INŻYNIERIA BIOMATERIAŁÓW

ENGINEERING OF BIOMATERIALS

CZASOPISMO POLSKIEGO STOWARZYSZENIA BIOMATERIAŁÓW

Numer 4
Rok I
ISSN 1429-7248

GRUDZIEŃ 1998

WYDAWCA:

Polskie Stowarzyszenie Biomateriałów w Krakowie

KOMITET REDAKCYJNY:

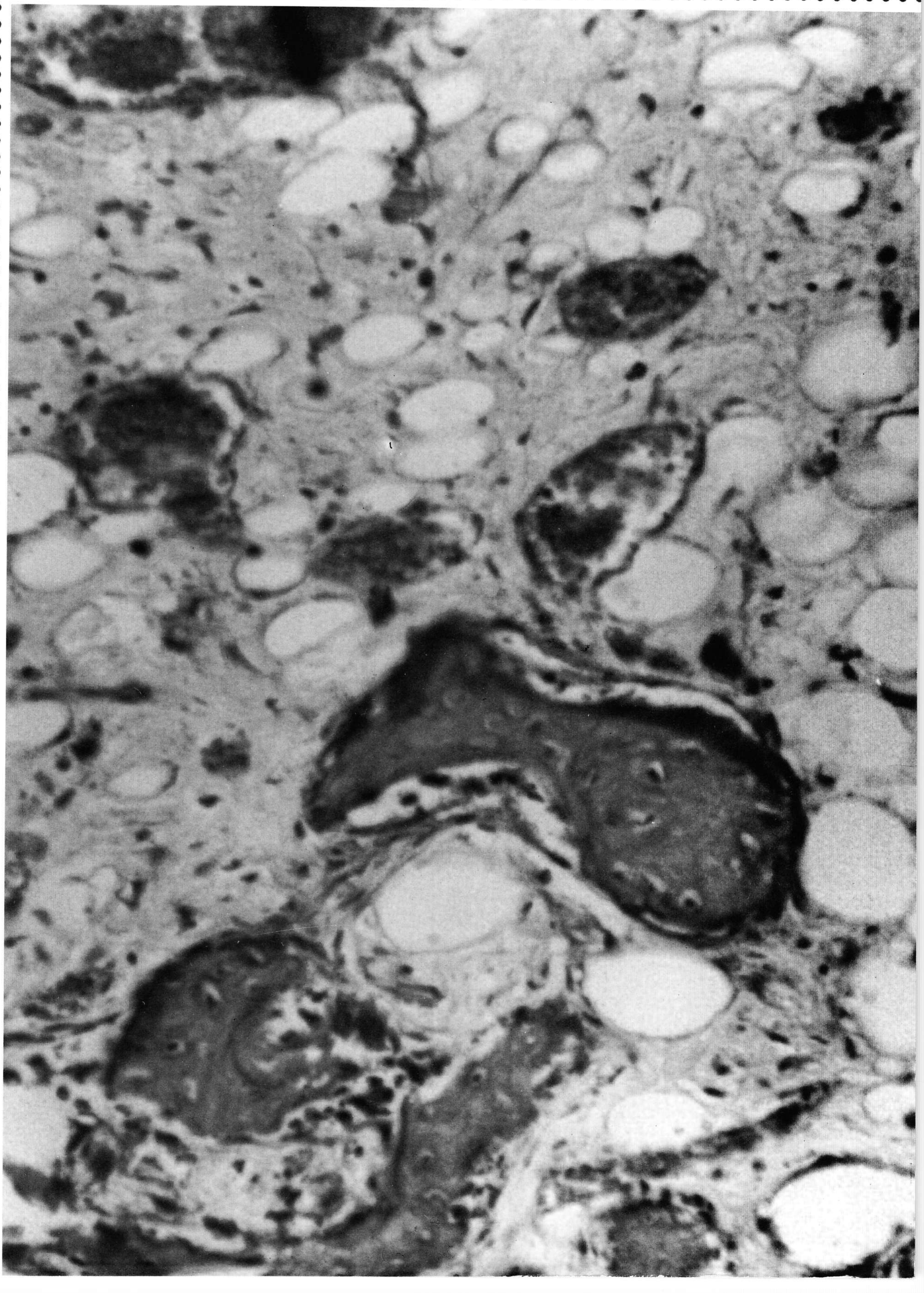
Redaktor naczelny
Stanisław Błażewicz
Sekretarz redakcji, Skład komputerowy
Augustyn Powroźnik
Redaktorzy
Elżbieta Godlewska
Cezary Wajler

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



SPIS TREŚCI

CONTENTS

MATERIAŁY CERAMICZNE W MEDYCYNIE

MARIA ŁĄCZKA

KATEDRA SZKŁA I EMALII
AKADEMII GÓRNICZO-HUTNICZEJ W KRAKOWIE

Streszczenie

Biomateriały ceramiczne są stosowane w medycynie od około 40-tu lat w celu odbudowy i zastępowania chorych lub uszkodzonych kości w organiźmie ludzkim. Bioceramikę dzieli się na: mikroporowatą, resorbowalną, prawie obojętna i bioaktywną. Wśród bioaktywnych materiałów szczególną pozycję zajmują bioszkła i szkło ceramika apatytowo-wollastonitowa. Wspólną cechą bioaktywnych szkieł i szkło-ceramiki jest ich zdolność do modyfikacji powierzchni, polegająca na tworzeniu się warstwy aktywnego biologicznie hydroksyapatytu węglanowego (HCA), stanowiącego naturalne połączenie implantu z żywą tkanką kostną. Bioszkła i bioaktywna szkło-ceramika stosowane są w medycynie w formie litych implantów (zastępowanie kości) lub proszków (przyspieszenie odbudowy kości). W Katedrze Szkła i Emalii Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie otrzymano nową generację ceramicznych materiałów bioaktywnych, stosując do tego celu chemiczną metodę zol-żel. Materiały te charakteryzują się wyższą bioaktywnością, niż materiały, otrzymywane tradycyjną metodą topienia. Wytwarzane są one w formie proszków, granul, cienkich pokryć oraz litych implantów.

***Słowa kluczowe**: bioceramika, materiały bioaktywne, bioszkła, szkło-ceramika.*

Wstęp

Około 40-tu lat temu w sposób niekonwencjonalny rozszerzony został zakres stosowania materiałów ceramicznych. Ceramika wkroczyła mianowicie na stałe do medycyny, jako materiał służący do naprawy, rekonstrukcji i zastępowania chorych i uszkodzonych kości ludzkich. Materiały te określa się obecnie jako "bioceramikę" [1].

Istnieją różne kryteria podziału materiałów bioceramicznych. Jednym z takich kryteriów jest charakter teksturalno-fazowy tych materiałów. Stosując to kryterium, bioceramikę dzieli się na:
- materiały polikrystaliczne (Al_2O_3, ZrO_2, hydroksyapatyt (HA),
- materiały szkliste i szkło-ceramiczne (bioszkła, szkło-ceramika apatytowo-wollastonitowa A/W);
- kompozyty (HA-polietylen).

Każdy obcy materiał, wprowadzony do żywego organizmu, wywołuje w nim pewną odpowiedź tkankową i nie ma pod tym względem materiałów całkowicie obojętnych. Charakter takiej odpowiedzi przejawia się w różnych rodzajach powiązań pomiędzy tkanką macierzystą i implantem, warunkujących określony typ obszaru kontaktu implantu z żywą tkanką ("interface") [1]. Badania kliniczne wskazują, że większość uszkodzeń implantów pochodzi od tego obszaru i jego stabilność decyduje o przeżywalności implantu. Zatem osiągnięcie klinicznego sukcesu przy stosowaniu bioceramiki w medycynie uwarunkowane jest w pierwszym rzędzie utworzeniem stabilnego połączenia pomiędzy implantem i żywą tkanką macierzystą, a także - podobnym, jak w przypadku tkanki macierzystej, zachowaniem się implantu pod względem parametrów mechanicznych.

CERAMIC MATERIALS IN MEDICINE

MARIA ŁĄCZKA

DEPARTMENT OF GLASS AND ENAMELS,
UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY IN CRACOW

Abstract

Ceramic biomaterials have been applied in medicine for nearly 40 years in reconstruction and replacement of the diseased or damaged human bones. Bioceramics is divided into microporous, resorbable, almost inert and bioactive materials. The bioactive materials, bioglasses and apatite-wollastonite glass-ceramics, take a special position in bioceramics. Common feature of all bioactive glasses and glass-ceramics is their ability to modify the material surface, which consists in the development of a biologically active layer of carbonate hydroxyapatite (HCA) playing a role of natural joint between the implant and the bone tissue. Bioglasses and bioactive glass ceramics are used in medicine in the form of monolithic implants (bone replacement) or powders (acceleration of bone reconstruction). At the Department of Glass and Enamels of the University of Mining and Metallurgy in Kraków a new generation of bioceramics has been obtained by the chemical sol-gel method. These materials demonstrate higher bioactivity than the traditional melted ones. They are produced in the form of powders, granules, coatings and monolithic implants.

***Key words**: bioceramics, bioactive materials, bioglasses, glass-ceramics.*

Introduction

About 40 years ago the application range of ceramic materials was extended in a non-conventional way. Ceramics was namely introduced in medical practice for reconstruction and replacement of the diseased and damaged human bones. These materials are now referred to as "bioceramics" [1].

There exist various criteria of classifying the bioceramic materials. One of them is the texture-phase nature of these materials. According to this criterion, bioceramics can be divided into:
- polycrystalline materials (Al_2O_3, ZrO_2, hydroxyapatite HA);
- glass and glass-ceramic materials (bioglasses, apatite-wollastonite glass-ceramics A/W);
- composites (HA-polyethylene).

Foreign materials, introduced into a living organism, induce certain response of the host tissues and in this respect not any material can be regarded as completely inert. The character of response, manifested by various interactions between the implant and the host tissue, determines the type of interface [1]. Clinical examinations have shown that most failures of the implants originate from the biomaterial-tissue interface and that its stability is decisive for the implant survivability. Hence attaining clinical success of bioceramics in medicine is determined by the formation of stable bonds between the implant and the host tissue, as well as by similar behaviour of the implant and the natural tissue in terms of mechanical properties.

Charakterystyka wybranych materiałów bioceramicznych i ich kliniczne zastosowania

Ze względu na charakter odpowiedzi tkankowej na obecność materiału, zastosowanego w charakterze implantu, bioceramikę podzielono na mikroporowatą, resorbowalną, prawie obojętną i bioaktywną [1,2]:

Ceramika mikroporowata

Biologiczne umocowanie tego typu materiałów w tkance żywej polega na przerastaniu materiału tkanką kostną poprzez jego strukturę porowatą na powierzchni lub wewnątrz implantu [3]. Żywa tkanka stabilizuje tym samym rozległy obszar kontaktu implantu z kością ("interface") wewnątrz por. W oparciu o kliniczne doświadczenia przyjmuje się, że aby proces przerastania implantu tkanką żywą był efektywny i korzystny dla tkanek, pory muszą mieć średnicę większą od 100-150 μm. Przykładem tego typu materiałów są porowate warstwy HA, nanoszone na implanty metalowe [4], a także - porowata ceramika, bazująca na syntetycznych fosforanach wapnia [5,6]. Warstwy HA, naniesione np. na implanty dentystyczne spełniają rolę cementów, umożliwiając biologiczne umocowanie implantów w macierzystej tkance żywej [3,7]. Porowata ceramika, bazująca na fosforanach wapnia, stosowana jest jako wypełnienia defektów kostnych, spełniając rolę stymylatora wzrostu tkanki kostnej [3,5,6]. Do ceramiki mikroporowatej zalicza się również, szeroko stosowane w chirurgii, implanty, wykonane z porowatego tlenku glinu Al_2O_3 [8,9,10,11].

Ceramika resorbowalna

Materiały resorbowalne ulegają w organiźmie stopniowej degradacji i są zastępowane przez macierzystą tkankę żywą [1,2,3]. Główne problemy kliniczne przy stosowaniu tego typu materiałów w chirurgii spowodowane są trudnościami w utrzymaniu odpowiedniej wytrzymałości i stabilności obszaru kontaktu implantu z kością w czasie degradacji materiału i zastępowaniu go przez tkankę żywą; wiąże się to ze zbyt dużą szybkością resorpcji w porównaniu z szybkością regeneracji tkanki kostnej. Przykładem tego typu materiałów są fosforany wapnia, np. fosforan trójwapniowy (TCP); takie materiały z powodzeniem stosuje się przy uszkodzeniach kości szczękowych, kości głowy i w innych przypadkach, gdy tkanka kostna nie narażona jest na zbyt duże obciążenia mechaniczne.

Materiały prawie obojętne

Do tej grupy materiałów zalicza się przede wszystkim tlenek glinu (α-Al_2O_3) o wysokim stopniu zagęszczenia i wysokiej czystości [1,2,12]. Al_2O_3 był pierwszym materiałem ceramicznym o szerokim, klinicznym zastosowaniu. Implanty, wykonane z tego materiału, charakteryzują się przede wszystkim doskonałą odpornością na korozję, dobrą biozgodnością, niską ścieralnością, wysoką odpornością na zużycie i bardzo dobrymi parametrami wytrzymałościowymi [2,12].

Al_2O_3 jest stosowny od ponad 20-tu lat w chirurgii stawu biodrowego, a wykonywane z niego elementy, ze względu na minimalną ścieralność i szczególnie niski współczynnik zużycia, charakteryzują się długą przeżywalnością nawet bez użycia cementów kostnych. Inne kliniczne zastosowanie tlenku glinu to: protezy kolanowe, śruby kostne, rekonstrukcja kości szczękowych i twarzowych, substytuty drobnych kości ucha środkowego, implanty dentystyczne [1,2,3,12].

Obok tlenku glinu, w protetyce stosowany jest również tlenek cyrkonu ZrO_2 w formie tetragonalnej, stabilizowany magnezem lub itrem. Implany cyrkonowe charakteryzują się niezwykle wysokimi parametrami wytrzymałościowymi a zainteresowanie medyczne związane jest z wykorzy-

Characteristics of selected bioceramic materials and their clinical application

According to the character of tissue response at the implant interface, bioceramics has been divided into microporous, resorbable, almost inert and bioactive materials [1,2].

Microporous ceramics

Biological fixation of this type of material in a living tissue is provided by penetration of the tissue into the pores on the surface or throughout the implant [3]. Thus the living tissue establishes the interface in the pores. Basing on clinical observations it is assumed that for the tissue to remain viable and healthy the pores must be greater than 100-150 μm in diameter. Examples of this type of materials are porous layers of HA deposited on metal implants [4] as well as porous ceramics based on synthetic calcium phosphates [5,6]. HA layers, deposited on dental implants, play a role of cements, enabling biological fixation of implants in the host tissue [3,7]. Porous ceramics, based on calcium phosphates, is used as a filling of bone defects, stimulating growth of the bone tissue [3,5,6]. Microporous ceramics comprises also implants made of porous aluminium oxide Al_2O_3 [8,9,10,11], widely used in surgery.

Resorbable materials

Resorbable materials undergo degradation in the organism, and are gradually replaced by a living tissue [1,2,3]. Main clinical problems occurring when the resorbable materials are applied in surgery are due to the difficulties in maintaining proper strength and stability of the interface during the period of degradation and replacement of the material by the natural host tissue. This is related to the fact that the rate of resorption of the material is much higher than the rate of bone tissue regeneration. An example of this type of materials is tricalcium phosphate (TCP), successfully used to replace the damaged bone tissue of a jaw and head and in other cases when the bone tissue is not heavily loaded.

Almost inert materials

This group of materials comprises, first of all, alumina (α-Al_2O_3) characterised by high density and high purity [1,2,12]. Al_2O_3 was the first material to find wide clinical application. Implants made of this material demonstrate excellent corrosion resistance, low abrasive wear, high wear resistance, high strength and good biocompatibility [2,12] Al_2O_3 has been used for over 20 years in orthopaedic surgery for hip prostheses because of its very low abrasion coefficient and minimum wear rate. Other clinical applications of alumina are: knee prostheses, bone-uniting screws, reconstruction of jaw and face bones, bone substitutes of the middle ear, dental implants [1,2,3,12].

Another material used in prosthetics is the tetragonal form of magnesium- or yttrium-stabilised zirconia, ZrO_2. The zirconia implants demonstrate exceptionally high strength parameters and are used as various joint prostheses [1,2].

Ceramic bioactive materials

Bioactive materials take the intermediate position between the bioinert and resorbable ceramics. They induce specific tissue response, which results in the formation of a bonding interface between the implant and the natural host tissue. This phenomenon was first discovered in 1969 by L.L.Hench at the University of Florida [13], and next it found application in the production of various types of bioactive materials with a wide range of bonding rates and thickness staniem ich jako protez różnych połączeń stawowych [1,2].

Ceramiczne materiały bioaktywne

Materiały bioaktywne zajmują pośrednie miejsce pomiędzy ceramiką bioobojętną i resorbowalną. Dają one specyficzną odpowiedź w obszarze kontaktu z tkanką kostną, polegającą na tworzeniu wiązania pomiędzy implantem i tkanką żywą. Zjawisko to zostało po raz pierwszy odkryte w 1969 roku przez L.L.Hencha w Uniwersytecie na Florydzie [13] i wykorzystano je później przy wytwarzaniu różnego rodzaju materiałów bioaktywnych o zmieniających się w szerokim zakresie szybkościach wiązania z kością oraz grubościach wiążącego obszaru pomiędzy implantem i tkanką kostną.

Do bioaktywnych materiałów ceramicznych, dostępnych aktualnie na rynku światowym do użytku klinicznego, zalicza się:
- bioaktywne szkło 45S5, o składzie chemicznym (% wag.): 24,5Na_2O, 24,5CaO, 45SiO_2, 6P_2O_5 [13], jak również inne bioszkła (45S5.4F, 45B15S5; 52S4,6; 55S4,3) o zmodyfikowanych składach chemicznych [13,14,15,16,17];
- bioaktywną szkło-ceramikę apatytowo-wollastonitową (A/W) [18,19,20,21];
- gęsty, syntetyczny hydroksyapatyt HA [22,23,23];
- bioaktywne kompozyty [25,26,27,28,29,30], np. HA+ polietylen.

Wszystkie, w/w materiały tworzą wiązanie z przylegającą tkanką kostną, jednakże czas, potrzebny na utworzenie takiego wiązania, wytrzymałość wiązania, mechanizm wiązania oraz szerokość strefy wiążącej znacznie różnią się dla poszczególnych materiałów z wymienionych grup [1,2]. Należy zaznaczyć ponadto, że nawet stosunkowo małe zmiany w składzie biomateriału mogą spowodować, że materiał z bioaktywnego stanie się bioobojętny lub resorbowalny.

Wśród bioaktywnej ceramiki znaczącą pozycję zajmują bioszkła i szkło-ceramika apatytowo-wollastonitowa, które to materiały zdolne są do wytworzenia bardzo wytrzymałego mechanicznie wiązania z tkanką kostną. Niektóre bioszkła są zdolne tworzyć wiązanie również z tkanka miękką [1,2].

Wspólną, charakterystyczną cechą bioaktywnych szkieł i bioaktywnej szkło-ceramiki jest zależna od czasu, kinetyczna modyfikacja powierzchni, która zachodzi po wszczepieniu implantu. Polega ona na tym, że na powierzchni implantu tworzy się warstwa biologicznie aktywnego hydroksyapatytu węglanowego HCA, stanowiącego połączenie implantu z tkanką żywą w obszarze ich wzajemnego kontaktu [1,2,31,32,33]. Faza HCA, która tworzy się na powierzchni bioaktywnego implantu, jest chemicznie i strukturalnie równoważna z mineralną substancją kości. Ta równoważność odpowiedzialna jest właśnie za wiążący charakter obszaru kontaktu implant-kość. Materiały bioaktywne rozwijają przylegającą do tanki kostnej warstwę ("interface"), zdolną wytrzymywać znaczne mechaniczne obciążenia. Wytrzymałość adhezyjna w obszarze kontaktowym jest co najmniej równa lub większa od sił spójności materiału implantu, czy tkanki kostnej. Uszkodzenie w tych przypadkach pochodzi zatem zazwyczaj albo od kości, albo od implantu, ale nie od strefy kontaktowej pomiędzy tymi materiałami.

Z dotychczasowych badań, prowadzonych w warunkach in vitro i in vivo wynika, że proces wiązania bioaktywnych szkieł i szkło-ceramiki z kością jest bardzo skomplikowany, nie do końca jeszcze wyjaśniony i obejmuje 12 etapów [1,2,31,32,33]. Pierwszych pięć etapów, to głównie procesy chemiczne, polegające na:
- wymianie jonów alkalicznych, obecnych w powierzchniowej warstwie implantu, na jony wodorowe, pochodzące z płynów ustrojowych;
- rozpuszczanie więźby krzemianowej;
- polimeryzacja żelu krzemionkowego;

of the interfacial bonding layers.

Among the bioactive materials commercially available for clinical use the following ones can be mentioned:
- bioactive glass 45S5 with the chemical composition (wt%): 24,5Na_2O; 24,5CaO; 45SiO_2; 6P_2O_5 [13] as well as other bioglasses (45S54F; 45B15S5; 52S4.6; 55S4.3) with modified chemical compositions [13,14,15,16,17];
- apatite-wollastonite (A/W) bioactive glass-ceramics [18,19,20,21];
- dense, synthetic hydroxyapatite(HA) [22,23,24];
- bioactive composites [25,26,27,28,29,30], e.g. mixture of HA and polyethylene.

All the above-mentioned materials, form bonding interfaces between the implant and the host tissue. However, time needed to form the bond, its strength and bonding mechanism as well as thickness of the bonding zone vary considerably for different materials from the mentioned groups [1,2]. It should be also noted that even relatively small changes in chemical composition may change the bioactive material into resorbable or bioinert one.

Among bioactive ceramics a marked position is taken by bioglasses and A/W glass-ceramics; these materials are capable of forming a strong bond with the bone tissue. Certain bioglasses can also form bonds with the soft tissue [1,2].

A common and characteristic feature of bioactive glasses and A/W glass-ceramics is the time-dependent, kinetic modification of their surface after implantation. It consists in the formation of a biologically active layer of carbonate hydroxyapatite (HCA) on the implant surface, playing a role of a bond between the implant and the bone tissue [1,2,31,32,33]. The HCA phase, formed on the surface of the bioactive implant is chemically and structurally equivalent to the mineral substance of the bone. This equivalence is responsible for the quality of the bonding interface. The bioactive materials develop an interface layer adherent to the bone tissue and capable of carrying substantial mechanical loads. Mechanical strength of the interface layer is often equal to or greater than the cohesive strength of the implant material or the bone tissue. Hence, failures are usually initiated in the bone or in the implant, but not in the interface zone.

From earlier studies, both under in vitro and in vivo conditions, it follows that bonding of the bone tissue to bioactive glasses and glass-ceramics is complex and not enough recognised. It involves 12 reaction stages [1,2,31,32,33]. The first five stages comprise mainly chemical processes, such as:
- exchange of the alkaline ions, present in the surface layer of implant, into hydrogen ions from the body fluids;
- dissolution of silicate framework and formation of silica gel;
- polymerisation of silica gel;
- chemisorption of ions from body fluid;
- crystallisation of HCA layer.

Further stages comprise biochemical adsorption of the respective proteins and synchronised occurrence of cellular events, the result of which is quick formation of a new bone. It is concluded that bioactivity is encountered only within certain compositional limits and specific ratios in the Na_2O-K_2O-CaO-MgO-P_2O_5-SiO_2 system being the base system for bioglasses and bioactive glass-ceramics [1].

Bioactive glasses and glass-ceramics have now been applied for more than 10 years in clinical practice and have been given commercial names (TABLE 1). Among the bioglasses the most widely used is glass 45S5 in the form of compact implants as well as powders and granules.

Bioglasses in the form of compact implants are used [1,2]:
- in the surgery of the middle ear to replace small bones damaged as a result of chronic infections; survivability of these bioactive implants in this case is definitely higher than

- chemisorpcja jonów z płynów ustrojowych;
- krystalizacja warstwy HCA.

Dalsze etapy, to biochemiczna adsorpcja odpowiednich białek i zsynchronizowane występowanie zdarzeń komórkowych, których wynikiem jest szybkie formowanie nowej kości. Stwierdzono, że bioaktywność występuje tylko przy pewnych, określonych zawartościach i wzajemnych stosunkach tlenków w układzie Na_2O-K_2O-CaO-MgO-P_2O_5-SiO_2, który to układ stanowi bazę wszystkich bioszkieł i bioaktywnej szkło-ceramiki [1]

Bioaktywne szkła i szkło-ceramika już od kilkunastu lat są w użytkowaniu klinicznym w świecie i posiadają na rynku swoje nazwy handlowe (TABELA 1). Spośród bioszkieł, najszersze zastosowanie znalazło szkło 45S5, które z powodzeniem używane jest zarówno w postaci litych implantów, jak i proszków i granul.

that of bioinert materials;
- in dentistry, as implants in the form of cones with various dimensions, to replace the tooth roots after tooth extraction; these implants enable to preserve proper shape of the jawbone after tooth extraction and before placing the prostheses.

In addition to compact implants, bioglasses have found wide application in the form of powders and granules in the treatment of periodontal disease as well as in the cases where bone grafts are needed to fill the defects or to augment natural repair processes in bones. Such materials can be used in jawbone surgery as well as in orthopaedic applications (repair of hip, knee and spine bones) [1,2]. These applications are based on the hypothesis that the bioglasses stimulate proliferation of the bone tissue by activating the genetically controlled process, which leads to the formation of the growth factors [1].

Właściwości Property	Bioszkła Bioglasses		Szkło-ceramika Glass-ceramics			
	45S5	S45PZ	Ceravital	Carbonate A/W	Implantal L1	Bioverit
Skład/Composition [wt%]:						
Na_2O	24,5	24,0	5-10	0	4,6	3-8
K_2O	0	0	0,5-3,0	0	0,2	3-8
MgO	0	0	2,5-5,0	4,6	2,8	2-21
CaO	24,5	22,0	30-35	44,7	31,9	10-34
Al_2O_3	0	0	0	0	0	8-15
SiO_2	45,0	45,0	40-50	34,0	44,3	19-54
P_2O_5	6,0	7,0	10-50	16,2	11,2	2-10
CaF_2	0	0		0,5	5,0	3-23
B_2O_3	0	2,0				
Skład fazowy Phases*:	Szkło Glass	Szkło Szkło Glass Glass	Apatyt/Apatite β-wollastonite Szkło/Glass	Apatyt/Apatite β-wollastonite Szkło/Glass	Apatyt/Apatite Phlogopite Szkło/Glass	Apatyt/Apatite Szkło/Glass
- Gęstość/Density [g/cm^3]	2,65			3,07		2,8
- Twardość Vickers'a Vickers hardness	458			680		500
- Wytrzymałość na ściskanie Compressive strength [MPa]			500	1080		500
- Wytrzymałość na zginanie Bending strength [Mpa]				215	160	100-160
- Moduł Young'a Young's modulus [GPa]	35		100-150	218		70-88

TABELA 1. Składy i właściwości mechaniczne niektórych bioszkieł i szkło-ceramiki stosowanych klinicznie [1].
TABLE 1. Compositions and mechanical properties of some bioactive glasses and glass-ceramics used clinically [1].

Bioszkła w postaci litych implantów stosowane są [1,2]:
- w chirurgii ucha środkowego, uszkodzonego w wyniku chronicznych infekcji, w celu zastępowania drobnych kości; przeżywalność takich bioaktywnych implantów jest w tym przypadku zdecydowanie wyższa, niż dla materiałów bioobojętnych;
- w dentystyce, jako implanty w formie stożków o różnych rozmiarach, wszczepianych w miejsce korzeni zębowych po ekstrakcji zębów; implanty takie pozwalają zachować odpowiedni kształt szczęki pacjenta po ekstrakcji zębów przed założeniem protez.

Obok litych implantów, bioszkła znalazły szerokie zastosowanie w formie proszków i granul w leczeniu chorób przyzębia (paradentoza), a także przy przeszczepach kości, jako wypełnienia kostnych ubytków w ortopedii kości biodrowych, kolanowych, w chirurgii kręgosłupa [1,2]. Ten charakter zastosowań oparty jest na hipotezie, że bioszkła stymulują proliferację tkanki kostnej poprzez aktywizację genetycznie kontrolowanego procesu, który prowadzi do wytworzenia czynników wzrostu [1].

Another important group of bioactive ceramics, beside bioglasses, are glass-crystalline materials, referred to as apatite-wollastonite (A/W) ceramics. In these materials, beside the glass phase, crystalline phases: apatite and wollastonite are present, imparting better mechanical properties in comparison with the bioglass alone. The A/W bioactive glass-ceramics has been successfully applied in the repair of spine since 1983 [1,2].

Therapeutic applications

Some glasses in the form of microspheres, about 25 μm in diameter, are used in the treatment of cancer, especially the cancer of liver [34]. These are the yttrium-aluminium-silicate glasses of high chemical resistance, applied as carriers of a radioactive isotope Y^{90}. The radioactive glass microspheres injected into the affected organ enable much more effective irradiation of the sick tissue than it is possible by external irradiation. Local dosage that can be safely applied is at the level of $15x10^3$ rads, i.e. about 5 times higher than in the case of external irradiation. Such glasses

Drugą, obok bioszkieł, ważną grupą bioaktywnych materiałów ceramicznych są materiały szkło-krystaliczne, tzw. ceramika apatytowo-wollastonitowa A/W. W materiałach tych, obok fazy szklistej, obecne są fazy krystaliczne: apatyt i wollastonit, nadające materiałom wyższe, w stosunku do bioszkieł, parametry wytrzymałościowe.

Bioaktywna szkło-ceramika A/W z powodzeniem stosowana jest w chirurgii kręgosłupa od 1983 roku [1].

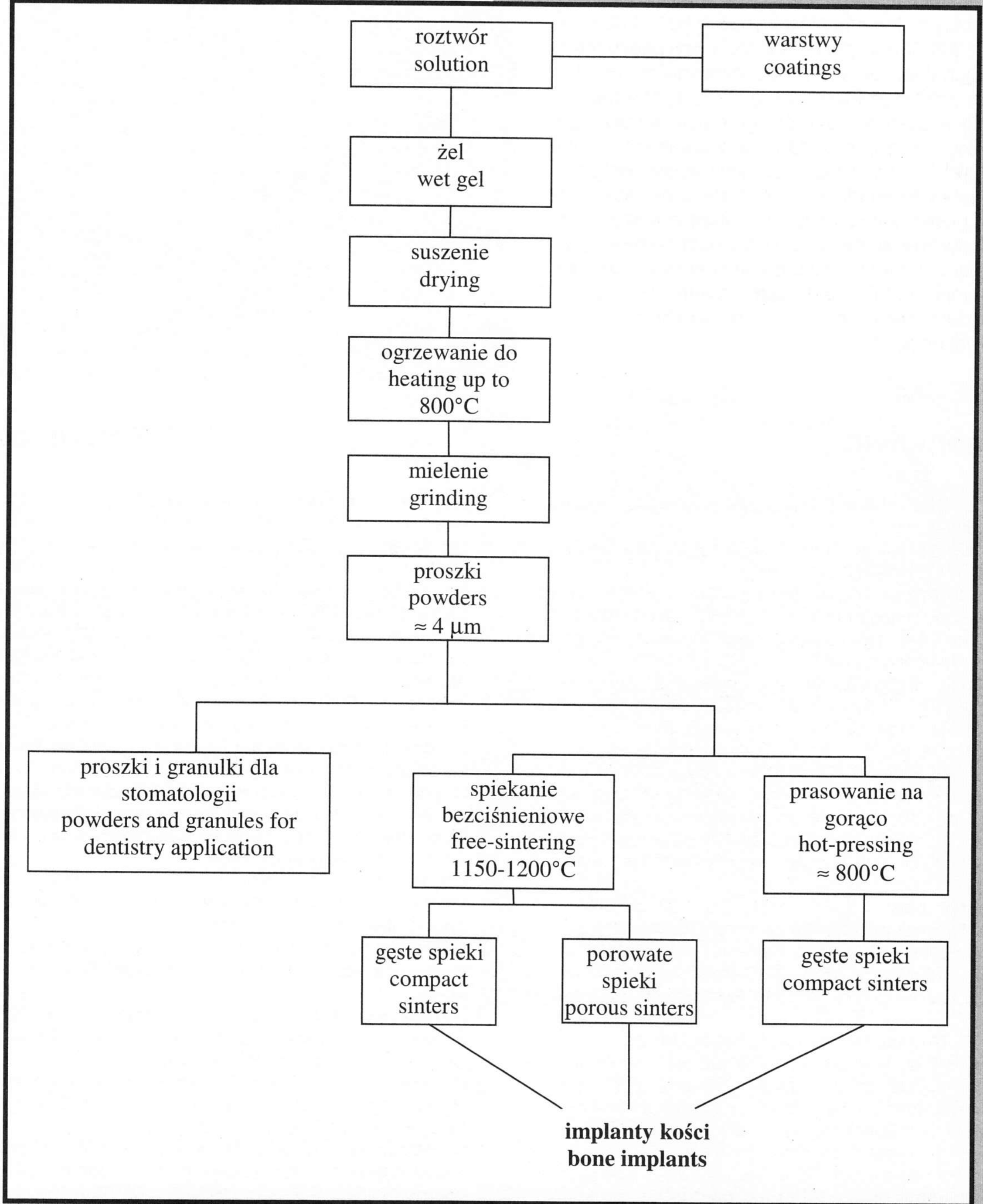
Zastosowania terapeutyczne

Szkła o odpowiednim składzie, w postaci mikro-kulek o średnicy około 25 μm, stosowane są także w leczeniu chorób nowotworowych, szczególnie - raka wątroby [34]. Są to szkła itrowo-glinowo-krzemianowe o wysokiej chemicznej odporności, będące nośnikiem radioaktywnego izotopu itru Y^{90}. Takie radio-aktywne, szklane mikro-kulki, wszczepione do zaatakowanego przez nowotwór miejsca wewnątrz organizmu, pozwalają znacznie efektywniej naświetlić chora tkankę, niżby to miało miejsce przy radioterapii ogólnej.

(YAS) have been already used for more than 5 years in the clinical treatment of more than 100 patients.

New generation of glass-ceramic bioactive materials

The investigations on bioactive materials with bioactivity higher than that of bioactive glass-ceramics produced by conventional melting and controlled crystallisation have been carried out at the Department of Glass and Enamel of the University of Mining and Metallurgy in Krakow for several years now. These are amorphous materials from the $CaO-P_2O_5-SiO_2$ system, as well as glass-ceramics with hydroxyapatite and wollastonite as crystalline phases [35,36,37,38,39,40]. They are obtained by the chemical sol-gel method using organic and inorganic compounds of calcium, phosphorus and silicon, soluble in alcohol, as the starting materials. The maximum temperature of synthesis is 800-1200°C, i.e. about 300-500°C lower than in the case of conventional methods. Figure 1 shows the preparation scheme of the gel-derived materials. These materials are



RYS. 1. Schemat otrzymywania bioaktywnej szkło-ceramiki pochodzenia żelowego.
FIG. 1. Scheme of manufacturing the gel-derived bioactive glass-ceramics.

Możliwe jest w tym przypadku lokalne dawkowanie promieniowania na poziomie $15x10^3$ radów, czyli około 5-krotnie wyższe, niż przy tolerowanym przez organizm naświetlaniu zewnętrznym. Szkła takie są w klinicznym użyciu w świecie od 5-ciu lat.

Nowa generacja szkło-ceramicznych materiałów bioaktywnych

W Katedrze Szkła i Emalii Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie od kilku lat prowadzone są prace nad otrzymaniem ceramicznych materiałów bioaktywnych o wyższej bioaktywności niż w przypadku bioaktywnej szkło-ceramiki, wytwarzanej konwencjonalną metodą topienia i kierowanej krystalizacji. Są to materiały z podstawowego układu tlenkowego $CaO-P_2O_5-SiO_2$, szkliste i szkło-krystaliczne z hydroksyapatytem i wollastonitem, jako fazami krystalicznymi [35,36,37,38,39,40]. Wytwarza się je chemiczną metodą syntezy zol-żel, stosując, jako materiały wyjściowe, organiczne i nieorganiczne związki wapnia, fosforu i krzemu, rozpuszczalne w alkoholach. Maksymalne temperatury syntezy tych materiałów wynoszą 800-1200°C, są więc o około 300-500 stopni niższe niż w przypadku metody konwencjonalnej. Schemat otrzymywania materiałów pochodzenia żelowego przedstawia RYS. 1. Materiały te otrzymuje się w postaci proszków, granulek, warstw i gęstych spieków. Obszerne badania w warunkach in vitro [37,38,39], jak również wstępne badania in vivo wskazują na bardzo dobrą biozgodność tych materiałów. Materiały bioaktywne, pochodzenia żelowego, mogą znaleźć zastosowanie medyczne zarówno jako materiał stymulujący i przyspieszający naturalny wzrost tkanki kostnej, jak i zastępujący tkankę kostną. Stąd prognozowane ich zastosowanie w leczeniu chorób przyzębia (paradentoza), chirurgii szczękowej,ortopedii.

obtained in the form of powders, granules, coatings and dense sinters. Extensive investigations under in vitro conditions [37,38,39], as well as preliminary in vivo examinations have revealed very good biocompatibility of these materials. The bioactive gel-derived materials may find medical applications both as materials stimulating and accelerating natural growth of the bone tissue as well as materials capable of replacing it, e.g. in the treatment of periodontal disease, in maxillofacial and orthopaedic surgery.

Piśmiennictwo

References

[1] Hench L.L.: Bioceramics, A Clinical Success, Amer. Ceram. Soc. Bull., (July 1998), 67-74.

[2] Hench L.L.: Bioceramics: From Concept to Clinic, J. Amer. Ceram. Soc., 74 (7) (1991) 1487-510.

[3] Hulbert S.F., Bokros J.C., Hench L.L., Wilson J., Heimke G.: Ceramics in Clinical Applications: Past, Present and Future pp 189-250 in High Tech. Ceramics. Edited by P.Vincenze Elsevier, Amsterdam, Netherlands, 1987.

[4] Ducheyne P., Hench L.L., Kagan A., Martens M., Burssens A., Mulier J.C.: The Effect of Hydroxyapatite Impregnation of Skeletal Bonding of Porous Coated Implants. J. Biomed. Mat. Res. 14, (1980) 225.

[5] K. de Groot: Effect of Porosity and Physical-Chemical Properties on the Stability Resorption and Strength of Calcium Phosphate Ceramics, Biomaterials: Material Characteristics Versus in Vivo Behaviour, vol. 523. Edited by P.Ducheyne and J.Lemons. Annals of New York Academy Science, New York, 1988.

[6] K. de Groot, Klein C.P.A.T., Wolke J.G.C., J. de Blieck-Hogervorst.: Chemistry of Calcium Phosphate Bioceramics, pp. 3-15 in Handbook of Bioactive Ceramics. vol.II. Calcium Phosphate and Hydroxylapatite Ceramics. Edited by T.Yamamuro, L.L.Hench and J.Wilson. CRC Press, Boca Raton. Fl. 1990.

[7] Christel P., Meunier A., Dorlot J.M., Crolet J.M, Witvolet J., Sedel L, Boutin P.M.: Biomechanical Compatibility and Design of Ceramic Implant for Orthopedic Surgery. p.234 in: Bioceramics: Materials Characteristics in Vivo Behaviour. vol.523. Edited by P.Ducheyne and J.Lemons. Annals of New York Academy Sciences. New York. 1988.

[8] Hulbert S.F., Klawitter J.J.: Application of Porous Ceramics for the Attachment of Load-Bearing Internal Orthopedic Applications Biomed. Mater. Symp. 2 (1972) 161-229.

[9] Hulbert S.F., Morrison S.J., Klawitter J.J: Tissue Reaction to Three Ceramics of Porous and Non-Porous Structure. J.Biomed. Mater. Res. 6 (1972) 347-74.

[10].Hulbert S.F, Cooke F.W., Klawitter J.J., Leonard R.B., Sauer B.W., Moyle D.D., Skinner H.B.: Attachment of Prostheses to the Masculo-Sceletal System by Tissue Ingrowth and Mechanical Interlocking. Biomed. Mater. Symp., 4 (1973) 1-23.

[11] Hulbert S.F., Matthews J.R., Klawitter J.J., Sauer B.W., Leonard R.B.: Effect of Stress on Tissue Ingrowth into Porous Aluminium Oxide, Biomed. Mater. Symp. 5 (1974) 85-97.

[12] Boutin P.M.: A View of 15-Years Results Using the Alumina-Alumina Hip Joint Protheses, p. 297 in Ceramics in Cliniacal Applications. Edited by P.Vicenzini. Elsevier. New York, 1987.

[13].Hench L.L, Splinter R.J., Alien W.C., Greenlee T.K., Jr: Bonding Mechanism at the Interface of Ceramic Prosthetic Materials. J. Biomed. Mater. Res. 2 [1] (1972) 117-41.

[14] Hench L.L., Spliman D.B., Nolletti D.E.: Fluoride Bioglasses, pp. 99-104 in Biological and Biomechanical Performance of Biomaterials. Edited by P.Christel, A.Mounier, J.C.Lee. Elsevier. Amsterdam. Netherlands. 1986.

[15] Hench L.L., Paschall H.A.,.Allen W.C, Piotrowski G.: Interfacial Behaviour of Ceramic Implants, Natl. Bur. Stand. Spec. Publ. 415, (1975) 19-35.

[16] Hench L.L., Paschall H.A.: Histo-Chemical Responses at the Biomaterials Interface, J. Biomed. Mater. Res., 5 [1] (1974) 49-64.

[17] Andersson O.H., Karlsson K.H., Kangasniemi K., Yti-Urpo A.: Models for Physical Properties and Bioactivity of Phosphate Opal Glasses. Glastech. Ber. 61 (1988) 300-305.

[18] Kokubo T., Ito, Sakka S., Yamamuro T.: Formation of a High-Strength Bioactive Glass-Ceramics in the System MgO-$CaO-SiO_2-P_2O_5$. J. Mater. Sci. 21 (1986) 536.

[19] Hohland W., Vogel W., Naumann K., Gummel J.: Interface Reaction Between Machinable Bioactive Glass-Ceramics and Bone. J.Biomed. Mat. Res. 19 (1985) 303.

[20].Gross U, Kinne R., Schmitz H.J., Strunz V.: The Response of Bone to Surface Active Glass/Glass-Ceramics, CRC Crit.Rev.Biocompat. 4, (1988) 2.

[21] Vogel W., Hohland W., Naumann K., Vogel J., Carl G., Gotz W., Wange P.: Glass-Ceramics for Medicine and Dentistry, p.353 in Handbook of Bioactive Ceramics, Vol. I, Bioactive Glasses and Glass-Ceramics. Edited by T.Nakamuro, L.L.Hench and J.Wilson. CRC Press, Boca Raton, Fl. 1990.
[22] Aoki H.: Science and Medical Application of Hydroxyapatite. JAAS, Tokyo, 1991.
[23] K. de Groot: Clinical Application of Calcium-Phosphate Bioamaterials - Review. Ceramics International. 19 (1993) 363.
[24] Ślósarczyk A.: Hydroxyapatite Bioaceramics, Papers of the Commission on Ceramic Science Polish, Academy of Science, Ceramics 51, Kraków, 1997.
[25] Doyle C.: Bioactive Composites in Orthopedic. pp. 195-208 in Handbook of Bioative Ceramics, Vol. II Calcium Phosphate and HydroxylapatiteCeramics. Edited by T.Yamamuro, L.L.Hench and J.Wilson. CRC Press, Boca Raton. Fl. 1990.
[26] Ducheyne P., McGucken J.F., Jr.: Composite Bioactive Ceramic-Metal Materials, 185-86 in Handbook of Bioactive Ceramics. Vol. II, Calcium Phosphate and Hydroxylapatite Ceramics. Edited by T.Yamamuro, L.L.Hench and J.Wilson. CRC Press. Boca Raton Fl. 1990.
[27] Soltez U.: Ceramics in Composites; Rewiev and Current Status. pp. 137-56 in Bioceramics: Materials Characteristics vs in Vivo Behaviour, Vol.523. Edited by P.Ducheyne and J.E.Lemons. Annals of New York Academy of Science. New York. 1988.
[28] Bonfield W.: Hydroxyapatite-Reinforced Polyethylene as an Analogous Materials for Bone Replacement, pp.173-77 in Bioceramics: Materials Characteristics vs in Vivo Behaviour, Vol. 523. Edited by P.Ducheyne and J.E.Lemons. Annals of New York Academy of Sciences, New York, 1988.
[29] Tencer A.F., Woodard R.L., Swenson J., Brown K.L.: Mechanical and Bone Ingrowth Properties of a Polymer-Coated, Porous, Synthetic, Coralline Hydroxyapatite Bone-Graft Materials, p. 153 in Bioceramics: Materials Characteristics vs in Vivo Behaviour,Vol.523. Edited by P.Ducheyne and J.E.Lemons. Annals of New York Academy of Sciences. New
[30] Kasuga T., Nakajima N., Uno T., Yoshida M.: Bioactive Glass-Ceramic Composite Toughened by Tetragonal Zirconia. pp. 137-42 in Handbook of Bioactive Ceramics. Vol. I, Bioceramic Glasses and Glass Composites. Edited by T.Yamamuro, L.L.Hench and J.Wilson. CRC Press, Boca Raton. Fl. 1990.
[31] Kokubo T.: Surface Chemistry of Bioactive Glass-Ceramics. J. Non-Cryst. Solids, 120 (1990) 138-51.
[32].Andersson O.H, Karllson K.H.: On the Bioactivity of Silicate Glasses. J. Non-Cryst. Solids. 129 (1991) 145-51.
[33] Kokubo T.: Bonding Mechanism of Bioactive Glass-Ceramic A-W to Living Bone. pp.41-50 in Handbook of Bioactive Ceramics, Vol.I. Bioactive Glasses and Glass-Ceramics. Edited by T.Yamamuro, L.L.Hench and J.Wilson, CRC Press, Boca Raton, Fl. 1990.
[34] Day D.: private communication, 1991 (in references of L.L.Hench: Bioceramics: From Concept to Clinic. J.Amer.Ceram Soc. 74 [7] (1991) 1487-510).
[35] Łączka M., Cholewa K., Mozgawa W.: Glass-Crystalline Materials of CaO-P_2O_5-SiO_2 System Obtained by the Sol-Gel Method. J. Mater. Sci. Lett. 14 (1995) 1417-1420.
[36] Łączka M, Cholewa K., Łączka-Osyczka A.: Gel-derived Powders of CaO-P_2O_5-SiO_2 System as a Starting Material to Production of Bioactive Ceramics. J. All. Comp., 248 (1997) 42-51.
[37] Turyna B., Milc J., Łączka A., Cholewa K, Łączka M.: Biocompatibility of Glass-Crystalline Materials Obtained by the Sol-Gel Method: Effect on Macrophage Function, Biomaterials, 17 (1996) 1379-1386.
[38] Łączka-Osyczka A., Turyna B., Dubin A., Łączka M.: Comparison of Biocompatibility of Gel-Derived Bioactive Ceramics in Macrophage Culture Conditions, Biomaterials, 18, (1997) 1243-1250.
[39] Łączka-Osyczka A., Łączka M., Kasugai S., Ohya K.: Behavior of Bone Marrow Cells on Three Different Coatings of Gel-Derived Bioactive Glass-Ceramics at Early Stages of Cell Differentiation, J. Biomed. Mater. Res. 42, (1998) 433-442.
[40] Łączka M., Cholewa K.: Surface Phenomena of Gel-Derived Glasses and Glass-Ceramic Materials of the CaO-P_2O_5-SiO_2 System, Chem. Papers, 51(6a) (1997) 348-356.

WPŁYW CHEMICZNEJ BUDOWY POWIERZCHNI WŁÓKNINY WĘGLOWEJ NA JEJ WŁAŚCIWOŚCI BIOLOGICZNE

Tadeusz Cieślik*, Zbigniew Szczurek**, Daniel Sabat**, Marta Błażewicz***, Andrzej Gabriel**, Maria Szczurek-Katańska**,

* I Katedra i Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrzu
** I Katedra i Zakład Patomorfologii Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrzu
***Katedra Ceramiki Specjalnej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie

Streszczenie

Autorzy wykonali badania doświadczalne na królikach z użyciem włóknin węglowych różniących się chemiczną budową powierzchni. Stwierdzili, że proces odnowy kości był najbardziej aktywny w przypadku użycia włókniny pokrytej warstwą pirowęgla (grupa III). Natomiast spowolnienie procesów odnowy

INFLUENCE OF CHEMICAL STRUCTURE OF CARBON CLOTH SURFACE ON ITS BIOLOGIC PROPERTIES

Tadeusz Cieślik*, Zbigniew Szczurek**, Daniel Sabat**, Marta Błażewicz***, Andrzej Gabriel**, Maria Szczurek-Katańska**

*I Department of Maxillofacial Surgery
Silesian Academy of Medicine in Zabrze
** I Department of Pathomorfology
Silesian Academy of Medicine in Zabrze
***Department of Special Ceramics
University of Mining and Metallurgy in Cracow

Abstract

The authors examined rabbits with implanted carbon fibres having different surface propertie. Bone reconstruction process was the most active in the case of carbon cloth coated with pyrocarbon (group III). Slowing-down of bone reconstruction process was connected with the presence of functional groups of acidic character on the surface of carbon cloth.

dotyczyło głównie grupy II, czyli włókniny z grupami funkcyjnymi na powierzchni o charakterze kwasowym.

Słowa kluczowe: włóknina węglowa, budowa chemiczna powierzchni, właściwości biologiczne.

Wstęp

Współczesna medycyna coraz częściej sięga po materiały sztuczne. Wszczepiane dotkankowo spełniają rolę trwałych lub też czasowych protez. Stawiane wobec sztucznych materiałów coraz większe wymagania powodują eliminowanie jednych, a wprowadzanie innych. Spośród najczęściej stosowanych materiałów wymienia się tworzywa metaliczne, polimery, cementy kostne, materiały ceramiczne oraz węglowe. Wieloletnie badania nad strukturą i właściwościami chemicznymi materiałów węglowych wykazały, że charakteryzuje je duża biozgodność [4,7,9]. Wymagają one jednak, jak większość sztucznych wszczepów odpowiedniego przygotowania, m.in. ich powierzchni, albowiem powierzchnia implantu powinna stymulować tkanki do ich odtwarzania [2,3,8], szczególnie wtedy, jeżeli materiał węglowy używany jest w chirurgii rekonstrukcyjnej do odtwarzania ubytków kostnych. Badania na zwierzętach z użyciem włókniny węglowej prowadzone są w Śl. AM w Katowicach (I Katedra i Zakład Patomorfologii oraz I Katedra i Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej) od 1990 roku. Pozytywna ocena wyników badań skłoniła do zastosowania włókniny węglowej w klinice człowieka [5,6].

Otrzymywana w warunkach laboratoryjnych Katedry Ceramiki Specjalnej AGH w Krakowie włóknina węglowa może mieć różne własności chemiczne. W związku z tym powstało pytanie czy włóknina węglowa różniąca się budową chemiczną i stanem powierzchni może mieć wpływ na otaczające tkanki.

Celem pracy było wykazanie wpływu włókniny węglowej o różnych grupach funkcyjnych na jej powierzchni na gojenie tkanki kostnej.

Materiał i metody

W doświadczeniu użyto 48 dorosłych królików rasy mieszanej o wadze od 2600-3200 g. Po uprzedniej premedykacji Atropiną z Relanium wykonano zabiegi operacyjne u każdego zwierzęcia. Z cięcia obustronnego u podstawy żuchwy docierano do jej bocznej powierzchni. Następnie na obu powierzchniach bocznych wykonywano ubytki kostne o średnicy około 6 mm i głębokości 3 mm.

Pierwszą grupę (4 króliki) stanowiły zwierzęta, którym po jednej stronie żuchwy ubytki wypełniono włókniną posiadającą na powierzchni zarówno grupy funkcyjne o charakterze kwasowym jak i zasadowym w ilościach nie przekraczających 1 x 10^{-5} mol/g czyli tzw. włókniną wyjściową (grupa I). Ubytki po stronie prawej trzonu żuchwy wypełniono włókniną poddaną po procesie karbonizacji obróbce utleniającej (grupa II). W wyniku tej obróbki na powierzchni powstały grupy tlenowe o charakterze kwasowym w łącznej ilości 3,5 x 10^{-4} mol/g.

Drugą grupę (4 króliki) stanowiły zwierzęta, u których ubytki po stronie lewej trzonu żuchwy wypełniono włókniną, która została pokryta warstwą pirowęgla (grupa III). Natomiast ubytki po stronie prawej stanowiące grupę kontrolną pozostawiono wypełnione skrzepem krwi (grupa 0).

Rany zaszywano warstwowo szwami z dexonu. Przez cały okres obserwacji wszystkie zwierzęta przebywały w oddzielnych klatkach, w pomieszczeniach o jedna-kowej temperaturze. Karmione były suchą, witaminizowaną paszą. Badania wykonywano dynamicznie w 6 okresach badawczych począwszy od 7 dnia do 12 tygodnia (7,14,21 dzień oraz 6,9,12 tydzień). Wyniki badań opracowano na

***Key words:** carbon cloth, chemical structure, surface, biologic properties.*

Introduction

Contemporary medicine applies artificial materials more often. Tissue implants play the role of a permanent or temporary prosthesis. Bigger requirements set against artificial materials result in elimination of some of them and introduction of new ones.

The most often used materials include metallic materials, polymers, bone cements, ceramic and carbon materials.

Long time study on structure and chemical properties of carbon materials showed their, high biocompatibility materials [4,7,9]. However, they require, as many inorganic graft, proper preparation of their surface since the graft's surface should stimulate tissue to reconstruct [2,3,8], especially, when the carbon material is used for reconstructing bone defects.

The useof carbon clothin rabbits has been investigated at Silesian Medical University in Katowice (1 Chair and Teaching Hospital of Maxillofacial Surgery) since 1990. Positive results allowed application of carbon cloth in man [5, 6].

Carbon cloth manufactured at the Department of Special Ceramics of the University of Mining and Metallurgy in Cracow can have various chemical properties.

Consequently, a question arises if the carbon cloth with different chemical structure and surface finish, can have any influence on the surrounding tissue.

The aim of this study was to show the influence of fibrous carbon with different functional groups on the surface on bone tissue healing.

Material and methods

The material consisted of 48 adult rabbits of mixed breed, 2600-3200 g of weight.

After premedication with Atropin and Relanium, the surgery was performed in each animal. Lateral surface of the mandible was exposed through a bilateral cut at its base. Next, bone defects of 6-mm diameter and 3 mm depth were made in both lateral surfaces.

The first group (4 rabbits) had the defects on one side of the mandible filled with carbon cloth with surface functional groups of both acidic and alkaline character in the amount not exceeding 1 x 10^{-5} mol/g, refred to as initial felt (group I). Defects on the right side of the mandible base were filled with carbon cloth with surface functional groups of acidic character in total amount of 3,5 x 10^{-4} mol/g (group II).

The second group (4 rabbits) had the defects on the left side of the mandible base filled with carbon cloth coated with pyrocarbon (group III). The defects on the right side, which were to serve as the controls were left to be filled with blood clot (group O).

The wounds were sewing in layers with dexon. During the observation period the animals were placed in separate cages, at the same temperature. They were fed with dry, vitaminised food. The examinations were performed dynamically in the 6 periods starting from the 7th day up to the 12th week (7th, 14th, 21st day and 6th, 9th, 12th week). The results were analysed on the bases of referring to the clinical evaluation and radiological imaging. After killing the animals and proper management of bone preparations, they were subjected to histopathologic evaluation.

podstawie oceny klinicznej oraz badań radiologicznych. Po uśmierceniu zwierząt i odpowiednim przygotowaniu preparatów kostnych poddano je ocenie histopatologicznej.

Wyniki

W okresie pooperacyjnym zwierzęta zachowywały się spokojnie. Gojenie ran skórnych przebiegało bez powikłań zapalnych.

Ocena makroskopowa

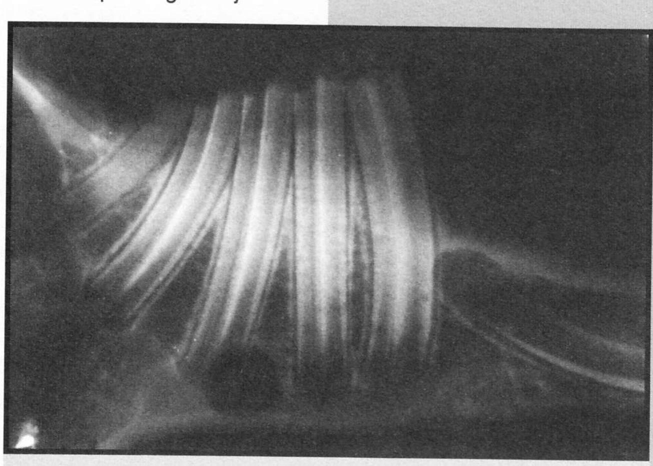
Od 7 do 21 doby obserwowano we wszystkich grupach pokrycie ubytku delikatną tkanką. W grupie I włóknina węglowa w tym czasie była wyraźnie widoczna. Natomiast w grupie II i III doszło do znacznego zatarcia włóknistego charakteru materiału węglowego. W końcowych okresach doświadczenia ubytki kostne wypełnione włókniną węglową pokryte były w grupie I i III tkanką przypominającą otoczenie, jednak nie obserwowano przebarwień, tak jak to było widoczne w grupie II. W grupie kontrolnej -0, od 6 tygodnia miejsce wykonanego ubytku było nieznacznie widoczne, by pod koniec doświadczenia nie można go było odróżnić od otoczenia.

Badania radiologiczne

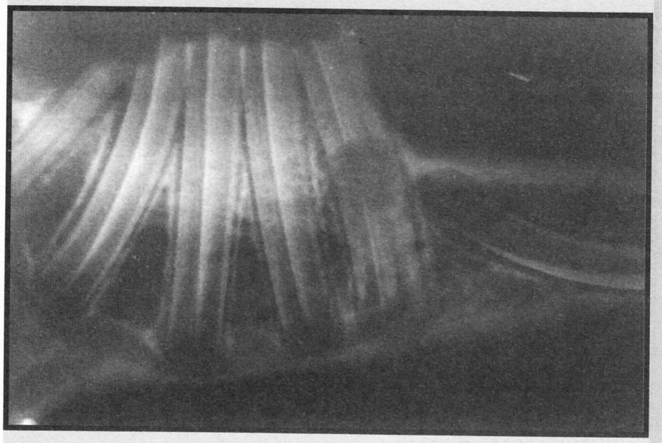
W 7 dobie we wszystkich grupach badanych (I, II, III) oraz w grupie kontrolnej (0) obserwowano w miejscu wykonanego ubytku wyraźnie odgraniczone od otoczenia przejaśnienie (RYS.1.). Z czasem w obrębie przejaśnień pojawiły się zacienienia zmniejszające wielkość ubytku, wyraźnie widoczne od 21 doby w I i III grupie (RYS. 2,3). Od 9 tygodnia zarówno w grupach badanych jak i w grupie kontrolnej w obrazie rtg spostrzegano tylko niewielkie przejaśnienie mogące świadczyć o istniejącym jeszcze ubytku tkanki kostnej (RYS. 4).

Obserwacje histopatologiczne

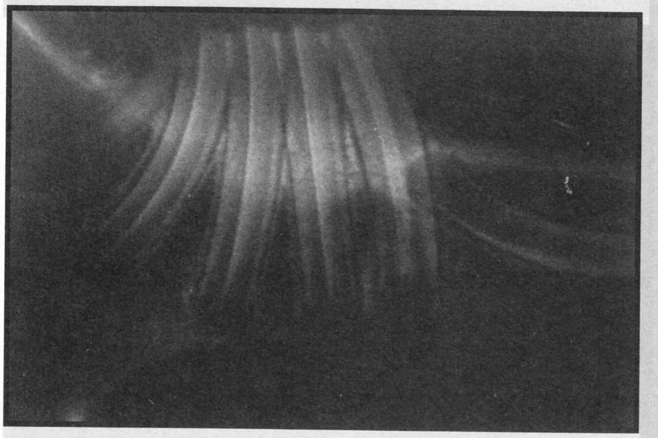
W 7 dobie w grupach I, II i 0 widoczne były procesy resorpcji, które obserwowano jeszcze w 14 dobie tylko w II grupie. Cech resorpcji beleczek kostnych po 7 dniach w grupie III już nie znaleziono. W grupie I i III od 14 doby obserwowano już znaczną aktywność osteoblastyczną która wyraźnie w grupie II pojawiła się od 21 doby. W grupie tej w tym okresie widoczne były również w przestrzeniach międzybeleczkowych złożonych z tkanki tłuszczowej i luźnej tkanki łącznej, poszerzone naczynia krwionośne z krwinkami czerwonymi (RYS. 5).



RYS. 1. Ubytek tkanki kostnej w 7 dobie - grupa I - zdjęcie rtg.
FIG. 1. Decrease of the bone tissue in 7th day - group I - X-ray picture.



RYS. 2. Ubytek tkanki kostnej w 21 dobie - grupa I - zdjęcie rtg.
FIG. 2. Decrease of the bone tissue in 21st day - group I - X-ray picture.



RYS. 3. Ubytek tkanki kostnej w 21 dobie - grupa III - zdjęcie rtg.
FIG. 3. Decrease of the bone tissue in 21st day - group III - X-ray picture.

Results

In the postoperative period the animals were very quiet. Wound healing did not in valve inflammatory complications.

Macroscopic evaluation

From the 7th to 21st day, in all groups the defects were covered with a delicate tissue. In group I carbon cloth could be clearly distinguished. However, in groups II and III, significant blurring of the fibrous character of carbon material occurred. In the final stage, the bone defects filled with carbon cloth were covered in groups I and II with a tissue similar to the surrounding, although there was no discoloration as was seen in group II. In the control group - from the 6th week the defect was hardly noticeable and at the end of the experiment it could not be distinguished from the surrounding.

Radiological imaging

On the 7th day, in all groups (I, II, III) and in the control group (O) a distinct clear up showed at the defect site (FIG. 1). After some time shadows diminishing the defect size appeared within the clear-up area, visible from the 21st day in groups I and III (FIGS. 2, 3). From the 9th week, both in the study groups and the control, one the X-ray pictures showed only small clear-ups which could be the images of still existing defects (FIG. 4).

Histopathologic observations

In the 7th day in the groups I, II and O, the resorption processes were observed, they were also observed on the 14th day in group II. The features of resorption of bone trabeculas after 7 days in group III were not found. In groups I and II, from the 14th day a significant osteoblastic activity was observed, in group II it appeared very clearly on the 21st day. In this group, at this time increased blood vessels with red cells were seen in intertrabecular spaces consisting of fatty tissue and loose connective tissue (FIG. 5). At the same time, osteoblastic activity was noticed in group O. From the 6th week, in groups I and III osteoblastic activity was not seen (FIG. 6). While in group II it was observed from the 9th week of the experiment (FIG. 7). In the last period, in all study groups mature bone trabeculas with some features of calcification.

W tym samym okresie spostrzegana była również aktywność osteoblastyczna w grupie 0. Od 6 tygodnia w grupach I i III nie spostrzegano już aktywności osteoblastycznej (RYS. 6). Gdy tymczasem w grupie II obraz taki postrzegano od 9 tygodnia doświadczenia (RYS. 7). W ostatnim okresie we wszystkich grupach badanych widoczne były dojrzałe beleczki kostne z zaznaczonymi cechami wapnienia. Między nimi obserwowano włókna węglowe o różnym stopniu rozdrobnienia (RYS. 8).

Dyskusja

Wszczepiane materiały sztuczne musi cechować duża wytrzymałość i odporność na ścieranie w przypadku użycia ich jako elementów nośnych.

Aby wykorzystać sztuczne materiały do uzupełniania ubytków tkankowych (np. chrząstki, kości) muszą one stymulować otaczającą tkankę do wytwarzania młodych komórek, co pozwoli na ścisłe przyleganie wszczepu do otoczenia [9]. Taki materiał uważany jest za protezę.

Będąc jednak materiałem biodegradowalnym może stanowić matrycę, na której odtwarza się uszkodzona tkanka [14,15].

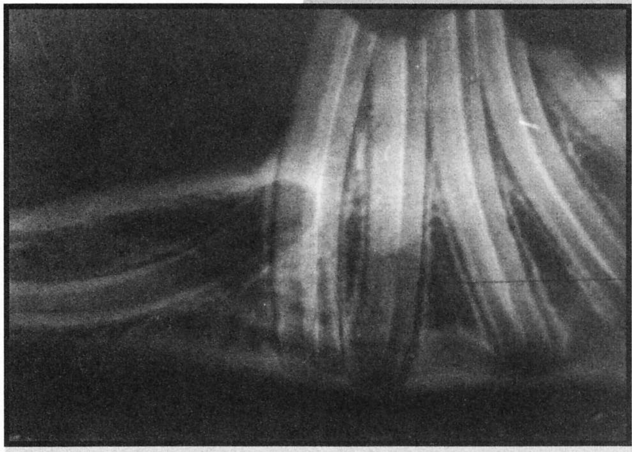
Najbardziej pożądaną cechą materiałów sztucznych jest ich biozgodność. Ratner uważa, że o biozgodności materiału decyduje jego powierzchnia, która znajduje się w ścisłym kontakcie zarówno z płynami tkankowymi jak i komórkami tkanki, w której ten materiał się znajduje [13].

Właściwe przygotowanie chemiczne powierzchni biomateriału decyduje o bio-zgodności. Wykazano, że powierzchnie węglowe pokryte białkami krwi w porównaniu z niepokrytymi wykazały znaczną różnicę, m.in. w czynności fagocytów [10].

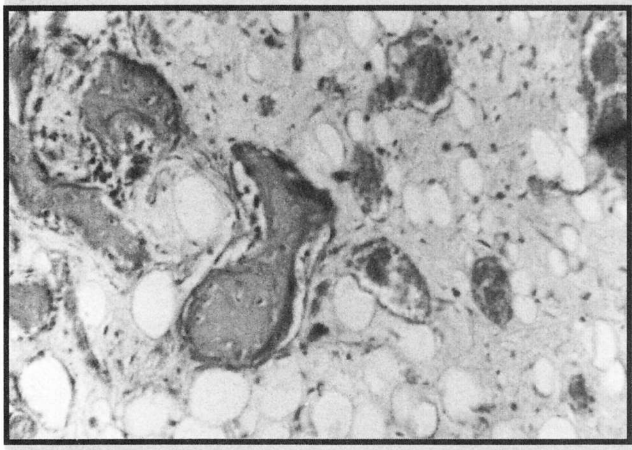
Zwrócono również uwagę, że znajdujące się na powierzchni biomateriałów białka zmieniają swoją strukturę tworząc nowe powierzchnie o innej jakości, w sposób naturalny zmieniane na skutek przebywania w środowisku tkankowym [1,11].

Istotny wpływ na tkanki może mieć również zmiana pH środowiska. Miejscowa zmiana odczynu kwaśnego na alkaliczny może prowadzić do powstania ogniskowych skupisk substancji mineralnych [12].

Wydaje się, że obecność różnych grup funkcyjnych na powierzchni wszczepianych przez nas materiałów ma wpływ na przebieg gojenia tkanki kostnej. Tym bardziej, że zarówno w obserwacjach makroskopowych jak i w badaniach radiologicznych i histopatologicznych widoczne były



RYS. 4. Zmniejszający sięubytek tkanki kostnej - 9 tydzień; grupa III - zdjęcie rtg.
FIG. 4. Decrease of the bone tissue defect in 9th week - group III - X-ray picture.



RYS. 5. Tkanka tłuszczowa i włóknista oraz poszerzone naczynia krwionośne w przestrzeniach międzybeleczkowych (H&E, 200x).
FIG. 5. Fatty and fibrous tissue and widened blood cells in theintertrabecular spaces (H&E, 200x).

RYS. 6. Połączone w językowate struktury beleczki tkanki kostnej gąbczastej (H&E, 100x).
FIG. 6. Connected tongue shaped structures of spongy bone tissue trabecula (H&E, 100x).

cation were seen. Carbon fibres of different fragmentation degree were observed among them (FIG. 8).

Discussion

The implanted inorganic materials have to exhibit great durability and resistance to abrasion when they are used as supporting elements.

In order to use inorganic materials for filling tissue defects (i.e. cartilages, bones), they have to stimulate the surrounding tissue to create new cells enabling close adhesion of the graft [9]. Such a material is considered to be a prosthesis. While being biodegradable, it can be a matrix for reconstructing the damaged tissue [14, 15].

The most required feature of inorganic materials is their biocompatibility. In Ratner's opinion it is the surface of the material which is in close contact with tissue fluids and tissue cells decides about biocompatibility [13].

Proper chemical preparation of the biomaterial surface results in its biocompatibility. It has been shown that carbon surfaces covered with blood proteins in comparison with others not covered showed great difference in phagocytes activity [I, II].

Environment pH variations can also have a significant influence on tissues. Local change of acidic to alkaline environment can lead to accumulation of mineral substances [12]. It seems that presence of different functional groups on the surface of the implanted material has an influence on bone tissue healing. The different rates of bone wound healing were seen in macroscopic observations, radiological imaging and histophatologic studies.

The results of our investigations are consistent with those of other authors since the surface finish of the carbon materials had also an influence on a the occurrence of inflammatory and phagocytic reactions and on the resorption degree of carbon fibres [15].

The hollowing conclusions were drawn:

1. Bone reconstruction process was the earliest and was the most active in group III.
2. The fastest bone maturing manifested by its calcification occurred in groups I and III.

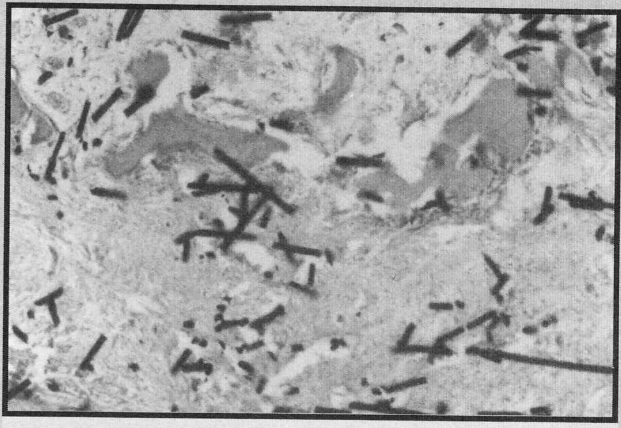
różnice w tempie gojenia ran kostnych.

Wyniki naszych obserwacji zgodne są również z badaniami innych autorów, bowiem sposób przygotowania powierzchni badanych materiałów węglowych miał również wpływ na obecność odczynów zapalnych i fagocytarnych oraz stopień resorpcji włókien węglowych [15].

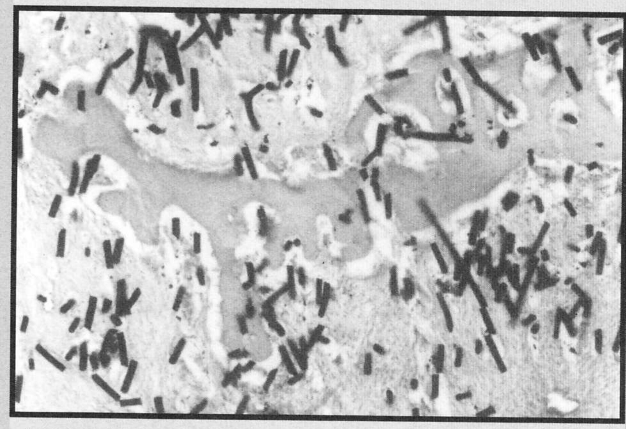
Wnioski

1 . Proces odnowy kości zaczynał się najszybciej i był najbardziej aktywny w grupie III.
2. Najszybsze dojrzewanie kości wyrażające się jej uwapnieniem występowało w grupie I i III.
3. Spowalnianie procesów odnowy dotyczyło głównie grupy II, natomiast w grupie kontrolnej przebiegało z wyraźnym opóźnieniem.

3. Sslowing-down of reconstruction processes concerned mainly group II, while in the control group it was distinctly delayed.



RYS. 7. Włókna węglowe na tle rozrastającej się, w sąsiedztwie dojrzałych beleczek kostnych, tkanki łącznej włóknistej (H&E, 100x).
FIG. 7. Carbon fibres on the background of fibrous connective tissue, growing in the neighbourhood of mature trabeculas (H&E, 100x).



RYS. 8. Dojrzałe beleczki kostne bez cech aktywności osteoblastycznej (H&E, 100x).
FIG. 8. Mature bone trabeculas without features of osteoblastic activity (H&E, 100x).

Piśmiennictwo References

[1] Andrade J.D.: Needs, problems, and opportunities in biomaterials and bio-compatibility. Clin. Mat.,11, (1992), 19 - 23.

[2] Błażewicz M., Paluszkiewicz Cz., Pamyła E., Zamorska L., Żołnierek M., Nowak B., Menaszek E.: Wpływ struktury chemicznej budowy powierzchni włóknistych materiałów węglowych na ich zachowanie w środowisku biologicznym. Biuletyn PAN, 1994.

[3] Błażewicz M., Paluszkiewicz Cz., Pamuła E., Zamorska L., Żolnierek M., Nowak B., Menaszek E.: Wpływ struktury i chemicznej budowy powierzchni włóknistych materiałów węglowych na ich zachowanie w środowisku biologicznym. Ceramika 46, (1994), 8, 59 - 64.

[4] Chłopek J.: Kompozyty węgiel-węgiel. Otrzymywanie i zastosowanie w medycynie.Ceramika, 52, 14, (1997), 81 - 131.

[5] Cieślik T., Pogorzelska - Stronczak B., Szczurek Z., Sabat D.: Wpływ włókniny węglowej na gojenie tkanki kostnej. Badania kliniczne. Czas. Stomat. XI.VI, 2 - 3, (1993), 178 - 182.

[6] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B.: Kilkuletnia ocena gojenia ubytków kości wyrostków zębodołowych szczęk w obecności włókniny węglowej. Biomat. Węgl. i Ceram. w IMiC AGH Kraków, (1995), 35 - 37.

[7] Cieślik T., Pogorzelska - Stronczak B., Szczurek Z., Łaskawiec J., Zajęcki W.: Ocena własności biologicznych płytek i śrub z materiału złożonego węgiel-węgiel (C-C), Czas. Stomat., XLIX, 7, (1996), 499 - 503.

[8] Cieślik T., Szczurek Z., Gabriel A., Błażewicz M., Sabat D., Szczurek-Katańska M.: Estimation of the tissue reaction being on influence of the carbon fibres wich has different chemical properties. Wyd. "Gałdent", Lwów, (1998), 159.

[9] Czajkowska B.: Biozgodność. JOP (1997), 323 - 326.

[10] Czajkowska B., Błażewicz M.: Phagocytosis of chemically modified carbon materials. Biomaterials, 18, (1997), 69 - 74.

[11] Feng L., Andrade D.: Protein adsorbtion on low - temperature isotropic carbon: J. Protein Conformation change probed by differential scaning colorimetry. J. Biomed. Mat. Res. 28, (1994), 735 - 743.

[12] Pawlikowski M.: Sekrety mineralizacji tkanek. Wyd. - Centrum PPGSM i E PAN, Kraków, (1995), 44 - 54.

[13] Ratner D.B.: New ideas in biomaterials science - a path to engineered biomaterials. J. Biomed. Mat. Res., 27, (1993) , 837

[14] Szczurek Z., Pogorzelska-Stronczak B., Sabat D., Cieślik T.: Microscopic Healing Picture of Defects in Rabbit Jaw as Influenced by Carbon Cloth. XIV European Congress of Pathology. Insbruck, 1993. Path. Res. Pract., 189, 6 - 7, (1993), 740.

[15] Zamorska L., Żołnierek M., Nowak B., Menaszek E., Błażewicz M., Pamuła E.: Odpowiedź tkankowa na wszczepy węglowe w mięśniu szkieletowym szczurów. Badania histoenzymatyczne i morfologiczne. Ceramika, 46, 8, (1994), 65 - 72.

ĆWIEKI OKM JAKO ALTERNATYWNA METODA REKONSTRUKCJI ROZLEGŁYCH UBYTKÓW TWARDYCH TKANEK ZĘBA

LESZEK ILEWICZ, WITOLD ŚWIDZIŃSKI, MAŁGORZATA SKUCHA-NOWAK, SŁAWOMIR RENK

KATEDRA I ZAKŁAD STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ I CHORÓB PRZYZĘBIA ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W KATOWICACH

Streszczenie

Współczesna stomatologia poszukuje wciąż nowych rozwiązań do rekonstrukcji rozległych ubytków twardych tkanek zęba. Na podstawie piśmiennictwa przedstawiono przydat-ność użycia ćwieków okołomiazgowych oraz zwrócono uwagę na możliwe przyczyny niepowodzeń klinicznych. Ćwieki okołomiazgowe stanowią ciekawą alternatywę, jednak każdy przypadek ich użycia powinien być rozpatrywany przez lekarza indywidualnie i bardzo wnikliwie. Dalsze badania powinny przynieść optymalizację parametrów ćwieków.

***Słowa kluczowe:** ćwieki okołomiazgowe, tkanki zęba, odbudowa rozległych ubytków*

W celu rekonstrukcji rozległych ubytków twardych tkanek zęba współczesna stomatologia poszukuje wciąż nowych rozwiązań. Interesującą alternatywą wydaje się być stosowanie ćwieków okołomiazgowych. Ćwieki te od czasu ich pierwszego zastosowania [1] przeszły głęboką ewolucję tak pod względem materiału z jakiego są wykonane jak i kształtu czy sposobu mocowania w ubytku.

Obecnie ćwieki można podzielić według materiału z jakiego są wykonane a także według sposobu ich mocowania w ubytku. Biorąc pod uwagę kryterium materiałowe dzielimy je na tytanowe, chromo-niklowe, chromo-kobaltowe oraz stalowe pokrywane złotem. Badania kliniczne wykazują zdecydowanie wyższą odporność na korozję ćwieków tytanowych w porównaniu z pokrytymi złotem [2,3]. Ze względu na sposób zakotwiczenia ćwieków w zębinie wyróżniamy: cementowane, wciskane oraz najnowszą i najczęściej używaną grupę czyli sztyfty wkręcane.

Na Polskim rynku dostępne są produkty wielu firm m.in. Filpin, Mailefer, Hager. Ćwieki mocuje się w zębinie za pomocą mikrosilnika lub ręcznie. Za każdym razem należy skrupulatnie przestrzegać zaleceń producenta. Pamiętać należy jednak zawsze o podstawowych zasadach:
1. Ponad ćwiekiem musi znajdować się warstwa wypełnienia o grubości minimum 2 mm.
2. Powinien on być umieszczony w zębinie (w przypadku ćwieków wkręcanych) na głębokości minimum 1-2 mm
3. Pomiędzy sztyftem a granicą szkliwno zębinową winna być zachowana odległość przynajmniej 0,5 mm. [4].

Dodatkowo należy przestrzegać zasady aby nie był on zamocowany prostopadle do dna ubytku lecz równolegle do powierzchni korzenia. W tym celu przed jego wkręceniem należy do szczeliny dziąsłowej wprowadzić cienki ćwiek gutaperkowy i wg jego przebiegu ustawić oś wiertła. W przypadku nie stosowania się do powyższych zaleceń może dojść do perforacji korzenia lub zranienia miazgi. Częstotliwość tego powikłania określana jest na 30% (Schuchard i Reed) chociaż nie wszyscy się z tym zgadzają [5].

PARAPULPAL PINS AS ALTERNATIVE METHOD OF RECONSTRUCTING DENTAL HARD TISSUE EXTENSIVE DEFECTS

LESZEK ILEWICZ, WITOLD ŚWIDZIŃSKI, MAŁGORZATA SKUCHA-NOWAK, SŁAWOMIR RENK

KATEDRA I ZAKŁAD STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ I CHORÓB PRZYZĘBIA ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W KATOWICACH

Abstract

Modern stomatology has been continually seeking for new solutions in reconstructing extensive defects of dental hard tissue. In this paper, usefulness of the parapulpal pins is discussed together with possible reasons for clinical failures, on the basis of the available literature data. The parapulpal pins are considered an interesting option, but in each case their use should be carefully considered by the doctor.

Further investigations should help in optimising the parameters of parapulpal pins.

***Key words :** parapulpal pins, dental tissue, reconstruction of extensive defects*

Contemporary stomatology keeps searching for new solutions for the purpose of reconstructing the extensive defects of dental hard tissue. The use of parapulpal pins seems to be an interesting alternative. Since their first application [1], the parapulpal pins have undergone deep evolution both in respect to the material they are made of and to the shape or manner of fixing them in the lesion.

At present the pins can be divided according to the material they are made of and according to the manner of fixing them in the lesion. Taking into consideration the material criterion, we divide the pins into titanium, chrome-nickel, chrome-cobalt and gold plated steel ones. The clinical research shows significantly higher corrosion resistance of the titanium pins in comparison with the gold plated ones [2,3]. Whereas, in respect to the manner of anchoring the pins in the dentine, we distinguish: cemented ones, pressed-in ones and the newest and most frequently used group, i.e. the screwed-in pins.

On the Polish market available are the products of many manufacturers, including: Filpin, Mailefer and Hager. The pins are fixed in the dentine by means of a small low-power motor or manually. Manufacturer's directions should always be strictly obeyed. However, basic principles to remember in every case are the following:
1- Over the pin there should be a filling layer minimum 2 mm thick.
2- The pin should be placed in the dentine (in case of the screwed-in pins) at the minimum depth of 1-2 mm.
3- Between the pin and the enamel-dentine border minimum distance of 0,5 mm should be maintained [4].

Additional principle is not to fix the pin perpendicular to the lesion bottom but parallel to the tooth root surface. For this purpose, before screwing-in the proper pin, a thin pin of gutta-percha should be inserted in the gingival crevice and the bur axis should be adjusted to it. If this procedure is not followed root perforation or pulp injury may occur. Frequency of this complication is determined as 30% (Schuchard and Reed), although this opinion is not unanimous [5].

W związku z możliwością zranienia miazgi Dolph [6] w swoich rozważaniach postulował aby dostarczać na rynek ćwieki sterylne. Przypadkowy kontakt zainfekowanego ćwieka z miazgą może wywołać jej zapalenie. Postulat swój autor oparł na badaniach zębów przeznaczonych do usunięcia z powodów ortodontycznych. Dolph celowo perforował jamę zęba uprzednio wyjałowionym ćwiekiem. Obserwacje przez okres 170 dni wykazały zmiany w początkowym okresie, jednak z czasem dochodziło albo do łącznotkankowego otorbienia ćwieka bądź do odłożenia mostu zębinowego.

Istnieją poglądy, iż wiertło stosowane do wytworzenia otworu dla ćwieka należy używać nie więcej niż 5 razy. Tak częstą zmianę wiertła tłumaczy się jego szybkim zużyciem co w efekcie przedłuża czas potrzebny dla nawiercenia kanalika. Konsekwencją przedłużonego czasu pracy jest wysoki wzrost temp. przy jego użyciu po raz kolejny. Temperatura miazgi w niektórych przypadkach podwyższała się o 6,7°C gdy tymczasem wzrost temperatury o 5,5°C w 15% przypadków wywoływał martwicę miazgi w zębach małp poddanych doświadczeniu [7].

Różne są poglądy na temat użycia bondów w celu polepszenia retencji zakotwiczenia. Według Tjan i wsp [8] ćwieki także wkręcane należy powlekać bondem celem zmniejszenia różnic jakie pojawiają się pomiędzy poszczególnymi parametrami wypełnienia a zakotwiczonymi w nim ćwiekami. Występująca rozbieżność właściwości może sprzyjać powstawaniu pęknięć i naprężeń a w konsekwencji prowadzi do odłamania wypełnienia.

Z drugiej strony wg. Humerta i Kaisera [9] wkręcanie sztyftu powoduje wzrost ciśnienia, a cały nadmiar płyn uszczelniającego nie nadąży odpłynąć przez rowki odpływowe w ćwieku w efekcie tego bond szukając drogi najmniejszego oporu znajduje ją w postaci kanalików zębiny, co może być przyczyną podrażnienia miazgi.

Pomimo iż ćwieki OKM są metodą stosowaną od wielu lat wokół problemu ich użycia w stomatologii wciąż istnieją rozbieżne opinie. Eli i wsp [10] zwraca uwagę na konieczność zastosowania tej metody w przypadku braku brzegu szkliwnego w ścianie dodziąsłowej ubytku. Dzięki temu następuje znaczna poprawa szczelności brzeżnej i redukcja mikroprzecieku w tej okolicy porównywalna do grupy w której brzeg szkliwny jest zachowany. Z drugiej strony Macpherson i wsp. [11] w doświadczeniu na usuniętych zębach ludzkich wykazał, iż rekonstrukcja ubytku za pomocą glasjonomeru odbudowującego zębinę i kompozytu odbudowującego szkliwo zęba daje lepsze efekty wytrzymałości mechanicznej niż w przypadku użycia ćwieka i kompozytu. Dodatkowo wykazali oni, iż najniższe parametry uzyskuje się używając do odbudowy cermetu i ćwieka OKM.

Biorąc pod uwagę wszystkie za i przeciw ćwieki OKM stanowią ciekawą alternatywę rekonstrukcji ubytków twardych tkanek zęba. Istnieje jednak potrzeba prowadzenia dalszych badań w tym kierunku a każdy przypadek zastosowania ćwieka powinien być rozpatrywany indywidualnie.

Due to the possibility of injuring the pulp, Dolph [6] in his study suggested that pins should be supplied to the market in the sterile condition. Accidental contact of the infected pin with the pulp might cause its inflammation. Dolph based his suggestion on the examination of teeth to be extracted for orthodontic reasons. He purposely perforated the pulp cavity with a previously sterilised pin. Observations for 170 days showed changes in the initial period, but after some time either the pin got encapsulated in the connective tissue or the dentinal bridge deposition took place.

There are opinions that the bur applied to make a hole for the pin should not be used more than 5 times. Changing the bur so frequently is explained by its fast wear, which in effect extends the time needed to drill the dentinal tubule. As a consequence of extended working time the bur temperature significantly increases. In some cases the pulp temperature rose by 6,7°C, while the temperature rise by 5,5°C in 15% cases caused pulp necrosis in the teeth of apes subjected to the experiment [7].

There are different views on the application of bonderizing for the improvement of anchorage retention. According to Tjan et al. [8] also the screwed-in pins should be bonderized in order to reduce the differences between the parameters of the filling and those of pins anchored in it. The differences in properties might lead to the occurrence of cracks and stresses and finally to the filling break-off .

On the other hand, according to Humert and Kaiser [9] screwing-in the pin causes pressure increase and the excess of the sealing fluid that will not manage to flow away through the outflow furrows in the pin, searching for an easy path, will find it in the dentinal tubules. This may cause pulp irritation.

Notwithstanding the fact that the parapulpal pins have been used for many years, there are still divergent opinions on its application in stomatology. Eli et al. [10] points out the necessity of using this method in the case of lacking enamel border in the intragingival wall of the lesion. Significant improvement of border tightness and reduction of microleakage in this area are observed, comparable with the group in which the enamel border is preserved. On the other hand, Macpherson et al. [11] in an experiment on extracted human teeth proves that the lesion reconstruction by means of a glasionomer, reconstructing the dentine, and composite, reconstructing dental enamel, gives better mechanical strength than using a pin and a composite. Additionally they proves that the worst parameters are obtained when cermet and parapulpal pin are used for reconstruction.

Taking into consideration all the advantages and disadvantages, the parapulpal pins constitute an interesting alternative for the reconstruction of dental hard tissue lesions. However, there is a need of further research in this direction, and the use of a pin in each case should be considered separately.

Piśmiennictwo

References

[1] Markley M.R.: "Pin reinforcement and retention of amalgam fowndations and restorations" JADA 56, (1958), 675.

[2] Palaghias G., Eliades G., Vougiouklakis G.: "In vivo corrosion behavior of gold-plated versus titanium dental retention pins" J.Prosth.Dent. 67, (1992), 194-198.

[3] Friedrich K., Heidemann D., Stender E., Ketterl W.: "Korrosion an parapulpären Stiften in-vitro" Dtsch.Zahnärztl.Z. 41, (1986), 813.

[4] Boyde A.: "Finishing techniques for the exit margins of the approximal portion of class II cavities" Br.Dent.J. 134,(1973) 319

[5] Heidemann D.: "Parapulpäre Stftverankerung" Dtsch. Zahnarzt.Z., 46, (1991), 11.

[6] Dolph R.D.: "Intentional implanting of pins into dental pulp"

[7] Ulusoy N., Denli N., Atakul F., Nayyar A.: "Thermal response to multiple use of a twist drill" J.Prosth.Dent. 67, (1992) 450-453

[8] Tjan. A.H.L., Dunn J.R., Grant B.E.: "Fracture resistance of composite and amalgam cores retained by pins coated with new adhesive resins" J.Prosth.Dent. 67, (1992), 752-760.

[9] Humert T., Kaiser D.: "In vitro evaluation of dynamic fluid displacement in dentinal tubules activated on pin placement" J.Prosth.Dent. 68, (1992), 248-254.

[10] Eli I., Deutsch-Zelevitch E., Gelerenter I., Liberman R.: "Effect of parapulpal pins on conservative restora-tion of pulpless premolars" J.Prosth.Dent. 72, (1994), 577-581.

[11] Mcpherson L.C., Smith B.G.N.: "Replacement of missing cusps; an in vitro study" J.Dent. 22, (1994), 118-120.

CHIRURGICZNE LECZENIE ZŁAMAŃ WYROSTKÓW KŁYKCIOWYCH ŻUCHWY SPOSOBEM ECKELTA

TADEUSZ CIEŚLIK, LUDWIK LIPIARZ, JACEK WRÓBEL, TOMASZ MĘCIK

I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ, ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA

Streszczenie

Autor omawia jedną z rzadziej stosowanych w Polsce metod chirurgicznego unieruchamiania złamań wyrostków kłykciowych żuchwy. Metoda opracowana w latach 80 przez Eckelta pozwala na stabilne zespolenie złamanych wyrostków kłykciowych przy użyciu nagwintowanego pręta biegnącego przez całą długość gałęzi żuchwy i mocowanego dodatkowo nakrętką. Własne doświadczenia autora potwierdzają, że jest to skuteczna metoda stabilizacji złamanych wyrostków kłykciowych żuchwy.

***Słowa kluczowe**: złamanie wyrostków kłykciowych żuchwy, leczenie chirurgiczne, metoda Eckelta.*

Wstęp

Złamania wyrostków kłykciowych żuchwy stanowią około 20% wszystkich urazów tej części czaszki twarzowej [10, 19]. Zwykle rozpoznaje się je na podstawie objawów klinicznych uzupełnionych zdjęciami żuchwy w projekcji PA i skośno-bo-cznej III wg Cieszyńskiego. Coraz częściej w rozpoznaniu tych złamań podkreśla. się przydatność zdjęć pantomograficznych [1,26].

Duże trudności diagnostyczne sprawiają złamania głów wyrostków kłykciowych, szczególnie wieloodłamowe. W tych przypadkach bardzo przydatna jest tomografia komputerowa bądź badania z zastosowaniem rezonansu magnetycznego [7,8]. Leczenie wyrostków kłykciowych zawsze sprawiało duże trudności, głównie w przypadkach dużych przemieszczeń odłamów. Przez wiele lat stosowano przeważnie metody zachowawczo-ortopedyczne [9,10, 12,14,21]. Chociaż od dawna istaniały próby stosowania metod chirurgicznych to jednak przez wielu autorów nie były powszechnie stosowane [14,19]. Wynikało to głównie ze stosowania niestabilnych metod unieruchamiania złamań wyrostków kłykciowych (szwy kostne, pręty stalowe) wymagające i tak dodatkowego unieruchomienia szczękowo-żuchwowego [19]. Rozwój stabilnych metod unieruchamiania złamań kości twarzy z zastosowaniem mini płytek mocowanych śrubami, samogwintujących śrub wkręcanych osiowo i skośnie oraz szwów samomocujących zmienił spojrzenie wielu autorów na chirurgiczne leczenie złamań wyrostków kłykciowych żuchwy. Są one powszechnie znane i opisywane zarówno w piśmiennictwie krajowym jak i zagranicznym [2,11,13,16,17,20,22,24].

Celem pracy jest przedstawienie jednej z metod stosunkowo mało znanej w naszym kraju. Została ona opracowana, zastosowana i rozpowszechniona przez Eckelta [3,4,5].

SURGICAL TREATMENT OF FRACTURES OF THE MANDIBULAR CONDYLAR PROCESSES WITH ECKELT'S METHOD

TADEUSZ CIEŚLIK, LUDWIK LIPIARZ, JACEK WRÓBEL, TOMASZ MĘCIK

I DEPARTMENT OF MAXILLOFACIAL SURGERY, SILESIAN ACADEMY OF MEDICINE IN ZABRZE

Abstract:

The authors write about rare surgical method which is used in Poland to immobilize fractures of the mandibular condylar processes. This method which was elaborated in 1980 by Eckelt makes possible stable anastomosis of the fractured condylar processes by using a threaded stick, which could pass through the length of the mandibular branch and which is fixed with a nut. Author»s own experiences show that this is very good method of stabilising of the mandibular condylar processes fractures.

***Key words**: fractures of the mandibular condylar processes, surgical treatment, Eckelt's method*

Introduction

Fractures of the mandibular condylar processes include about 20% of all damages of that part of facial skeleton [10, 19]. They are usually diagnosed on the basis of clinical symptoms completed with PA and oblique III X-ray imaging of the mandible according to Cieszyński. More often the usefulness of pantomographic pictures is underlined in diagnosing those fractures. Big diagnostic problems occur with fractures of the heads of condylar processes, especially when multifragmented. In those cases computer tomography or magnetic resonance are very useful methods [7,8].

Treatment of condylar processes had always been troublesome, especially in cases of big dislocations of fragments. For many years, mostly conservative and orthopaedic methods have been used [9,10,12,14,21].

While there have been attempts of using surgical methods, they were not widely applied [14,19].

This resulted mainly from using non-stable methods of immobilisation of condylar processes fractures (bone suture, metal bars) which also required additional maxillary and mandibular fixation [19].

The development of methods stable fixation of facial bones fractures using mini plates fixed with bolts, self threading bolts screwed axially and obliquely and self fixing sutures changed the point of view of some researchers on the treatment of condylar processes fractures. These methods are widely known and described by Polish and foreign authors [2,11,13,16,17,20,22,24].

The aim of this study is to present one of the methods not very popular in Poland. It was developed, applied and made known by Eckelt [3,4,5].

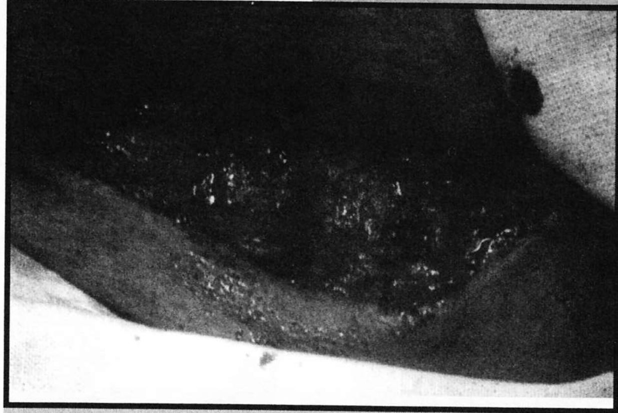
Description of the method

The surgical operation is performed under intratracheal general, anaesthesia. Through the skin cut at the mandible

Opis metody

Zabieg chirurgiczny wykonuje się w znieczuleniu ogólnym dotchawiczym. Z cięcia skórnego okalającego kąt żuchwy, zlokalizowanego w fałdzie szyjnym należy dotrzeć do mięśnia szerokiego szyi. Po przecięcia mięśnia szerokiego szyi, powięzi i mięśnia żwacza odsuwa się go ku górze odsłaniając boczną powierzchnię gałęzi żuchwy aż do szczeliny złamania (RYS. 1). Blisko dolnej krawędzi żuchwy wykonuje się otwór służący do zamocowania haka jednozębnego pozwalającego na utrzymanie żuchwy w prawidłowym położeniu w trakcie repozycji odłamów. W odłamie dłuższym wiertłem różyczkowym o średnicy 2-3 mm na przestrzeni 15 mm idąc od szczeliny złamania ku dołowi należy zdjąć zewnętrzną kość zbitą. Następnie na dolnej krawędzi żuchwy w odległości 5-10 mm od tylnej krawędzi wykonuje się wzdłuż całej gałęzi kanał. Znajdujące się w śródkościu wiertło powinno być widoczne w wykonanej uprzednio w górnej części gałęzi żuchwy rynience. Po zreponowaniu odłamów wiertło powinno być wprowadzone pod kontrolą wzroku do wyrostka kłykciowego. W tak wykonany kanał należy wprowadzić samonastawny miernik, który pozwoli na dobranie odpowiedniej długości śruby. Następnie na dolnej krawędzi żuchwy w miejscu wykonania kanału odpowiednio przystosowanym frezem wykonuje się miejsce dla nakrętki mocującej śrubę. Dopełnieniem zabiegu jest wkręcenie śruby i zablokowanie jej za pomocą nakrętki (RYS. 2). Szwy warstwowe i drenaż rany operacyjnej kończą zabieg.

W Klinice Chirurgii Szczękowo-Twarzowej w Zabrzu od niedawna obok innych metod chirurgicznego leczenia złamań wyrostków kłykciowych stosuje się metodę Eckelta (RYS. 3, 4, 5, 6). U wszystkich chorych odłamy kostne zespolone były anatomicznie, a w przebiegu pooperacyjnym nie obserwowałem powikłań. Autor metody na podstawie wieloletnich doświadczeń ustalił, że zespolenie to powinno być wykonywane w przypadkach dużych przemieszczeń odłamów, w których złamany fragment wyrostka kłykciowego jest większy od 5 mm [5]. Wydaje się, że jest to spostrzeżenie słuszne gdyż zakotwiczenie śruby w odłamie o mniejszych rozmiarach mogłoby nie dawać pełnej stabilizacji. Eckelt nie poleca stosowania tej metody u dzieci [4, 5]. Ten pogląd jest zgodny z sądami innych autorów, którzy przestrzegają przed możliwością zaburzenia wzrostu żuchwy pod wpływem dodatkowego urazu jakim jest zabieg chirurgiczny [10,19, 23]. Stoll i wsp. wykazali, że 36% dzieci leczonych przed 15 laty metodami zacho-wawczo-ortopedycznymi wykazują różnorodne patologie w stawach skroniowo-żuchwowych [27]. W oparciu o badania radiologiczne nie zauważono istotnych różnic w wynikach leczenia złamań wyrostków kłykciowych metodami zachowawczo-ortopedycznymi, a chirurgicznymi. Stwierdzono jednak, że u chorych leczonych chirurgicznie głowy stawowe ustalone były w położeniu zbliżonym do fizjologicznego [18]. Dużą zaletą tej me-



RYS. 1. Dostęp operacyjny.
FIG. 1. Operation access.

RYS. 2. Śródoperacyjny obraz zespolenia wyrostka kłykciowego śrubą Eckelta.
FIG. 2. Intraoperative picture connection of the condylar processus Eckelt's.

angle placed in the neck fold, an access to the platysma should be made. After cuttingthe platysma, fascia and masseter muscle, it is moved upwards exposing lateral surface of the mandible branch as far as the fracture fissure (FIG. 1). Very close to the mandible edge, a hole necessary for fixing a one-tooth hook holding the mandible in the proper position while repositionining of the fragments. In the longer fragment of the fracture, using a rose drill, 2-3 mm in diameter, the outer fractured bone should be removed at a distance of about 15 mm moving from the fracture fissure downwards. Next, at the 5-10 mm distance from the posterior edge, a canal is made along the whole branch on the inferior mandible edge.

The drill placed inside should be visible in the previously made sulcus in the upper part of the mandible branch. After removing the fragments the drill should be inserted under the sight control into the condylar process. A self-adjusting measuring device, which allows a choice a proper bolt length, should be inserted into this canal. Then on a lower edge of the mandible where the canal was made, a place for a nut fixing the bolt is prepared with a special fraise. To complete the surgery, the bolt is screwed-in and fixed with a nut (FIG. 2). Layer sutures and the wound drainage are the final procedures of the operation.

In the Teaching Hospital Department of Maxillofacial Surgery in Zabrze surgical treatment of condylar processes by Eckelt's method has been used only recently beside other surgical methods (FIGS. 3, 4, 5, 6,). Fracture fragments in all patients were connected anatomically in all patients and no complications were observed in the post-operative course.

The author of the method on the basis of long-term experience decided that the anastomosis should be performed in the cases of dislocations of big fragments where the fractured piece of condylar process is bigger than 5mm [5]. This seems to be resonable since fixing a bolt in a fragment of smaller size would not provide full stabilisation.

Ecklet does not recommend this method in children [4,5]. This opinion agrees with those of other author who remind the possibility of mandible growth disturbances under an additional injury such as surgical operation [10,19,23]. Stroll et al. demonstrated that 36% of the children treated 15 years ago by conservative and orthopaedic methods show various pathologies in temporomandibular joints [27]. Referring to radiological study no important differences were found in results of condylar processes treated either by conservative and orthopaedic methods or by surgery. However, it was found that in patients treated surgically, joint heads were fixed in a position similar to the physiological one [18].

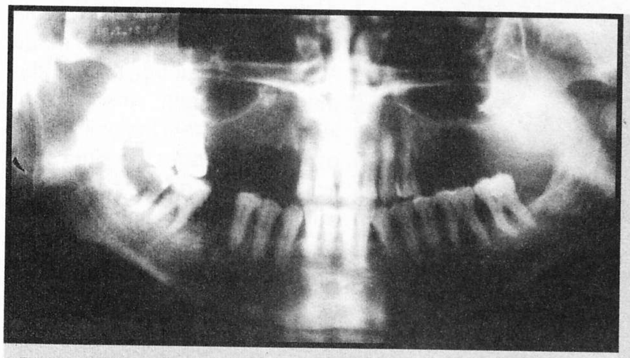
Great benefit of that method is stability of the anastomosis which does not require further immobilisation. Tthis type of anastomosis could be compared to the plate osteosynthesis. However, according to Hachem et al. plate osteotody jest znaczna stabilność zespolenia nie wymagająca dodatkowego unieruchomienia. W tym przypadku, ten rodzaj zespolenia porównywalny jest z osteosyntezą płytkową. Hachem i wsp. uważają jednak, że technika osteosyntezy płytkowej jest znacznie prostsza, dzięki czemu czas zabiegu jest krótszy [13]. Przeciwnicy cięcia skórnego, szczególnie w metodzie Eckelta wymagającego szerokiego dostępu do szczeliny złamania uważają to za wadę. Hochban i wsp. uważają, że dostęp wewnątrzustny jest trudny w zespoleniach wyrostków kłykciowych żuchwy ale możliwy i pozbawiony powikłań ze strony nerwu twarzowego [15]. Większość używanych elementów zespalających poza bioresorbowalnymi wymaga powtórnego zabiegu operacyjnego polegającego na ich usuwaniu, zwykle tą samą drogą, którą były zakładane.

osynthesis technique is simpler, which makes the operation shorter [13].

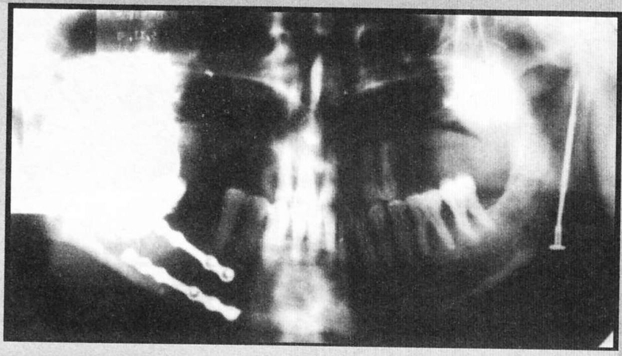
Those who are against skin cut, especially in Eckelt's method where a wide access to fracture fissure is required, consider that to be a drawback. Hochban et al. thinks that an access through mouth is difficult in mandibular condylar processes anastomosis, although it is possible and free of complications from the facial nerve [15].

Most of the used connecting elements apart from bioresorptive ones requires another surgical operation including their removal, usually in the same way as they were inserted.

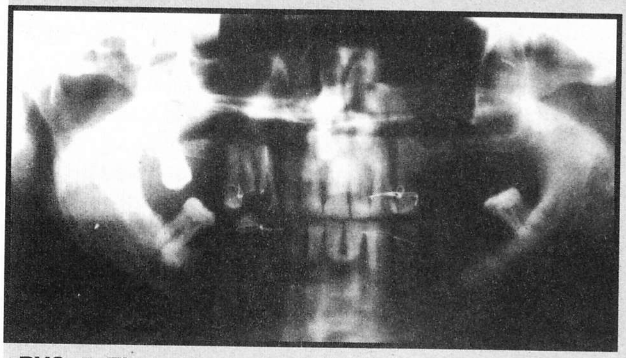
The above presented method also requires such a procedure. However to this, only a small cut of the neck is



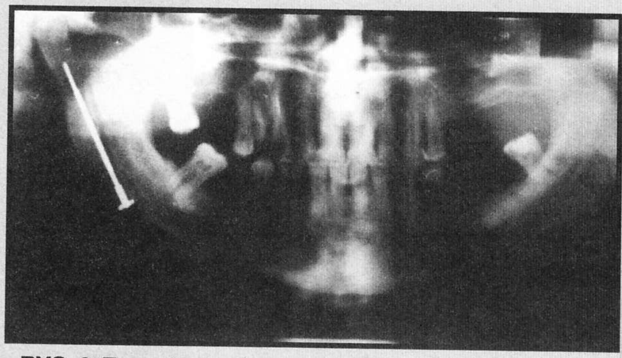
RYS. 3. Złamanie wyrostka kłykciowego żuchwy po stronie lewej - rtg pantomograficzne.
FIG. 3. Fracture of the mandibular condylar processus on the left side - X-ray pantomograph.



RYS. 4. Zespolenie złamanego wyrostka kłykciowego żuchwy po stronie lewej - rtg pantomograficzne.
FIG. 4. Connection of the fractured condylar processus on the left side - X-ray pantomograph.



RYS. 5. Złamanie wyrostka kłykciowego żuchwy po stronie prawej - rtg pantomograficzne.
FIG. 5. Fracture of the mandibular condylar processus on the right side - X-ray pantomograph.



RYS. 6. Zespolenie złamanego wyrostka kłykciowego żuchwy po stronie prawej - rtg pantomograficzne.
FIG. 6. Connection of the fractured condylar processus on the right side - X-ray pantomograph.

Przedstawiona powyżej metoda również wymaga takiego postępowania. Jednakże w tym celu wystarczy niewielkie nacięcie powłoki szyi w znieczuleniu miejscowym, pod dolną krawędzią żuchwy, aby wykręcić nakrętkę i śrubę mocującą.

Podsumowując uważamy, że:

1. Sposób Eckelta, chirurgicznego zaopatrywania złamań wyrostków kłykciowych nie należy do łatwych.
2. Zespolenie chirurgiczne z zastosowaniem ww. metody ma wszelkie cechy osteosyntezy stabilnej.
3. Usuwanie elementów zespalających jest niezwykle proste i nie wymaga znieczulenia ogólnego.

necessary under local anaesthesia, under the lower edge of mandible to unscrew the nut and the bolt.

Our final conclusions are:

1. Eckelt's method of surgical treatment of mandibular condylar processes fractures is not an easy method.
2. Surgical anastomosis by the above mentioned method has all the features of stable osteosynthesis.
3. Removing the connecting elements is very simple and does not require general anaesthesia.

Piśmiennictwo

References

[1] Aleksander R., Su J.Y., Stark M.M.: An accurate method for open reduction and internal fixation of high and low condylar processes fractures. J.Oral Maxillofac. Surg., 52, 8, (1994), 808 - 812.

[2] Cieślik T., Lipiarz L., Jendroszczyk E., Habelak M., Szporek B.: Wstępna ocena wyników chirurgicznego leczenia złamań wyrostków kłykciowych żuchwy. Mat. I Kongr. Chir. J. Ustnej i Szcz.-Tw., Warszawa 1997, 36.

[3] Eckelt U., Geissler S.: Ergebnisse klinischer und róntgenologischer Untersuchungen nach operativer Behandlung von Unterkiefergelenk-fotsatzfracturen. Zahn. Mund. und Kieferheilkd, 69, (1981), 262 - 267.
[4] Eckelt U., Gerber S.: Zugschraubenosteosynthese bei Unterkiefergelenkfortsatz-frakturen mit einem neuartigen Osteosynthesebesteck. Zahn. Mund und Kieferheilkd, 68 (1981), 485 - 491.
[5] Eckelt U.: Zur funktionsstabilen Osteosynthese bei Unterkiefergelenkfortsatz-fracturen. Habilitation, Dresden 1985.
[6] Eckelt U.: Zugschraubenosteosynthese bei Unterkiefergelenk- fortsatzfracturen. Dtsch. Z. Mund. Kiefer. Gesichts - Chir., 15, (1991), 51 - 57.
[7] Eckelt U.: Operative treatment Versus Conservative - Funktional Treatment in Patients with Condylar Neck Fractures. J.Cranio - Maxillo - Fac. Surg. 22, (1994), 47-50.
[8] Eckelt U., Klengel S.: Nuclear magnetic resonance tomography study of the position of the discuss articularis after dislocation fractures. Fortschr. Kiefer Gesichtschir., 41, (1996), 115 - 117.
[9] Feifel H., Risse G., Opheis A., Bauer W., Reineke T.: Konservative versus operative Therapie unilateral Fracturen des Collum mandibulae - anatomische und funktionelle Ergebnisse unter besonderer Beruck- sichtigung . der computergestutzten dreidimensionalen axiographischen Registrierung der Kondylenbahnen. Fortschr. Kiefer. Gesichtschir., 41, (1996), 124 - 127.
[10] Flieger S.: Traumatologia szczęk i twarzy, PZWL Warszawa 1985, 124 - 158.
[11] Gargouri L., Combelles R.: The surgical treatment of sagittal fractures of the mandibular condyle. Rev. Stomatol., Chir. Maxillofac., 93, 3, (1992), 206 - 208.
[12] Gola R., Chossegros C., Waller P.Y., Delmar H., Cheynet F.: Fractures of the condylar region. Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 93, 2, (1992), 70 - 75.
[13] Hachem A.N., Hierl T., Schmidt S., Hemprich A.: Verleich der Miniplatten und Zugschrauben- osteosynthese bei der Behandlung von Kollumfracturen. Fortschr. Kiefer. Gesichtschir., 41, (1996), 131 - 133.
[14] Hidding J., Wolf R., Pingel D.: Surgical versus non - surgical treatment of fractures of the articular processes of the mandible. J.Craniomaxillofac. Surg., 20, 8, (1992), 345-347.
[15] Hochban W., Ellers M., Umstadt H.E., Juchems K.J.: Zur operativen Reposition und Fixation von Unterkiefergelenk-fortsatzfracturen von enoral. Fortschr. Kiefer.Gesichtschir., 41, (1996), 80 - 85.
[16] Jagielak M.: Współczesne metody leczenia złamań podkłykciowych żuchwy -ocena porównawcza wyników. Mat. I Kongr. Chir. J. Ustnej i Szcz. - Tw., Warszawa 1997, 35.
[17] Kallela J., Soderholm Al., Paukku P., Lindqwist C.: Lag-screw osteosynthesis of mandibular condyle fractures: a clinical and radiological study. J. Oral Maxillofac. Surg., 53, 12, (1995), 1397 - 1404.
[18] Konstantynovic V.S., Dimitrijevic B.: Surgical versus conservative treatment of unilateral condylar process fractures: clinical and radiographic evaluation of 80 patients. J. Oral Maxillofac. Surg., 50, 4, (1992), 349 - 352.
[19] Korzon T.: Urazy szczęk i twarzy, PZWL Warszawa 1975, 158 - 169.
[20] Krenkel C.: Axial anchor screw/ lag screw with biconcave washer) or slanted -screw plate for osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar process. J. Craniomaxillofac. Surg., 20, 8, (1992), 348 - 353.
[21] Leach J., Truelson J.: Traditional us rigid internal fixation of mandible fractures. Arch. Otolaryngol. Head. Neck. Surg., 121, 7, (1995), 750 - 753.
[22] Pogorzelska-Stronczak B., Cieślik T., Wąsek A., Szporek B.: Ocena leczenia złamań kości twarzy płytkami zespalającymi odłamy na podstawie pięcioletniego materiału klinicznego. Czas. Stomat., XLIX, 4, (1996), 261 - 268.
[23] Reich R.H.: Indication for condyle reconstruction in TMJ fractures during childhood. Dtsch. Zahnarztl. Z., 41.1, (1991), 60 - 62.
[24] Sargent L.A., Green J.F. Ir.: Plate and screw fixation of selected condylar fractures of the mandible. Ann. Plast. Surg., 28, (1992), 235 - 241.
[25] Silvennoinen U., Jizuka T., Pernu H., Oikarinen K.: Surgical treatment of condylar processes fractures using axial anchor screw fixation: a preliminary follow - up study. J. Oral Maxillofac. Surg., 53, 8, (1995), 884 - 893.
[26] Stewart A., Bowerman J.E.: A technique for control of the condylar head during open reduction of the fractured mandibular condyle. Br. J. Oral Maxillofac. Surg., 29, 5, (1991), 312 - 315.
[27] Stoll P., Wachter R., Schlotthauer U., Turp J.: Spatergebnisse bei 15 Jahre und Langer zurucliegenden Kiefergelenkfortsatzfracturen. Fortschr. Kiefer. Gesichtschir., 41, (1996), 127 - 130.

ADHESION AND GROWTH OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE CELLS IN CULTURES ON CARBON- FIBRE-REINFORCED CARBON COMPOSITES COVERED WITH PYROLYTIC CARBON

L. Bacáková*, K. Balík**, S. Zizka**

* Institute of Physiology, Acad. Sci. CR, Prague
** Institute of Rock Structure and Mechanics, Acad. Sci. CR, Prague

Abstract

Biocompatibility of two-dimensionally reinforced carbon-carbon composites infiltrated and coated with pyrolytic carbon was evaluated in vitro by seeding them with smooth muscle cells derived from the rat aorta. The cells adhered to the composites in numbers comparable with those found on standard plastic culture dishes and these numbers tended to be positively correlated with the open porosity of the material surface. In contrast, the following proliferation was rather negatively related to the open porosity. The maximum population density of cells growing on the composites was similar or lower than that on standard culture plastic. These results suggest relatively good biocompatibility of the pyrolytic-carbon infiltrated and coated carbon composites and their suitability for future biomedical applications.

Introduction

The carbon-fibre-reinforced carbon composites (CFRC) are indispensable materials for specialised technical and industrial applications (e.g. the aerospace industry) owing to their uniquely combined properties, such as low thermal expansion, high thermal shock resistance, good strength retention at high temperatures as well as their electrical conductivity [7,16,19]. Their mechanical properties, namely density, porosity and modulus of elasticity, can be tailored to be similar to those of bones and make them attractive for use also in orthopaedic and dental surgery [4,6,7, 19]. For the construction of heads and cups of joint prostheses, inert materials not allowing the adhesion of cells are preferred [7,9]. However, in artificial substitutes of bones, the colonisation of the material with cells and its integration with the surrounding tissue is desirable. Our preliminary studies performed on cultured vascular smooth muscle cells (VSMCs) showed that the CFRC are suitable for cell attachment and growth [2,4]. However, as shown by scanning electron microscopy, the surface roughness of pristine unmodified composites was often too high for optimal adhesion of cells. Moreover, the CFRC were also prone to release carbon microparticles, especially during cyclic stress [2]. Both problems could be solved by covering the material surface with a stronger biocompatible layer. Therefore, in this study we evaluate the initial adhesion and subsequent growth of rat VSMCs in cultures on CFRC infiltrated and coated with pyrolytic carbon.

diamond saw into 8x8x1 mm samples. They were washed in distilled and deionized water, autoclaved and placed on the bottom of plastic Nunclon Multidishes (diameter 1.5 cm, NUNC, Denmark). The VSMCs were obtained from the intima-media complex of the thoracic aorta of adult male Wistar rats by explantation method [3]. In passage 10, the cells were seeded on the composites at a density of 17000 cells/cm^2 in 1 ml of Dulbecco Minimum Essential Medium supplemented with 10% of fetal calf serum and gentamicin (40mg/ml). The adhesion and growth of cells were evaluated by counting cells in the Bürker haemocytometer after their detachment from the growth substrate by 0.2% trypsin in phosphate-buffered saline (PBS) on days 1, 4 and 10 after seeding. The cell suspensions obtained by trypsinization were also used for the measurement of cell diameters in light microscope with a calibrated ocular grid and calculation of cell volume. For evaluation of cell shape and degree of spreading, the VSMCs growing on the composites were visualised by staining with propidium iodide in PBS (5 mg/ml) after fixation in 70% ethanol and observed in fluorescence microscope. The degree of cell differentiation was estimated by immunofluorescence staining with monoclonal antibodies against VSMC-specific cytoskeletal protein alpha-actin [19] and the possible interaction of the cell-colonised material with the immune system by staining against vascular cell adhesion molecule-1 (VCAM-1) [11]. The antibodies were purchased from Sigma, St. Louis, U.S.A. (anti alpha-actin) and Exbio, Prague, CR (anti VCAM-1).

Measured parameters	Pyrolytic carbon-coated samples				Nunclon Multidishes
	No.1	No. 2	No. 3	No. 4	
Open porosity (%)	5.77	6.16	6.20	6.70	not measured
Initial adhesion (cells/cm^2, day 1)	8000±900**	12300±1800	8400±1100**	14100±1000*	12300±600
Cell volume (μm^3, day 4)	2029±30**	1831±30***	2084±40**	2513±30	2961±130
Doubling time (h, days 1-4)	23.2±1.3	33.7±4.7*	23.8±2.7	29.5±2.5*	23.2±1.3
Population density (cells/cm^2) day 4 day 10	74400±4800** 85800±7600***	53900±2300*** 74800±6100***	68100±5900**197 800±14400	76400±4100** 70900±3900***	106000±6900185 600±3900

TABLE 1. Adhesion and growth of vascular smooth muscle cells on pyrolytic carbon-coated CFRC with different porosites.

Materials and methods

Two-dimensionally reinforced composites were prepared from plain-woven cloth (Torayca carbon fibres T800) and phenolic resin. The prepregs were stacked in 5 layers, cured, cut into 40x8x1 mm pieces and carbonised at the heating rate of 50°C/hr up to 1000°C in nitrogen. After three-step impregnation with phenolic resin, the samples were graphitised up to 2200°C in argon. Pyrolytic carbon was deposited in a tumbling bed reactor [13] with the inner diameter of 48 mm and hot zone, 124 mm long. The bed rotated at 20 rpm. As carbon source, propane in the concentration of 11% in nitrogen was used [5]. The deposition was performed at ambient pressure and the reaction temperature was 850°C. The gas flow rate was 1.8 l/min, total deposition time was 36 hours and the experiments were interrupted every 6 hours to examine the deposition process. Open porosities of the samples were obtained from densities determined on the basis of water penetration according to ASTM C-20. Optical properties of the deposited pyrolytic carbon layer, its thickness and depth of infiltration were studied using a polarised-light optical microscope.

For cell culture, the 40-mm-long beams were cut with a

Four groups of pyrolytic carbon-covered CFRC (labelled No.1-No.4) were evaluated. For each group, time interval and type of experiment, the samples were used in duplicate. As control samples, cells grown on Nunclon Multidishes (NUNC, Denmark) were taken.

Results and discussion

Thickness of the deposited pyrolytic carbon layer was 1-2 mm, its density was 1.55-1.57 g/cm^3 and its open porosity 5.77-6.70 % (TABLE 1). In the pores and cracks, the optical microstructure of pyrolytic carbon was laminar, whereas on the surface, it was finely granular. The granular microstructure was visible also in fluorescence microscope after staining cells on composites, especially in group No.3 (FIG. 1). The presence of this structure can be explained by rotation of the samples in the tumbling bed reactor [13].

The number of initially adhered VSMCs on day 1 tended to increase proportionally to the open porosity (TABLE 1).

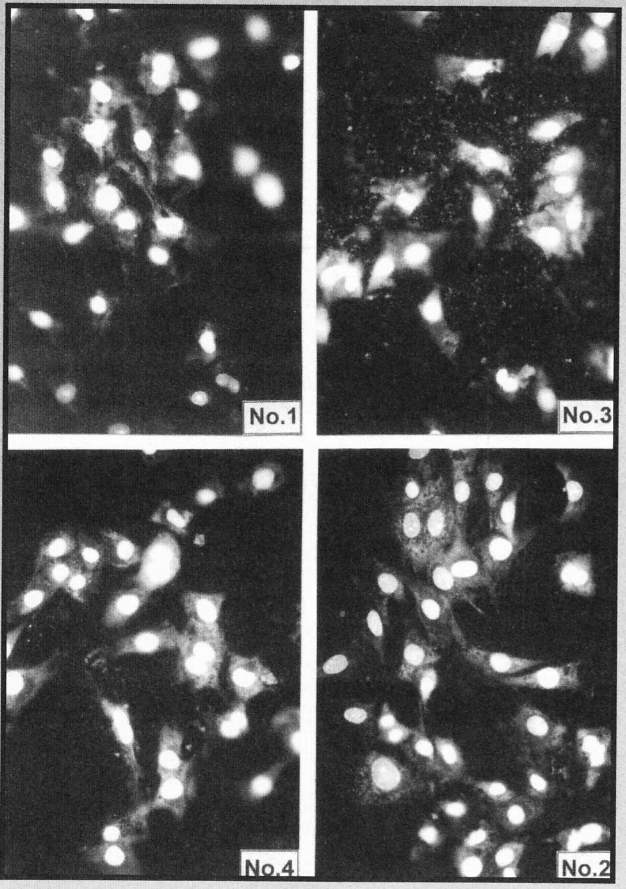


FIG. 1. Rat vascular smooth muscle cells in cultures on CFRC coated with pyrolytic carbon layer with different open porosities (P). No.1: P=5.77%, No.3: P=6.16%, No.4: P=6.20%, No.2: P=6.70%. Day 3 after seeding, fixed in 70% ethanol,stained with propidium iodide, obj.40.

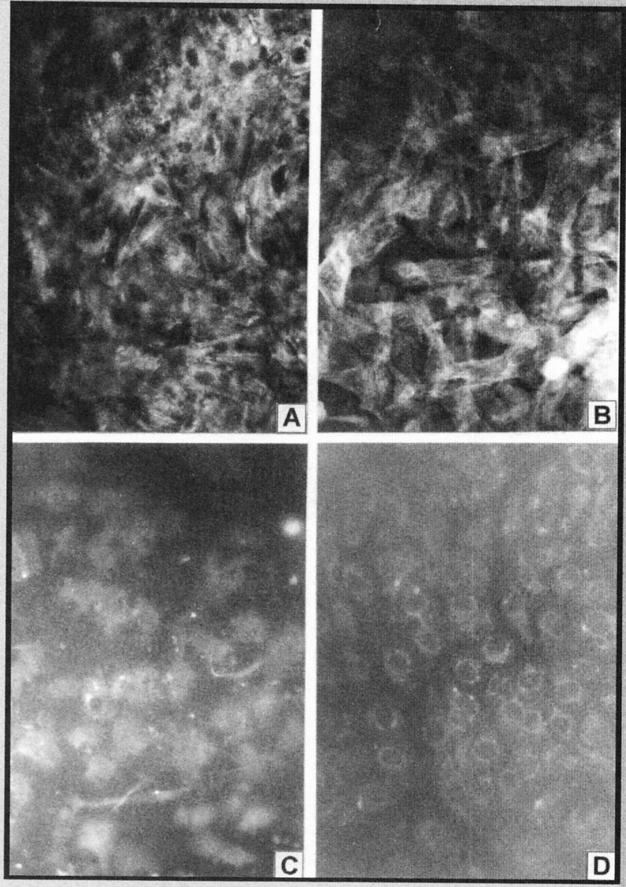


FIG. 2. Immunofluoresce staining of alpha-actin (A,B) and VCAM-1 (C,D) in rat vascular smooth muscle cells in cultures on CFRC coated with pyrolytic carbon (A=No.4, C=No.3) and in cultures on Corning coverslips (B,D). Day 10 after seeding, Axioplan fluorescence microscope, obj.40.

On samples with the lowest porosity (5.77%), it was significantly lower than that on Nunclon Multidishes. At intermediate porosity (6.16%), it increased to values comparable with the control samples and on surfaces with the highest porosity (6.70%) it was even significantly higher than on stand-ard culture dishes. At the highest porosity, the cells had also the highest volume comparable with that on standard culture surfaces, and adhered on the largest area (TABLE 1, FIG. 1). However, the following proliferation of cells was rather inversely related to the open porosity. On samples with the lowest porosity of 5.77%, the doubling time of cell populations was shortest and comparable to that of the control cells, whereas on the most porous or granular composites (groups No. 2 and 3, respectively), the cells proliferated most slowly (TABLE 1). On day 4 after seeding, the population density of cells on all carbon samples was lower than that on Nunclon Multidishes but on the sample No.4, the cells continued to proliferate and on day 10 after seeding, they reached a similar population density as the control cells (TABLE 1).

Our findings on adhesion and proliferation of VSMCs on pyrolytic-carbon-coated CFRC with different open porosities are similar to those obtained in chick vascular and corneal cells cultured on polymethylmetacrylate growth supports [14] or human osteoblast-like cells grown on titanium [15]. Increased roughness of these materials, measured by the size of surface irregularities and distance between them, enhanced the adhesion and migratory potential of cells but slowed down their proliferation. Similarly, the initial adhesion of osteoblasts on three-dimensional biodegradable polymeric scaffolds or porous ceramics in vitro and their migration inside these materials were maximal at the pore size of 300-500 mm (from the range of 150-710 mm) but the cell proliferation was not affected by the pore size [11]. The beneficial effects of certain surface topographies of artificial materials on cell adhesion and migration can be explained by adsorption of extracellular matrix molecules (e.g. vitronectin and fibronectin) in amounts and conformation optimal for binding the RGD sequence of these molecules to integrin receptors on cells [1,14]. After initial attachment and spreading, the cells usually degrade molecules previously adsorbed on the growth support and replace them by their own de novo synthesised matrix, which can annihilate the effects of physicochemical surface properties of the artificial growth support on further growth and differentiation of cells [2,3,14].

The VSMCs growing for 10 days on all tested pyrolytic carbon-coated samples displayed intense immunofluorescent staining for alpha-actin, which was arranged in clearly visible microfilament bundles, and only weak diffuse staining for VCAM-1. Both staining intensities were similar to those found in the control cells cultured on Nunclon Multidishes or Corning coverslips (FIG. 2) and suggested a satisfactory degree of differentiation [18] and possible low binding of monocytes, lymphocytes, eosinophils and basophils to cells colonising the material [10]. Relatively low immunogenicity was found also in the pyrolytic-carbon-coated silicone [8] and Dacron [10].

In general, adhesion, growth and differentiation of VSMCs on pyrolytic-carbon-coated CFRC are comparable to those found on standard tissue culture plastic. Our present study supports previous findings on beneficial effects of pyrolytic carbon on adhesion, growth and differentiation of various types of cells, such as endothelial and vascular smooth muscle cells in vitro [2, 17] and cells of the cartilage in situ [12]. It can be concluded that the bi-directional CFRCs infiltrated and coated with pyrolytic carbon exhibit a relatively good biocompatibility in vitro and they are promising materials for future biomedical applications.

Acknowledgement

The study was supported by the Grant Agency of the Czech Republic within the scope of the Project Nr. 106/96/1066

References

[1] Altankov G., Groth T., Krasteva N., Albrecht W., Dieter P.: J. Biomater. Sci. Polymer. Edn., 8, (1997), 721-740.
[2] Bacáková L. et al.: Eng. of Biom., 3, 2, (1997),3-5.
[3] Bacáková L., Wilhelm J., Herget J., Novotná J.: Exp. Mol. Pathol.: 64, (1997), 185-194.
[4] Balík K., Weishauptová Z., Glogar P., Klucáková M., Pesáková V., Adam M.: In: Extended Abstracts, European Carbon Conference CARBON'96, Newcastle upon Tyne, 1996, Vol. 2, pp. 584-585
[5] Balík K., Zizka S., Weishauptová Z., Cerny M.: In: Extended Abstracts, Science Technology of Carbon, Strasbourg, France, July 5-9, 1998, Vol. 2, pp. 655-656
[6] Blażewicz S., Chłopek J., Litak A., Wajler C., Staszków E.: Biom., 18, (1997) 437-439.
[7] Bosdorf K. et al.: Biomed. Tech., 40, (1995), 356.
[8] Bosetti M., Navone R., Rizzo E., Cannas M.: J. Biomed. Mater. Res., 40, (1998), 307-313.
[9] Cook A.D., Hrkach J.S., Gao N.N., Johnson I.M., Pajvani U.B., Cannizzaro S.M., Langer R.: J. Biomed. Mater. Res., 35, (1997), 513-523.
[10] Granchi D., Cenni E., Verri E., Ciapetti G., Gori A., Gamberini S., Di Leo A., Pizzoferrato A.: Biom., (19,1998), 93-98.
[11] Ishaug S.L., Crane G.M., Miller M.J., Yasko A.W. Yaszemski M.J., Mikos, A.G.: J. Biomed. Mater. Res., 36, (1997), 17-28.
[12] Kawalec J.S., Hetherington V.J., Melillo T.C., Corbin N.: J. Biomed. Mater. Res., 41, (1998), 534-540
[13] Lee et al.: Carbon, 1, (1983), 523
[14] Lampin M., Warocquier-Clérout R., Legris C., Degrange M., Sigot-Luizard M.F.: J. Biomed. Mater. Res., 36, (1997), 99-108.
[15] Martin J.Y., Schwartz Z., Hummert T.W., Schraub D.M., Simpson J., Lankford J.J.R., Dean D.D., Cochran D.L., Boydan B.D.: J. Biomed. Mater. Res., 29, (1995), 389-401.
[16] Savage, G., Carbon-carbon composites, Chapman & Hall, 1993
[17] Sbarbati R., Giannessi D., Cenni M.C., Lazzerini G., Verni F., De Caterina R.: Int. J. Artif. Org., 14, (1991), 491-498.
[18] Skalli O, Ropraz P, Trzeciak A, Benzonana G, Gillessen D, Gabbiani G: J. Cell. Biol., 103, (1986), 2787-9276 .

IMPROVED BIOCOMPATIBILITY OF CARBON-FIBRE-REINFORCED CARBON COMPOSITES IN VITRO AFTER THEIR POLISHING AND COATING WITH A CARBON-TITANIUM LAYER

L. Bacáková*, V. Stary**, O. Kofrooová***

*Institute of Physiology, Acad. Sci. CR, Prague
**Faculty of Mechanical Engineering, Czech Technical University, CR, Prague
***Institute of Microbiology, Acad. Sci. CR, Prague

Abstract

The surface of unidirectionally reinforced carbon-carbon composites was modified either by polishing or coating with a carbon-titanium layer. In culture conditions, the composites were seeded with vascular smooth muscle cells derived from the rat aorta. On both types of modified samples, the number of initially adhered cells, degree of their spreading and their subsequent growth were significantly higher than on untreated samples, and in the case of carbon-titanium-covered composites, also higher than on standard plastic culture dishes Sterilin. These results obtained in vitro suggest possible good biointegration of the polished and carbon-titanium-covered carbon-carbon composites with the surrounding tissue in situ after their use in transplantation medicine for the construction of artificial implants.

Introduction

The carbon-fibre-reinforced carbon composites (CFRC) are promising materials for the construction of artificial implants, especially those of bones, joints and dental roots [1]. Their physical properties, namely density and porosity, are very close to those of bones, and their chemical composition is suitable for adhesion and growth of several kinds of cells in vitro as well as in situ [1,2]. However, the surface of unmodified newly fabricated composites usually seems to be too rough to ensure optimum degree of cell adhesion, which can be explained by heterogeneous composition of the CFRC, i.e. carbon fibres protruding from the carbon matrix. Moreover, the carbon matrix is brittle, which can lead to the release of carbon microparticles to the surrounding tissue, particularly on cyclic stretching [2]. These disadvantages of the CFRC could be minimised by polishing their surface and/or by covering it with a thin biocompatible layer. Thus, in this study we evaluate the initial adhesion and subsequent growth of rat aortic smooth muscle cells in cultures on CFRC either polished with SiO_2 or (in non-polished state) coated with a layer of carbon and titanium, a metal widely used in orthopaedic surgery and reconstructive dentistry [3,4,5,6,7].

Materials and methods

The composites were prepared from phenolic resin (i.e. matrix precursor) reinforced unidirectionally by Torayca carbon fibres T300. The prepregs were stacked, cured, carbonised at 1000°C in N_2 and graphitized at 2500°C in Ar. The material was then cut with a diamond knife into 8x10x3 mm samples, and either polished with colloidal SiO_2 (grain size 0.06 μm) or covered with a carbon-titanium layer approximately 3 μm thick. This layer was prepared by PECVD (plasma enhanced physical vapour deposition) method. Titanium was sputtered from the target by DC magnetron supported discharge in the environment of hydrocarbon gas. In this way, the layer consisting of a mixture of titanium and carbon atoms was created with a big number of free bonds. This caused strong adhesion of the layer to the substrate with chemically very reactive surface. Surface roughness was measured by Talysurf (Rank Taylor Hobson Ltd., England). For cell culture, the samples were washed in distilled and deionised water, autoclaved and placed on the bottom of plastic CellCult Multidishes (diameter 1.5 cm; Sterilin). Smooth muscle cells were obtained from the intima-media complex of the thoracic aorta of adult male Wistar rats by explantation method [1]. In passage 9, the cells were seeded on the composites at initial density of 17000 cells/cm^2 in 1 ml of Dulbecco Minimum Essential Medium supplemented with 10% of fetal calf serum and gentamicin (40 mg/ml). On days 1 and 4 after seeding, the cells were detached from the growth substrate by 0.2% trypsin in phosphate-buffered saline (PBS) and counted in the Bürker haemocytometer. The cell volume was calculated from the diameters measured by an ocular microscale in living cells resuspended in PBS after trypsinization. Morphology of cells growing on the composites was observed in fluorescence microscope after fixation in ethanol and staining with propidium iodide and also in scanning electron microscope.

Results and discussion

The surface roughness was significantly higher on untreated samples than on the polished samples. In the direction perpendicular to fibres, the departures of the roughness profile from the mean line (Ra) were 3.55±0.2 μm on the untreated samples, 0.80±0.10 μm on the polished ones and 3.25±0.4 μm on the carbon-titanium-covered samples. Mean spacings of the adjacent local peaks (S) were 20, 37 and 24 μm on untreated, polished and carbon-titanium-coated samples, respectively. For the longitudinal direction, the Ra values were 1.25±0.15, 0.50±0.1 and 1.4±0.9 μm, and the S values were 85, 100 and 34 μm, respectively.

The number of initially adhered cells one day after seeding was significantly higher on the polished or carbon-titanium-covered composites than on the untreated samples. On the carbon-titanium-covered CFRC, it was even higher than on standard culture plastic dishes Sterilin (FIG. 1A). From day 1 to day 4, the cells on polished or carbon-titanium-covered surfaces proliferated more rapidly (doubling times 27.0±3.0 h and 21.7±1.5 h, respectively) than those on untreated surfaces (doubling time 36.0±6.0 h) and on day 4, they reached significantly higher population densities (FIG. 1). In the case of carbon-titanium-covered samples, the cell population doubling time was similar to that of cells growing on Sterilin dishes (22.4±1.6 h) and on day 4, the cell population density was significantly higher on these samples than on the Sterilin dishes (FIG. 1). The cell volume ranged from 2180 μm^3 to 3360 μm^3 and increased in the following order: untreated samples > Sterilin dish > polished samples > carbon-titanium-covered samples. The cells growing on untreated composites were mainly spindle-shaped with relatively small adhesion area and they were often oriented along the carbon fibres reinforcing the composite. On the polished composites, most cells were polygonal and well spread on the material surface, whereas on the carbon-titanium-covered samples, both elongated and polygonal cells were found (FIGS. 2, 3). The release of carbon microparticles was significantly lower in both groups of treated samples in comparison with the untreated composites (FIG. 4). These results are in accordance with our previous findings concerning slight improvement of cell adhesion and growth on uncoated and amorphous carbon-coated composites after their polishing [2] as well as with the findings of other authors concerning relatively good biocompatibility of titanium-containing materials in vitro as well as in situ [3,4,5,6,7]. It can be concluded that adhesion and growth of cells of mesenchymal origin on CFRC can be significantly improved by polishing and especially by coating these materials with a carbon-titanium layer.

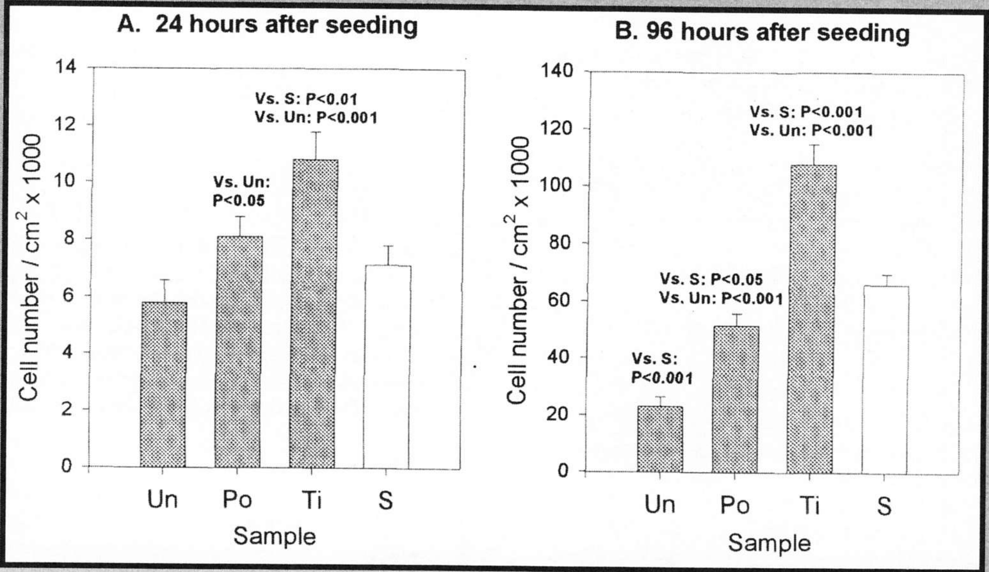


FIG. 1. Population density of rat vascular smooth muscle cells in cultures on CFRC with different surface treatment.
Un=untreated sample, Po=polished, Ti=coated with carbon-titanium layer, S=standard culture dish Sterilin.

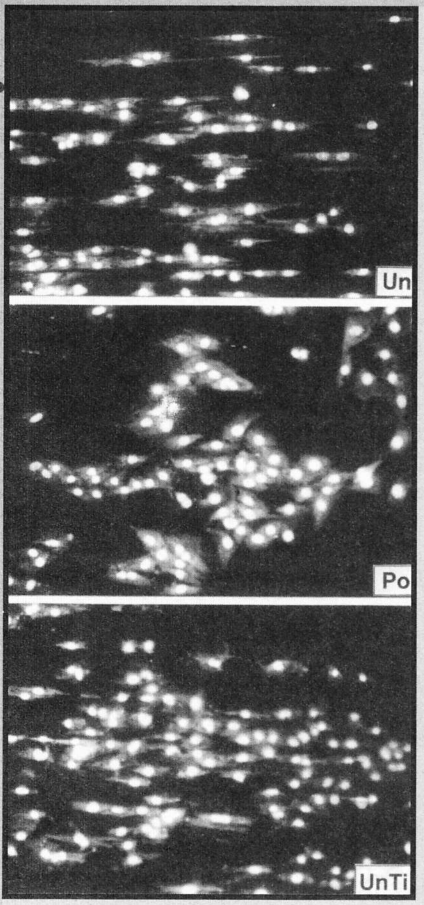


FIG. 2. Rat vascular smooth muscle in 3-day-old cultures on CFRC with different surface treatment. Un=untreated sample, Po=polished, Ti=coated with carbon-titanium layer. (Propidium iodide staining of ethanol-fixed cells. Axioplan fluorescence microscope, obj.20).

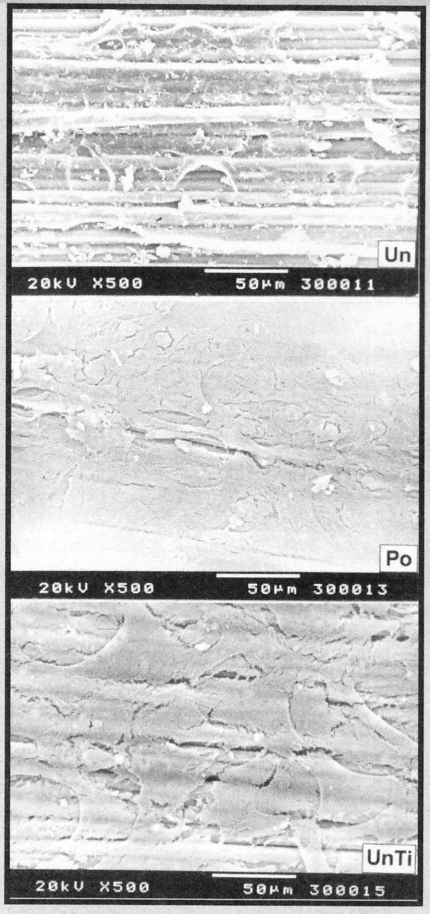


FIG. 3. Rat vascular smooth muscle in 4-day-old cultures on CFRC with different surface treatment. Un=untreated sample, Po=polished, Ti=coated with carbon-titanium layer. (SEM, 500x).

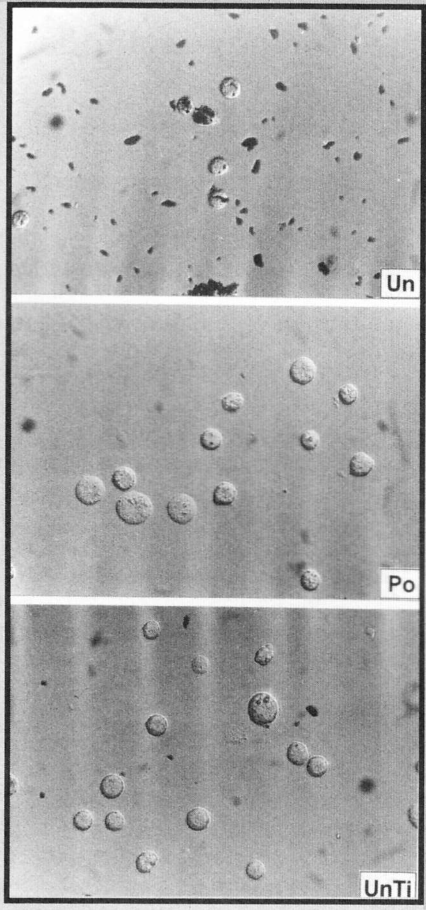


FIG. 4. Carbon microparticles in suspensions of rat vascular smooth muscle cells after detachment of the cells from CFRC by 0.2% trypsin in PBS on day 4 after seeding. Un=untreated sample, Po=polished, Ti=coated with carbon-titanium layer. (Interference contrast, obj.40).

Acknowledgment

We thank the H.V.M. Plasma Co. Ltd., Prague, CR for the deposition of carbon-titanium layer on the CFRC used in this study.

References

[1] Blazewicz S., Chlopek J., Litak A., Wajler C., Staszków E.: Biom., 18(5), (1997), 437-439.
[2] Bacáková L., Stary V., Glogar P.: Eng. of Biom., 3(2), (1997), 3-5.
[3] den Braber, E.T., Jansen H.V., de Boer M.J., Croes H.J.E., Elwenspoek M., Ginsel L.A., Jansen J.A.: J. Biomed. Mater. Res. 40, (1998), 425-433.
[4] Ryhänen J., Niemi E., Serlo W., Niemelä E., Sandvik P., Pernu H., Salo T.: J. Biomed. Mater. Res. 35, (1997), 451-457.
[5] Suzuki K., Aoki K., Ohya K.: Bone, 21, (1997), 507-514.
[6] Wang J.Y., Wicklund B.H., Gustillo R.B., Tsukayama D.T.: Clin. Orthop. Rel. Res., 33, (1997), 9216-226.
[7] Wilke A., Orth J., Lomb M., Fuhrmann R., Kienapfel H., Griss P., Franke R.P.: J. Biomed. Mater. Res., 40, (1998), 301-306.

WSTĘPNE WYNIKI WYPEŁNIANIA UBYTKÓW TRZONÓW KOŚCI DŁUGICH U OWIEC WSZCZEPAMI WĘGLOWYMI

JACEK STERNA

KATEDRA CHIRURGII ZWIERZĄT SGGW W WARSZAWIE

Streszczenie

Założono, że implanty węglowe naśladujące kształt odcinka (rura długości 24 mm) trzonu kości długiej owcy wstawione w miejsce wyciętego fragmentu trzonu pozwolą na zamianę stosowanego przy ubytku kości zespolenia mostującego na kompresyjne i z biegiem czasu ulegną przerastaniu tkanką kostną.

U sześciu owiec dokonano implantacji wyżej opisanych wszczepów do kości udowej i zespolenia jej stabilizatorem ZESPOL. U pięciu owiec z operowaną kością udową doszło do destrukcji zespolenia Trzy z nich uśmiercono po 6 tygodniach obserwacji. Pozostałe owce obserwowano 16 tygodni. W związku z destrukcją zespoleń kości udowej w kolejnej grupie u czterech owiec wykonano implantacje na terenie kości piszczelowej.

Implanty okazały się podatne na obróbkę śródoperacyjną zwykłymi narzędziami chirurgicznymi.

Nie zdarzyły się żadne powikłania septyczne, a wszczepy były dobrze tolerowane przez organizmy owiec.

W żadnym wypadku nie zanotowano przerastania wszczepu tkanką kostną, a jedynie obrastanie go dookoła i połączenie odłamów kostnych tym sposobem.

***Słowa kluczowe**: biomateriały węglowe, protezy węglowe, wszczepy węglowe, właściwości biologiczne, ubytki kości, chirurgia kości.*

Wstęp

Chirurdzy medycyny ludzkiej i weterynaryjnej często spotykają się z koniecznością wypełnienia ubytków kostnych powstających po urazach, operacjach ortopedycznych i onkologicznych. Dokonać tego można stosując przeszczepianie kości autogenicznej, allogenicznej jak i zamienniki kości. Żadna ze stosowanych metod nie jest wolna od wad [5,6,12,13]. Argumenty wskazujące na potrzebę użycia biomateriałów a nie przeszczepów powtarzają się u różnych autorów.

Zachęcające wyniki przeprowadzonych do tej pory doświadczeń nad zastępowaniem fragmentów kości długich materiałami węglowymi [6,3] skłaniają do podjęcia próby zastosowania ich in vivo w układzie bardziej zbliżonym do przyszłego zastosowania klinicznego.

Założono, że wszczep z kompozytu węgiel-węgiel może być uformowany w taki sposób, aby zastąpić kość w żywym organizmie pełniąc funkcje mechaniczne we współpracy ze stabilizatorem pozwalającym na zastosowanie zespolenia kompresyjnego (a nie mostującego jak to ma

THE PRELIMINARY RESULTS OF USING CARBON IMPLANTS TO FILL THE DEFECTS OF THE LONG BONE SHAFTS IN SHEEP

JACEK STERNA

DEPARTMENT AND CLINIC OF ANIMAL SURGERY,
WARSAW AGRICULTURAL UNIVERSITY - SGGW IN WARSAW

Abstract

It was assumed that carbon implants of the shape imitating that of a segment of a long bone shaft (a tube of 24 mm in length) inserted in place of an excised shaft fragment in sheep would allow to change the so far used bridging osteosynthesis for the compression one and would gradually become ingrown with the osseous tissue. The above described implantation in femoral bone and its stabilisation with the ZESPOL stabiliser were performed in six sheep. In five sheep with the operated femoral bone destruction of osteosynthesis was observed. Three of them were slaughtered after 6 weeks of observation. The remaining sheep were under observation for 16 weeks. In view of destruction of the femoral bone osteosynthesis, in the next group of four sheep the implantation was performed in the tibial bone.

The implants proved to be pliant to shaping with ordinary surgical instruments.

No septic complications were observed and the implants were well tolerated by sheep organisms. No cases of the implant ingrowing with the osseous tissue were observed only its overgrowing with that tissue and thus the bone fragments were consolidated.

***Key words**: carbon biomaterials, carbon prostheses, carbon implants, biological properties, bone defects, bone surgery.*

Introduction

Human and veterinary surgeons often face the necessity of filling bone defects resulting from traumas, orthopaedic or oncologic surgeries. It can be done by grafting autogenic or allogenic bone as well as by bone substitute. However, each of these methods has its own weaknesses [5,6,12,13]. Arguments pointing to the necessity of using biomaterials instead of grafts are repeated by many authors. Promising results of the experiments performed so far, aiming at substituting fragments of long bones with carbon materials [6,3] encourage trials of these materials in vivo in an arrangement more similar to its future clinical use. It was assumed that the implant of carbon-carbon composite may be formed in such a way as to substitute a bone in a living organism performing mechanical functions in co-operation with the stabiliser allowing the use of a compression osteosynthesis (instead of the bridging one as it is usually done in the case of bone defect) and constituting at the same time the base for development of the autogenic bone. The utilitarian aim of the work was the implementation of carbon bone substitutes into clinical use, facilitating zwykle miejsce przy ubytku kości) stanowiąc jednocześnie podłoże do rozwoju własnej kości organizmu. Utylitarnym celem pracy jest wdrożenie do użytku klinicznego węglowych zamienników kości ułatwiających i skracających leczenie ubytków kości po resekcjach kości po urazach bądź zmienionej nowotworowo. Aby mógł on być wypełniony konieczne było zrealizowanie celu poznawczego – poznanie przebiegu wgajania się wszczepów węglowych wytworzonych w AGH.

Pierwotnie zaplanowano grupę sześciu owiec ze wszczepami zlokalizowanymi w ubytku po usunięciu fragmentu kości udowej wraz z okostną. U 3 owiec miały to być wszczepy z kompozytu węgiel-węgiel a u 3 pozostałych wszczepy pokryte warstwą hydroksyapatytu. Powikłany destrukcją zespoleń przebieg doświadczenia skłonił do zmiany modelu na kość piszczelową w trakcie trwania doświadczenia i przymusza do traktowania wszystkich 10 owiec jako grupy pilotowej.

Metodyka

Zwierzętami doświadczalnymi były owce rasy merynos polski w liczbie 12 sztuk, obojga płci, w różnym wieku, zakupione od hodowcy. Po przybyciu do kliniki zostały one wyposażone w obrożę z numerem kolejnym od 1 do 12 oraz odrobaczone. Owce nr 2 i 5 zostały wykluczone z udziału w doświadczeniu z przyczyn niezależnych od jego przebiegu. Wszystkie zwierzęta utrzymywane były w stajni w systemie bezuwięziowym co symulowało ograniczoną kontrolę lekarza weterynarii nad jego pacjentem w zakresie rekonwalescencji.

Wszczepy z kompozytu węgiel-węgiel, dostarczone przez AGH, miały postać odcinków rury o średnicy zewnętrznej 23 mm, wewnętrznej 15 mm i długości 24 mm. Na powierzchni końców rury widoczna była znaczna porowatość struktury wszczepu. Połowa użytych w doświadczeniu wszczepów pokryta została elektroforetycznie warstwą hydroksyapatytu. Do ich stabilizacji w kości użyto stabilizatora ZESPOL w wersji standard ze śrubowkrętami korowymi o średnicy 4,5 mm.

Operacje przeprowadzono w znieczuleniu podoponowym (lignocaina z adrenaliną "Lignoadrenaline-Norbrook") po premedykacji atropiną (Iniectio Atropini sulfurici 0,6% Biowet Gorzów) w dawce 0,05 mg/kg m.c. i propionylopromazyną (Combelen® Bayer) w dawce 1 mg/kg m.c. W przypadku niedostatecznego unieruchomienia zwierzęcia zagrażającego precyzji bądź aseptyce zabiegu podawano dożylnie 5% ketaminę (Narkamon 5% Spofa) do osiągnięcia pożądanego skutku.

Operacje wszczepiania implantów węglowych (owce 4,7,8,9,10) i węglowych pokrywanych hydroksyapatytem (owce 1,3,6,11,12) nie różniły się od siebie. Wszczepy umieszczano w ubytkach kości i okostnej (owce 1,3,4,6,7,10,12) i ubytkach samej kości (owce 8,9,11). Ubytki miały długość 24 mm. Implant stabilizowano pomiędzy końcami odłamów przy pomocy stabilizatora ZESPOL nastawionego na docisk "1". Jeśli zachodziła konieczność korygowano węglowy element przy pomocy skalpela. Przy operacjach na kości udowej zespolenie było przykostne (owce 1-8) a na podudziu przezskórne (owce 9-12). Podudzie okrywano miękkim opatrunkiem. W pierwszym miesiącu zmieniano go co tydzień, potem co 4 tygodnie. Bezpośrednio po wszystkich zabiegach i jeszcze trzykrotnie co 48 h podawano domięśniowo amoxycylinę w dawce 15 mg/kg m.c. (Betamox L.A® -Norbrook).

Owce były codziennie badane. Dokonywano pomiaru temperatury, oceniano ogólne samopoczucie i obarczanie operowanej kończyny. Co miesiąc wykonywano badanie RTG operowanych kości.

Po humanitarnym uśmierceniu owiec podano je badaniu makroskopowemu. Szczegółowo oglądano okolice ope-

and shortening of the treatment of bone defects, resulting from bone resections after traumatic or neoplastic lesions. To fill such defect it was necessary to go through the cognitive stage, i.e. investigation of the engraftment course of carbon implants produced by the University of Mining and Metallurgy in Cracow.

Initially the experiment was planned on a group of six sheep: 3 with carbon-carbon composite implants and 3 with the same implants covered with hydroxyapatite placed in the defect resulting from the resection of a fragment of femoral bone together with the periosteum. The course of the experiment complicated by the osteosynthesis destruction resulted in changing the experimental model from the femoral to the tibial bone during the experiment and treating all 10 sheep as a pilot group.

Method

The experiments were performed on a group of 12 sheep of the Polish Merino breed of both sexes and various age bought from a breeder. On entering the clinic they were provided with collars with numbers from 1 to 12 and dewormed. Sheep no.2 and 5 were excluded from the experiment for the reasons independent of the course of the experiment. All the animals were kept in a loose housing system shed which simulated the limited control of a veterinary surgeon over his patient during the convalescence period.

The carbon-carbon composite implants delivered by the University of Mining and Metallurgy in Cracow were of tubular shape with the outer diameter of 23 mm, the inner 15 mm and the length of 24 mm. The surface of the tube ends showed significant porosity. Half of the implants used in the experiment were electrophoretically covered with a hydroxyapatite layer. Their stabilisation in the bone was done with the ZESPOL stabiliser of the standard type with the platform screws, 4.5 mm in diameter. The operation was performed under submeningeal analgesia (lignocaine with adrenaline "Lignoadrenaline -Norbrook") after the premedication with atropine (Iniectio Atropini sulfurici 0.6% Biowet Gorzów) and propionylpromazine (Combelen® Bayer) 1 mg/kg b.w.. If the inadequate animal immobilisation threatened the precision or aseptics of the procedure, 5% ketamine (Narkamon 5% Spofa) was administered intravenously until the required result was obtained. The operations using carbon implants (sheep 4,7,8,9,10) and carbon implants covered with hydroxyapatite (sheep 1,3,6,11,12) were performed in the same way. The implants were inserted into the bone and periosteum defects (sheep 1,3,4,5,7,10,12) or bone defects alone (sheep 8,9,11). The defects were of 24 mm in length. The implant was stabilised between the ends of the bone with the help of the ZESPOL stabiliser set for the pressure "1". If it was necessary the carbon element was corrected with the help of a scalpel. In the case of operations on the femoral bone the stabilisation was paraosteal (sheep 1-8) and on the tibial bone it was percutaneous (sheep 9-12). The lower limb was covered with a soft dressing. In the first month the dressing was changed every week, later every 4 weeks. Immediately after all procedures and then every 48 h for three times the animals were administered an intramuscular injection of amoxilin in the dose of 15 mg/kg b.w. (Betamox L.A® -Norbrook).

The sheep were examined every day. Their temperature was taken, general condition and use of the operated limb were evaluated. Every month an X-ray picture of the operated bones was taken.

After sacrifice the sheep were subjected to macroscopic examination. Especially the operated region was examined in detail: both the skin scar and the scars of the remaining rowaną: bliznę skórną i blizny pozostałych tkanek. Rozcinając je prowadzono dokumentację fotograficzną i opisową. Oceniano dokładnie także węzły chłonne odległe i regionalne. Za reprezentacje tych ostatnich uznano węzły chłonne biodrowo-udowe - łatwe do znalezienia i porównania.

Wyniki

Wczesne następstwa wszczepiania elementów węglowych

Wszystkie rany pooperacyjne wygoiły się przez rychłozrost. Nie obserwowano żadnej wyraźnej reakcji na operacje w postaci zmiany temperatury ciała. Owce bardzo wcześnie rozpoczynały częściowe obarczanie kończyny - już w pierwszej , najdalej drugiej dobie. Owce 3, 4 i 7 przestały obarczać operowaną kończynę po miesiącu. Owce 8,10 i 11 poruszały się bez kulawizny już po 4-6 tygodniach. Owce 9 i 12 przez cały czas obserwacji obarczały kończynę ale kulały. Wszystkie owce z operowanym podudziem spontanicznie poruszały się galopem jeśli puściło się je wolno po badaniu RTG do stajni.

Wgajanie się wszczepów węglowych w warunkach znacznej destrukcji zespolenia - obraz po 6 tygodniach od wszczepienia

U owiec: nr 3, 4 i 7 doszło w ciągu pierwszego miesiąca obserwacji do destrukcji zespolenia ze znacznym przemieszczeniem. Towarzyszyło temu pojawienie się dużych ilości kostniny dobrze widocznej na zdjęciu RTG w okolicy końców odłamów kości udowej. W związku z powyższym te owce humanitarnie uśmiercono w 6 tygodni od wszczepienia.

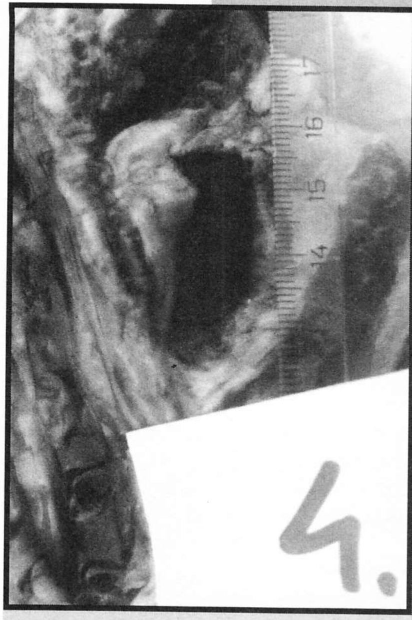
U wszystkich wyżej wymienionych owiec złamaniu uległy śrubowkręty umieszczone w odłamie dalszym, a odłamy przemieściły się i były niestabilne. Ich końce otaczały rozległe wyrośla kostne. W pobliżu wszczepu tkanki miękkie były znacznie zaczernione. Wszczepy mniej lub bardziej przemieszczone poza oś kości pozostawały w torebkach łączno-tkankowych (RYS. 1). U owcy 3 wszczep węglowy pokrywany hydroksyapatytem był silnie związany z tkankami. Wyrwany - oddzielił się wraz z fragmentami tkanek.

Przebieg wgajania się wszczepów węglowych pozostających między odłamami kości w czasie 16 tygodni oceniany na podstawie badania rentgenowskiego

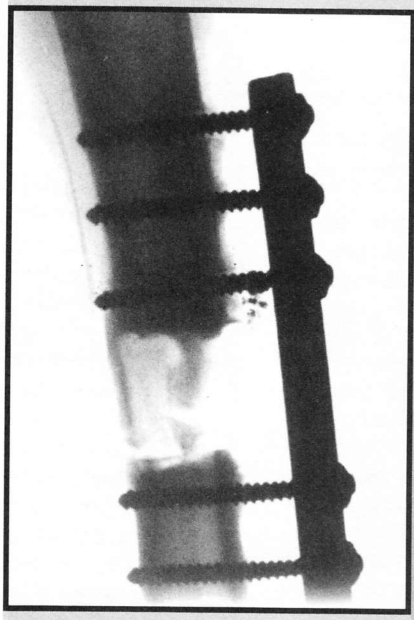
U owiec nr 8,9,10,11 i 12 wszczepy węglowe pozostawały pomiędzy odłamami kostnymi przez okres 16 tygodni.

Jako pierwszą reakcję po miesiącu od wszczepienia obserwowano pojawienie się odczynu okostnowego kielichowato obejmującego implant od zewnątrz. Po upływie kolejnego miesiąca odczyn ten wydłużał się w kierunku drugiego odłamu kostnego i pojawiało się zacienienie wewnątrz jamy szpikowej kierujące się do wnętrza wszczepu węglowego. Było ono cieńsze w okolicy końca odłamu kości, a grubiało w głębi wszczepu (RYS. 2). Narastająca kostnina spowodowała w końcu u owiec 10 i 11 zrost odłamów kostnych.

Proces opisany powyżej toczył się na obu końcach implantu, ale jedynie u owcy nr 10 przeważało gojenie od odłamu dalsze-



RYS. 1 FIG. 1



RYS. 2 FIG. 2

tissues. After cutting them open they were described and photographed.

The lymph nodes both distant and regional were also examined. It was assumed that representative for the latter ones were iliac-femoral lymphatic nodes which are easy to be found and compared.

Results

Early consequences of implanting carbon elements

All postoperative wounds healed by the first intention. No clear reaction to the operation in the form of body temperature change was observed. Very early the sheep started to use the operated limb - already in the first or in the second day, at the longest. Sheep no.3,4 and 7 stopped using the operated limb in a month. Sheep no.8,10 and 11 moved without lameness already in 4-6 weeks. Sheep no.9 and 12 partially used the operated limb although they showed the signs of lameness for the whole period of observation. All sheep with the operated tibial bone galloped spontaneously to the shed if they were set free after the x-ray examination.

Engraftment of carbon implants in the case of a significant osteosynthesis destruction - the state 6 weeks after the operation

In the first month of observation sheep no.3, 4 and 7 showed the osteosynthesis destruction with significant dislocation . It was accompanied by the appearance of large amounts of callus clearly visible in an x-ray picture in the region of the ends of the femoral bone fragments. In view of this fact these sheep were sacrificed in 6 weeks after the implantation.

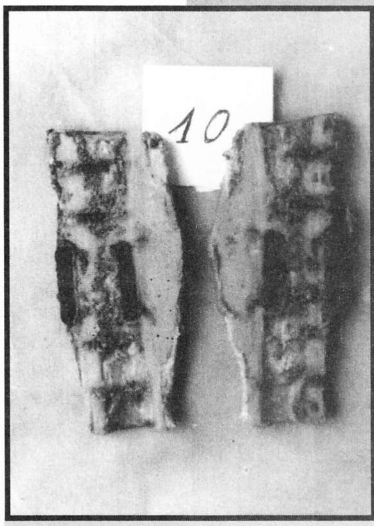
In all the above mentioned sheep the screws situated in the distant fragment were broken and the bone fragments were dislocated and unstable. Their ends were surrounded with extensive osteophytes. Close to the implant the soft tissues were significantly blackened. The implants more or less removed from the bone axis remained in the connective tissue capsules (FIG. 1). In sheep no.3 the carbon implant coated with hydroxyapatite was strongly bound with the tissues. Pulled away it separated together with the tissue fragments.

The course of engraftment of the carbon implants left between the bone segments for 16 weeks estimated on the basis of the x-ray picture

In sheep no. 8,9,10,11 and 12 carbon implants were left between the bone fragments for 16 weeks. The first reaction observed one month after the implantation was appearance of a periosteal reaction which surrounded the implant on the outside. After another month the reaction extended in the direction of the second bone fragment and blackening appeared inside the marrow cavity directing itself towards the inside of the carbon implant. It was narrower near the end of the bone fragment and thickened inside the implant (FIG. 2). Finally, callus growing in sheep go. Nie zaobserwowano wpływu pozostawienia okostnej czy też jej usunięcia na przebieg procesu gojenia.

Wgajanie się implantów zakończone osiągnięciem zrostu odłamów kostnych w obrazie pośmiertnym po 16 tygodniach obserwacji

Stan taki został osiągnięty u owiec 1, 8, 10 i 11. Odłamy kości po zdemontowaniu płytki pozostawały stabilne, mimo iż u owcy 1 i 10 doszło do uszkodzenia stabilizatora w czasie gojenia. Końce odłamów połączone zostały mankietami kostnymi otaczającymi węglowe implanty od zewnątrz oraz kostnymi trzpieniami przechodzącymi przez ich wnętrza (RYS. 3). Mankiet grubszy był po stronie przeciwległej do płytki tworząc zwłaszcza u owcy 10 wyraźny objaw "banana". Opisywane w obrazie rentgenowskim gojenie z dwóch końców znajdowało swoje odbicie w luźniejszym utkaniu kości na granicy zasięgów "gojenia z góry" i "gojenia z dołu". W przypadku owcy 1 w tym miejscy znaleziono warstwę chrząstki - pozostałość po istniejącym przejściowo stawie rzekomym. W żadnym przypadku nie stwierdzono makroskopowo wrastania kości do wszczepu węglowego. Po przecięciu piłą kości i wszczepu wzdłuż jej osi długiej występowała pod wpływem silnego nacisku palca niewielka ruchomość elementu węglowego względem kości. Jedynie u owcy nr 1 nie udało się takiej ruchomości zaobserwować.



RYS. 3 FIG. 3

Zmiany w węzłach chłonnych

Nie zaobserwowano zmian w odległych węzłach chłonnych. U owiec uśmierconych po 6 tygodniach od operacji zmiany w regionalnych węzłach chłonnych były słabo zauważalne - węzły po stronie kończyny operowanej i zdrowej nie różniły się znacznie od siebie. Te po stronie operowanej były nieco większe.

U owcy nr 8 po 16 tygodniach od operacji węzły po stronie kończyny operowanej były nieco powiększone. Obraz tej okolicy u owcy nr 6 był bardzo charakterystyczny. Węzły chłonne po stronie operowanej były 3 krotnie większe niż po zdrowej i miały barwę czarną.

Owce u których wykonano zespolenie zewnętrzne tj.: 9,10,11 i 12 prezentowały inny typ obrazu zmian w węzłach chłonnych. Węzły po stronie operowanej były wyraźnie większe i nieco zaczernione.

Dyskusja

Interpretacja wyników niniejszego doświadczenia jest trudna. Przede wszystkim mamy do czynienia z nową skalą doświadczenia i nowym rodzajem wszczepu.

Model kości udowej i wielkość ubytku wzorowane były na pracy Kirker-Head'a [8]. Prawdopodobną przyczyną destrukcji stabilizatorów może być użycie płytek opartych jedynie na 4 śrubowkrętach. Przy dłuższej płytce, gdzie pomiędzy śrubowkrętami mieścił by się wszczep, a śrubowkrętów było by po 3 w każdej grupie, otwory najwyższy i najniższy wiercone były by na skrajach kości znacznie uszkadzając substancję korową.Możliwość zakażenia kości drogą wzdłuż śrubowkrętów nie jest istotnym zagrożeniem przy zespoleniu przezskórnym złamania bez wprowadzania biomateriałów [9] ale ogromna staranność poświęcana opatrywaniu okolicy przejścia wszczepów metalicznych przez skórę przy doświadczeniach z membranami bioresorbowalnymi [7] i możliwe następstwa zakażenia

no.10 and 11 caused uniting of bone fragments. The above described process took place at both ends of the implant but only in sheep no.10 healing of the distant fragment predominated. Leaving or removal of the periosteum had no effect on the course of the healing process.

Engraftment of implants ended with the union of bone fragments in the post-mortem examination after 16 weeks of observations

Such a state was reached in sheep no.1,8,10 and 11. After disassembling of the plate, the bone fragments remained stable despite the fact that in sheep no.1 and 10 the stabiliser was damaged during the healing process. The ends of bone fragments were united with an osseous cuff enclosing the carbon implants on the outside and osseous pivots entering them (FIG. 3). The cuff was thicker on the side opposite the plate, forming especially in sheep no.10 a clear "banana" symptom. Healing from both ends, described in the x-ray picture, was reflected in the looser bone texture at the border of the "healing from the top" and "healing from the bottom" ranges. In the case of sheep no.1 at that site one could find a cartilage layer - the remnant of the temporary existing false joint. No cases of bone ingrowth into the carbon implant was observed macroscopically. After sectioning of the bone and implant along their long axis there was a slight mobility of the carbon element in relation to the bone which could be felt while pressing strongly that element with a finger. Only in sheep no.1 such mobility was not observed.

Changes in the lymph nodes

No changes were observed in the distant lymph nodes. In sheep sacrificed 6 weeks after the operation changes in the regional lymph nodes were poorly marked - the nodes on the side of the operated and healthy limb did not significantly differ in size. Those on the operated side were only slightly bigger.

In sheep no.8, sixteen weeks after the operation lymph nodes on the side of the operated limb were slightly enlarged. The picture of that region in sheep no.6 was very characteristic. The nodes on the operated side were black and 3 times bigger than on the healthy side. Sheep in which external stabilisation was applied, i.e. sheep no.9,10,11 and 12 presented different picture of changes in the lymph nodes. The nodes on the operated side were clearly bigger and slightly blackened.

Discussion

Interpretation of the results obtained in the presented experiment is difficult. First of all, we deal with a new scale of the experiment and a new type of implant. The model of femoral bone and the size of defect were taken from Kirker-Head [8]. Possible cause of the stabiliser destruction was the use of plates based on four screws only. If the plate were longer, the implant could be situated between the screws and there would be 3 screws in each group, the highest and lowest holes would be drilled at the bone edges, causing significant damage of the cortical substance.

The possibility of bone infection along the screws is not an important hazard in the case of percutaneous osteosynthesis of the fracture without using biomaterials [9] but nia doświadczenia na podudziu. Obawy te były jednak bezpodstawne. Przy zespoleniu przezskórnym z użyciem śrubowkrętów otulonych gazikiem pozostającym na miejscu przez 16 tygodni i opatrunkiem zmienianym rzadko, nie zaobserwowano objawów zakażenia kości ani wszczepu węglowego.

Być może istnieje różnica w reakcji organizmu na wszczep w zależności od tego, czy pokryty został hydroksyapatytem, czy też nie. Świadczyć o tym może fakt wyrwania wszczepu wraz tkanką w pośmiertnym badaniu u owcy nr 3 oraz mocny związek wszczepu z łożem u owiec nr 1 i 10.

Wszczepy węglowe pozwoliły na zamianę zespolenia mostującego na dociskowe i wczesne obarczanie kończyn przez owce. Różnice w ruchomości odłamów pomiędzy zespoleniem mostującym i dociskowym przemawiają za stosowaniem tego ostatniego tam gdzie tylko możliwe [3]. Potwierdziło to słuszność części założenia eksperymentu. Nie zanotowano wrastania kości do wszczepu w żadnym z przypadków, a ścisłe przyleganie tkanek do implantów obswerwowano tylko w niektórych przypadkach implantów pokrytych hydroksyapatytem. W związku z tym wypada uznać, że założenia doświadczenia nie zostały jednak potwierdzone w całości i cel utylitarny nie został osiągnięty. Cel poznawczy natomiast został w pewnym stopniu zrealizowany.

W planowaniu dalszych badań należałoby uwzględnić zwiększenie porowatości wszczepu i zwiększenie komponenty hydroksyapatytowej. Wszczepy korundowe przerastające kością [11] mają bowiem porowatość do 75% a hydroksyapatyt ściśle wiąże się z tkanka kostną [5]

Wnioski

1. Do badań nad wypełnianiem ubytków trzonów kości długich u owcy właściwszy jest model doświadczenia na kości piszczelowej niż na udowej.

2. Wytworzone w AGH wszczepy węglowe i węglowe pokrywane hydroksyapatytem o kształcie rury (odcinka trzonu kości długiej) są dobrze tolerowane przez organizm owcy i łatwe w obróbce śródoperacyjnej jeśli zachodzi taka potrzeba

3. Przy niestabilnym zespoleniu odłamów drobiny węgla rozpraszają się w pobliżu wszczepu i są transportowane do regionalnych węzłów chłonnych

4. Wskazane jest kontynuowanie doświadczenia ze zmodyfikowanym wszczepem (większa porowatość i zawartość hydroksyapatytu).

Praca została dofinansowana z grantu nr: 1900/C.T08-7/97

Autor uzyskał zezwolenie nr 1 dnia 20.11.1997 Komisji ds. Etycznego Przeprowadzania Badań Naukowych i Dydaktyki na Zwierzętach na wykonywanie zabiegów na zwierzętach.

Podziękowania

Autor składa podziękowania pracownikom Pracowni Radiologii i Ultrasonografii Katedry Chirurgii Zwierząt za pomoc w przeprowadzeniu badań RTG.

great accuracy in dressing the region where metal implant passes through the skin in the experiments with bioresorptive membranes [7] and possible consequences of the carbon implant infections [10] discouraged from planning the experiments on the tibial bone. However, these anxieties were groundless. In the case of the percutaneous osteosynthesis with the platform screws wrapped in gauze swab remaining on the site for 16 weeks and with seldom changed dressing, no signs of bone or carbon implant infection were observed. It is possible that there is a difference in the reaction to the implant depending on whether or not it was covered with hydroxyapatite. This may be confirmed by the fact of pulling out the implant together with the tissue during the post-mortem examination in sheep no.3 and close connection between the implant and its bed in sheep no.1 and 10.

Carbon implants allowed the change of osteosynthesis from bridging to compression and early use of the operated limb by sheep. The differences in the mobility of bone fragments between the bridging and compression osteosynthesis speak for the use of the latter one wherever it is possible [3]. This confirmed validity of certain experimental assumptions. No cases of bone ingrowth into the implant were observed and close adhering of tissues to the implants was found only in the case of some implants covered with hydroxyapatite. Thus it should be stated that not all of the experimental assumptions were fully confirmed and that the utilitarian aim was not reached. However the cognitive aim was accomplished to a certain degree. Planning of further investigations should include increased porosity of the implants and increased amount of the hydroxyapatite component. It is well known namely that the corundum implants subject to bone ingrowth [11] have the porosity of up to 75% and that hydroxyapatite closely binds with the bone tissue [5].

Conclusions

1. The experimental model with the tibial bone instead of femoral bone is more proper for the investigations on filling long bone shaft defects in sheep.

2. The carbon implants and carbon implants covered with hydroxyapatite with tubular shapes (segment of a long bone shaft) produced by the University of Mining and Metallurgy in Cracow are well tolerated by sheep organism and can be easily fixed during the operation if necessary.

3. With unstable osteosynthesis of bone fragments carbon particles are dispersed in the region of implant and are transported to the regional lymph nodes.

4. The experiment should be continued with a modified implant (higher porosity and higher hydroxyapatite contents).

The investigation was partly financed from the grant no. 1900/C.T08-7/97

Acknowledgment

The author would like to express his gratitude to the staff of Radiology and Ultrasonography Laboratory of Animal Surgery Department for help in performing the X-ray examinations.

Piśmiennictwo

[1] Błażewicz M., Pamuła E., Chłopek J.: Chemiczna analiza zachowania implantów węglowych w tkance kostnej, Biom. w med. i wet., Kraków 1996, 4-7.
[2] Cieślik T. I in.: Wpływ włókniny węglowej nasyconej hydroksyapatytem na gojenie ubytków żuchwy królików - ocena wstepna, Biom. w med. i wet., Kraków 1996, 16-18.
[3] Damboń A. i in: Badania doświadczalne nad przydatnością włókniny węglowej w uzupełnianiu ubytków kości udowej u królików, Biom. węgl. i ceram., Kraków 1995, 49-52.
[4] Granowski R. i in.: Ruchomość odłamów złamanej kości w stabilizacji zespol - doświadczalne badania tensometryczne, Mat. X Kongresu PTNW Wrocław 1996, 157.
[5] Grochowski i in.: Wyniki operacyjnego leczenia ubytków kości ramiennych owiec zmodyfikowanymi wszczepami Hap. Mat. I Konf.: Biomateriały, materiały w ochronie zdrowia i środowiska. Kraków, 1994, 53-58.
[6] Górecki A., Kuś W.M., Pykało R.: Wypełnianie ubytków kostnych wszczepami węglowymi, Biom. węgl. w med. Kraków,1994, 154-157.
[7] Gugała Z., Gogolewski S.: Funkcje resorbowalnych membran polilaktydowych w regeneracji dużych ubytków trzonów kości długich, Biom. w med. i wet., Kraków 1996, 40-43.

References

[8] Kirker-Head C.A. i in.: Healing of Large Mid-femoral Segmental Defects in Sheep Using Recombinant Human Bone Morfogeneic Protein -2 , Orthopädie bei Huf- und Klauentieren, Stuttgart 1995, 473-477.
[9] Kłos Z. i in.: Zespol Stabilizer in the Treatment of Open Fractures of the Zeugopodium Bones in Dogs and a Goat, Dordrecht 1995, 73-82.
[10] Kłos Z., Sterna J., Galanty M.: Versuche mit Anvendung von Carbonmaterialien in der Veterinärorthopädie, Europäische Gesellschaft für Veterinärchirurgie, Berlin 1996.
[11] Ogonowski A., Kiwerski J.E.: Odległe wyniki stosowania wszczepów korundowych w chirurgii kręgosłupa szyjnego, Mat. I Symp.: Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna - IOP' 97, Białystok 1997, 147-150.
[12] Wagner S. D., i in.: Failure of Ethylene Oxide-Sterylized Cortical Allografts in Two Dogs, J Am Anim Hosp Assoc 30, (1994), 181-188.
[13] Tomford W. W.: Transmission of Disease trough Transplantation of Musculoskeletal Allografts, J. Bone Jt. Surg., 77-A, (1995) 1742-1754.

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 10501445-1200856001

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 Cracow.
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. 10501445-1200856001
It is requested to quote the subscriber's name, title of the journal, desired subscription period and number of the ordered copies.

Wskazówki dla Autorów

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

Prosimy je nadsyłać na dyskietkach wyłącznie w formacie Word 6.x (lub wyższy) wraz z jednym egzemplarzem kontrolnego wydruku i kompletem rysunków i zdjęć.

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 na- wiasach 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.

MATERIAŁY CERAMICZNE W MEDYCYNIE

Maria Łączka
Katedra Szkła i Emalii Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie

Streszczenie
Biomateriały ceramiczne są stosowane w medycynie od około 40-tu lat w celu odbudowy i zastępowania chorych lub uszkodzonych kości w organiźmie ludzkim. Bioceramikę dzieli się na: mikroporowatą, resorbowalną, prawie obojętna i bioaktywną. Wśród bioaktywnych materiałów szczególną pozycję zajmują bioszkła i szkło ceramika apatytowo-wollastonitowa. Wspólną cechą bioaktywnych szkieł i szkło-ceramiki jest ich zdolność do modyfikacji powierzchni, polegająca na tworzeniu się warstwy aktywnego biologicznie hydroksyapatytu węglanowego (HCA), stanowiącego naturalne połączenie implantu z żywą tkanką kostną. Bioszkła i bioaktywna szkło-ceramika stosowane są w medycynie w formie litych implantów (zastępowanie kości) lub proszków (przyspieszenie odbudowy kości). W Katedrze Szkła i Emalii Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie otrzymano nową generację ceramicznych materiałów bioaktywnych, stosując do tego celu chemiczną metodę zol-żel. Materiały te charakteryzują się wyższą bioaktywnością, niż materiały, otrzymywane tradycyjną metodą topienia. Wytwarzane są one w formie proszków, granul, cienkich pokryć oraz litych implantów.

Słowa kluczowe: bioceramika, materiały bioaktywne, bioszkła, szkło-ceramika.
[Inżynieria Biomateriałów, 4, (1998), 3-9]

CERAMIC MATERIALS IN MEDICINE

Maria Łączka
Department of Glass and Enamels, University of Mining and Metallurgy in Cracow

Abstract.
Ceramic biomaterials have been applied in medicine for nearly 40 years in reconstruction and replacement of the diseased or damaged human bones. Bioceramics is divided into microporous, resorbable, almost inert and bioactive materials. The bioactive materials, bioglasses and apatite-wollastonite glass-ceramics, take a special position in bioceramics. Common feature of all bioactive glasses and glass-ceramics is their ability to modify the material surface, which consists in the development of a biologically active layer of carbonate hydroxyapatite (HCA) playing a role of natural joint between the implant and the bone tissue. Bioglasses and bioactive glass ceramics are used in medicine in the form of monolithic implants (bone replacement) or powders (acceleration of bone reconstruction). At the Department of Glass and Enamels of the University of Mining and Metallurgy in Kraków a new generation of bioceramics has been obtained by the chemical sol-gel method. These materials demonstrate higher bioactivity than the traditional melted ones. They are produced in the form of powders, granules, coatings and monolithic implants.

Key words: bioceramics, bioactive materials, bioglasses, glass-ceramics.
[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 3-9]

WPŁYW CHEMICZNEJ BUDOWY POWIERZCHNI WŁÓKNINY WĘGLOWEJ NA JEJ WŁAŚCIWOŚCI BIOLOGICZNE

Tadeusz Cieślik*, Zbigniew Szczurek**, Daniel Sabat**, Marta Błażewicz***, Andrzej Gabriel**, Maria Szczurek-Katańska**,
* I Katedra i Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrzu
** I Katedra i Zakład Patomorfologii Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrzu
***Katedra Ceramiki Specjalnej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie

Streszczenie

Autorzy wykonali badania doświadczalne na królikach z użyciem włóknin węglowych różniących się chemiczną budową powierzchni. Stwierdzili, że proces odnowy kości był najbardziej aktywny w przypadku użycia włókniny pokrytej warstwą pirowęgla (grupa III). Natomiast spowolnienie procesów odnowy dotyczyło głównie grupy II, czyli włókniny z grupami funkcyjnymi na powierzchni o charakterze kwasowym.
Słowa kluczowe: włóknina węglowa, budowa chemiczna powierzchni, właściwości biologiczne.
[Inżynieria Biomateriałów, 4, (1998), 9-13]
INFLUENCE OF CHEMICAL STRUCTURE OF CARBON CLOTH SURFACE ON ITS BIOLOGIC PROPERTIES
Tadeusz Cieślik*, Zbigniew Szczurek**, Daniel Sabat**, Marta Błażewicz***, Andrzej Gabriel**, Maria Szczurek-Katańska**
*I Department of Maxillofacial Surgery Silesian Academy of Medicine in Zabrze
** I Department of Pathomorfology Silesian Academy of Medicine in Zabrze
***Department of Special Ceramics University of Mining and Metallurgy in Cracow
Abstract
The authors examined rabbits with implanted carbon fibres having different surface propertie. Bone reconstruction process was the most active in the case of carbon cloth coated with pyrocarbon (group III). Slowing-down of bone reconstruction process was connected with the presence of functional groups of acidic character on the surface of carbon cloth.
Key words: carbon cloth, chemical structure, surface, biologic properties.
[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 9-13]

ĆWIEKI OKM JAKO ALTERNATYWNA METODA REKONSTRUKCJI ROZLEGŁYCH UBYTKÓW TWARDYCH TKANEK ZĘBA
Leszek Ilewicz, Witold Świdziński, Małgorzata Skucha-Nowak, Sławomir Renk
Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej i Chorób Przyzębia Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach
Streszczenie
Współczesna stomatologia poszukuje wciąż nowych rozwiązań do rekonstrukcji rozległych ubytków twardych tkanek zęba. Na podstawie piśmiennictwa przedstawiono przydatność użycia ćwieków okołomiazgowych oraz zwrócono uwagę na możliwe przyczyny niepowodzeń klinicznych. Ćwieki okołomiazgowe stanowią ciekawą alternatywę, jednak każdy przypadek ich użycia powinien być rozpatrywany przez lekarza indywidualnie i bardzo wnikliwie. Dalsze badania powinny przynieść optymalizację parametrów ćwieków.
Słowa kluczowe: ćwieki okołomiazgowe, tkanki zęba, odbudowa rozległych ubytków
[Inżynieria Biomateriałów, 4, (1998), 14-15]
PARAPULPAL PINS AS ALTERNATIVE METHOD OF RECONSTRUCTING DENTAL HARD TISSUE EXTENSIVE DEFECTS
Leszek Ilewicz, Witold Świdziński, Małgorzata Skucha-Nowak, Sławomir Renk
Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej i Chorób Przyzębia Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach
Abstract
Modern stomatology has been continually seeking for new solutions in reconstructing extensive defects of dental hard tissue. In this paper, usefulness of the parapulpal pins is discussed together with possible reasons for clinical failures, on the basis of the available literature data. The parapulpal pins are considered an interesting option, but in each case their use should be carefully considered by the doctor.
Further investigations should help in optimising the parameters of parapulpal pins.
Key words : parapulpal pins, dental tissue, reconstruction of extensive defects

[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 14-15]

CHIRURGICZNE LECZENIE ZŁAMAŃ WYROSTKÓW KŁYKCIOWYCH ŻUCHWY SPOSOBEM ECKELTA

Tadeusz Cieślik, Ludwik Lipiarz, Jacek Wróbel, Tomasz Męcik
I Katedra i Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej, Śląska Akademia Medyczna

Streszczenie
Autor omawia jedną z rzadziej stosowanych w Polsce metod chirurgicznego unieruchamiania złamań wyrostków kłykciowych żuchwy. Metoda opracowana w latach 80 przez Eckelta pozwala na stabilne zespolenie złamanych wyrostków kłykciowych przy użyciu nagwintowanego pręta biegnącego przez całą długość gałęzi żuchwy i mocowanego dodatkowo nakrętką. Własne doświadczenia autora potwierdzają, że jest to skuteczna metoda stabilizacji złamanych wyrostków kłykciowych żuchwy.

Słowa kluczowe: złamanie wyrostków kłykciowych żuchwy, leczenie chirurgiczne, metoda Eckelta.
[Inżynieria Biomateriałów, 4, (1998), 16-19]

SURGICAL TREATMENT OF FRACTURES OF THE MANDIBULAR CONDYLAR PROCESSES WITH ECKELT'S METHOD

Tadeusz Cieślik, Ludwik Lipiarz, Jacek Wróbel, Tomasz Męcik
I Department of Maxillofacial Surgery, Silesian Academy of Medicine in Zabrze

Abstract:
The authors write about rare surgical method which is used in Poland to immobilize fractures of the mandibular condylar processes. This method which was elaborated in 1980 by Eckelt makes possible stable anastomosis of the fractured condylar processes by using a threaded stick, which could pass through the length of the mandibular branch and which is fixed with a nut. Author»s own experiences show that this is very good method of stabilising of the mandibular condylar processes fractures.

Key words: fractures of the mandibular condylar processes, surgical treatment, Eckelt's method
[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 16-19]

ADHESION AND GROWTH OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE CELLS IN CULTURES ON CARBON- FIBRE-REINFORCED CARBON COMPOSITES COVERED WITH PYROLYTIC CARBON

L. Bacáková*, K. Balík**, S. Zizka**
* Institute of Physiology, Acad. Sci. CR, Prague
** Institute of Rock Structure and Mechanics, Acad. Sci. CR, Prague

Abstract
Biocompatibility of two-dimensionally reinforced carbon-carbon composites infiltrated and coated with pyrolytic carbon was evaluated in vitro by seeding them with smooth muscle cells derived from the rat aorta. The cells adhered to the composites in numbers comparable with those found on standard plastic culture dishes and these numbers tended to be positively correlated with the open porosity of the material surface. In contrast, the following proliferation was rather negatively related to the open porosity. The maximum population density of cells growing on the composites was similar or lower than that on standard culture plastic. These results suggest relatively good biocompatibility of the pyrolytic-carbon infiltrated and coated carbon composites and their suitability for future biomedical applications.

[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 19-22]

IMPROVED BIOCOMPATIBILITY OF CARBON-FIBRE-REINFORCED CARBON COMPOSITES IN VITRO AFTER THEIR POLISHING AND COATING WITH A CARBON-TITANIUM LAYER

L. Bacáková*, V. Stary**, O. Kofrooová***
*Institute of Physiology, Acad. Sci. CR, Prague
**Faculty of Mechanical Engineering, Czech Technical University, CR, Prague
***Institute of Microbiology, Acad. Sci. CR, Prague

Abstract
The surface of unidirectionally reinforced carbon-carbon composites was modified either by polishing or coating with a carbon-titanium layer. In culture conditions, the composites were seeded with vascular smooth muscle cells derived from the rat aorta. On both types of modified samples, the number of initially adhered cells, degree of their spreading and their subsequent growth were significantly higher than on untreated samples, and in the case of carbon-titanium-covered composites, also higher than on standard plastic culture dishes Sterilin. These results obtained in vitro suggest possible good biointegration of the polished and carbon-titanium-covered carbon-carbon composites with the surrounding tissue in situ after their use in transplantation medicine for the construction of artificial implants.
[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 22-24]

WSTĘPNE WYNIKI WYPEŁNIANIA UBYTKÓW TRZONÓW KOŚCI DŁUGICH U OWIEC WSZCZEPAMI WĘGLOWYMI

Jacek Sterna
Katedra Chirurgii Zwierząt SGGW w Warszawie

Streszczenie
Założono, że implanty węglowe naśladujące kształt odcinka (rura długości 24 mm) trzonu kości długiej owcy wstawione w miejsce wyciętego fragmentu trzonu pozwolą na zamianę stosowanego przy ubytku kości zespolenia mostującego na kompresyjne i z biegiem czasu ulegną przerastaniu tkanką kostną.
U sześciu owiec dokonano implantacji wyżej opisanych wszczepów do kości udowej i zespolenia jej stabilizatorem ZESPOL. U pięciu owiec z operowaną kością udową doszło do destrukcji zespolenia Trzy z nich uśmiercono po 6 tygodniach obserwacji. Pozostałe owce obserwowano 16 tygodni. W związku z destrukcją zespoleń kości udowej w kolejnej grupie u czterech owiec wykonano implantacje na terenie kości piszczelowej.
Implanty okazały się podatne na obróbkę śródoperacyjną zwykłymi narzędziami chirurgicznymi.
Nie zdarzyły się żadne powikłania septyczne, a wszczepy były dobrze tolerowane przez organizmy owiec.
W żadnym wypadku nie zanotowano przerastania wszczepu tkanką kostną, a jedynie obrastanie go dookoła i połączenie odłamów kostnych tym sposobem.
Słowa kluczowe: biomateriały węglowe, protezy węglowe, wszczepy węglowe, właściwości biologiczne, ubytki kości, chirurgia kości.
[Inżynieria Biomateriałów, 4, (1998), 25-30]

THE PRELIMINARY RESULTS OF USING CARBON IMPLANTS TO FILL THE DEFECTS OF THE LONG BONE SHAFTS IN SHEEP

Jacek Sterna
Department and Clinic of Animal Surgery,
Warsaw Agricultural University - SGGW in Warsaw

Abstract
It was assumed that carbon implants of the shape imitating that of a segment of a long bone shaft (a tube of 24 mm in length) inserted in place of an excised shaft fragment in sheep

would allow to change the so far used bridging osteosynthesis for the compression one and would gradually become ingrown with the osseous tissue. The above described implantation in femoral bone and its stabilisation with the ZESPOL stabiliser were performed in six sheep. In five sheep with the operated femoral bone destruction of osteosynthesis was observed. Three of them were slaughtered after 6 weeks of observation. The remaining sheep were under observation for 16 weeks. In view of destruction of the femoral bone osteosynthesis, in the next group of four sheep the implantation was performed in the tibial bone.
The implants proved to be pliant to shaping with ordinary surgical instruments.
No septic complications were observed and the implants were well tolerated by sheep organisms. No cases of the implant ingrowing with the osseous tissue were observed only its overgrowing with that tissue and thus the bone fragments were consolidated.
Key words: carbon biomaterials, carbon prostheses, carbon implants, biological properties, bone defects, bone surgery.
[Engineering of Biomaterials, 4, (1998), 25-30]