

ków z osnowy stali. Wynika to zapewne z faktu przebywania obnażonych wszczepów w środowisku płynów ustrojowych jak i częstych zmian parametrów elektrolitycznych na powierzchni w wyniku kontaktu z płynami pozaustrojowymi. Nie można jednak również wykluczyć wykruszania się węglików z osnowy stali w wyniku zmęczeniowego "pittingu". Efektu tego nie zaobserwowano natomiast w próbkach dziewiczych.

## Wnioski

1. Stany zapalne twardych tkanek żuchwy, kontakt z płynami ustrojowymi oraz pozaustrojowymi nie powodują obniżenia wytrzymałości miniplatek stosowanych do zespożeń złamań żuchwy.

2. Badania mikroskopowe nie wykazały widocznych zmian korozyjnych na granicach faz. Została utrzymana prawidłowa struktura austenityczna.

3. Zaobserwowano częściowe osłabienie warstwy pasywacyjnej implantów w wyniku globalnego oddziaływania stanów zapalnych, płynów ustrojowych oraz częstych zmian parametrów elektrolitycznych na powierzchni obnażonych implantów.

## Piśmiennictwo

- [1]. Bartkowski S. i inni: Chirurgia szczękowa, Wydawnictwa Collegium Medicum UJ, Kraków, 1996.  
 [2]. Cieślak T., Lipiarz L., Jendroszczyk E., Habelak M., Szporek B.: Ocena wyników chirurgicznego leczenia złamań wyrostków kłykciowych żuchwy, Czasopismo Stomatologiczne, LI, 5 (1998), 349 - 353.  
 [3]. Flieger S.: Traumatologia szczęk i twarzy, PZWL, Warszawa, 1985.

due to fatigue „pitting” could not be excluded either. This effect was not observed in virgin samples.

## Conclusions

1. Features of inflammatory states in hard tissues of mandible, contact with body and extracorporeal fluids do not decrease the strength of miniplates applied for osteosynthesis of mandible fractures.

2. Microscopic investigation did not reveal visible corrosive changes at interfaces. Proper austenitic structure was preserved.

3. Partial loss of the passivation layer of implants was observed due to the global influence of inflammatory states, body fluids and frequent change of electrolytic parameters on the surface of bared implants.

## References

- [4]. Krzymański G., Posmyk S., Domański W., Roszkiewicz W., Biernacka B.: Wskazania do chirurgicznego leczenia złamań żuchwy, Czasopismo stomatologiczne, XLIX, 11 (1996), 764 - 770.  
 [5]. Mutaz B., Habal M., Ariyan S.: Facial fractures, B.C. Decker Inc., Toronto - Philadelphia, 1989.  
 [6]. Pogorzelska-Stronczak B., Cieślak T., Wróbel J.: Zastosowanie różnych elementów zespalających w chirurgicznym leczeniu złamań żuchwy, materiały II Krajowej Konferencji "Biomateriały w stomatologii", Ustroń, (1996), 121 - 126.  
 [7]. Pogorzelska-Stronczak B., Cieślak T., Wąsek A., Szporek B.: Ocena leczenia złamań kości twarzy płytkami zespalającymi odłamy na podstawie pięcioletniego materiału klinicznego, Czasopismo Stomatologiczne, XLIX, 4 (1996), 261 - 268  
 [8]. Tuovinen V., Norholt S. E., Sindet - Pedersen S., Jensen J.: A Retrospective Analysis of 279 Patients With Isolated Mandibular Fractures Treated with Titanium Miniplates, J Oral Maxillofac Surg., 52 (1994), 931 - 936.

# BADANIA KOMPOZYTU WĘGLOWEGO W MIKROSKOPIE SKANINGOWYM PO WSZCZEPNIENIU DO TKANKI KOSTNEJ ZWIERZĄT

GRZEGORZ BAJOR\*, ZBIGNIEW PASZENDA\*\*,  
 JANUSZ BOHOSIEWICZ\*, JAN MARCINIAK\*\*

\* II KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII DZIECIĘCEJ ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W BYTOMIU

\*\* INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ W GLIWICACH

## Streszczenie

Podjęte badania kompozytu węglowego na wybranym do doświadczenia modelu zwierzęcym jakim był królik w okresie wzrostu kostnego miały wykazać przydatność tego materiału w chirurgii dziecięcej, szcze-

# SEM EXAMINATION OF CARBON COMPOSITE IMPLANTED INTO THE ANIMALS BONE TISSUE

GRZEGORZ BAJOR\*, ZBIGNIEW PASZENDA\*\*,  
 JANUSZ BOHOSIEWICZ\*, JAN MARCINIAK\*\*

\*DEPARTMENT OF PAEDIATRIC SURGERY IN BYTOM, SILESIA MEDICAL ACADEMY IN KATOWICE

\*\*INSTITUTE OF ENGINEERING AND BIOMEDICAL MATERIALS, SILESIA TECHNICAL UNIVERSITY IN GLIWICE

## Abstract

Behaviour of carbon composite implanted in an animal model, being rabbit in the period of the osseous tissue growth, was examined in order to assess the usability of this material in paediatric sur-

gólnie w traumatologii. Do doświadczenia użyto 16 królików, którym wszczepiano do światła kanału szpikowego grot węglowy. Materiał doświadczalny podzielono na trzy grupy w zależności od sposobu pokrycia podstawowego kompozytu węgiel-węgiel. W pracy przeprowadzono badania strefy rozdziału implant węglowy-tkanka kostna oraz powierzchni bocznej implantu węglowego. Obserwacje prowadzono w elektronowym mikroskopie skaningowym DSM - 940 firmy OPTON. Dla potrzeb badań przygotowano przekroje poprzeczne implantu węglowego łącznie z tkanką kostną. We wszystkich postaciach badanego kompozytu obserwowano postępującą od obwodu implantu biodegradację oraz powstawanie na tym miejscu nowej tkanki kostnej. W oparciu o przeprowadzone obserwacje uzyskano zachęcające wyniki doświadczeń stwarzające kliniczne możliwości zastosowania tych materiałów w traumatologii dziecięcej.

**Słowa kluczowe:** biomateriały, materiały węglowe, kompozyt węgiel-węgiel, badania doświadczenia, pirowęgiel, hydroksyapatyt.

## Wprowadzenie

Opracowywanie nowych technik operacyjnych i ich wprowadzanie zwłaszcza do chirurgii dziecięcej obciąża do poszukiwania nowych materiałów [8, 9, 10]. Szczególnego znaczenia nabiera ten problem w zagadnieniach dotyczących traumatologii dziecięcej. Krótki okres jaki jest wymagany do uzyskania zrostu kostnego u dziecka niejednokrotnie nie znajduje uzasadnienia dla stosowania masywnych zespolzeń z użyciem metalu [8, 15]. Ujemną stroną tych materiałów jest występowanie tzw. metalozy, czyli odczynu osteolitycznego wokół materiału zespalającego, jak również tzw. przesztywnienia kości [7, 8, 15]. Ponadto materiał tego typu nie powinien pozostawać w rosnącej kości zbyt długo. W krótkim okresie od zasadniczej operacji naprawczej dziecko jest poddawane drugiej operacji usunięcia tego materiału.

Rozwój badań doświadczalnych i klinicznych w ortopedii i traumatologii dorosłych nad możliwościami stosowania nowych biomateriałów stwarza perspektywy także dla chirurgii dziecięcej [8, 9, 10, 11, 12]. W ostatnich latach szczególną dynamikę rozwoju wykazują materiały węglowe. Dobra zgodność biologiczna implantów węglowych z tkanką kostną, tkankami miękkimi i podobieństwo własności mechanicznych, przede wszystkim z tkanką kostną, stwarza przesłankę do wykorzystania ich w wielu dziedzinach medycyny [1-6].

Kompozyty węgiel-węgiel (CFRC - carbon fibre reinforced carbon), czyli kompozyty o osnowie węglowej wzmocnione włóknami węglowymi, wyróżniają się w bogatej pod względem różnorodności struktur rodzinie węglowej szeregiem unikatowych właściwości fizycznych i chemicznych, umożliwiających niejednokrotnie pokonywanie barier materiałowych w wielu dziedzinach medycyny [7]. Główną przewagą tych materiałów w stosunku do konwencjonalnych wynika z możliwości kształtowania różnorodnej struktury począwszy od amorficznej a skończywszy na wysoce krystalicznej, a tym samym sterowania ich właściwościami w szerokich granicach w zależności od funkcji jakie elementy z tych materiałów muszą spełniać [13, 14].

## Cel pracy

1. Ocena przydatności kompozytu węgiel-węgiel dla celów medycznych.
2. Określenie wpływu warstwy pirowęgla oraz hydroksyapatytu naniesionych na powierzchnię badanych implan-

tery, especially in traumatology. Sixteen rabbits were used for the experiment in which carbon pin was inserted into the marrow cavity. The experimental material was divided into three groups, depending on the way the basic carbon-carbon composite was coated. Investigations of the carbon implant - bone tissue separation zone and of the lateral surface of the carbon implant were carried out within the project framework. Observations were carried out under the OPTON DSM-940 scanning electron microscope (SEM).

Cross-sections of the carbon implant along with the bone tissue were prepared for the examination. In all investigated cases, biodegradation progressing from the implant circumference was observed as well as development of a new bone tissue at the same place. The encouraging experimental results obtained in this work indicate that clinical use of these materials in the paediatric traumatology is possible.

**Keywords:** biomaterials, carbon-carbon composite, experimental studies, pyrocarbon, hydroxyapatite.

## Introduction

Development of new operation techniques and their application, especially in the paediatric surgery requires searching for new materials [8, 9, 10]. This is especially important in paediatric traumatology. Short time span required for the development of the fractured bone union in the case of children, often does not justify employing massive uniting elements made of metal [8, 15]. The drawback of these materials is the occurrence of an osteolytic reaction around the uniting element, referred to as metallosis, as well as bone stiffening [7, 8, 15]. Moreover, metallic material should not remain too long in the growing bone. Shortly after the corrective operation the child must be subject to the second operation in order to remove the implant.

Development of experimental and clinical studies in orthopaedic surgery and traumatology of adults, related to the possibilities of employing new biomaterials, creates perspectives also for the paediatric surgery [8,9,10,11,12]. During the last years significant dynamics has been observed in the development of carbon materials. Good biological compatibility of carbon implants with the bone tissue and soft tissues, and above all similarity of their mechanical properties to those of bone tissue, provides the premises for using them in many fields of medicine [1-6].

The carbon-carbon composites (CFRC - carbon fibre reinforced carbon), i.e. carbon matrix composites reinforced with carbon fibres, distinguish themselves among the materials belonging to carbon family, by multiple unique physical and chemical properties. This enables overcoming the material barriers in many areas of medicine [7]. The main advantage of these materials, compared to the conventional ones, is the possibility of occurrence in various structures, from amorphous to highly crystalline. This permits to control their properties in a broad range, depending on the anticipated application [13, 14].

## Goals of the project

1. Assessment of applicability of the carbon-carbon composite for medical purposes.
2. Determination of the effect of pyrocarbon and hydroxyapatite coatings deposited onto the surface of the investigated implants on the biological activity of their surfaces.

W pracy przeprowadzono badania kompozytów węglowych w postaci grotów o średnicy 4 mm i długości 40 mm wszczepianych do kanału szpikowego kości udowej królików. Do badań wykorzystano kompozyty typu węgiel-węgiel pokryte pirowęgłem oraz warstwą hydroksyapatytu. Sposób otrzymywania kompozytów węglowych został opisany we wcześniejszej publikacji autorów [7, 8].

Do badań wykorzystano 16 królików rasy mieszanej w okresie wzrostu kostnego o wadze nie przekraczającej 2500 g, pochodzących z hodowli Centralnej Zwierzętni Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach. W zależności od rodzaju implantowanego materiału zwierzęta podzielone zostały na następujące grupy:

- I grupa obejmowała sześć królików, którym wszczepiono kompozyt węgiel-węgiel na okres 4, 14, 18, 20, 22 tygodni,

- II grupa obejmowała sześć królików, którym wszczepiono kompozyt węgiel-węgiel z naniesioną elektroforetycznie warstwą hydroksyapatytu (HAp) na okres 18, 20, 22 tygodni,

- III grupa obejmowała cztery króliki, którym wszczepiono kompozyt węgiel-węgiel z warstwą pirowęgla oraz hydroksyapatytu na okres 4 tygodni (1,87 mg HAp/cm), 14 tygodni (1,75 mg HAp/cm), 18 tygodni (2,03 mg HAp/cm) oraz 22 tygodni (1,87 mg HAp/cm).

Po założonym okresie implantacji badane próbki poddano obserwacjom w elektronowym mikroskopie skaningowym. W pracy skoncentrowano się głównie na ocenie strefy rozdziału implant węglowy-tkanka kostna oraz powierzchni bocznej implantów. Obserwacje prowadzono w elektronowym mikroskopie skaningowym DSM-940 firmy OPTON w zakresie powiększeń 10-3000 x. Dla potrzeb badań przygotowano przekroje poprzeczne implantów węglowych łącznie z tkanką kostną. Poszczególne próbki do badań cięto, płukano a następnie suszono strumieniem ciepłego powietrza.

## Omówienie materiału

Przeprowadzone obserwacje w elektronowym mikroskopie skaningowym na próbkach reprezentujących I grupę doświadczalną po 4 tygodniowym okresie implantacji wykazały rozpoczynający się proces pęknięcia usystematyzowanych włókien postępujący od zewnętrznej powierzchni - RYS. 1. W próbkach pobranych po 14 tygodniowym okresie przebywania w organizmie królików widać wyraźnie zaznaczone, rozkawałkowane fragmenty włókien oklejone świeżą tkanką kostną ściśle ze sobą związane - RYS. 2. Wyraźnie daje się odróżnić rozpulchnienie samego włókna węglowego na jego końcach. Natomiast na próbkach po 18 tygodniowym okresie implantacji należy zwrócić uwagę na postępujący proces degradacji włókna manifestujący się spękaniami powierzchni styku implantu z tkanką kostną. Proces postępuje w głąb implantowanego wszczepu, co obserwuje się na przekroju poprzecznym. Same włókna węglowe są bardzo krótkie o wymieszanym układzie i oklejone obficie świeżą tkanką kostną - RYS. 3. Na próbkach po 22 tygodniowym okresie implantacji zaledwie udaje się wydobyć zarysy przebiegających włókien. Są one wyraźnie rozmyte i ściśle pokryte tkanką kostną - RYS. 4.

Drugą grupę doświadczalną stanowiły króliki, którym wszczepiano do kości materiał z kompozytu węgiel-węgiel bez pirowęgla z nałożonym elektroforetycznie hydroksyapatytem. Po 18 tygodniowym okresie implantacji zaledwie udaje się wydobyć obrysy pojedynczych włókien węglowych masywnie oklejonych tkanką kostną - RYS.5.

Carbon composites examined in this project had the arrowhead shape with a 4-mm diameter and 40 mm length, and were implanted into the marrow cavity of the femoral bone. Carbon-carbon composites were coated with pyrocarbon and hydroxyapatite. The method of carbon composite preparation was described elsewhere [7, 8].

Sixteen mixed breed rabbits in their bone growth period, with the weight not exceeding 2500 g, taken from the Central Animal Farm of the Silesian Medical Academy, were used in the investigations. The animals were divided into the following groups, depending on the type of implanted material:

- group I consisted of six rabbits, in which the carbon-carbon composite was implanted for 4, 14, 18, 20, and 22 weeks,

- group II consisted of six rabbits, in which the carbon-carbon composite with a hydroxyapatite (HAp) coating deposited electrophoretically was implanted for 18, 20, and 22 weeks,

- group III consisted of four rabbits, in which the carbon-carbon composite with pyrocarbon and hydroxyapatite coatings was implanted for 4 weeks (1.87 mg HAp/cm), 14 weeks (1.75 mg HAp/cm), 18 weeks (2.03 mg HAp/cm), and 22 weeks (1.87 mg HAp/cm).

The investigated samples were examined under the scanning electron microscope (SEM) after the appropriate implantation periods. The project concentrated mainly on the assessment of the carbon implant - bone tissue separation zone and of the lateral surface of the carbon implants. Examinations were carried out using the OPTON DSM-940 scanning electron microscope, in the magnification range 10-3000. Cross-sections of the carbon implants along with the bone tissue were prepared for the examination. Samples were cut, rinsed and dried in warm air.

## Description of the material

SEM examination of samples representing the experimental group I after the 4 week long implantation period revealed development of cracks propagating from the external surface of the systematically arranged fibres - FIG. 1. In samples remaining 14 weeks in the rabbit organism, there were distinctly visible fragmented fibres, wrapped in a new bone tissue and tightly bounded - FIG.2. Swelling of the carbon fibres at the ends was observed. After the 18 week implantation period the process of fibre degradation manifested itself in fracturing of the implant - bone tissue contact surface. This process progressed inward the implant, which was observed on the cross-section. The carbon fibres were very short, chaotically arranged, and abundantly enwrapped with a new bone tissue - FIG.3. After 22 weeks the fibre outlines were hardly visible. They were blurred and tightly overgrown with the bone tissue - FIG.4.

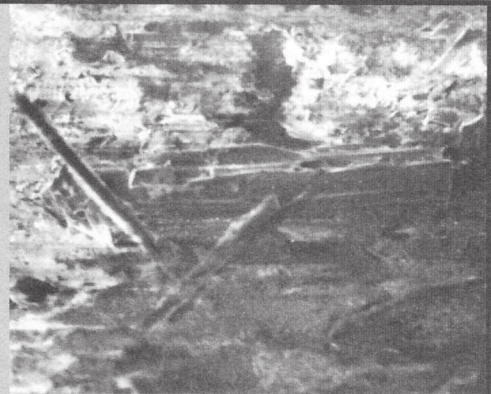
The experimental group II consisted of rabbits in which the carbon-carbon composite electrophoretically coated with hydroxyapatite, without pyrocarbon, was implanted. After 18 weeks it was hard to discern the outlines of single carbon fibres enwrapped massively with the bone tissue - FIG.5. The bone tissue abundance around the carbon fibres was decidedly higher than in the previous group. After 20 weeks the samples showed strong adherence and growth of the carbon fibres into the sound bone tissue. The fibres themselves were overgrown with the new bone tissue - FIG.6.

Zdecydowanie jednak obfitość tkanki kostnej wokół włókien węglowych jest większa niż w grupie poprzedniej. Po 20 tygodniowym okresie przebywania w organizmie zwierząt doświadczalnych na próbkach widoczne jest solidne przyleganie i wrośnięcie włókien węglowych w zdrową tkankę kostną. Same zaś włókna są poprzerastane nową tkanką kostną - RYS. 6.



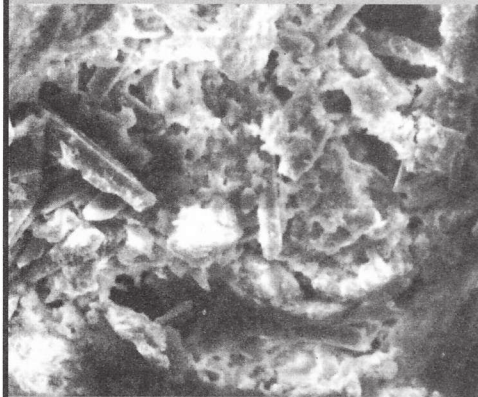
RYS. 1. Kompozyt węgiel-węgiel, 4 tydzień po implantacji, 1150x.

FIG. 1. C/C composite, 4 weeks after implantation, 1150x.



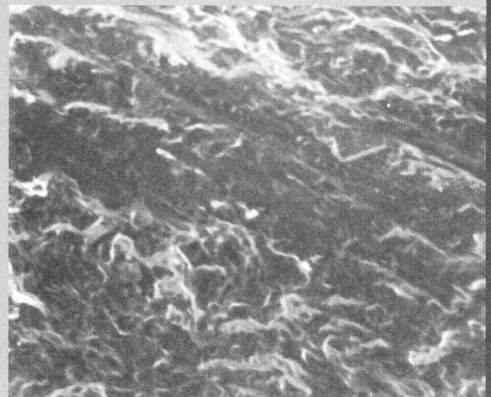
RYS. 2. Kompozyt węgiel-węgiel, 14 tydzień po implantacji, 500x.

FIG. 2. C/C composite, 14 weeks after implantation, 500x.



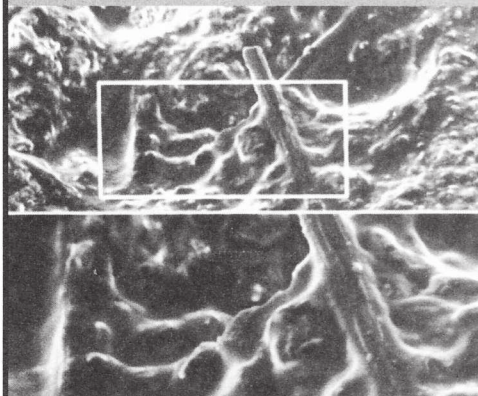
RYS. 3. Kompozyt węgiel-węgiel, 18 tydzień po implantacji, 600x.

FIG. 3. C/C composite, 18 weeks after implantation, 600x.



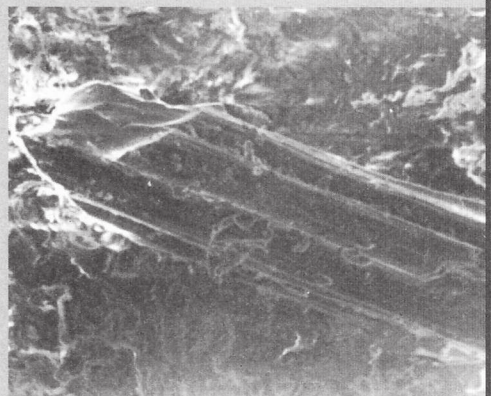
RYS. 4. Kompozyt węgiel-węgiel, 22 tydzień po implantacji, 2000x.

FIG. 4. C/C composite, 22 weeks after implantation, 2000x.



RYS. 5. Kompozyt węgiel-węgiel, HAP nałożony elektroforetycznie, 18 tydzień po implantacji, 500/1000x.

FIG. 5. C/C composite electrophoretically coated with hydroxyapatite, 18 weeks after implantation, 500/1000x.



RYS. 6. Kompozyt węgiel-węgiel, HAP nałożony elektroforetycznie, 20 tygodni po implantacji, 1500x.

FIG. 6. C/C composite electrophoretically coated with hydroxyapatite, 20 weeks after implantation, 1500x.

Dwudziestodwutygodniowy okres implantacji obrazuje całkowitą przebudowę i przerośnięcie włókien węglowych tkaną kostną. Obraz ten sprawia wrażenie zdrowej tkanki kostnej mocno zespolonej z macierzą kości - RYS. 7.

W trzeciej grupie obserwowanych zwierząt implantowano kompozyt węgiel-węgiel pokryty pirowęgłem z naniesionym elektroforetycznie hydroksyapatytem. Po 4 tygodniowym okresie implantacji obserwuje się fragmentację włókien węglowych oraz nieregularny ich układ. Pomiędzy włóknami i na ich powierzchni widać przylegającą tkankę kostną. Na zdjęciach obserwuje się intensywny wzrost świeżej tkanki kostnej wokół fragmentów włókien węglowych - RYS. 8. Po 14 tygodniowym okresie implantacji próbek obserwuje się na ich przekroju poprzecznym znaczną degradację i fragmentację postępującą od obwodu grota węglowego - RYS. 9. Materiał węglowy jest poprzerastrany świeżą tkanką kostną, natomiast powierzchnia samego włókna jest rozpulchniona o zatartych obrysach. Preparaty po 18 tygodniach implantacji wykazują postępujący proces degradacji bardziej zaawansowany niż w poprzednich. Obraz próbek po 22-tygodniowej implantacji potwierdza procesy przerastrania tkaną kostną włókien węglowych. Jedynie można się domyślać obrysów włókien węglowych w masie świeżej tkanki kostnej odbudowującej się na powierzchni fragmentów węgla - RYS. 10.

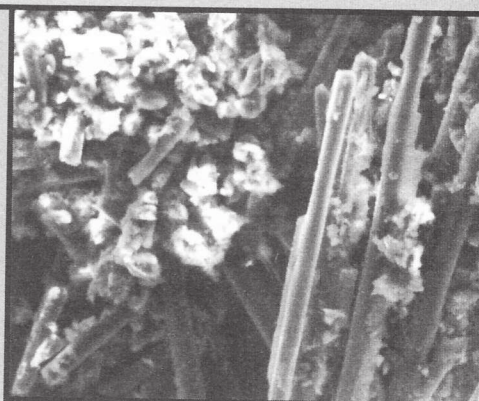
The 22 week implantation period resulted in total reconstruction and overgrowing of the carbon fibres with the bone tissue. This picture gives the impression of a sound bone tissue tightly united with the bone matrix - FIG.7.

In group III of the investigated animals the carbon-carbon composite coated with pyrocarbon and hydroxyapatite deposited electrophoretically was implanted. After 4 weeks fragmentation and irregular arrangement of the carbon fibres was observed. The enwrapping bone tissue was visible between the fibres and on their surfaces. Intensive growth of a new bone tissue around the carbon fibre fragments is visible in the microphotograph - FIG. 8. After 14 weeks significant degradation and fragmentation progressing from the carbon implant circumference were visible - FIG. 9. The carbon material was overgrown with a new bone tissue; however, the surface of the fibre itself was swelled, with a blurred outline. In the specimens after the 18 week implantation period the degradation process was more advanced than in the previous ones. Picture taken after 22 weeks confirmed the occurrence of processes of the carbon fibre overgrowing with the bone tissue. The outlines of carbon fibres could only be guessed in the mass of the new bone tissue being reconstructed on the surfaces of carbon fragments - FIG. 10.



RYS. 7. Kompozyt węgiel-węgiel, HAP nałożony elektroforetycznie, 22 tydzień po implantacji, 1000x.

FIG. 7. C/C composite electrophoretically coated with hydroxyapatite, 22 weeks after implantation, 1000x.



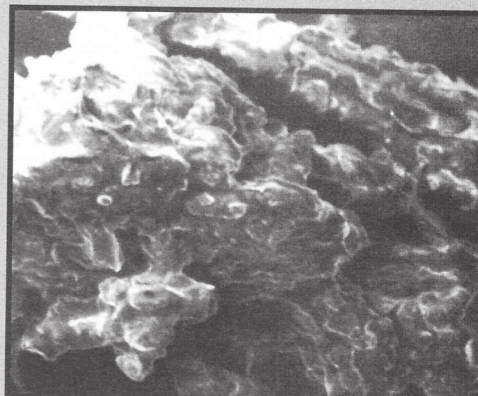
RYS. 8. Kompozyt węgiel-węgiel pokryty pirowęgłem z nałożonym elektroforetycznie HAP, 4 tydzień po implantacji, 500x.

FIG. 8. C/C composite with pyrocarbon and hydroxyapatite coatings, 4 weeks after implantation, 500x.



RYS. 9. Kompozyt węgiel-węgiel pokryty pirowęgłem z nałożonym elektroforetycznie HAP, 14 tydzień obserwacji, 20x.

FIG. 9. C/C composite with pyrocarbon and hydroxyapatite coatings, 14 weeks after implantation, 20x.



RYS. 10. Kompozyt węgiel-węgiel pokryty pirowęgłem z nałożonym elektroforetycznie HAP, 22 tydzień po implantacji, 1000x.

FIG. 10. C/C composite with pyrocarbon and hydroxyapatite coatings, 22 weeks after implantation, 1000x.

Dotychczas opracowane włókniste materiały węglowe cechują się pozytywnymi właściwościami polegającymi na możliwości ich degradacji [2,4,6,7,8]. Ta zdolność bywa jednak kwestionowana przez niektórych autorów głównie z uwagi na nieznaną losy zdegradowanych i uprzątanych z miejsca wszczepu drobin węglowych. Częściowo los cząsteczek węgla został wyjaśniony w oparciu o nasze spostrzeżenia poczynione w badaniach histopatologicznych [8]. Zdolność degradacji włóknistego materiału węglowego oraz jego przezierność dla promieni rentgenowskich jest niezwykle korzystnym zjawiskiem w chirurgii dziecięcej [1,2,8].

Badania przeprowadzone w elektronowym mikroskopie skaningowym są świadectwem bardzo burzliwych procesów degradacji włókien węglowych. Tą metodą badano strefy rozdziału implant węglowy-tkanka kostna oraz powierzchni bocznej materiału.

Zdecydowanie najszybciej, spośród trzech omawianych materiałów, dochodzi do procesów fragmentacji włókna węglowego w samym kompozycie węglowym. Proces ten obserwuje się już w 4 tygodniu doświadczenia. Obrazuje się to odrywaniem dużych fragmentów pojedynczych włókien od niezmiętej powierzchni wszczepianego grotu węglowego. Takie procesy są słabiej nasilone w materiale węglowym pokrytym hydroksyapatytem oraz pirowęgłem i hydroksyapatytem. Natomiast w tych dwóch grupach już od 4 tygodnia eksperymentu obserwuje się bardzo intensywne procesy odbudowy świeżej tkanki kostnej intensywnie wrastającej pomiędzy długie odcinki włókien węglowych. Dodatkowym korzystnym zjawiskiem obserwowanym w kompozycie pokrytym hydroksyapatytem jest bardzo silne przyleganie świeżej tkanki kostnej do włókien węglowych, sprawiających wrażenie oblaných lukrem cukrowym. Z takim obrazem spotykamy się pomiędzy 14 a 18 tygodniem doświadczenia.

Wyraźnie widoczne zjawisko przerastania włókien węglowych świeżą tkanką kostną w kompozycie węgiel-węgiel obserwuje się dopiero od 18 tygodnia doświadczenia. W kompozycie pokrytym hydroksyapatytem po tym okresie nie obserwuje się zdecydowanego nasilenia procesów odnowy tkanki kostnej. Natomiast w kompozycie pokrywanym pirowęgłem i hydroksyapatytem zaznacza się bardzo ściśle przyleganie nowej tkanki kostnej do powierzchni drobin węglowych.

Po okresie 20 i 22 tygodniowym doświadczenia w kompozycie węgiel-węgiel zaledwie udaje się dopatrzeć obrysów włókien. Są one ściśle ze sobą zespolone tkanką kostną, a nierówna powierzchnia przypomina skorodowaną wierzchnią warstwę metalu. Obraz ten jest zdecydowanie inny w kompozytach pokrytych hydroksyapatytem, gdzie na przekroju poprzecznym widać głębokie pęknięcia i wrastanie tkanki kostnej w te szczeliny. Same zaś włókna mają rozmyte zarysy z obfitym nawarstwieniem świeżej tkanki kostnej powoli wypełniającej wolne przestrzenie pomiędzy włóknami.

Najkorzystniej zachowuje się kompozyt węglowy pokryty hydroksyapatytem i pirowęgłem. Po 20 i 22 tygodniowym okresie doświadczenia obserwuje się bardzo obfite przyleganie i tworzenie świeżej tkanki kostnej. Same włókna mają rozmyte obrysy z obłoczkowatymi nawarstwieniami tkanki kostnej. Wystające pojedyncze końce włókien węglowych sprawiają wrażenie pustych w środku, a ich brzegi są zaokrąglone.

Badania przeprowadzone w elektronowym mikroskopie skaningowym potwierdzają łatwość zachodzenia procesów degradacji w obrębie czystego kompozytu węglowego. Natomiast odkładanie się świeżej tkanki kostnej na fragmentach rozdrobnionego węgla przebiega leniwie. Można by

## Discussion

The fibrous materials developed to date have the advantageous properties consisting in their degradation capability [2,4,6,7,8]. This capability is sometimes questioned by some authors, mostly due to the unknown destiny of the carbon particles degraded and removed from the implant zone. The destiny of carbon particles has been explained in part, basing on observations made in the histopathological examination [8]. The degradation capability of fibrous carbon material and its transparency to X rays is very advantageous in the paediatric surgery [1,2,8].

SEM examinations indicate rapid degradation of carbon fibres. This method was used for the investigation of the carbon implant - bone tissue separation zones and of the lateral surface of the carbon implants.

The carbon fibre fragmentation processes are decidedly the fastest in the carbon composite itself. They are observed even in the 4th week of the experiment as detachment of big fragments of fibres from the unchanged surface of the carbon implant. These processes are less intensive in the hydroxyapatite-coated, as well as pyrocarbon and hydroxyapatite coated carbon material. However, in both groups, from the 4th week of the experiment already, very intensive reconstruction of a new bone tissue takes place, manifested by overgrowing of long segments of carbon fibres. The additional advantageous phenomenon observed in the hydroxyapatite-coated composite is very strong adhesion of the new bone tissue to carbon fibres, that gives the impression of sugar icing. This picture is encountered between 14 and 18 week of the experiment.

The clearly visible overgrowing of the carbon fibres with a new bone tissue in the carbon-carbon composite is observed from the 18th week of the experiment only. In the hydroxyapatite-coated composite the intensified bone tissue regeneration process is not evident after this period. However, in the pyrocarbon- and hydroxyapatite-coated composite, very tight adhesion of the new bone tissue to the surface of carbon particles is observed.

After the 20th and 22nd week of the experiment the outlines of fibres in the carbon-carbon composite are hardly discernible. They are tightly united with the bone tissue, and their uneven surface is similar to that of the corroded metal. The picture is completely different in the hydroxyapatite-coated composites, where deep cracks and bone tissue growing into the crevices are visible. The fibres themselves have blurred outlines with abundant overgrowths of the new bone tissue, slowly filling empty spaces between the fibres.

The hydroxyapatite- and pyrocarbon-coated carbon composite shows the best properties. After the 20th and 22nd week of the experiment, very good adhesion and abundant formation of the new bone tissue is observed. The fibres themselves have blurred outlines with a nebulous overlay of the bone tissue. Single protruding carbon fibre ends seem to be empty inside and their edges are rounded.

SEM examinations confirm easiness of the degradation processes within the pure carbon composite. However, deposition of the new bone tissue on the fragmented carbon particles progresses slowly. This might give the impression that there are difficulties in bone tissue nucleation on the smooth fibre surface. As soon as it occurs, calcification of the fibre surfaces proceeds very fast.

The sole presence of hydroxyapatite deposited onto the carbon fibre in the first period of the experiments does not influence significantly the bone-forming processes. However, in the final phase of the experiment overgrowing of the entire carbon fibre segments with the new bone tissue is clearly visible. This process resembles the inflow of the new bone tissue between the broken fragments of the im-

odnieść wrażenie, że tkanka kostna ma trudności z zaciepieniem się na gładkiej powierzchni włókna. W przypadku kiedy do tego dojdzie, to proces uwapniania powierzchni włókien przebiega bardzo intensywnie.

Sama obecność hydroksyapatytu naniesionego na włókna węglowe w pierwszym okresie prowadzonych doświadczeń nie wywiera istotnego wpływu na procesy tworzenia się kości. W końcowej fazie eksperymentu jednak wyraźnie widać zalewanie młodą tkanką kostną całych segmentów włókien węglowych. Proces ten sprawia wrażenie jakby młoda tkanka kostna napływała pomiędzy spękane fragmenty wszczepianego materiału.

Materiał węglowy pokryty pirowęgłem z naniesioną warstwą hydroksyapatytu sprawia wrażenie w mikroskopie skaningowym najbardziej aktywnego. Obserwuje się tutaj od pierwszych tygodni eksperymentu intensywną degradację materiału. Równocześnie pomiędzy tymi fragmentami widać odkładającą się świeżą tkankę kostną. Na przekroju poprzecznym obserwuje się głębokie pęknięcia biegnące w głąb grotu węglowego. Podobnie jak w materiale węglowym pokrytym jedynie hydroksyapatytem, obserwuje się obfite kalafiorowate nawarstwienia młodej tkanki kostnej. Same natomiast włókna węglowe, a raczej ich zarysy sprawiają wrażenie pustych w środku o wyglądzie rurek. Końce tych włókien węglowych są zatarte, bądź wypełnione tkanką kostną.

Przeprowadzone obserwacje w elektronowym mikroskopie skaningowym wykazały, że z grupy badanych implantów najbardziej przydatnym z punktu widzenia traumatologii jest implant wykonany z kompozytu węgiel-węgiel pokryty warstwą pirowęgla w procesie pirolizy metanu oraz naniesioną elektroforetycznie warstwą hydroksyapatytu. Zastosowanie tego rodzaju materiału kompozytowego łączy w sobie zarówno cechy wytrzymałościowe materiału podłoża związane z wymaganiami biomechanicznymi rekonstruowanego narządu z określoną aktywnością biologiczną powierzchni implantu stymulującą proces tworzenia tkanki kostnej.

## Wnioski

1. Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na przydatność kompozytu węgiel-węgiel dla jego zastosowań medycznych, szczególnie w traumatologii dziecięcej.
2. Wytworzenie warstwy pirowęgla oraz hydroksyapatytu na powierzchni badanych implantów ma istotny wpływ na aktywność biologiczną ich powierzchni.

## Piśmiennictwo

- [1] Górecki A., Kuś W., Błażewicz S., Chłopek J., Powroźnik A.: Możliwość zastosowania materiałów węglowych w chirurgii narządu ruchu. *Chir. Narz. Ruchu*, 55, 2, (1990), 131-138.
- [2] Cieślak T.: Płytki i śruby z kompozytu węgiel-węgiel do zespolenia odłamów żuchwy: badania doświadczalne i kliniczne. Rozprawa habilitacyjna, SAM, Katowice 1993.
- [3] Minns R.J.: Biological Resurfacing Using Synthetic Materials: A Review of Surgical Philosophy and Clinical Experience Using Carbon Fibre. *Proceedings of the NATO Advanced Study Institute on Materials Science and Implant Orthopaedic Surgery II*, Chania, Crete, Greece, (1994), 223-228.
- [4] Baczuk K., Bielecki K.: Zastosowania polskich materiałów węglowych w medycynie. *Post. Nauk. Med.*, 8, 1, (1995), 45-47.
- [5] Pogorzelska-Stroncak B., Cieślak T.: Zastosowania włóknistych materiałów węglowych w medycynie. *Czas. Stomat.*, 49, 5, (1996), 340-344.
- [6] Cieślak T., Pogorzelska-Stroncak B.: Kliniczna ocena płytek i śrub z materiału złożonego węgiel-węgiel stosowanych do zespolenia złamanej żuchwy. *Czas. Stom.*, 49, 8, (1996), 559-563.

planted material.

The pyrocarbon-coated carbon material, with the deposited hydroxyapatite layer seems to be the most active. Intensive material degradation is observed during the first weeks of the experiment. Simultaneously, deposition of the new bone tissue between the fibre fragments takes place. Deep cracks propagating into the carbon implant are observed on the cross-section. Similarly as in the case of carbon material coated with the hydroxyapatite only, abundant cauliflower-like overgrowths of the new bone tissue are observed. However, the carbon fibres or rather their outlines look like tubes empty inside. Ends of these carbon fibres are blurred or filled with the bone tissue.

SEM examinations have revealed that among the investigated implants, the most suitable one - from the viewpoint of application in traumatology - is the carbon-carbon composite coated with pyrocarbon in the methane pyrolysis process and with hydroxyapatite in the electrophoretic deposition. This type of composite material combines both suitable mechanical properties of the matrix material, connected with the biomechanical requirements of the reconstructed organ, and excellent biological activity of the implant surface, stimulating the formation of bone tissue.

## Conclusions

1. Results of the investigations carried out in this work indicate usefulness of the carbon-carbon composite in medical applications, especially in the paediatric traumatology.
2. Deposition of the pyrocarbon and hydroxyapatite coating on the surface of the investigated implants has a significant effect on the biological activity of their surfaces.

## References

- [7] Chłopek J.: Kompozyty węgiel-węgiel. Otrzymywanie i zastosowanie w medycynie. *Polski Biuletyn Ceramiczny, Ceramika*, 52, Kraków 1997.
- [8] Bajor G., Błażewicz M., Bohosiewicz J., Chłopek J., Stoch A.: Badania powierzchni kompozytów węglowych pokrytych hydroksyapatytem po implantacji. *Inżynieria Biomateriałów*, 3, (1998), 21-27.
- [9] Grażyński J., Jankowski A., Krzyżański Z.: Aktualne poglądy na fizjologię gojenia złamań kości. *Probl. Chir. Dziec.* 22, (1995), 153.
- [10] Grochowski J., Szklarczyk S., Mieżyński W., Stankiewicz D., Obruśnik A., Ślósarczyk A., Stobierska E., Paszkiwicz Z.: Wyniki operacyjnego leczenia ubytków kości ramiennej owiec zmodyfikowanymi wszczepami HAP. *Ceramika*, 46, 8, (1994), 53-58.
- [11] Rand J., A., Kai Nan An, Chao Y., S.: A comparison of the effect of open intramedullary nailing and compression-plate fixation on fracture-site blood flow and fracture union. *J. Bone Joint Surg.* 63-A, (1981), 427.
- [12] Sarmiento A., Schaffer J., Beckerman L.: Fracture healing in rat femoral as affected by functional weight-bearing. *J. Bone Joint Surgery*. 59-A, (1977), 369.
- [13] Shirota T.: Healing around hydroxylapatite coated istalled with revascularized bone graft. *Proc. of Congr. of JAOP*, Hamburg 1992.
- [14] Ślósarczyk A., Stobierska E., Paszkiwicz Z.: Hydroksyapatyt jako materiał implantacyjny. *Ceramika*. 46, 8, (1994), 155-158.
- [15] Weber B.G., Brunner Ch., Freuler F.: Treatment of fractures in Children and adolescents. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1980.