosunkowo dużym stopniem rozwinięcia powierzchni. Powstałe uszkodzenia, obserwowane po badaniach korozyjnych, przybierały postać charakterystyczną dla układu wydzieleń występujących w osnowie stopu - Rys. 6.

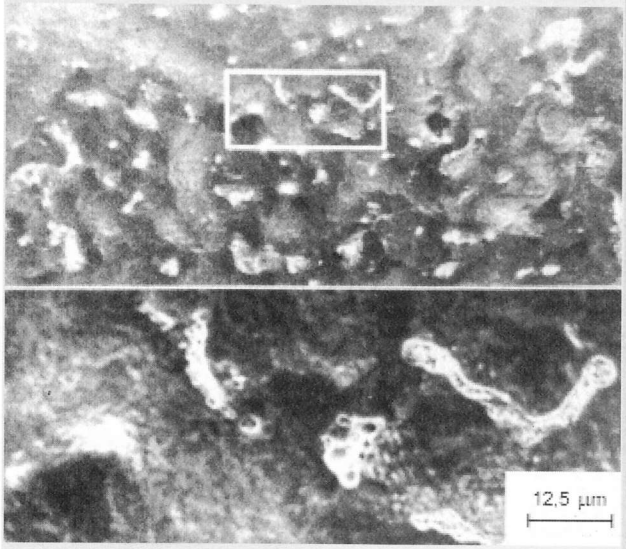
Podsumowanie

Zasadniczym celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu zróżnicowanej struktury oraz sposobu przygotowania powierzchni na odporność korozyjną odlewniczego stopu Co-Cr-Mo z naniesioną warstwą węglową. W artykule zaprezentowano jedynie wyniki badań odprności na korozję wżerową wykorzystując metodę potencjodynamiczną. Ponadto, badania odporności na korozję naprężeniową i zmęczeniową w roztworze fizjologicznym Tyrode'a są obecnie realizowane.

Przeprowadzone badania wykazały, że warstwa węgla naniesiona w warunkach opracowanych w pracy zwiększa prawie dwukrotnie odporność odlewniczego stopu Vitalium na korozję wżerową w roztworze fizjologicznym Tyrode'a w odniesieniu do stanu szlifowanego. Warunkiem uzyskania warstwy o optymalnych własnościach fizykochemicznych jest odpowiednia struktura podłoża i jakość przygotowanej powierzchni. Optymalną strukturą jest osnowa fazy Co_β z dużą ilością węglików, uzyskaną dla stanu lanego. Dla stopu



RYS.5. Krzywa polaryzacji anodowej próbki polerowanej elektrolitycznie, pasywowanej z naniesioną warstwą węglową, roztwór fizjologiczny Tyrode'a, stan lany.
FIG.5. Anodic polarization curve for the electropolished and passivated sample, with a carbon coating, the Tyrode physiological solution, as-cast state.



RYS.6. Powierzchnia próbki polerowanej elektrolitycznie, pasywowanej z naniesioną warstwą węglową po badaniach korozyjnych w roztworze fizjologicznym Tyrode'a, stan lany.
FIG.6. Surface of the electropolished and passivated sample, with the carbon coating after the corrosion tests in the Tyrode physiological solution, as-cast state.

potentials E_{np}=+755÷+785 mV and E_{np}= +660÷+688 mV, respec-tively. Current densities in the passive range were close to the values for the unpassivated samples, and did not exceed the value of i_p=0.037 mA/cm^2 for the as-cast samples, and i_p=0.045 mA/cm^2 for the heat-treated ones. Maximum current den-sities at the potential of +650 mV were i_{650}=0.036 mA/cm^2 and i_{650}=0.041 mA/cm^2, respectively. Reversed polarisation of the samples brought about current density decrease which was attributed to the repassivation process (Fig. 5).

Scanning electron microscopy (SEM) observations of the electropolished samples with the carbon coating, and of the carbon-coated electro-polished and passivated samples did not reveal any significant fractographic differences due to the method of surface preparation. The surfaces were relatively well developed for both investigated alloy structures. Damages observed after the corrosion tests reflected characteristic distribution of precipitates in the alloy matrix (Fig. 6).

Summary

The main purpose of this work was to determine the influence of alloy structure and surface preparation technology on the corrosion resistance of carbon-coated Co-Cr-Mo alloy. The authors presented only the results of the pitting corrosion tests, using a potentiodynamic method. The resistance to stress corrosion and fatigue corrosion in the Tyrode physiological solution is now under investigation.

The results obtained so far show that carbon coating deposited on ground samples, nearly doubles the resistance of the Vitalium alloy to pitting corrosion in the Tyrode physiological solution. The necessary condition to obtain carbon coating with the optimum physicochemical properties is adequate alloy structure and surface

poddanego obróbce cieplnej i z naniesioną warstwą węglową obserwuje się zdecydowanie mniejszy wzrost odporności na korozję wżerową w roztworze fizjologicznym Tyrode'a.

Wnioski

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na możliwość zastosowania warstwy węglowej do uszlachetnienia powierzchni implantatów ze stopu Vitalium. Ogólnie wiadomo, że odporność korozyjna jest ściśle związana z biotolerancją [2,11]. Wzrost odporności korozyjnej poprawia w konsekwencji biotolerancję, gdyż minimalizowane są reakcje odczynowe na produkty korozji. Uzyskane wyniki w pracy będą miały znaczenie dla perspektywicznych zastosowań na implanty ze stopu Vitalium wykorzystywanych w chirurgii rekonstrukcyjnej narządu ruchu i stomatologicznego. Problem szczegółowej oceny przydatności wytworzonej warstwy wymaga dalszych badań nad biotolerancją w tkankach zwierząt doświadczalnych i w obserwacjach klinicznych.

finish. The optimum structure is that of as-cast alloy with the Co_{β} matrix and numerous carbide precipitates. Significantly smaller improvement of resistance to pitting corrosion in the Tyrode physiological solution is observed for the heat-treated alloy with a carbon coating.

Conclusions

The results obtained in this work indicate the possibility of employing carbon coatings for surface improvement of implants made of Vitalium. It is commonly known that the corrosion resistance is closely related to biotolerance [2, 11]. The higher the corrosion resistance the better the biotolerance, the reactions to the corrosion products being minimized. The presented results will be of value for the future applications of implants made of the Vitalium alloy in the orthopaedic and dental surgery. The detailed assessment of carbon coating usefulness calls for further testing of biotolerance in the tissue environment of ex-perimental animals and in clinical observations.

Piśmiennictwo

[1] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
[2] Ungenthün M., Winkler-Gniewek W.: Toxikologie der Metalle und Biokompati- bilität metalischen Implantwerkstoffe. Zeit. für Orthop., 122, (1984), 99-105.
[3] Marciniak J., Koczy B.: Tendencje rozwojowe implantatów z tworzyw metalicznych. Przegląd Mechaniczny, 13, (1989), 16.
[4] Święcki Z.: Bioceramika dla ortopedii. PAN IPPT, Warszawa 1992.
[5] Orgaz F. i inni: Materiales BioceramicosY biovidros. Bulletin de la Sociedad Espanola de Ceramica y Vidrio, 16, 1, (1987), 13
[6] Fisher G.: Technical ceramics advancing with biomaterials applications. Amer. Cer. Soc. Bull., 62, 11, (1983), 1237.
[7] Mitura E., Mitura S., Niedzielski P.: Diamondlike carbon coatings for biomedical applications. Diamond and Related Materials, 3, (1994), 896-899.

References

[8] Pampuch R. i inni: Nowe materiały węglowe w technice i medycynie. PWN, Warszawa 1988.
[9] Marciniak J., Boba J., Paszenda Z.: Einfluß von Passivierungs - und Kohlenstoff- schichten auf austenitischen Cr-Ni-Mo Stählen auf die Beständigkeit gegen lochfraß und Spannungsrißkorrosion. Werkstoffe und Korrosion, 44, (1993), 379-383.
[10] Paszenda Z.: Wpływ struktury podłoża odlewniczego stopu Co-Cr-Mo na własności fizykochemicze warstwy węglowej. Praca doktorska, Politechnika Śląska, Gliwice, 1996.
[11] Mears D.: Metals in Medicine and Surgery. Review 218, Intern. Met. Rev., June, (1977), 223.

OCENA BIOZGODNOŚCI WŁÓKIEN ARAMIDOWYCH O DUŻEJ WYTRZYMAŁOŚCI MECHANICZNEJ

Bogusława Żywicka, Danuta Paluch, Jolanta Staniszewska-Kuś, Leszek Solski, Maria Szymonowicz

Zakład Chirurgii Eksperymentalnej i Badania Biomateriałów Katedry Chirurgii Urazowej i Chirurgii Ręki Akademii Medycznej we Wrocławiu.

BIOCOMPATIBILITY EVALUATION OF HIGH STRENGHT ARAMID FIBRES

Bogusława Żywicka, Danuta Paluch, Jolanta Staniszewska-Kuś, Leszek Solski, Maria Szymonowicz.

Institute of Experimental Surgery and Biomaterials Research, The Chair and Clinic of Traumatology and Hand Surgery, Medical Academy, Wrocław

Nadal trwają poszukiwania materiałów charakteryzujących się dużą wytrzymałością mechaniczną i biozgodnością, które znalazłyby zastosowanie w różnych dyscyplinach chirurgicznych. Wymagania takie stawiane są między innymi wszczepom do rekonstrukcji elementów stabilizujących staw, do uzupełniania ubytków kości po chirurgicznym usunięciu guzów nowotworowych, w uzupełnieniu pourazowych i potrepanacyjnych ubytków kości czaszki, do stabilizacji kręgosłupa, a także w operacjach stawu kolanowego i biodrowego Materiałem o dużej wytrzymałości mechanicznej jest aramid, jednak nie znany jest jego wpływ na tkanki i żywy organizm [9,14].

Celem pracy była ocena biozgodności włókien aramidowych i ich przydatność w praktyce klinicznej. Włókna aramidowe badano w porównaniu z włóknami poliestrowymi o znanych i ustalonych własnościach biologicznych [5,8].

Badania obejmowały:

- badania laboratoryjne i biologiczne wyciągów wodnych (pH, przewodność elektryczna właściwa, sucha pozostałość po odparowaniu 100 ml wyciągu, ocena działania toksycznego i hemolitycznego);
- badania zmian powierzchni włókien w mikroskopie skaningowym przed i po implantacji;
- badania cech fizykomechanicznych przed i po implantacji;
- badania reakcji tkanki kostnej u królików oraz tkanki mięśniowej, podskórnej i jamy otrzewnowej u szczurów;
- ocenę zmian w poziomie cytokin IL 1β i IL 6 w płynie z jamy otrzewnowej myszy po implantacji badanych włókien.

Wyciągi wodne z badanych włókien przygotowano w oparciu o ogólne wymagania farmakopealne z zachowaniem w proporcji 10 g włókien na 100 ml wody podwójnie destylowanej. Próby inkubowano w temperaturze 70°C przez 24h. Do badań biologicznych wyciągi wodne doprowadzano do izotoniczności stałym chlorkiem sodu [4,5].

W badaniach laboratoryjnych wyciągów wodnych stwierdzono porównywalne pH, czterokrotnie wyższą przewodność elektryczną właściwą i suchą pozostałość po odparowaniu wyciągów z włókien aramidowych w stosunku do wyciągów z włókien poliestrowych [10,11,12]. Badanie działania cytotoksycznego przeprowadzono na mrożonym nasieniu buhaja oceniając czas przeżycia plemników w badanych wyciągach w porównaniu do czasu przeżycia plemników w roztworze soli fizjologicznej [8]. Badanie działania hemolitycznego wykonano na erytrocytach ludzkich otrzymanych z krwi grupy 0 Rh+ według metody opartej na fotometrycznym pomiarze supernatantu krwi i wyciągów wodnych [3]. Badanie miejscowego działania toksycznego przeprowadzono na królikach, którym wstrzykiwano śródskórnie badany wyciąg wodny w ilości 0,1 ml. Zmiany zabarwienia skóry oraz wielkość odczynu w miejscach wstrzyknięć kontrolowano po 1, 2, 24 i 48 godzinach [1,2]). W badaniach biologicznych wyciągów wodnych nie stwierdzono działania cytotoksycznego, hemolitycznego oraz miejscowego działania toksycznego po iniekcji śródskórnej. Stwierdzone w badaniach laboratoryjnych związki w wyciągach z włókien aramidowych nie wykazywały działania toksycznego.

Badania biokorozji włókien przeprowadzono oceniając zmiany na ich powierzchni oraz zmiany wytrzymałości na zrywanie i zmęczenie po implantacji do jamy otrzewnowej szczura na okres 3, 6, 9 i 12 miesięcy.

Badanie zmian powierzchni przeprowadzono w mikroskopie skaningowym Stereoscan 90.

We are constantly looking for the materials which are characterized by high mechanical strength and biocompatibility, which could find application in different fields of surgery. Such requirements are established for different parts of intraarticular stabilization, filling bone defects after cancer surgery procedures, repairing post-traumatic and post-surgery defects in skull-bones, for spine stabil-ization and in surgery of hip and knee joints. Aramid fibres are known to exhibit high mechanical strength but as yet we do not know much about their influence on tissues and living organisms [9,14].

The main purpose our investigation was to evaluate biocompatibility of aramid fibres and to assess their usefulness in clinical practice. The aramid fibres were tested in comparison with those made of polyester, which are known to have good biological properties [5,8].

Our investigation included:

- laboratory analyses and biological examination of aqueous extracts (pH, electrical conductivity, dry residue after evaporation of 100 ml of the extract, evaluation of toxicological and haemolytic effects);
- assessment of fibre surface in scanning microscope before and after implantation;
- assessment of physico-mechanical properties of the fibres before and after implantation;
- evaluation of bone tissue reaction in rabbits and muscle, subcutaneous and intraperitoneal tissue in rats;
- assessment of the changes in the level of cytokines IL-1β and IL6 in the intraperitoneal liquids of mice after implantation of tested fibres.

The aqueous extracts from the tested fibres were made in accordance with the general pharmacopoea requirements with the ratio of 10g of fibres per 100ml of bidistilled water. These specimens were incubated at 700C for 24h. For biological tests these aqueous extracts were made izotonical by addition of solid NaCl [4,5].

The results of laboratory tests of the aqueous extracts have shown comparable level of pH, four times higher electrical conductivity and dry residue after evaporation of aramid fibres in comparison to the aqueous extracts of polyester fibres [10,11,12].

The investigation of cytotoxicity was carried out on the frozen bull sperm, by assessment of the spermatozoon survival time in the tested aqueous extracts in comparison to the spermatozoon survival time in the physiological saline [8].

The haemolytic effects were examined on the human erythrocytes derived from the blood of group 0 Rh+ by photometric measurement of blood supernatant and aqueous extracts (l = 540nm) [3].

The evaluation of the local intracutaneous toxicity was done on albino-rabbits, by intracutaneous injection of 1ml of the tested extracts. Changes in skin colouration and in reaction size were recorded after 1, 2, 24 and 48 hours [1,2].

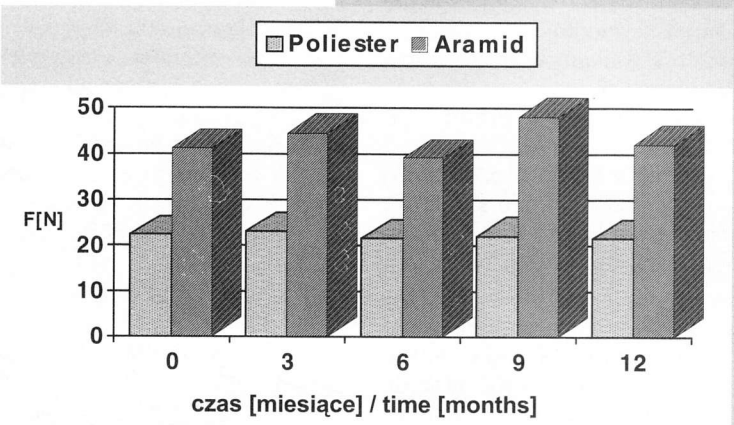
In the biological tested of the aqueous extracts we did not noticed any cytotoxicologic or haemolytic effects or local toxicity after intracutaneous injection.

The evaluation of biocorrosion of the fibres was done by assessing the changes on their surfaces as well as by observing the changes of the pull knot strength and fatigue strength after implantation into the abdomen cavity in rats for the periods of 3, 6, 9 and 12 months.

Na powierzchni włókien nie stwierdzono zmian po implantacji na okres 180 i 360 dni w porównaniu do powierzchni włókien przed implantacją.

Badania wytrzymałości na zerwanie w węźle i zmęczeniowe wykonano z zastosowaniem urządzenia MTS 852 . 02 BIONIX oraz MTS 858. 02 MINI BIONIX firmy MTS . Do badań zmęczeniowych zastosowano model cyklicznego naprężania włókien w zakresie pomiarowym od 3 do 20 N, z częstotliwością 1 Hz do momentu zerwania się włókna. Badania wytrzymałości na zerwanie wykazały znacznie wyższą wytrzymałość włókien aramidowych na zrywanie w porównaniu z włóknami poliestrowymi. Różnice między badanymi włóknami były istotne matematycznie. Włókna poliestrowe zrywały się w węźle natomiast włókna aramidowe zrywały się poza węzłem, charakterystycznie dla materiałów o dużej wytrzymałości mechanicznej i o małej rozciągliwości, u których zerwaniu ulegają poszczególne włókienka. Zarówno włókna aramidowe jak i włókna poliestrowe nie wykazywały spadku wytrzymałości po implantacji na 3, 6, 9 i 12 miesięcy w porównaniu z włóknami przed implantacją (Rys. 1).

W badaniach zmęczeniowych stwierdzono, że włókna aramidowe zarówno przed jak i po implantacji wykazują 100-krotnie większą wytrzymałość na cyklicznie przykładaną siłę, niż kontrolne włókna poliestrowe.



RYS. 1. Ocena wytrzymałości na zerwanie w węźle włókien aramidowych i poliestrowych, w czasie od 3 do 12 miesięcy po implantacji.
FIG.1. The pull knot strength of the aramid and polyester fibres 3 to 12 months after implantation.

W obrazie makroskopowym po implantacji do tkanki mięśniowej, kostnej i do jamy otrzewnowej stwierdzono prawidłowe wgajanie obu rodzajów włókien. Odczyn tkanek charakteryzował się wytworzeniem cienkiej błonki wokół wszczepionych nici, która 90, 180 i 360 dnia po implantacji pokrywała równomiernie wszczep i była silnie związana z jego powierzchnią.

Ocenę mikroskopową preparatów z tkanek miękkich przeprowadzono stosując system punktowy opracowany w naszym Zakładzie. Metoda polega na mikroskopowej ocenie szerokości nacieczenia tkanek komórkami zapalnymi w porównaniu ze średnicą wszczepionej nici oraz ocenie ilości i rodzaju komórek występujących wokół wszczepionych włókien [13].

Po implantacji obu rodzajów włókien do tkanek miękkich u szczura obraz mikroskopowy był podobny. We wczesnym okresie nici otoczone były torebką łącznotkankową zbudowaną z licznych fibrocytów, mniej licznych fibroblastów oraz jednojądrzastych komórek typu limfocytów i pojedynczych komórek olbrzymich typu ciała obcego (Rys. 2).

W okresie odległym wytworzona wokół wszczepów torebka miała charakter tkanki łącznej, w której można było wyróżnić dwie warstwy. Warstwa wewnętrzna kontaktująca się z nićmi miała charakter bogatokomórkowej tkanki łącznej, w której widoczne były liczne komórki typu ciała obcego. Warstwa zewnętrzna zbudowana była z licznych gęsto ułożonych włókien klejorodnych i pojedynczych fibrocytów. Torebka była ostro odgraniczona od otaczających tkanek. Szerokość torebki

The scanning observations were done using the microscope Stereoscan-90. On the fibre surface we did not notice any changes after the periods of 180 and 360 days in comparison to the fibre surface before the implantation.

The fatigue strength tests and the pull knot strength tests were carried out with the use of the following equipment: MTS 852.02 BIONIX and MTS 858.02 MINI BIONIX. The tested fibres were subjected to cyclic loading in the range from 3N up to 20N with the frequency of 1Hz.

The measurements of pull knot strength showed significantly higher strength of the aramid fibres in comparison to the polyester ones. These differences were mathematically significant. The polyester fibres were broken at the knot point while the aramid fibres were broken in different locations outside the knot, which is characteristic of the materials with very high strength but of low ductility. For both kinds of tested fibres we did not noticed any changes in their strength after implantation periods of 3, 6, 9 and 12 months in comparison to their strength before the implantation. (Fig. 1).

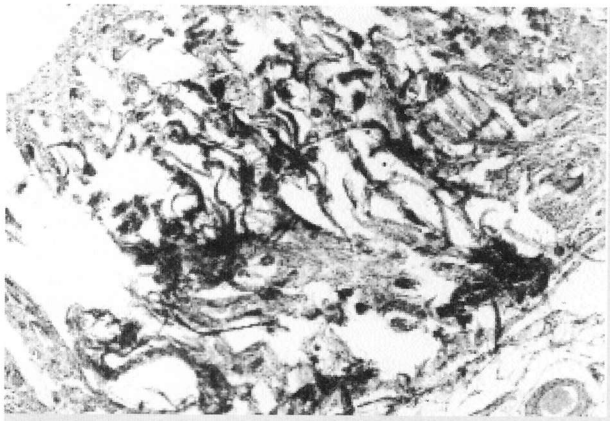
During the fatigue testing we noticed that the aramid fibres, before as well as after the implantation, were characterized by a 100 times higher resistance to loading than the polyester fibres.

In the macroscopic examination after the implantation into the muscles, bones and peritoneal cavity, good healing of both kinds of fibres was observed. The tissue reaction was characterized by the presence of thin membrane around the implanted threads, which after 90, 180 and 360 days covered implants uniformly and was strongly connected with their surfaces.

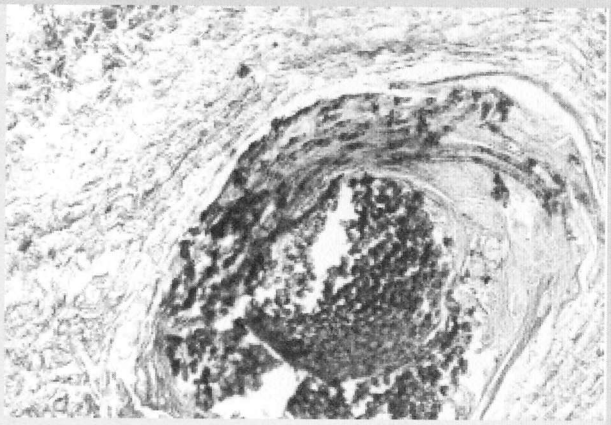
The microscopic assessment of the soft tissue slices was made according to the point graduation system developed at our Institute. The method is based on the microscopic evaluation of the infiltration width by the inflammatory cells in comparison to the diameter of the implanted fibre as well as on the evaluation of the quantity and types of different cells which surrounded the implanted fibres [13].

Implantation of these two kinds of fibres into the rat's soft tissues gave a very similar microscopic view. At the early stage the threads were surrounded by connective tissue capsule, built of abundant fibrocytes, less numerous fibroblasts and mononucleous cells of the lymphocyte type and singular foreign body cells (Fig. 2).

At the later stage the capsule formed around the implanted threads had the character of connective tissue with two distinct layers. The inner layer, in contact with the implanted thread was built of the rich celled connective tissue with numerous foreign body cells. The external layer was built of numerous, densly packed collagenic fibres and single fibrocytes. The capsule was distinctly separated from the surrounding tissues.



RYS.2 Obraz mikroskopowy 14 dni po implantacji włókien aramidowych.
FIG.2. Microscopic picture 14 days after the implantation.



RYS.3. Obraz mikroskopowy 270 dni po implantacji włókien aramidowych.
FIG.3. Microscopic picture 270 days after the implantation.

wokół włókien aramidowych wynosiła 1/4 średnicy nici, natomiast wokół włókien poliestrowych 1/8 ich średnicy (Rys. 3).

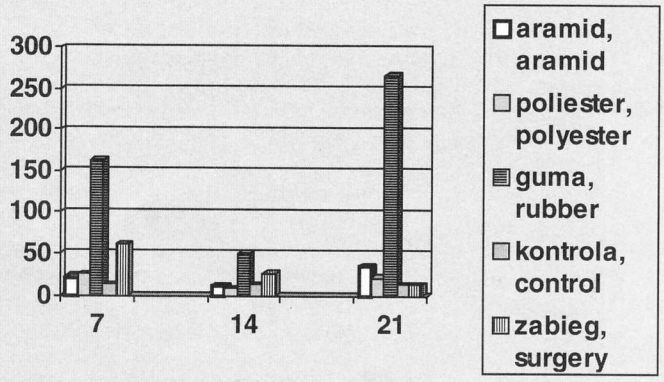
Odczyn tkanki kostnej po implantacji na okres 3 i 6 miesięcy u królika, zarówno wokół nici aramidowych i poliestrowych był podobny. Wytworzona wokół wszczepów tkanka łączna ulegała szkliwieniu a w okresie odległym przekształciła się w tkankę chrzęstną.

Poziom cytokin IL-1β i IL-6 po implantacji włókien aramidowych do jamy otrzewnowej myszy przeprowadzono w celu otrzymania jednoznacznej odpowiedzi dotyczącej ich biozgodności. Jako próbę dodatnią zastosowano krążki z gumowego drenu medycznego. Włókna aramidowe i poliestrowe implantowano w postaci pętli długości 10 cm a gumę wpostaci krążka o masie 0,1 g. Badania przeprowadzono na myszach szczepu BALB/C, którym implantowano do jamy otrzewnowej wyżej wymienione materiały. Kontrolę stanowiła grupa zwierząt poddanych zabiegowi operacyjnemu otwarcia i zamknięcia jamy brzusznej oraz grupa zwierząt zdrowych. Na podstawie badań zmian poziomu interleukin przeprowadzonych 7, 14 i 21 dnia po zabiegu stwierdzono istotny wzrost poziomu IL - 1β i IL - 6 w grupie zwierząt z implantowanymi krążkami z gumy. W pozostałych grupach zwierząt wykazano stałą obecność badanych cytokin na niskim poziomie. Poziom cytokin

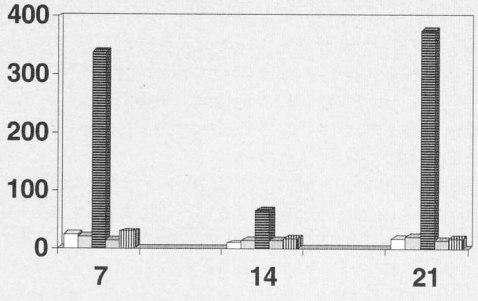
The thickness of the capsules around the aramid and polyester fibres was 1/4 and 1/8 of the thread diameters, respectively (Fig. 3).

The rabbit bone tissue reaction 3 and 6 months after the implantation was similar for both kinds of fibres. The connective tissue developed around the fibres was hyalinized and at a later stage it was transformed into cartilage.

The level of the interleukins IL-1β and IL-6 was determined after the implantation of the aramid fibres into the mouse peritoneal cavity with the main target to get the definite answer about their compatibility. As the positive test, discs of medical rubber drain were used. The aramid and polyester fibres, length of 10cm were implanted as twisted loops and the rubber as 0,1g discs. The tests were carried out on the BALB/C breed mice. The tested materials mentioned above were implanted into the peritoneal cavity. Two groups of mice were used as the controls. The first group was that of healthy animals kept in the same conditions and the second one the animals which underwent single surgical procedure of opening and closing of the abdomen cavity. The levels of the interleukins 7, 14 and 21 days after the surgery were significantly higher in the group of animals with the implanted rubber discs. The animals from all other groups had interleukins at constant low level.



RYS. 4. Wartości interleukiny -1β w jamie otrzewnowej myszy po implantacji aramidu, poliestru i gumy.
FIG. 4. Values of interleukin -1β in peritoneal cavity of a mouse after implantation of aramid, polyester and rubber.



RYS. 5. Wartości interleukiny -6 w jamie otrzewnowej myszy po implantacji aramidu, poliestru i gumy.
FIG. 5. Values of interleukin -6 in peritoneal cavity of a mouse after implantation of aramid, polyester and rubber.

u zwierząt z implantowanymi włóknami aramidowymi i włóknami poliestrowymi był porównywalny z grupą zwierząt poddanych zabiegowi otwarcia jamy otrzewnowej. Na podstawie otrzymanych wyników badań nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy poziomem IL - 1β i IL -6 u zdrowych zwierząt i po zabiegu operacyjnym oraz po implantacji włókien aramidowych i poliestrowych (Rys.4, 5). Badania te potwierdziły brak działania toksycznego obu mate-riałów i ich biozgodność [6,7].

Przeprowadzone badania pozwalają stwierdzić, że badane włókna aramidowe nie wywołują zmian miejscowych ani ogólnoustrojowych i mogą być zastosowane do zwiększenia wytrzymałości mechanicznej niektórych biomateriałów lub jako samodzielny biomateriał.

The levels of interleukins in the groups of the mice with the implanted aramid and polyester fibres were comparable to those obtained for control groups of healthy mice and mice after the surgery only. The obtained results indicate that there are no significant differences in the levels of interleukins IL-1β and IL-6 in any of the tested groups of animals: healthy, after surgery, after implantation of aramid fibres and after implantation of polyester fibres. These evaluations confirmed that both tested fibres, the aramid as well as the polyester ones, have no toxical properties and are characterized by good compatibility (Fig. 4 and 5), [6,7].

After conducting of these studies we can say that the tested aramid fibres do not cause any local reaction or influence on general animal health and they can be used to increase mechanical strength of different biomaterials or as independent biomaterials.

Piśmiennictwo

[1]. Arzneibuch der Deutschen Demokratischen Republik, 2 Ausgabe, Berlin 1975.

[2]. Badania cytotoksyczności : metody in vitro , Norma ISO 10993-5.

[3]. Borzemska M.: Badania porównawcze metod oznaczania działania hemolitycznego wyciągów wodnych z tworzyw sztucznych. Polimery w Medycynie, 8, 2, (1978), 57-61.

[4].Farmakopea USP XX, ISO 10993-5: 1992 (E).

[5].Grabowska U., Zalewski W., Zathey S.: Wpływ warunków przygotowania wyciągów wodnych na ilość związków wymywanych z protez powięzi mięśni, Polimery w Medycynie, 15, 3-4, (1985), 113-124.

[6]. Misterka S., Paluch D., Staniszewska-Kuś J., Żywicka B., Konieczny A., Pobiedzińska J.: Assays of the interleukin IL-1B and IL-6 for the evaluation of the biomaterials. Proc. of Int. Polymer Sem., Gliwice, (1997), 199-203.

[7]. Misterka S., Paluch D., Żywicka B., Staniszewska-Kuś J., Pobiedzińska J.: Zmiany w poziomie interleukiny IL-1b i IL-6 po implantacji wybranych materiałów medycznych. Polimery w Medycynie , 3-4, (1998), 15-24.

[8]. Paluch D.: Badania porównawcze in vitro działania toksycznego wyciągów wodnych z tworzyw sztucznych w testach biologicznych na żywych komórkach. Polimery w Medycynie, 12, 3-4,(1981), 79-119.

References

[9]. Polesiński Z., Karaś J., Święcki Z., Ciołek L., Badura R., Bieniek J.: Badania nad syntezą cementów apatytowych i szkło-polialkenowych dla ortopedii. Ocena możliwości podwyższenia wytrzymałości na zginanie otrzymanych cementów. Szkło i Ceramika, 48, (1997), 2-8.

[10]. Polska Norma 86/C-04963: Oznaczanie pH wodnych roztworów produktów chemicznych.

[11]. Polska Norma 76/C-89291: Oznaczanie przewodności elektrycznej - właściwej wyciągów wodnych.

[12]. Polska Norma 91/2-55202: Oznaczanie suchej pozostałości.

[13]. Staniszewska-Kuś J., Rutowski R., Paluch D.: Badanie odczynu tkanek na nici chirurgiczne z zastosowaniem własnej metody punktowej. Polimery w Medycynie. XXVIII, 1-2, (1997), 3-15.

[14]. Święcki Z., Polesiński Z., Karaś J., Rosiek G.: Cementy fosforanowe w chirurgii kości. XVI Konferencja Naukowa. Chemia Nieorganiczna. Związki Fosforanowe. Wrocław 1996.

[15]. Żywicka B., Paluch D., Staniszewska-Kuś J., Solski L., Szymonowicz M.: Evaluation of biocompatibility of aramid fibres with increased tensile strength. The Int. J. of Artificial Organs . Vol. 19, no. 9, (1996) . Abstracts of the XXIII Congress of ESAO - Warsaw , October 17-19, (1996), 618.

BADANIA PORÓWNAWCZE MATERIAŁÓW DO ŚRÓDOPERACYJNEJ HEMOSTAZY

JOLANTA STANISZEWSKA-KUŚ, ROMAN RUTOWSKI, JAKUB KRATOCHWIL, DANUTA PALUCH, MARIA SZYMONOWICZ, LESZEK SOLSKI, BOGUSŁAWA ŻYWICKA

ZAKŁAD CHIRURGII EKSPERYMENTALNEJ I BADANIA BIOMATERIAŁÓW
KATEDRY CHIRURGII URAZOWEJ I CHIRURGII RĘKI AKADEMII MEDYCZNEJ WE WROCŁAWIU
OKRĘGOWY SZPITAL KOLEJOWY WE WROCŁAWIU

Streszczenie

Pomimo znacznego postępu w technikach chirurgicznych, śródoperacyjne krwawienie z narządów miąższowych nadal stanowi poważny problem. W ciągu ostatnich lat wprowadzono do praktyki chirurgicznej szereg wchłanialnych, hemostatycznych materiałów.

Celem pracy była ocena przydatności wybranych materiałów hemostatycznych w praktyce chirurgicznej w zaopatrywaniu uszkodzonych i krwawiących narządów miąższowych, ocena aktywności hemostatycznej w układzie krzepnięcia oraz określenie odczynowości biologicznej badanych materiałów i czasu ich resorpcji.

Materiał i metoda badań

Do zaopatrywania krwawiących ran narządów miąższowych zastosowano 3 syntetyczne opatrunki: celulozowy o nazwie handlowej Surgicel, kolagenowo-fibrynowy o nazwie handlowej TachoComb oraz żelatynowy o nazwie Spongostan Special. Zabiegi przeprowadzono na 42 królikach i 42 szczurach. W trakcie zabiegu wyłaniano pośrodkowy płat wątroby, śledzionę i nerkę. W płacie wątroby wykonywano 2 rany: kłutą i styczną. Krwawienie z rany kłutej tamowano przez wprowadzenie odpowiednio przyciętego materiału hemostatycznego. Na krwawiącą ranę styczną nakładano badany materiał o wymiarach 2x2 cm. W śledzionie wykonywano ranę kłutą przechodzącą przez cały narząd. Krwawienie tamowano przez wprowadzenie odpowiednio przyciętego opatrunku hemostatycznego. W nerce odcinano owalny fragment kory o wymiarach 0,5x03 cm. Krwawiącą ranę zaopatrywano fragmentem materiału hemostatycznego o wymiarach większych niż rana.

W czasie wykonywania zabiegów operacyjnych badano poręczność chirurgiczną poszczególnych materiałów hemostatycznych, tzn. przyleganie do krwawiącej rany, przyczepność do rękawiczek i narzędzi chirurgicznych, nasiąkliwość, przesiąkliwość oraz plastyczność. Mierzono czas po jakim ustawało krwawienie z ran wątroby, nerki i śledziony w zależności od użytego materiału. Ponadto obserwowano zmiany wyglądu materiałów po kontakcie z krwią.

Ocenę aktywności hemostatycznej badanych preparatów wykonano w oparciu o badania wpływu tych preparatów na układ krzepnięcia. Była to ocena *in vitro* mająca na celu określenie i porównanie stopnia aktywacji

COMPARATIVE STUDY OF TOPICAL HEMOSTATIC AGENTS

JOLANTA STANISZEWSKA-KUŚ, ROMAN RUTOWSKI, JAKUB KRATOCHWIL, DANUTA PALUCH, MARIA SZYMONOWICZ, LESZEK SOLSKI, BOGUSŁAWA ŻYWICKA

ZAKŁAD CHIRURGII EKSPERYMENTALNEJ I BADANIA BIOMATERIAŁÓW
KATEDRY CHIRURGII URAZOWEJ I CHIRURGII RĘKI AKADEMII MEDYCZNEJ WE WROCŁAWIU
OKRĘGOWY SZPITAL KOLEJOWY WE WROCŁAWIU

Abstract

Despite great advance in surgery the intraoperative bleeding of parenchymal organs is still a vital problem. In recent years there have been many hemostatic agents introduced into the surgical technique.

The goal of this paper was evaluation of usefulness of some hemostatic agents in surgical practice in management of lesions of parenchymal organs, testing of hemostatic activity in hemostasis and their biocompatibility and time of resorption.

Materials and methods

Three of topical hemostats were evaluated: oxidised regenerated cellulose named Surgicel, collagen fleece covered with fibrin glue - Tachocomb and gelatine sponge named Spongostan Special. Animal tests were conducted on 42 rabbits and 42 rats. During the operation medial lobe of liver, kidney and spleen were excavated. In the lobe of liver two wounds were made: one - stab and the other tangential. Haemorrhage from the stab wound was stopped by insertion of the properly cut piece of the hemostatic agent. The tangential wound was covered with a piece of material, dim. 2x2 cm. The spleen was punctured straight through. The haemorrhage was stopped with a plug of hemostatic agent. The pole of the kidney was cut and a oval piece of cortex 0,5x0,3 cm was removed. Laceration of the organ was covered with a piece of hemostatic material larger than the lesion.

During the operation surgical handiness was evaluated. Sticking to the wound, surgical gloves and instrumentation, soaking with blood, transudation with blood and plasticity were tested. The clotting time i.e. time after which the haemorrhage from liver, kidney and spleen was stopped was measured. Moreover change of the appearance after contact with the blood was observed.

Evaluation of the hemostatic activity of the three hemostatic agents made of oxidised cellulose (Surgicel), fibrin glue coated collagen fleece (TachoComb) and gelatine sponge (Spongostan) was made by testing the influence on coagulation system. It was an *in vitro* analysis to estimate and compare activation of the coagulation proteins by the investigated materials. After

białek układu krzepnięcia przez badane preparaty. Osocze cytrynianowe otrzymane z ludzkiej krwi inkubowano z badanymi opatrunkami. Po określonym czasie kontaktu z próbkami materiałów wykonywano badania układu krzepnięcia. Obejmowały one oznaczenia: czasu kefalinowo-koalinowego, protrombinowego, trombinowego, rekalcynacji oraz stężenia fibrynogenu.

Omówienie wyników badań

Przeprowadzone badania biologiczne in vitro i in vivo materiałów przeznaczonych do hemostazy miejscowej wykazały dużą biozgodność gąbki kolagenowo fibrynowej, gąbki żelatynowej i siatki celulozowej.

Wyniki badań śródoperacyjnych oraz badań sekcyjnych potwierdziły wysoką skuteczność zastosowanych preparatów w opanowaniu krwawienia miejscowego, szczególnie krwawienia z narządów miąższowych. Różnice pomiędzy preparatami dotyczyły poręczności chirurgicznej, czasu potrzebnego do całkowitego zahamowania krwawienia oraz czasu wykrzepiania krwi.

Preparat z oxycelulozy Surgicel z łatwością dopasowywał się do kształtu rany i powierzchni uszkodzonego narządu. Nie przylepiał się do rękawiczek i narzędzi chirurgicznych. Opatrunek wykazywał dużą przesiąkliwość krwi w początkowej fazie hemostazy. Dopiero po całkowitym wykrzepieniu, które następowało po ok. 5-6 min., stawał się szczelny. W tym czasie zmieniał swoją postać z białej siatki na brunatną masę.

Opatrunek kolagenowo-fibrynowy TachoComb, należący do materiałów hemostatycznych najnowszej generacji, w czasie zabiegu przylepiał się do rękawiczek i narzędzi chirurgicznych, co w pierwszym momencie utrudniało zdeponowanie go w krwawiącej ranie. Poręczność chirurgiczną opatrunku poprawiono przez wstępne namoczenie go w soli fizjologicznej, co zwiększało jego plastyczność i przyleganie do rany. Opatrunek TachoComb szybko nasiąkał krwią; w okresie ok. 2 min. zatrzymywał krwawienie i uniemożliwiał przesiąkanie krwi na zewnątrz. Po nasączeniu krwią, opatrunek zmieniał swoją postać z białej gąbki na różową, galaretowatą masę dobrze przylegającą do powierzchni rany.

Opatrunek żelatynowy Spongostan wykazywał zwiększoną przyczepność do rękawiczek i narzędzi chirurgicznych, jego sztywność i łamliwość utrudniała zdeponowanie go w ranie, a przyczepność do powierzchni rany w początkowej fazie hemostazy była mała. Bardzo wolno nasiąkał krwią, nie przesiąkał a po ok. 4 min. zatrzymywał krwawienie przybierając postać żółtawej gąbki.

Podsumowując obserwacje śródoperacyjne stwierdzono, że najłatwiejszym w zastosowaniu podczas zabiegu był Surgicel, ale osiągnięcie pełnej hemostazy wymagało najdłuższego czasu. TachoComb wprawdzie wykazywał przyleganie do narzędzi chirurgicznych i rękawiczek jednak w najkrótszym czasie hamował krwawienie i pewnie przylegał do rany. Spongostan ze względu na swoją sztywność i wolne wsiąkanie krwi, okazał się w czasie zabiegu najmniej pewny w zaopatrywaniu ran o dużej powierzchni.

W ocenie poręczności chirurgicznej badane materiały hemostatyczne uszeregowano w następujący sposób. Za najlepszy uznano Surgicel, następnie TachoComb, a najmniej poręczny okazał się Spongostan. W ocenie szybkości i skuteczności hemostatycznej, najbardziej przydatnym okazał się TachoComb następnie Spongostan, a najmniej skuteczny był Surgicel.

Badania sekcyjne pozwoliły określić zachowanie się opatrunków w kontakcie z tkankami i określenie czasu ich resorpcji.

certain time of incubation in human citrated plasma APTT, prothrombin time, thrombin time, recalcination time and fibrinogen concentration was determined.

Results

Biological tests conducted in vitro and in vivo have shown high biocompatibility of oxycellulose mesh, fibrin-collagen fleece and gelatine sponge.

Results of intraoperative and pathological investigation confirmed high effectiveness of these materials in local hemostasis. Hemostatic agents differ in handiness, time necessary to completely stop the bleeding and the clotting time.

Oxycellulose agent- Surgicel easily adjusted to the shape of the surface of the wound. It did not adhere to the surgical gloves and instruments. The blood easily soaked through the material in the initial phase of coagulation. After the complete coagulation, which took 5 minutes, dressing became entirely tight. At this time it changed from white mesh to dark brown mass.

Fibrin coated collagen fleece - TachoComb which belongs to modern hemostatic agents at the time of operation stuck to the gloves and to the instruments, which initially made deposition of the material in the wound difficult. Surgical handiness could be increased by soaking it in saline which improved its plasticity and adherence to the wound. TachoComb quickly soaked with blood and after 2 minutes was completely tight. After soaking up with blood the material changed into pink, gelatinous mass, well adhering to the surface of the wound.

Gelatine foam - Spongostan was highly adherent to the surgical gloves and instruments. The sponge was stiff and brittle, which made its deposition in the wound difficult and the adherence to the wet surface was low. It soaked with the blood very slowly and after 4 minutes it was completely tight. Spongostan changed into a yellowish sponge.

Resuming the intraoperative observations it can be stated that the most applicable material during the operation was Surgicel but the time of full hemostasis was the longest. Although TachoComb adhered to the gloves and instruments, it stopped bleeding the most quickly and securely stuck to the wound. Spongostan was stiff, its soaking with blood was the slowest and it poorly adhered to the surface of the extensive wound.

The handiness ranking of the hemostatic agents could be as follows: the best was Surgicel, the next TachoComb and the worst - Spongostan. The quickest and the most effective in hemostasis was TachoComb, the following was Spongostan and the least effective was Surgicel.

Pathological examinations allowed to state the behaviour of the hemostats in contact with the tissues and time of resorption.

In group I - Surgicel, 3 days after implantation lesions formed during the operation were filled up with brownish-yellow mass of dressing, sticking well to the wound surface. The rest of the material was seen 7 days after the operation. 14 days after the operation and later the lesion was covered with a thick white tissue.

In group II - TachoComb, 3 days after the operation with the hemostatic agent at the surface of the parenchymal organ had a fibrous structure and adhered strongly to the surface of the wound.

In the following macroscopic observations TachoComb lost its structure and changed into white mass visible after 28 days. After that time lesion was covered with a thick white tissue.

In group III - Spongostan during pathological examination 3,7,14 and 28 days after the operation, well preserved, yellow spongiform protrusions were observed

W grupie I-Surgicel, 3 dni po operacji wykonane ubytki były wypełnione opatrunkiem w postaci brązowo-żółtych spękanych mas, dobrze przylegających do dna rany i widoczny był jeszcze 7 dni po zabiegu. 14 dnia i w kolejnych terminach sekcji ubytki były pokryte białą, grubą tkanką.

W grupie II TachoComb, 3 dni po zabiegu operacyjnym opatrunek na powierzchni narządu miał wyraźną włóknistą strukturę i mocno przylegał do rany. W kolejnych obserwacjach makroskopowych opatrunek zatracał swoją włóknistą strukturę i przybierał wygląd białej masy, widocznej do 28 dnia po zabiegu. Po tym okresie operowane miejsce pokryte było białą, grubą tkanką.

W grupie III-Spongostan w badaniach sekcyjnych od 3 do 28 dnia po operacji, stwierdzono dobrze zachowany opatrunek w postaci żółtej, nasączonej gąbki, wystającej ponad powierzchnię narządów. W obserwacjach po 2 i 3 miesiącach rany wypełniała biała, gruba tkanka.

Na podstawie badań makroskopowych przeprowadzono klasyfikację szybkości resorpcji ocenianych preparatów. Najszybciej wchłaniał się Surgicel, kolejno TachoComb, a najwolniej Spongostan.

Przeprowadzone badania histologiczne pozwoliły określić charakter i wielkość nieswoistego procesu zapalnego, który towarzyszył wgajaniu się preparatów hemostatycznych oraz określić czas ich resorpcji. Oceniane materiały wywoływały mały i krótkotrwały odczyn zapalny. Faza wysiękowa trwała do 3 dnia po zabiegu operacyjnym i charakteryzowała się wysiękiem włóknikowo-komórkowym, w którym przeważały elementy morfotyczne krwi, takie jak: erytrocyty, limfocyty, komórki plazmatyczne oraz fibroblasty. W pojedynczych przypadkach, w ocenianych preparatach histologicznych, obserwowano pojawienie się nielicznych granulocytów wielopłatowych obojętnochłonnych. Krótki okres fazy wysiękowej oraz rodzaj komórek jakie towarzyszyły tej fazie, świadczy o występowaniu minimalnego stopnia nieswoistego procesu zapalnego wokół implantowanych materiałów (Rys.1,2,3). Faza proliferacyjna rozpoczynała się między 3 a 7 dniem po implantacji. 7 dnia we wszystkich preparatach histologicznych barwionych hematoksyliną i eozyną oraz metodą Van Gieson obserwowano rozplem młodej, bogatokomórkowej, unaczynionej tkanki łącznej z przewagą fibrocytów i włókien klejorodnych. Miejsce po zresorbowanym materiale wypełnione było początkowo bogatokomórkową tkanką łączną. W bezpośrednim sąsiedztwie resztek materiału, dłużej występowały komórki charakterystyczne dla fazy wysiękowej. Proces dojrzewania tkanki łącznej przebiegał od miejsca kontaktu tkanek z opatrunkiem w kierunku jego niezresorbowanych resztek, tworząc tkankę łączną, w której można było wyróżnić strefę zewnętrzną włóknistą i wewnętrzną bogatokomórkową. Oprócz opisanych wyżej cech wspólnych, dotyczących charakteru i nasilenia odczynu tkankowego, stwierdzono różnice ilościowe w szybkości resorpcji między poszczególnymi opatrunkami hemostatycznymi. Najszybciej resorbowany przez komórki był materiał Surgicel, którego fragmenty widoczne były w preparatach histologicznych, wykonanych z operowanych narządów do 14 dnia. W obrazie mikroskopowym w preparatach wykonanych ze wszystkich narządów w grupie II-TachoComb, resztki preparatu widoczne były do 28 dnia, a w grupie III-Spongostan spotykano je jeszcze w preparatach wykonanych do 60 dnia po implantacji. W terminach późniejszych nie stwierdzono obecności opatrunku a w tym miejscu widoczny był rozplem tkanki łącznej. Na podstawie przeprowadzonych badań histologicznych stwierdzono, że odczynowość biologiczna badanych materiałów była proporcjonalna do czasu całkowitej ich resorpcji w tkankach. Najszybciej wchłaniany był Sugricel, on the surface of the organ. After 2 and 3 months the lesion was covered with a thick white tissue.

On the basis of macroscopic observations hemostatic agents were classified as follows: the quickest resorption was shown by Surgicel, slower by TachoComb and the slowest by Spongostan.

Histologic examinations permitted to establish the type and extent of inflammation as well as time of resorption. Tested materials evoked small and short-term inflammation. Phase of exudation took 3 days and the exudation consisted mainly of: erythrocytes, leukocytes, plasmatic cells and fibroblasts. In separate cases single granulocytes were seen. Short period of exudation phase and type of cells seen at that time showed minimum intensity of inflammation around the implanted materials (Fig.1,2,3).

Proliferation phase began between 3 and 7 days after the implantation. 7 days after the operation in all specimens, H&E stained and Van Gieson stained, development of young, cell-rich connective tissue was noticed with dominating fibrocytes and collagen fibres. The place where the hemostatic agent was resorbed was filled up initially with a cell-rich connective tissue. Maturation of the connective tissue proceeded from the place of contact of the organ with a dressing to the remnants of the dressing. The connective tissue had two layers, external fibrous and internal cellular.

In addition to the above described common features, differences were observed in resorption time. The quickest resorption was by Surgicel, which remnants were seen in specimens up to 14 days. Fragments of TachoComb were observed up to 28 days and rest of Spongostan could be noticed up to 60 days. After that time only connective tissue could be seen at the place of intervention.

On the basis of histologic examinations it could be stated that biological reactivity of the tested materials was proportional to the time of complete resorption. The material with quickest resorption - Surgicel - left the thinnest scar tissue, TachoComb was resorbed longer and Spongostan had the longest resorption time.

On the basis of the in vitro tests it could be stated that Surgicel activated proteins of the human coagulation system and decreased their activity in plasma. It is a coagulation activator. After insertion in human plasma the fibres of Surgicel became loose and were incorporated in clot. TachoComb and Spongostan inserted in human serum did not form the clot. Spongostan swelled more than TachoComb but did not loose its structure. TachoComb and Spongostan did not change the activity of proteins of the coagulation system. TachoComb activated the coagulation system but did not increase their activity. Spongostan observed for 30 minutes did not change the activity of coagulation proteins. The clotting system parameters were comparable with those of the control plasma.

Conclusions

1. Experiments conducted on hemostatic agents revealed that they differ in time of resorption and intensity of tissue response. The quickest resorption was shown by Surgicel, the slowest - 60 days by - Spongostan.
2. Biological reactivity of hemostatic agents is proportional to their time of resorption.
3. TachoComb stopped bleeding from parenchymal organs in approximately 2 minutes, Spongostan in 4 minutes, and Surgicel in 6 minutes.
4. On the basis of intraoperative examination it was stated that the best dressing for extensive wounds in parenchymal organs was fibrin coated collagen fleece TachoComb.

a powstała w tym miejscu blizna łącznotkankowa była najcieńsza. Nieco dłużej wchłaniany był opatrunek TachoComb, a następnie Spongostan, wokół którego najdłużej występowały komórki odpowiedzialne za nieswoisty proces zapalny. Na podstawie uzyskanych wyników badań in vitro stwierdzono, że preparat celulozowy Surgicel w znacznym stopniu aktywuje białka układu krzepnięcia krwi ludzkiej, zmniejszając ich aktywność w osoczu. Surgicel wykazuje właściwości aktywatora krzepnięcia. Po zetknięciu z osoczem jego włókna ulegają rozluźnieniu i jednocześnie wchodzą w skład utworzonego skrzepu. Po umieszczeniu próbek preparatu TachoComb i Spongostan w osoczu nie obserwowano tworzenia się skrzepu. Spongostan ulegał w większym stopniu spęcznieniu niż TachoComb, nie zmieniając swej struktury. TachoComb po napęcznieniu tracił swój pierwotny kształt.

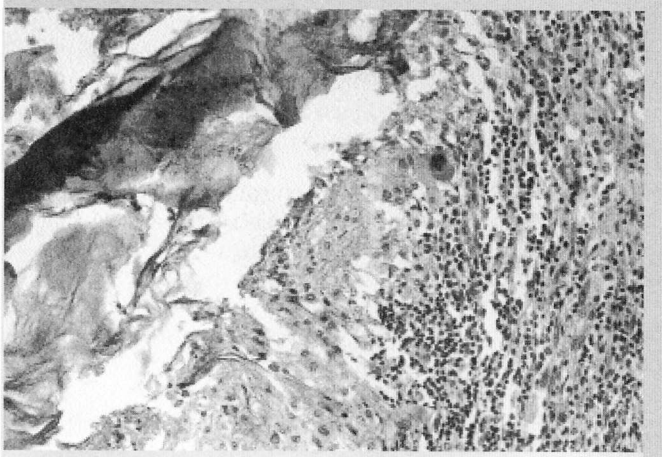
Preparaty TachoComb oraz Spongostan nie zmieniały w sposób znaczący aktywności białek układu krzepnięcia. TachoComb aktywował białka układu krzepnięcia, ale bez obniżenia ich aktywności. Spongostan w obserwacji do 30 min. kontaktu z osoczem, nie zmienia aktywności białek układu krzepnięcia. Wartości pomiarowe czasów krzepnięcia są porównywalne z osoczem kontrolnym.

Wnioski

1. Na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych materiałów przeznaczonych do hemostazy miejscowej wykazano że różnią się one czasem resorpcji i są resorbowane z minimalnym nasileniem odczynu tkanek. Najszybciej ulega resorpcji Surgicel - 14 dni, Tachocomb - 28 dni a najpóźniej Spongostan - 60 dni.
2. Odczynowość biologiczna badanych materiałów doświadczalnych przeznaczonych do hemostazy miejscowej jest proporcjonalna do czasu ich resorpcji w tkankach.
3. Najszybciej uzyskano zatrzymanie krwawienia z narządów miąższowych stosując TachoComb - około 2 minut. Spongostan zatrzymywał krwawienie po około 4 minutach a Surgicel po 6 minutach.
4. Na podstawie badań śródoperacyjnych stwierdzono, że najlepszym materiałem do hamowania krwawienia z dużych powierzchni narządów miąższowych jest gąbka kolagenowo-fibrynowa.

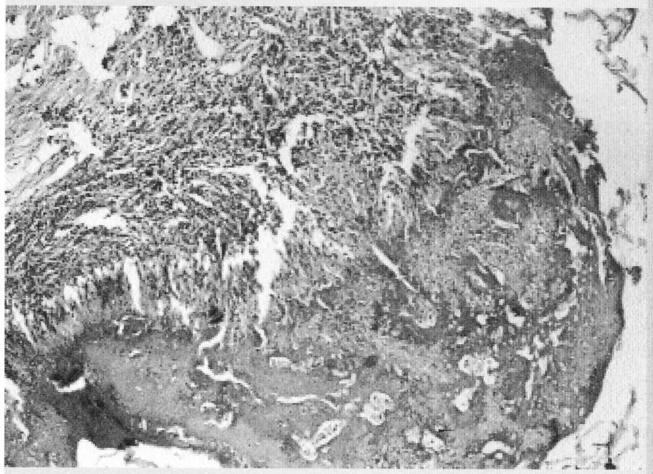
Piśmiennictwo References

[1] Bomski H.: Podstawowe laboratoryjne badania hematologiczne, WL PZWL 1995, 226-320.
[2] Głowiński S.: Aktywność hemostatyczna biomateriałów. w Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej, T4, Biomateriały, Red. H. Kuś, Wyd. Kom. i Łączn. Warszawa 1990, 133-139.
[3] Staniszewska-Kuś J.: Badania biologiczne hemostatycznych właściwości różnych preparatów kolagenów, Polimery w medycynie, t. XV, nr 1-2, (1985), 21-33.
[4] Wagner W.R. i wsp.: Comparative in vitro analysis of topical hemostatic agents, J. of Surg. Res., 66, (1996) 100-108.



RYS.1. Obraz mikroskopowy preparatu Surgicel w 3 dni po implantacji (H&E, 200x).

FIG.1. Microscopic image of Surgicel 3 days after implantation (H&E, x200).



RYS.2. Obraz mikroskopowy preparatu TachoComb w 3 dni po implantacji (H&E, 200x).

FIG.2. Microscopic image of TachoComb 3 days after implantation (H&E, x200).

RYS.3. Obraz mikroskopowy preparatu Spongostan w 3 dni po implantacji (H&E, 200x).

FIG.3. Microscopic image of Spongostan 3 days after implantation (H&E, x200).

BADANIA POWIERZCHNI KOMPOZYTÓW WĘGLOWYCH POKRYTYCH HYDROKSYAPATYTEM PO IMPLANTACJI

GRZEGORZ BAJOR*, MARTA BŁAŻEWICZ**, JANUSZ BOHOSIEWICZ*, JAN CHŁOPEK**, ANNA STOCH**

* II KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII DZIECIĘCEJ ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W BYTOMIU
** WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI AKADEMII GÓRNICZO-HUTNICZEJ W KRAKOWIE

Słowa kluczowe: *Kompozytowe biomateriały węglowe, hydroksyapatyt, badania doświadczalne*

Wprowadzenie

Rozwój cywilizacji ma bezpośredni wpływ na wzrost liczby urazów obejmujących układ kostno-stawowy tak u dorosłych jak i u dzieci. Jednak, w przeciwieństwie do dorosłych , tylko około 10-15% złamań u dzieci wymaga zabiegu operacyjnego [1,2]. Do zespalania odłamów kostnych stosuje się u dzieci różne elementy stabilizujące, najczęściej wykonane jednak z metali i ich stopów [3-5]. Ujemną stroną tych materiałów jest występowanie metalozy czyli odczynu osteolitycznego wokół materiału zespalającego, jak również zjawiska tzw. przesztywniania kości oraz konieczność usuwania materiału zespalającego po wygojeniu złamania [6,7]. Ograniczenia te stwarzają konieczność poszukiwania nowych materiałów. Do grupy takich materiałów można zaliczyć kompozyty węglowe oraz niektóre tworzywa ceramiczne, w tym hydroksyapatyt [8,9].

Celem pracy była ocena przydatności dla celów medycznych trzech rodzajów tworzyw kompozytowych wzmacnianych włóknami węglowymi pokrywanych hydroksyapatytem. Oba typy tworzyw spełniają wymogi biozgodności; kompozyty odpowiedzialne są za dobre właściwości mechaniczne natomiast rolą hydroksyapatytu jest stworzenie właściwej więzi kość-implant [10,11].

Materiały i metodyka

Sposób otrzymywania i charakterystyka próbek kompozytowych

Przedmiotem badań były implanty węglowe wykonane z kompozytów wzmacnianych włóknami węglowymi. Jeden typ stanowiły kompozyty węgiel-węgiel otrzymane metodą ciekłej impregnacji włókien węglowych żywicą fenolowo-formaldehydową i ich obróbki termicznej w temperaturze 1000°C. Otrzymane w ten sposób kompozyty dosycano żywicą fenolowo-formaldehydową i ponownie zwęglano. W celu zmiany stanu powierzchni kompozytu i poprawy jego właściwości mechanicznych pokrywano go pirowęglem, otrzymanym drogą pirolizy metanu w temperaturze 950°C. Trzecią grupę próbek

POST- IMPLANTATION EXAMINATION OF CARBON COMPOSITES COATED WITH HYDROXYAPATITE

GRZEGORZ BAJOR*, MARTA BŁAŻEWICZ**, JANUSZ BOHOSIEWICZ*, JAN CHŁOPEK**, ANNA STOCH**

* II DEPARTMENT OF PAEDIATRIC SURRGERY, SILESIAN MEDICAL ACADEMY IN BYTOM
** DEPARTMETN OF SPECIAL CERAMICS UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY IN CRACOW

Key words: *carbon composite biomaterials, hydroxyapatite*

Introduction

Civilisation progress brings about continually increasing number of injuries of the osteoarticular system both in adults and children. However, unlike these of adults, only 10-15% of fractures of children require surgical treatment [1,2]. Different stabilising elements are used for bone fragments uniting in the case of children. Most often them are made of metals and alloys [3-5]. A typical drawback of these materials is the occurrence of metallosis, i.e. of an osteolytic reaction around the uniting element as well as bone stiffening and necessity of removing the uniting material after bone healing [6,7]. Therefore new materials are continually searched for. Among the investigated ones are carbon composites and ceramics, such as hydroxyapatite [8,9].

The purpose of this work was to assess the usefulness of three different composite materials with carbon fibre reinforcement and hydroxyapatite coating for medical applications. Both materials are biocompatible, the composites ensure good mechanical properties whereas hydroxyapatite enables the formation of good bone-implant bonds [10,11].

Materials and methods

Manufacturing and properties of composite materials

Investigated were carbon implants made of composites reinforced with carbon fibres. One group of the carbon-carbon composites was prepared by impregnation of carbon fibres with a liquid phenol-formaldehyde resin, followed by heat treatment at 1000°C. Thus received composites were reimpregnated with the resin and subsequently carbonised. In order to modify the surface and to improve mechanical properties, some of the samples, the second group, were coated with pyrocarbon obtained by pyrolysis of methane at 950°C. The third group of samples was constituted by carbon fibre - epoxy resin

stanowiły kompozyty włókno węglowe - żywica epoksydowa. Kompozyt ten charakteryzuje się bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi, co między innymi ułatwia obróbkę mechaniczną i umożliwia otrzymywanie implantów o złożonych kształtach. Właściwości tych kompozytów przedstawiono w Tabeli 1.

composites. These composites are characteristic by very good mechanical properties which facilitates mechanical working and manufacturing of implants with complex shapes. Properties of the investigated materials are collected in Table 1.

Rodzaj kompozytu Composite type	Wytrzymałość na zginanie Bending strength [MPa]	Gęstość Density [g/cm^3]	Porowatość otwarta Open porosity [%]
C-C 1D, dosycany żywicą f-f C-C 1D, reimpregnated with f-f resin	180	1.38	10.4
C-C 1D, dosycany żywicą f-f i pirowęglem C-C 1D, reimpregnated with f-f resin and coated with pyrocarbon	270	1.42	5.8
C- żywica epoksydowa, 1D C- epoxy resin, 1D	600	1.47	2.6

1D - kompozyt wzmacniany jednokierunkowo, f-f - żywica fenolowo-formaldehydowa
1D - composite reinforced in one direction, f-f - phenol-formaldehyde resin

TABELA 1. Właściwości próbek kompozytowych stosowanych w badaniach doświadczalnych.
TABLE 1. Properties of composite materials used in this work.

Elektroforetyczne nanoszenie powłok hydroksyapatytowych na próbki kompozytów węglowych

Korzystny wpływ aktywnej biologicznie powłoki hydroksyapatytowej na lepsze zrastanie się implantu metalicznego z żywą kością jest w obfitej literaturze naukowej niekwestionowany [12-14]. Węgiel wykazuje dobrą biozgodność i jest zdolny do jednorodnego łączenia się z kością. Jednakże wymagania biomechaniczne stawiane węglowi dla jego zastosowania w chirurgii szczękowej i ortopedycznej doprowadziły do rozwoju nowej generacji kompozytów węglowych, łączących wysoką wytrzymałość mechaniczną z dobrą zwięzłością, niskim modułem sprężystości i znakomitymi parametrami zmęczeniowymi. Kompozyty takie w procesie ich wytwarzania poddawane są obróbce wysokotemperaturowej a to sprawia, że w środowisku biologicznym zachowują się jak materiał obojętny, nie wiążący się z otaczającą tkanką. Dlatego pokrycie powierzchni kompozytu węglowego hydroksyapatytem metodą elektroforezy, związane z jego elektroinfiltracją w powierzchniową warstwę węgla, może kompozytom węglowym nadać znaczną aktywność biologiczną. Pozwala to uzyskać materiał kompozytowy, łączący w sobie cechy wytrzymałościowe materiału podłoża z aktywnością biologiczną hydroksyapatytu.

Biomateriały węglowe, charakteryzujące się porowatością i przewodzące prąd elektryczny bardzo dobrze nadają się do elektroforetycznego nanoszenia hydroksyapatytu. Hydroksyapatyt , nawet nie tworzący jednolitej warstwy, zakotwiczony obszarach przypowierzchniowych, może spełniać rolę zarodków krystalicznych dla przyśpieszonego wydzielania się fosforanów wapniowych w procesie zrastania implantu węglowego z żywą tkanką. Główną zaletą metody elektroforetycznej jest to, że skład fazowy i struktura hydroksyapatytu w warstwie elektroforetycznej są takie same jak w zawiesinie wyjściowej. Ilość hydroksyapatytu osadzonego na powierzchni kompozytu węglowego można regulować czasem trwania elektroforezy lub

Deposition of hydroxyapatite coatings on carbon-carbon composite samples by electrophoresis

The advantageous effect of a biologically active hydroxyapatite coating on better uniting of metallic implants with bones is unquestionable in the light of rich scientific literature of the subject [12-14]. Carbon shows good biocompatibility and can form bonds with the bone tissue. However, the biomechanical properties required in maxillofacial and orthopaedic surgery have lead to the development of new generation of carbon composites capable of combining high mechanical strength with good compactness, low elastic modulus and excellent fatigue characteristics. Manufacturing of these composites involves high-temperature treatment as a result of which in the biological environment they are neutral and incapable of forming bonds with the surrounding tissue. Therefore electrophoretic deposition of hydroxyapatite, consisting in its electroinfiltration in the surface layer of carbon composite may provide the desired biological activity. Consequently, the obtained material would combine the mechanical properties of carbon substrate and the biological activity of hydroxyapatite coating.

The carbon biomaterials, characteristic by porosity and good electrical conductivity, are suitable substrates for the electrophoretic deposition of hydroxyapatite coatings. Even if hydroxyapatite does not form a continuous layer but is anchored in the near surface zones of the implant it can provide nucleation centres for calcium phosphate crystallites in the process of carbon implant uniting with the natural tissue.

The most important advantage of the electrophoretic method is that the phase composition and structure of hydroxyapatite in the obtained layer are the same as in the starting suspension. The amount of hydroxyapatite deposited on the surface of carbon composite can be controlled by electrophoresis duration and electrical parameters. The suspension used for electrophoretic deposition is a colloidal system and it should be stable during the process. In this work, hydroxyapatite was dispersed

parametrami elektrycznymi procesu. Zawiesina do elektroforetycznego nanoszenia jest układem koloidalnym i trzeba aby była stabilna w czasie. W niniejszej pracy zastosowano zawiesinę hydroksyapatytu w alkoholu etylowym. Pozwala to uniknąć współwydzielania się w powłoce produktów gazowych, jak to bywa w przypadku elektroforezy w środowisku wodnym.

Jako materiał wyjściowy do sporządzania zawiesin stosowano hydroksyapatyt wytworzony w oparciu o patent A. Ślósarczyk w firmie Chema-Elektromet w Rzeszowie. Charakterystykę strukturalną hydroksyapatytu przeprowadzono przy użyciu dyfrakcji rentgenowskiej i spektroskopii w podczerwieni. Hydroksyapatyt wstępnie rozdrabniano do uziarnienia poniżej 0,5 mm i za pomocą mieszadła ultradźwiękowego rozpraszano w alkoholu etylowym. Alkohol etylowy jest rozpuszczalnikiem polarnym i posiada wystarczająco wysoką stałą dielektryczną: 24.55 co pozwala na uzyskanie zadawalająco trwałej zawiesiny. Potencjał elektrokinetyczny cząstek hydroksyapatytu w zawiesinie mieścił się w granicach 25-30mV. Cząstki hydroksyapatytu w alkoholowej zawiesinie ładowały się dodatnio a zatem pokrywaną próbkę kompozytu węglowego podwieszano w wannie elektroforetycznej jako katodę.

Kompozyty węglowe miały kształt grota o średnicy 0,4 cm i długości 4 cm. Wymagało to skonstruowania specjalnego uchwytu zapewniającego podłączenie tego typu implantu jako katody w układzie elektroforetycznym. Anodę stanowił współśrodkowo ustawiony walec metalowy. Wannę wykonano ze szkła organicznego i dostosowano wielkością do próbek kompozytów węglowych. Przeznaczone do badań próbki kompozytu węglowego wstępnie oczyszczano przez przepłukiwanie w alkoholu etylowym, suszono, ważono.

Ilość osadzonego hydroksyapatytu regulowano czasem trwania elektroforezy. Próbkę kompozytu po wyjęciu z wanny elektroforetycznej suszono na powietrzu a następnie ważono, foliowano i przekazywano do badań medycznych.

W Tabeli 2 przedstawiono rodzaje stosowanych w badaniach implantów.

in ethanol due to which evolution of gaseous products was prevented, unlike in the case of aqueous solutions. The starting material, hydroxyapatite, was prepared according to the patent specification by A. Ślósarczyk in Chema-Electromet Co. in Rzeszów (Poland). The hydroxyapatite product was analysed by X-ray diffraction and IR spectroscopy. It was disintegrated to the grain size < 0.5 mm and dispersed in ethanol by means of ultrasonic stirrer. Ethanol is a polar solvent with the dielectric constant of 24.55 which enables preparation of a sufficiently stable suspension. The electrokinetic potential of the dispersed hydroxyapatite was in the range of 25-30 mV. The dispersed material was positively charged and therefore the carbon composite sample to be coated was negatively charged in the electrolytic tank, i.e. it worked as a cathode. The composite samples had the shape of arrow head with a diameter of 0.4 cm and length of 4 cm. Therefore special holder was required to ensure connection of the implant cathode with the electrophoretic system. The anode was in the form of concentric metallic cylinder. The electrolytic tank was made of an organic glass and its size was adjusted to those of carbon composite samples. The samples were washed in ethanol, dried and weighed. The amount of hydroxyapatite deposited was controlled by electrophoresis duration. The composite sample after removal from the electrolytic tank was dried in air, weighed, encapsulated in foil and transferred for medical experiments. Table 2 shows different types of implants used for experiments on animals.

Experiments on animals

The experiments were carried out on rabbits. The bone fragments were united by means of elements made of composite materials. Twenty-nine mixed breed rabbits from Central Animal Farm of the Silesian Medical Academy in Katowice were used. The animals were operated in aseptic conditions. They were anaesthetised by dropwise infusion of ketamine diluted in 0.9% solution of NaCl. The femoral bone was approached from the interfascial spaces. The periosteum was cut axially and

KOMPOZYT C-C C-C COMPOSITE	ELEKTROFORETYCZNE NANOSZENIE HYDROKSYAPATYTU	IMPLANT C-C-HAP C-C-HAP IMPLANT
KOMPOZYT C-C + PIROWĘGIEL C-C COMPOSITE + PYROCARBON	ELECTROPHORETIC DEPOSITION OF HAP	IMPLANT C-C_{PYC}-HAP C-C_{PYC}-HAP IMPLANT
KOMPOZYT C-ŻYWICA EPOKSYDOWA C-EPOXY RESIN COMPOSITE		IMPLANT C-EPOXY-HAP C-EPOXY-HAP IMPLANT

Tabela 2

Table 2

Badania doświadczalne na zwierzętach

Badania doświadczalne prowadzono na królikach, którym zespalano odłamy kostne przy pomocy grotów wykonanych z materiałów kompozytowych. Użyto 29 królików rasy mieszanej, pochodzących z hodowli Centralnej Zwierzętarni Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach. Zwierzęta operowano w warunkach jałowej sali operacyjnej. Znieczulenie przeprowadzono poprzez wlew kroplowy ketaminy rozcieńczonej w 0,9 % roztworze NaCl. Do kości udowej docierano poprzez przestrzenie międzypowięziowe. Nacinano okostną w osi kości a samą kość udową przecinano poprzecznie w połowie jej długości. Z jamy szpikowej usuwano szpik kostny a w światło kanału szpikowego wprowadzano grot kompozytowy o średnicy 0,4 cm i długości 4 cm, tak aby jego końce mogły się zaklinować w części gąbczastej

the femoral bone was cut transversally in mid-length. The marrow was removed from the marrow cavity and the composite implant, 0.4 cm in diameter and 4 cm long, was inserted in such way that its ends could be wedged in the spongy matter of the upper and lower metaphysis. Next, both parts of the bone were put together along the implant. The periosteum and muscles were brought closer to cover the bone cutting Sutures were used for connecting the subcutaneous tissue and the skin. The postoperative wound was disinfected and covered with an aseptic dressing. The operated limb was immobilised in a plaster jacket for two weeks. In all groups, after the lethal anaesthesia, the post-mortem examination was performed in order to check the operated area. The removed composite elements were subjected to physical and chemical analyses at the Department of Special Ceramics (University of Mining and Metallurgy).

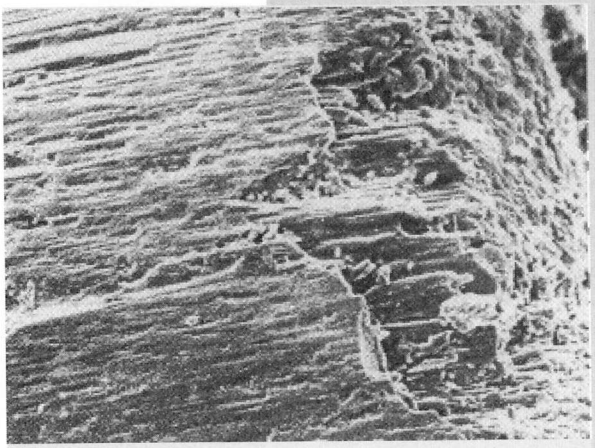
przynasady górnej i dolnej uda. Następnie dokonywano zbliżenia na grocie obydwu końców przeciętej kości. Okostną wraz z grupami mięśniowymi zbliżano do siebie, pokrywając w ten sposób miejsce przecięcia kości. Zakładano szwy zbliżające tkankę podskórną i szwy pojedyńcze na skórę. Ranę pooperacyjną ponownie odkażano i pokrywano jałowym opatrunkiem. Operowaną kończynę umieszczano w opatrunku gipsowym typu gorset biodrowy na okres 2 tygodni. We wszystkich grupach po uśpieniu letalnym przeprowadzono sekcję oraz oględziny operowanych okolic. Usunięte elementy kompozytowe poddano fizykochemicznej ocenie w Katedrze Ceramiki Specjalnej AGH.

Badania fizykochemiczne implantów wyodrębnionych z tkanki kostnej

Przedmiotem badań była powierzchnia boczna środkowej części implantu oraz przekroje poprzeczne końcowych części implantu po usunięciu ich z tkanki kostnej po upływie 5 miesięcy. Poszczególne próbki płukano suszono a następnie napylano złotem i przekazywano do badań przy użyciu mikroskopu elektronowego Model 5400, JEOL i mikrosondy rentgenowskiej Model AN 10000, LINK. Pozostałe implanty wykonane z trzech rodzajów kompozytów przekazano do badań w podczerwieni. Preparaty do podczerwieni sporządzano z warstwy powierzchniowej próbek. Widma w podczerwieni wykonano metodą transmisyjną, stosując aparat FTS-60 Digilab.

Wyniki i dyskusja

Z badań mikroskopowych, bocznych powierzchni implantów wydobytych z tkanki kostnej wynika, że największe zmiany obserwuje się na powierzchni implantów typu C-C-HAP. Powierzchnia tych materiałów po 5 miesiącach przebywania w tkance kostnej staje się nierówna i porowata. Efekt ten jest spowodowany wyjściowym stanem powierzchni materiału kompozytowego. Jego duża porowatość otwarta (tabela 1) i tym samym duże rozwinięcie powierzchni sprzyja penetracji płynów ustrojowych co ułatwia proces degradacji materiału. Tego typu zmian będących wynikiem biodegradacji implantów nie obserwuje się w przypadku dwóch pozostałych próbek. Obrazy mikroskopowe próbek typu C-C_{PYC}-HAP oraz C-EPOXY-HAP wskazują, że pomimo pięciomiesięcznego przebywania w tkance kostnej, powierzchnia tych implantów jest nadal gładka i brak dowodów, które wskazywać by mogły na zmiany mikrostruktury powstające w wyniku biodegradacji (Rys. 1,2). W badaniach mikroskopowych przekrojów poprzecznych implantów, na ich obwodzie obserwuje się miejsca przylegające szczelnie do warstwy kości oraz obszary, w których kość nie przylega do implantu. Oprócz tego na niektórych zdjęciach mikroskopowych obecne są pośrednie połączenia implantu z tkanką kostną poprzezwarstwę, która prawdopodobnie powstaje na



RYS.1. Mikrofotografia SEM. Powierzchnia C-CPYC-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.1. SEM micrograph. Surface of C-CPYC-HAP 5 months after implantation.

Physical and chemical analysis of implants separated from the bone tissue

The analysis was made from the lateral surface of the middle part and cross-sections of the end parts of implants removed from the bone tissue after five months. The samples were rinsed and dried, then covered with a thin film of gold (by vapour deposition) and examined under the scanning electron microscope Model 5400 JEOL and microanalyzer EDS, Model AN 10000, LINK. The remaining implants made of three different composites were subjected to IR analysis. The specimens for IR spectroscopy were prepared from the surface layers. Transmission spectra were obtained by means of a FTS-60 Digilab equipment.

Results and discussion

Microscopic examination of the lateral surfaces of implants removed from the bone tissue indicates that the most significant changes occurred in the case of C-C-HAP composites. After a five month exposure to the bone tissue environment the surface of these implants becomes rough and porous. This is related to the initial condition of the composite surface. The significant open porosity (Table 1) and big specific surface favour penetration of body fluids and facilitate degradation of the material. Changes due to biodegradation of the implant have not been observed in the case of two other types of samples. Microphotographs of the C-C_{PYC}-HAP and C-EPOXY-HAP implants show that in spite of the five month exposure to the bone tissue environment the surface of these implants remains smooth and there is no evidence of microstructural changes due to biodegradation (Figs. 1,2). Microscopic examination of implant cross-sections along the circumference reveals some regions with very good bone-implant adherence and other regions where the bone is separated from the implant. Moreover some micrographs show regions in which the implant is indirectly bonded with the bone tissue by means of an intermediate layer, most probably formed on the implant surface during the exposure to the tissue environment (Figs. 3,4). In the case of samples C-C-HAP and C-EPOXY-HAP there are not many places where the bone tissue and the implant are bonded directly. Between these regions the two components are separated. The layer of bone tissue is observed exclusively in the case of samples coated with pyrocarbon (C-C_{PYC}-HAP) and it is present along the whole circumference of the implant (Fig. 5).

The electron probe microanalysis taken from the surface of the implant indicates distinct variation of chemical composition in different samples. The C-C-HAP and C-EPOXY-HAP samples removed from the bone tissue contain different concentrations of calcium in addition to carbon and oxygen (Fig. 6,7). The analysis taken from the interface C-C_{PYC}-HAP / bone indicates the presence of carbon, oxygen, carbon and phosphorus. (Fig. 8).

From the IR analysis of the specimens prepared from the surface layer of the implants it follows that the

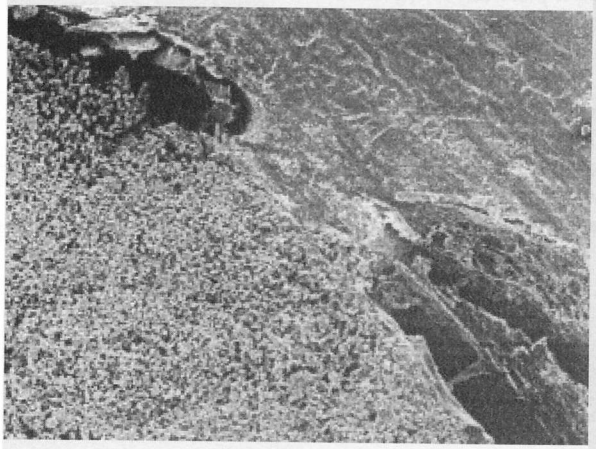
powierzchni implantu w wyniku przebywania w tkance kostnej (Rys. 3,4). Nieliczne obszary wskazujące na bezpośrednie połączenie pomiędzy tkanką kostną a implantem obserwuje się w przypadku próbek typu C-C-HAP i C-EPOXY-HAP. Miejsca przylegania kości do implantu rozdzielone są obszarami, w których nie występują połączenia implantu i tkanki, natomiast istnienie warstwy pośredniej pomiędzy kością a implantem obserwuje się jedynie w przypadku próbek pokrytych pirowęglem, /C-C_{PYC}-HAP/. Warstwa ta obserwowana jest na całym obwodzie implantu (Rys 5).

Badania przy użyciu mikrosondy rentgenowskiej wykonane na powierzchni implantów wskazują na wyraźne różnice składu pierwiastkowego w poszczególnych próbkach. W próbkach C-C-HAP oraz C-EPOXY-HAP po usunięciu ich z tkanki kostnej, oprócz węgla i tlenu występuje wapń, którego ilość w obu próbkach jest różna (Rys.6,7). Analiza składu elementarnego warstwy obecnej na granicy implant C-C_{PYC}-HAP - kość wskazuje, że zawiera ona oprócz węgla, tlenu i wapnia również fosfor (Rys. 8).

Z analizy w podczerwieni preparatów wykonanych z warstwy powierzchniowej implantów wynika, że ilość i rodzaj faz obecnych na ich powierzchniach, po usunięciu z tkanki kostnej jest różna. W widmach wykonanych z powierzchni próbki C-C-HAP i C-EPOXY-HAP obecne są pasma absorpcyjne pochodzące zarówno od macierzy organicznej (pasma absorpcyjne charakterystyczne dla białka) jak i fosforanów wapnia. Natomiast widmo otrzymane z powierzchniowej warstwy próbki C-C_{PYC}-HAP zbliżone jest swoim obrazem do widma kości (Rys. 9). Przedstawione w pracy wyniki wskazują, że mechanizm oddziaływania wszystkich trzech implantów z tkanką kostną jest różny. Analiza zjawisk przebiegających na poziomie molekularnym pomiędzy tkanką kostną a implantem wskazuje na ich złożony charakter, na który wpływ mają właściwości warstw powierzchniowych implantów. Jak wynika z naszych wcześniejszych badań (dane niepublikowane) obecność naniesionych warstw hydroksyapatytu

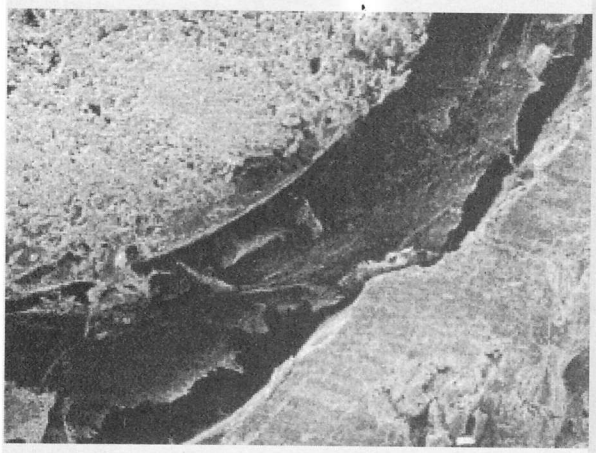
RYS.2. Mikrofotografia SEM. Powierzchnia C-EPOXY-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.2. SEM micrograph. Surface of C-EPOXY-HAP - 5 months after implantation.



RYS.3. Mikrofotografia SEM. Przekrój poprzeczny przez implant C-C-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.3. SEM micrograph of the cross-section of C-C-HAP implant 5 months after implantation.



RYS.4. Mikrofotografia SEM. Przekrój poprzeczny przez implant C-EPOXY-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.4. SEM micrograph of the cross-section of C-EPOXY-HAP implant 5 months after implantation.

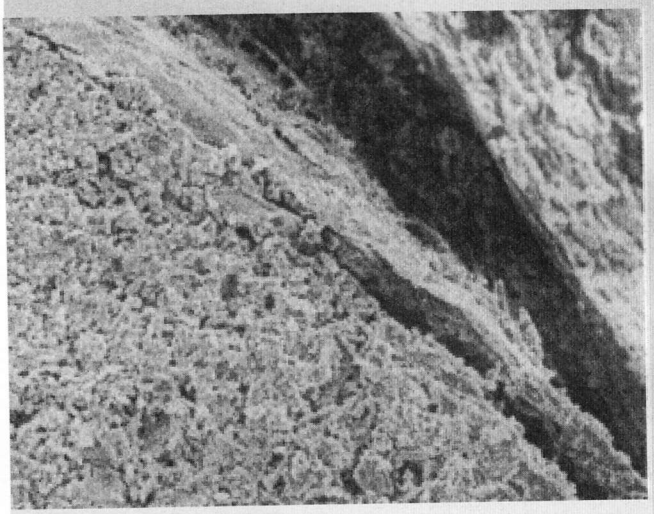
amount and type of phases present on the surface of implants after their removal from the bone tissue can differ a significant degree. The spectra taken from the C-C-HAP and C-EPOXY-HAP samples indicate the presence of absorption bands characteristic of organic matrix (protein) and calcium phosphates. On the other hand the spectrum obtained from the surface layer of the C-C_{PYC}-HAP sample resembles that of the bone. The results presented in this work indicate that the mechanisms of bone-implant interaction are different for the three investigated implant types (Fig.9). The processes taking place on the molecular level between the bone tissue and the implant are complex and depend on the properties of implant surface. As follows from earlier studies (unpublished results) the presence of hydroxyapatite layers on the surface of implants is observed merely during the first few weeks after the operation. These layers are in contact with the living organism immediately after the implantation. Then the layer is removed from the implant surface. Comparative examination of carbon implants with and without hydroxyapatite coatings shows that hydroxyapatite is not effective in stimulating the development of the connective tissue but it favourably stimulates growth of the bone tissue. It seems that despite different resistance to biodegradation of the carbon and carbon - epoxy im-plants, the processes occurring in the living organism around these implants are similar. However the processes accompanying implantation of the pyrocarbon-coated composite are different. On the surfaces of carbon and carbon-epoxy implants there are significant amounts of soft tissue and relatively small amounts of bone tissue.

na powierzchni implantów obserwowana jest jedynie w pierwszych tygodniach po implantacji. Stanowi ona obszar,z którym kontaktuje się żywy organizm bezpośrednio po wszczepieniu, następnie warstwa ta zostaje całkowicie usunięta z powierzchni implantów. Porównawcze badania implantów węglowych pokrytych i niepokrytych hydroksyapatytem wskazują, że obecność hydroksyapatytu na powierzchni implantu obniża zdolność powierzchni węglowej do stymulacji wzrostu tkanki łącznej natomiast wpływa stymulująco na komórki tkanki kostnej. Choć odporność na biodegradację implantu węglowego i węglowo-epoksydowego jest różna to procesy przebiegające w żywym organizmie w obecności tych implantów mają zbliżony przebieg. Inny jest natomiast przebieg procesów towarzyszących wszczepieniu implantu pokrytego warstwą pirowęgla. Z uzyskanych danych wynika, że na powierzchni implantów węglowego i węglowo-epoksydowego obserwuje się znaczne ilości tkanki miękkiej i stosunkowo niską zawartość tkanki kostnej. Można zatem przypuszczać, że mate-riały te, pozbawione pokrycia hydroksyapatytowego (w wyniku reakcji przebiegającej w pierwszych tygodniach po wszczepieniu), posiadają zdolność stymulowania komórek w kierunku tworzenia tkanki miękkiej. Natomiast próbki pokryte pirowęglem stanowią materiał, który wyraźnie pobudza komórki tkanki kostnej co w efekcie prowadzi do otoczenia implantu warstwą młodej kości.

W podsumowaniu można stwierdzić, że z grupy badanych przez nas implantów najbardziej przydatnym z punktu widzenia ortopedii powinien być implant C-C_{PYC}-HAP, który zaliczyć można do tworzyw stymulująco działających na tworzenie się tkanki kostnej.

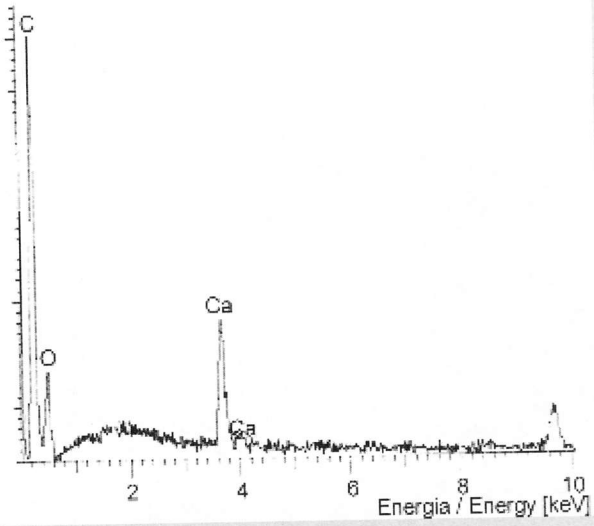
It can be expected therefore that these materials without the hydroxyapatite coating are capable of stimulating growth of the soft tissue. On the other hand the samples coated with pyrocarbon seem to stimulate the development of bone tissue which leads to overgrowing of the implant with a new bone.

The results obtained in this work indicate that among the investigated implant materials the best one from the point of view of orthopaedic surgery should be C-CPYC-HAP which stimulates the development of bone tissue.



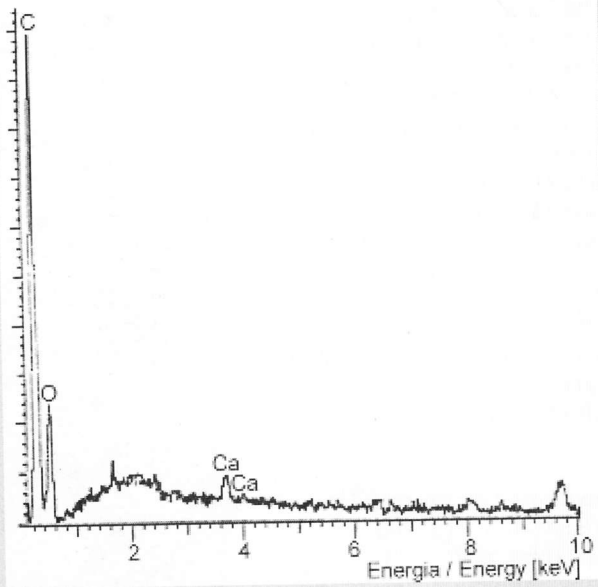
RYS.5. Mikrofotografia SEM. Przekrój poprze- czny przez implant C-C_{PYC}-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.5. SEM micrograph of the cross-section of C-C_{PYC}-HAP implant 5 months after implantation.



RYS.6. Mikroanaliza rentgenowska powierzchni implantu C-C-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.6. EDS analysis of the C-C-HAP implant surface 5 months after implantation.



RYS.7. Mikroanaliza rentgenowska powierzchni implantu C-EPOXY-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.7. EDS analysis of the C-EPOXY-HAP implant surface 5 months after implantation.

RYS.8. Mikroanaliza powierzchni implantu C-C_{PYC}-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

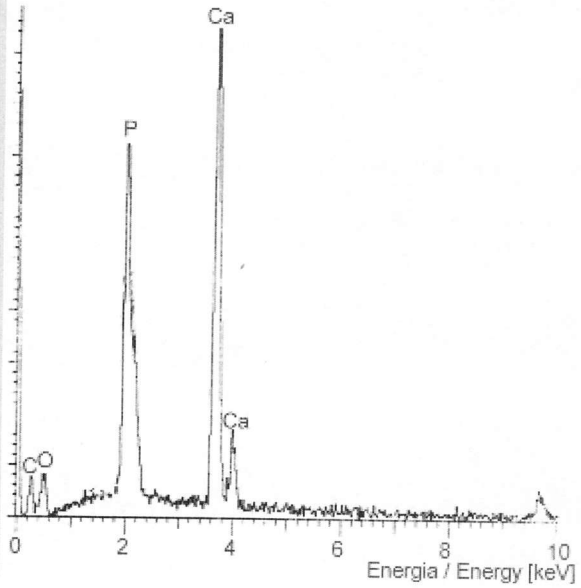
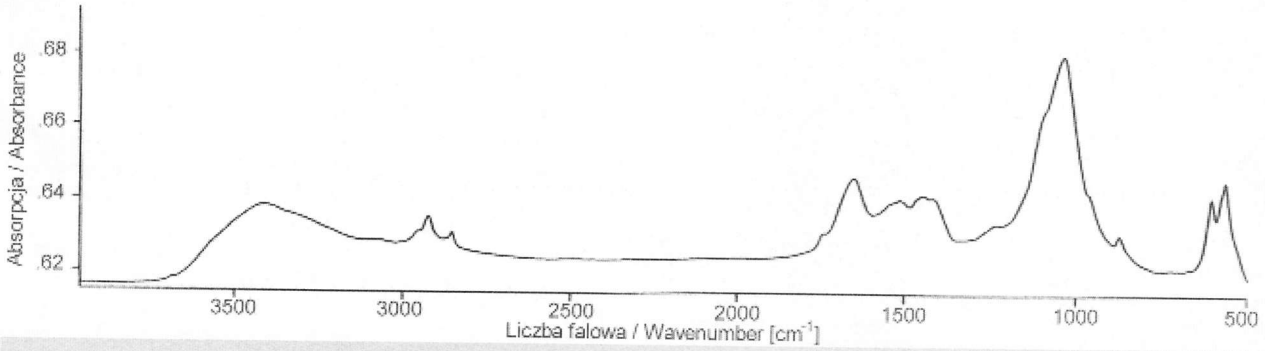


FIG.8. EDS analysis of the C-C_{PYC}-HAP implant surface 5 months after implantation.



RYS.9. Widmo w podczerwieni warstwy usuniętej z powierzchni implantu C-C_{PYC}-HAP po 5 miesiącach od implantacji.

FIG.9. FTIR spectrum of the C-C_{PYC}-HAP implant surface 5 months after implantation.

Piśmiennictwo

[1]. Grażyński J. Jankowski A., Krzyżański Z.: Aktualne poglądy na fizjologię gojenia złamania kości. Probl.Chir.Dziec.,22, (1995), 153.
[2]. Aro H., Eerola E., Ano A.J.: Osteolysis after rigid fixation. The possible role of periosteal neural mechanoreceptors in bone remodelling. Clin.Orthop.Rel.Res., 166, (1982), 292.
[3]. Weber B.G., Brunner Ch., Freuler F.: Treatment of fractures in children dnd adolescents. Springer Verlag, Berlin,Heidelberg, New York, 1980.
[4]. Urazy wieku dziecięcego. Materiały II i III Sympozjum Sekcji Dziecięcej Chirurgii Urazowej PTChDz, PZWL, Warszawa, 1976.
[5]. Bruckner H.: Fracturen und luxationen. VEB Verlag Volk und Gesundeheit, Berlin, 1981.

References

[6]. IV Konferencja "Biomateriały węglowe", Rytro 1993, Inż. Mat., 5, XIV (1993), 76.
[7]. Borejko M., Dziak A.: Badania ortopedyczne w ortopedii. PZWL, Warszawa, 1979.
[8]. Biomateriały węglowe pod redakcją Kusia W.M., Karniowice, 1994.
[9]. Ślósarczyk A.: Biomateriały hydroksyapatytowe, Ceramika 51, Kraków, 1997.
[10]. Stoch A., Brożek A.: Proc.of 3rd Euro-Ceramics, V.3, 1993), 73
[11]. Chłopek J.: Kompozyty węgiel-węgiel. Otrzymywanie i zastosowanie w medycynie, Ceramika 52, Kraków, 1997.
[12]. Hench L.L., J.Am.Ceram.Soc., 74, (1991), 1487.
[13]. Ducheyne P., Cuckler J., Clin.Ortop., 276, (1992), 102.

THE IMPLANT MATERIAL FOR MAXILLOFACIAL SURGERY

T.M. Ulyanova*, L.V. Titova*, O.U. Kalmychkova*, O.P. Chudakov**, L.G. Bykadorova**, L.V. Evtukhov**

* Institute of General and Inorganic Chemistry of the National Academy of Sciences of Belarus
** Minsk State Medical Institute

Introduction

New biocompatible materials are developed to replace the lost or traumatic organs. In particular, the implants made of metallic, ceramic, polymeric and composite materials are used in orthopaedic stomatology and maxillofacial surgery [1].

Alumina ceramics are the recognized material for implantology because they are corrosion-resistant, chemically inert and possess good tissue compatibility. The elastic moduli of ceramics and bones are close in magnitude [2].

The ceramic dental implants are produced by different comopanies in Europe, the USA and Japan. German scientists used high purity alumina [3], Russian and Ukrainian researchers introduced special additions to alumina [4]. In Poland the corundum implants were successfully applied to replace the vertebrae [5].

The objective of the present work was to study the compatibility of ceramic material Alumag-1 and to examine its behaviour in clinical practice.

Experimental procedure

Al_2O_3 fibres with an addition of MgO were employed as starting material to prepare corundum ceramics. These fibres were chosen because of their chemical stability, porosity, developed surface, and capability of forming both dense and porous ceramic materials on sintering. Synthesis of oxide fibres was made according to the earlier elaborated method [6]. The prepared fibres were crushed, ingots were moulded and sintered at 1500-1600°C. Formation of ceramic fibres and their structures were investigated by thermal analysis, X-ray phase analysis, IR spectroscopy and scanning electron microscopy. Density, porosity, hardness, and strength of the prepared ceramic materials were determined by standard methods. Specific surface of fibrous powders was determined by the BET method, with the use of the isotherms for porous material sorption-desorption of benzene vapours.

Sanitary-and-chemical studies were performed by the standard methods [7]. Biomedical tests were made on mice, guinea-pigs, rabbits, and dogs.

Observation periods were from 1 week to 1 year. Morphological examinations of the section of a bone tissue taken at a place of contact with an implant were made by an optical microscope. Preparations were decalcified and colored with hematoxylin and eosin.

For clinical trials the miniplates with four holes were produced from the material Alumag-1. Clinical tests were executed at the maxillo-facial surgery department of Minsky State Medical Institute and at 9 Clinical hospitals.

Results and discussion

The fibrous powders were pressed into plates, which were thermally treated in a special regime up to 1550-1600°C. Their apparent specific density was 3.9 g/cm^3, bending strength - 310-325 MPa, compressive strength - 3200 MPa, hardness - 88-90, Young's modulus - 370 GPa, electrical resistivity - 0.5×10^{14} Ωcm and thermal conductivity - 20 W/mK. The obtained samples were subjected to multiple heating in the air at 200°C, followed by cooling. Structure and physico-mechanical properties of the samples did not change, i.e. they were capable of enduring hot sterilisation.

To assess biocompatibility of the prepared material the sanitary and hygiene and toxicological studies were performed and revealed high chemical stability in neutral, alkaline and acidic media. The material was ranked among low-toxic and low-hazard substances (IV hazard class according to GOST 12.1.007-76) and did not cause any irritating or allergic effects. The reaction of the surrounding tissues and the symptoms of common toxic effect were not observed during 12 months after the implantation of aluminium oxide ceramics into the muscle tissue of the guinea-pigs.

Biomedical tests were also performed on big animals (dogs). Under intravenous thiopental narcosis into the dog's corpus and ramus of the mandible, an aluminium oxide ceramic implant was inserted in the artificial defect of the mandible. After 1, 2, 3, 4 weeks and 1 year, animals were taken out of experiment and the mandible bone sections together with the implants placed there were extracted. Experimental times to observe morphological changes of bone tissues implanted with ceramics were chosen on the basis of the literature data [8].

Altogether 142 preparations of bone sections being in contact with the corundum implant were examined. Microscopic studies of decalcified bone tissue sections revealed that in one week after the implantation, some fibrous and osteogenic tissue cords with developed trabeculas of a young bone appeared at the contact place. No inflammation signs were observed. In two weeks after the operation, a reclaim continued to mature. In three weeks a relationship between the newly formed bone bars and collagenous fibres did not change, i.e. the bone reclaim continued to mature at the place of contact with the implant. In four weeks the newly formed bone in the form of coarse cords and extensive fields separated by fatty bone marrow-filled cavities was found at places of contact of the implant with the matured bone. It was revealed that a gentle fibrous tissue with a great number of vessels appeared in some medullar cavities. After a year the mature bone with well-developed bars and fatty bone marrow was found at the defect place.

During clinical trials the following medical instruments were used: a set of standard screw-drivers for carrying out an osteosynthesis with the help of miniplates, a set of punches for making holes in a bone, a standard set of screws for osteosynthesis of mandibles, drilling device, a complete set of miniplates of alumina ceramics with 4 holes. The plates of Alumag-1, prepared for operation, were sterilised by a dry-heat method at 180-200°C for 60 min.

Before the operation the patient was subjected to splinting of both jaws. The operation of osteosynthesis was conducted under endotracheal anasthesia with endonasal intubation. During the operation the bite was confronted in the central occlusion and temporarily fixed by rubber rings or metallic ligatures.

The access to the jaw fragments was accomplished from an external incision, at a distance of 2 cm from the mandible edge. After denudation of the field of fracture and skeletization of the mandible fragments they were repositioned. Then a perceiving platform for miniplate was built on the external cortical surface of the mandible. The shape and dimensions of the perceiving platform should be perfectly adjusted to the surface of the miniplate in order to create close contact of the plate and the mandible and to avoid fractures of the ceramic plate after the operation. To make the perceiving bed for the plate, a cylindrical cutter with rounded edges was used. With the help of this cutter all roughness was polished away from the external cortical plate of the mandible and then the miniplate was inserted.

The selected ceramic miniplate was placed on the perceiving platform of the jaw so that on both sides of the fracture line there was enough room to accomodate the screws. The plate should be closely connected to the mandible surface but it is necessary to screw it very carefully, with some safety margin, in order to prevent its fracture. The fixation screws should not penetrate the zone of traumatic focus. This could lead to the development of a traumatic osteomyelitis of the mandible. The miniplate, fixed to the jaw fragments with titanium screws, is presented in Fig. 1.

In the case of bilateral osteosynthesis the fixation of jaw fragments was begun from the side with larger displacement of the osteal fragments. The stitches were put into the operational wounds only after the fixation of fracture from both sides. After the operation the fixation between the jaws was removed. The patient was extubated. In the postoperative period of two weeks the occlusion was fixed by rubber rings.

To check the quality of fixation of mandible osteal fragments with the help of the alumina ceramics plates the radiographic control was continued in the postoperative period.

During clinical testing of the investigated material 19 patients were operated. Unilateral and bilateral osteosyntheses of fractures in the field of angle and body of the mandible were carried out. After 24-30 days in all of the cases the consolidation of osteal fragments was successful.

Conclusion

According to the results of complex sanitary, chemical and medico-biological tests, the new ceramic material Alumag-1 was found to be non-toxic and biocompatible.

The application of miniplates made of Alumag-1 provides firm fixation of osteal fragments and establishes favourable conditions for consolidation.

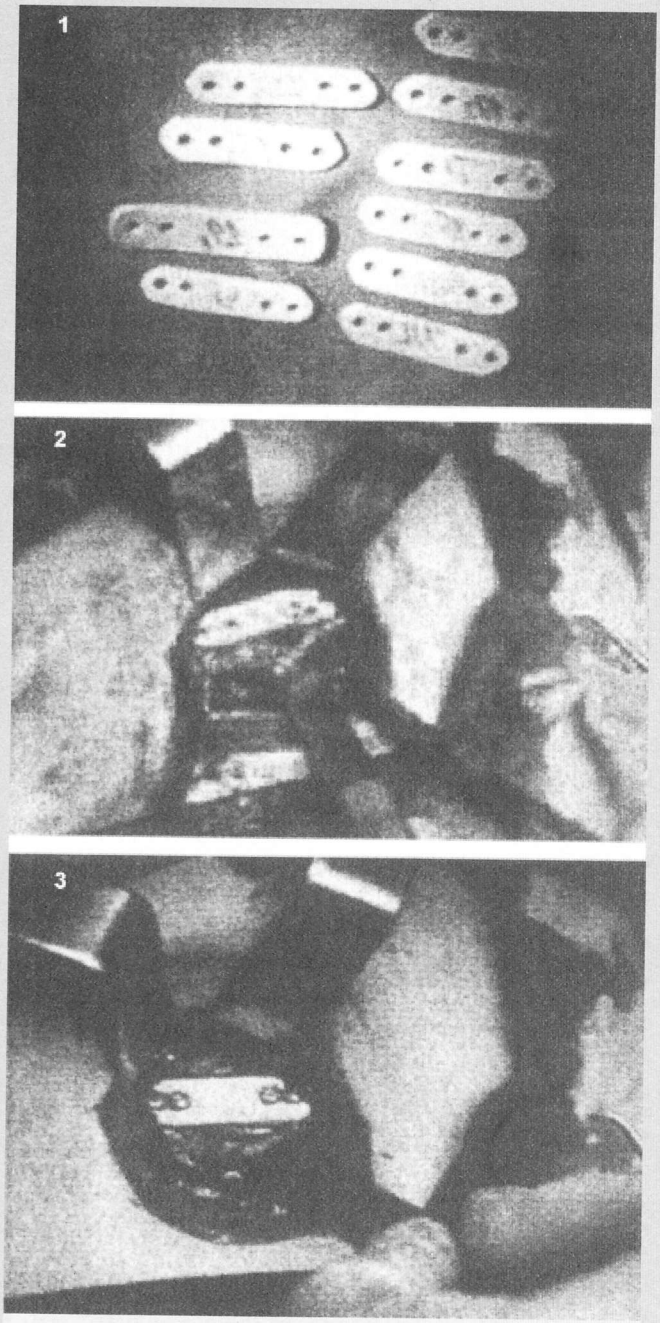


FIG.1. The miniplates, prepared from Alumag-1 material (1), the corundum miniplate was fixed by titanium screws (3), the miniplate was placed on a perceving platform of a jaw (2).

References

[1]. D.F. Williams and R.Roaf Implants in surgery. M.: Medecina, (1978), 552.
[2]. G.P. Evans, J.C. Behiri, J.D. Currey, W. Bonfield // J. Mat. Sci. In Med. 1, (1990). 38-43.
[3]. I. Piesold, W. Muller, W. Glein // Stomatology, 1, (1990), 42-45.
[4]. H.A. Kalamkarov, U.V. Ionaitis, A.S. Chernikis, et all // Stomatology. 3. (1989), 49-50.
[5]. A.O. Ogonowski, I.E. Kiwerski / Mat.I Symp.Ortop. i Protet., Bialystok. (1997), 147-149.
[6]. I.N. Ermolenko, T.M. Ulyanova, P.A. Vityaz, I.L. Fedorova / Advances in Cremics. The Am. Ceram. Soc., Inc., Columbus, Ohio, 12, (1984), 826.
[7]. Toxicology and Hygiene, Application of Polymer / ed by V.E. Kovshilo M.: Medecina, - 1980.
[8]. A.A. Korzh, G. Kh. Gruntovsky, N.A. Korzh, V.T. Mikhailov, Ceramics in Orthopedics and Traumatology. Lvov: Svet, 1992, 112.

Wskazówki dla Autorów

Prace do opublikowania w czasopiśmie "Inżynieria Biomateriałów" będą przyjmowane wyłącznie z tłumaczeniem na język angielski.

Prosimy je nadsyłać na dyskietkach w formacie Word 6.x (lub wyższy) wraz z kontrolnym wydrukiem i załączonymi rysunkami i zdjęciami.

Możliwe jest również dołączanie ilustracji w różnych formatach grafki typu .eps, .jpg, .tif, .cdr, .cpt, .gif.

Rozmiar artykułu:

- przeglądowego i pracy oryginalnej - do 10 stron standardowego maszynopisu,
- komunikatu - do 5 stron,
- noty technicznej - do 3 stron

Obowiązuje układ jednostek SI.

Rysunki, tabele i równania powinny być kolejno ponumerowane.

Struktura artykułu:

- streszczenie (do 200 słów),
- słowa kluczowe (3-10 słów),
- wprowadzenie,
- materiał i metodyka,
- wyniki,
- dyskusja,
- wnioski,
- piśmiennictwo (wg systemu Harvard).

Odnośniki literaturowe w tekście należy podawać jako kolejne liczby arabskie w nawiasach kwadratowych.

Pismiennictwo (zawierające nazwiska autorów i skróty ich imion, tytuł artykułu, tytuł czasopisma, tom, rok w nawiasach okrągłych i strony) powinno być zamieszczone na końcu artykułu. Skrótów tytułów czasopism należy unikać bądź podawać zgodnie z Chemical Abstract. Cytując książki należy podawać numery odpowiednich rozdziałów.

Nie przewiduje się wypłacania honorariów autorskich.

Prace należy nadyłać na adres:

Redakcja "Inżynieria Biomateriałów"
Akademia Górniczo - Hutnicza
Katedra Ceramiki Specjalnej
30-059 Kraków, al. Mickiewicza 30/A-3
fax. (48-12) 633-46-30
tel. (48-12) 617-24-62
e-mail: blazew@uci.agh.edu.pl

Instructions to authors

Contributions in English language version should be submitted to:

Editorial Office
"Engineering of Biomaterials"
University of Mining and Metallurgy,
Special Ceramics Department,
Al. Mickiewicza 30/A-3, 30-059 Kraków, Poland
fax. (48-12) 633-46-30, tel. (48-12) 617-24-62,
e-mail. blazew@uci.agh.edu.pl

Texts should be delivered on a 3.5-inch diskette, accompanied by a printout (with a double spacing) including drawings, photographs, tables etc. Recommended is IBM-compatible MS format, e.g. Word 6.x (or higher). Illustrations can be enclosed on diskettes in the formats: .eps, .jpg, .tif, .cdr, .cpt, .gif.

Advised paper length is:

- review papers and accounts of original unpublished research - up to 10 pages (standard manuscript pages);
- short communications - up to 5 pages;
- technical notes - up to 3 pages.

SI units should be used in the text.

Figures, Tables and Equations should be numbered in corresponding consecutive series of the Arabic numbers.

Layout of the paper should be the following:

- Abstract (up to 200 words)
- Key words (3-10 words)
- Introduction
- Materials and Methods
- Results
- Discussion
- Conclusions
- References

References should be made in the text by using consecutive Arabic numbers in brackets. Full references (including author's surname and abbreviated names, title of the paper, title of the journal, volume, year in parenthesis and pages) should be given in a list at the end of the paper. Abbreviations of journal titles should be avoided or used in accordance with those listed in Chemical Abstracts. Whenever a book is cited, the number of the relevant chapter should be given.

The journal makes no page charges.

INŻYNIERIA
BIOMATERIAŁÓW

Warunki prenumeraty

Wydawnictwo Polskie Stowarzyszenie Biomateriałów w Krakowie przyjmuje zamówienia na prenumeratę, która może obejmować dowolny okres, w którym wydawane są kolejne zeszyty. Zamawiający otrzyma zaprenumerowane zeszyty począwszy od daty dokonania wpłaty. Zamówienia wstecz będą realizowane w miarę posiadanych zapasów.

Realizacja zamówienia

Warunkiem realizacji zamówienia jest otrzymanie z banku potwierdzenia dokonania wpłaty przez prenumeratora.

Konto

Polskie Stowarzyszenie Biomateriałów
30-059 Kraków, al.Mickiewicza 30/A-3
Bank Śląski S.A. O/Kraków,
nr rachunku 10501445-120085-60-01

Należy podać swój adres, tytuł czasopisma, okres prenumeraty i liczbę zamawianych egzemplarzy.

Opłata

roczna - 48.- zł
półroczna - 24.- zł

Subscription terms

Subscription orders should be addressed to the Polish Society for Biomaterials in Kraków.

The ordered issues will be delivered consecutively starting from the date of payment, acknowledged by the bank.

Earlier issues will be supplied if available.

Subscription rates:

12 months - 48,0 zl
6 months - 24,0 zl

Payment should be made to:

Polish Society for Biomaterials,
Al. Mickiewicza 30/A-3,
30-059 Kraków, Poland
Bank Śląski S.A. O/Kraków,
account no. 10501445-120085-60-Ol.

It is requested to quote the subscriber's name, title of the journal, desired subscription period and number of the ordered copies.

NIEKTÓRE ASPEKTY KLINICZNE I TECHNICZNE ENDOPROTEZOPLASTYKI DYSPLASTYCZNEGO STAWU BIODROWEGO

Tadeusz Gaździk*, Janusz Kubacki**
* Oddział Urazowo-Ortopedyczny Szpitala Górniczego w Katowicach
** Oddział Ortopedii i Chirurgii Urazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego im. Najświętszej Maryi Panny w Częstochowie

Streszczenie
W pracy przedstawiono trudności pojawiające się w czasie alloplastyki dysplastycznych stawów biodrowych.

[Inżynieria Biomateriałów, 3, (1998), 3-6]

SOME ASPECTS OF TOTAL ARTHROPLASTY IN DYSPLASTIC HIP

Tadeusz Gaździk*, Janusz Kubacki **
* Department of Orthopaedics and Traumatology, Miners Hospital in Katowice
** Department of Orthopaedics and Traumatic Surgery, St Mary's Hospital Department in Czestochowa

Abstract
The aim of this work was to present difficulties in the alloplasty of dysplastic hips.

[Engineering of Biomaterials, 3, (1998), 3-6]

PRZYDATNOŚĆ WARSTWY WĘGLOWEJ NA POWIERZCHNI IMPLANTÓW ZE STOPU Co-Cr-Mo

Z. Paszenda, J. Marciniak
Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Politechniki Śląskiej w Gliwicach

Streszczenie
W artykule przedstawiono wyniki badań odporności korozyjnej odlewniczego stopu Co-Cr-Mo z naniesioną warstwą węglową przy różnicowanej jego strukturze i sposobie przygotowania powierzchni. Zbadano strukturę stopu w stanie lanym i przesyconym oraz odporność na korozję wżerową metodą potencjodynamiczną w warunkach symulujących środowisko tkankowe. Ogólnie stwierdzono, że o własnościach fizykochemicznych warstwy węglowej decyduje ilość węglików występujących w osnowie metalicznej, jak też obecność warstwy pasywnej wytworzonej na podłożu metalicznym.

Słowa kluczowe: chirurgia kostna, materiały na endoprotezy, odporność korozyjna, warstwy węglowe.
[Inżynieria Biomateriałów, 3, (1998), 6-12]

USEFULNESS OF CARBON COATING ON IMPLANTS MADE OF Co-Cr-Mo ALLOY

Z. Paszenda, J. Marciniak
Institute of Engineering and Biomedical Materials, Silesian Technical University, Gliwice, Poland

Abstract
The paper presents the results of investigations on the corrosion resistance of a carbon coated Co-Cr-Mo cast alloy with different structures and surface finish. The alloy was investigated in the as-cast condition and after a solution heat treatment. Resistance to pitting corrosion was tested using a potentiodynamic method in a simulated tissue en -vironment. It has been found that the number of carbides occurring in the metallic matrix and the presence of passive films on alloy surface have a decisive effect on physical and chemical properties of the carbon coating.

Keywords: bone surgery, materials for endoprostheses, corrosion resistance, carbon coatings.
[Engineering of Biomaterials, 3, (1998), 6-12]

OCENA BIOZGODNOŚCI WŁÓKIEN ARAMIDOWYCH O DUŻEJ WYTRZYMAŁOŚCI MECHANICZNEJ

Bogusława Żywicka, Danuta Paluch, Jolanta Staniszewska-Kuś, Leszek Solski, Maria Szymonowicz
Zakład Chirurgii Eksperymentalnej i Badania Biomateriałów Katedry Chirurgii Urazowej i Chirurgii Ręki Akademii Medycznej we Wrocławiu.

[Inżynieria Biomateriałów, 3, (1998), 12-16]

BIOCOMPATIBILITY EVALUATION OF HIGH STRENGHT ARAMID FIBRES

Bogusława Żywicka, Danuta Paluch, Jolanta Staniszewska-Kuś, Leszek Solski, Maria Szymonowicz.
Institute of Experimental Surgery and Biomaterials Research, The Chair and Clinic of Traumatology and Hand Surgery, Medical Academy, Wrocław

[Engineering of Biomaterials, 3, (1998), 12-16]

BADANIA PORÓWNAWCZE MATERIAŁÓW DO ŚRÓDOPERACYJNEJ HEMOSTAZY

Jolanta Staniszewska-Kuś, Roman Rutowski, Jakub Kratochwil, Danuta Paluch, Maria Szymonowicz, Leszek Solski, Bogusława Żywicka
Zakład Chirurgii Eksperymentalnej i Badania Biomateriałów Katedry Chirurgii Urazowej i Chirurgii Ręki Akademii Medycznej we Wrocławiu
Okręgowy Szpital Kolejowy we Wrocławiu

Streszczenie

Pomimo znacznego postępu w technikach chirurgicznych, śródoperacyjne krwawienie z narządów miąższowych nadal stanowi poważny problem. W ciągu ostatnich lat wprowadzono do praktyki chirurgicznej szereg wchłanialnych, hemostatycznych materiałów.

Celem pracy była ocena przydatności wybranych materiałów hemostatycznych w praktyce chirurgicznej w zaopatrywaniu uszkodzonych i krwawiących narządów miąższowych, ocena aktywności hemostatycznej w układzie krzepnięcia oraz określenie odczynowości biologicznej badanych materiałów i czasu ich resorpcji.

[Inżynieria Biomateriałów, 3, (1998), 17-20]

COMPARATIVE STUDY OF TOPICAL HEMOSTATIC AGENTS

Jolanta Staniszewska-Kuś, Roman Rutowski, Jakub Kratochwil, Danuta Paluch, Maria Szymonowicz, Leszek Solski, Bogusława Żywicka
Zakład Chirurgii Eksperymentalnej i Badania Biomateriałów Katedry Chirurgii Urazowej i Chirurgii Ręki Akademii Medycznej we Wrocławiu
Okręgowy Szpital Kolejowy we Wrocławiu

Abstract

Despite great advance in surgery the intraoperative bleeding of parenchymal organs is still a vital problem. In recent years there have been many hemostatic agents introduced into the surgical technique.

The goal of this paper was evaluation of usefulness of some hemostatic agents in surgical practice in management of lesions of parenchymal organs, testing of hemostatic activity in hemostasis and their biocompatibility and time of resorption.

[Engineering of Biomaterials, 3, (1998), 17-20]

BADANIA POWIERZCHNI KOMPOZYTÓW WĘGLOWYCH POKRYTYCH HYDROKSYAPATYTEM PO IMPLANTACJI

Grzegorz Bajor*, Marta Błażewicz**, Janusz Bohosiewicz*, Jan Chłopek**, Anna Stoch**
* II Katedra i Klinika Chirurgii Dziecięcej Śląskiej Akademii Medycznej w Bytomiu
** Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie

Słowa kluczowe: Kompozytowe biomateriały węglowe, hydroksyapatyt, badania doświadczalne
[Inżynieria Biomateriałów, 3, (1998), 21-27]
POST- IMPLANTATION EXAMINATION OF CARBON COMPOSITES COATED WITH HYDROXYAPATITE
Grzegorz Bajor*, Marta Błażewicz**, Janusz Bohosiewicz*, Jan Chłopek**, Anna Stoch**
* II Department of Paediatric Surrgery, Silesian Medical Academy in Bytom
** Departmetn of Special Ceramics University of Mining and Metallurgy in Cracow
Key words: carbon composite biomaterials, hydroxyapatite
[Engineering of Biomaterials, 3, (1998), 21-27]

THE IMPLANT MATERIAL FOR MAXILLOFACIAL SURGERY
T.M. Ulyanova*, L.V. Titova*, O.U. Kalmychkova*, O.P. Chudakov**, L.G. Bykadorova**, L.V. Evtukhov**
* Institute of General and Inorganic Chemistry of the National Academy of Sciences of Belarus
** Minsk State Medical Institute
[Engineering of Biomaterials, 3, (1998), 28-29]