

# BIO: MATERIAŁÓW

ENGINEERING OF BIOMATERIALS  
KWARTALNIK POLSKIEGO STOWARZYSZENIA BIOMATERIAŁÓW

Numer 2 (2)  
Rok I  
ISSN 1429-7248

MARZEC 1998

## WYDAWCA:

Polskie  
Stowarzyszenie  
Biomateriałów  
w Krakowie

## KOMITET REDAKCYJNY:

Redaktor naczelny  
**Stanisław Błażewicz**

Sekretarz redakcji  
**Augustyn Powroźnik**

Redaktor  
**Cezary Wajler**

## RADA NAUKOWA:

**Jan Ryszard Dąbrowski**  
Politechnika Białostocka

**Monika Gierzyńska-Dolna**  
Politechnika Częstochowska

**Andrzej Górecki**  
Akademia Medyczna  
Warszawa

**Jan Marciński**  
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

**ADHESION AND GROWTH OF CELLS  
IN CULTURE ON CARBON-CARBON COMPOSITES  
WITH DIFFERENT SURFACE PROPERTIES**

L. BAČÁKOVÁ, V. STARÝ, P. GLOGAR

**2**

**SOME IN-VITRO BIOCOMPATIBILITY TESTS  
OF CARBON – CARBON COMPOSITES  
AND PREPARATION OF BONE PLATES**

K. BALÍK, J. GREGOR, P. GLOGAR, V. PEŠÁKOVÁ, M. ADAM

**6**

**WŁÓKNINA WĘGLOWA  
W LECZENIU UBYTKÓW  
CHRĘSTNYCH RZEPKI**

WOJCIECH MARIA KUŚ, ANDRZEJ GÓRECKI,  
PIOTR STRZELCZYK, PIOTR ŚWIĄDĘ, JAN ŚWIĄTKOWSKI

**8**

**ENDOPROTEZOPLASTYKA BIODRA –  
WYBRANE ZAGADNIENIA**

JANUSZ KUBACKI, TADEUSZ GAJDZIK

**12**

**OCENA GOJENIA UBYTKÓW KOSTNYCH ŻUCHWY  
WYPEŁNIONYCH WŁÓKNINĄ WĘGLOWĄ  
NASYCONĄ HYDROKSYAPATYTEM  
U KRÓLIKÓW**

TADEUSZ CIEŚLIK, BOGNA POGORZELSKA-STRONCZAK,  
ZBIGNIEW SZCZUREK, RAFAŁ KOSZOWSKI, DANIEL SABAT

**16**

**OCENA NIEKTÓRYCH WŁASNOŚCI BIOLOGICZNYCH  
KOMPOZYTU WĘGIEL - WĘGIEL Z POLISULFONEM  
NA PODSTAWIE BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH  
NA KRÓLIKACH**

ZBIGNIEW SZCZUREK, TADEUSZ CIEŚLIK,  
BOGNA OGÓRZELSKA-STRONCZAK, DANIEL SABAT,  
RAFAŁ KOSZOWSKI

**21**

**ZASTOSOWANIE WĘGLOWEJ ŚRUBY  
INTERFERENCYJNEJ W REKONSTRUKCJI  
WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO  
STAWU KOLANOWEGO**

(DONIESIENIE WSTĘPNE)

PIOTR ŚWIĄDĘ, WOJCIECH MARIA KUŚ,  
SŁAWOMIR STRUZIK, ANDRZEJ OPADCUK

**27**

## CONTENTS

**ADHESION AND GROWTH OF CELLS  
IN CULTURE ON CARBON-CARBON COMPOSITES  
WITH DIFFERENT SURFACE PROPERTIES**

**2**

L. BAČÁKOVÁ, V. STARÝ, P. GLOGAR

**SOME IN-VITRO BIOCOMPATIBILITY TESTS  
OF CARBON – CARBON COMPOSITES  
AND PREPARATION OF BONE PLATES**

**6**

K. BALÍK, J. GREGOR, P. GLOGAR, V. PEŠÁKOVÁ, M. ADAM

**CARBON FIBRES AS THE ALTERNATIVE WAY  
IN THE TREATMENT OF CARTILAGE DEFECTS  
OF PATELLAE**

**8**

WOJCIECH MARIA KUŚ, ANDRZEJ GÓRECKI,  
PIOTR STRZELCZYK, PIOTR ŚWIĄDĘ, JAN ŚWIĄTKOWSKI

**ENDOPROSTHESOPLASTY OF THE HIP –  
SELECTED PROBLEMS**

**12**

JANUSZ KUBACKI, TADEUSZ GAJDZIK

**EVALUATION OF HEALING PROCESS  
IN RABBIT MANDIBULAR BONE DEFECTS  
FILLED WITH CARBON FIBRIN  
AND HYDROXYAPATITE**

**16**

TADEUSZ CIEŚLIK, BOGNA POGORZELSKA-STRONCZAK,  
ZBIGNIEW SZCZUREK, RAFAŁ KOSZOWSKI, DANIEL SABAT

**EVALUATION OF SOME BIOLOGICAL PROPERTIES  
OF CARBON - CARBON COMPOSITE  
AND POLYSULPHONE  
BASED ON EXPERIMENTS ON RABBITS**

**21**

ZBIGNIEW SZCZUREK, TADEUSZ CIEŚLIK,  
BOGNA OGÓRZELSKA-STRONCZAK, DANIEL SABAT,  
RAFAŁ KOSZOWSKI

**APPLICATION OF CARBON INTERFERENCE SCREW  
IN RECONSTRUCTION OF THE ANTERIOR  
CRUCIATE LIGAMENT  
OF THE KNEE**

**27**

(A PRELIMINARY REPORT)

PIOTR ŚWIĄDĘ, WOJCIECH MARIA KUŚ,  
SŁAWOMIR STRUZIK, ANDRZEJ OPADCUK

# ADHESION AND GROWTH OF CELLS IN CULTURE ON CARBON-CARBON COMPOSITES WITH DIFFERENT SURFACE PROPERTIES

L. BAČÁKOVÁ \*, V. STÁŘY \*\*, P. GLOGAR \*\*\*

\* INSTITUTE OF PHYSIOLOGY, ACADEMY OF SCIENCES OF THE CZECH REPUBLIC, PRAHA, CZECH REPUBLIC

\*\* CZECH TECHNICAL UNIVERSITY, FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING, DEPT. OF MATERIAL SCIENCE,  
PRAHA, CZECH REPUBLIC

\*\*\* INSTITUTE OF ROCK STRUCTURE AND MECHANICS, ACADEMY OF SCIENCES OF THE CZECH REPUBLIC,  
PRAHA, CZECH REPUBLIC

## Summary

*The biocompatibility of unidirectionally reinforced carbon-carbon composites (carbon fibre T300, phenolformaldehyde resin based matrix) with different surface roughness and chemical composition was tested in cell culture conditions. The surface of the composites was polished, covered with amorphous or pyrolytic carbon and seeded with rat aortic smooth muscle cells. Coating with amorphous carbon significantly lowered the number of initially adhered cells. In these samples, the surface roughness had no significant effect on the number of initially adhering cells nor their subsequent proliferation. In contrast, coating with pyrolytic carbon improved significantly both cell adhesion and growth, especially on the polished surfaces. In addition, the layer of pyrolytic carbon was more resistant to mechanical damage than the film of amorphous carbon. It is concluded that polished composites covered by pyrolytic carbon could be suitable for the future application in medicine and biotechnology.*

## Introduction

In recent years, various types of artificial materials are widely applied in medicine and biology. They are used for construction of tissue and organ transplants, fabrication of cell culture growth supports and for experimental studies of cell-extracellular matrix interactions. Among the artificial materials, the carbon materials are distinguished for their excellent biocompatibility. They belong to the most advantageous substrates for adhesion and growth of several types of cells *in vitro* [1, 12, 13-18]. Advantages of the carbon materials were proved also at *in vivo* conditions. This includes, for instance, the glass-like and pyrolytic carbon, electrographite and carbon-carbon composites (for review see [15]), carbon-enriched hydroxyapatite [8], calcium carbonate [9], tyrosin-derived polycarbonates [6] and polymers reinforced with carbon fibers [5, 7]. These materials were successfully used for constructions of mechanical parts of pacemakers, artificial joint and bone prostheses, dental implants as well as external and internal bone fixations.

The aim of this study is to evaluate the biocompatibility of carbon fibre reinforced carbon (CFRC) composite materials in cell culture conditions. The CFRC materials are the most mature examples of fibre reinforced composites in which the chemical nature of the fibre and matrix is identical. Their excellent mechanical properties similar to those of bone make them an attractive material for implants in orthopaedic and dental surgery [18]. However, there are also some unsolved problems in their possible medical application. Their surface, especially of those reinforced unidirectionally, is too rugged to permit sufficient adhesion, spreading and subsequent replication of cells. In addition, these materials are prone to release

carbon particles which is caused by the brittle nature of the carbon matrix. The carbon microparticles can be released during cyclic loading of the implant and may irritate biological components of the graft as well as the surrounding tissue. A possible solution of these two main problems may consist in polishing the implant's surface and covering it by a stronger compatible layer. Therefore, we evaluate the adhesion, subsequent proliferation and morphology of cells cultured on surfaces of unidirectionally reinforced carbon composites treated by polishing followed by the deposition of thin films of different physical and chemical properties, i.e. amorphous or pyrolytic carbon. As an appropriate cell type, the vascular smooth muscle were chosen. As known from our earlier studies [1, 2, 17], these cells respond very sensitively to environmental conditions including changes of physical and chemical surface properties of growth supports.

## Material and methods

### 1. Preparation of CFRC composite samples

The polyacrylonitrile-derived carbon fibres T300 (Torayca, Soficar, France) were soaked with the UMAFORM LE phenolformaldehyde resin (Synpo Ltd., Semtin, Czech Republic) and wound onto a rotating drum to form a prepeg, i.e. a layer of parallel fibres embedded in the matrix precursor. After drying partially the still sticky prepeg was cut to 150 mm sections and stacked in a heated mold. At 120 °C and under a uniaxial pressure 0.5 MPa the thermosetting resin hardened and in this way a carbon fiber reinforced polymer composite was formed. This material was carbonised at 1000 °C in N<sub>2</sub> (when almost all non-carbon heteroatoms were removed from the polymer and the matrix was converted to glass-like carbon) and then graphitised at 2500 °C in Ar<sub>2</sub> at atmospheric pressure. The prepared beams were cut with a diamond saw. One half of these specimens was ground and polished, in the final step with colloidal SiO<sub>2</sub> (grain size 0.06 μm). The roughness of the surface was measured by Talsurf (Rank Taylor Hobson Ltd., England).

For the first set of experiments, part of the polished as well as unpolished samples (culture area of 8 x 10 mm, thickness 6 mm) was covered with a thin layer of amorphous carbon (a-C:H; thickness about 20 nm) prepared by the CVD method (high frequency discharge in n-hexane, power 125 W, bias -300 V, time of exposition 8 minutes). Finally, we had 4 groups of substrates for cell growth: A – without treatment, B – polished only, C – a-C:H film on the untreated surface, D – a-C:H film on the polished surface.

For the second set of experiments, polished and unpolished CFRC composites (cultivation area 8 x 10 mm, thickness 3 mm) were covered by a 5 μm pyrolytic carbon film deposited during 30 min. from butane at 1400 °C and pressure 230 Pa [3, 4]. In this case, we compared 3 groups of substrates: E – without treatment, F – pyrolytic carbon on the untreated surface, G – pyrolytic carbon on the polished surface.

## 2. Cell culture on the composites

The samples of CFRC composites were sterilized in 96% ethanol for 24 hours, washed in distilled and deionized water and placed on the bottom of plastic Nunclon Multidishes (Denmark, diameter 1.5 cm). The smooth muscle cells were obtained from the intima-media complex of the thoracic aorta of four female Wistar rats (Ipcv: Wist, age 8 weeks, Institute of Physiology, Acad. Sci. ČR) by explantation method [2]. In passage 40, the cells were seeded on the composites at a density of 17000 cells/cm<sup>2</sup> (i.e. 30000 per one dish) in 1.5 ml of Dulbecco Minimum Essential Medium (SEVAC, Prague) supplemented with 10% of fetal calf serum (Sebak GmbH, Germany) and gentamicin (40 g/ml, Lek, Slovenia). The cultures were grown at 37°C and 95% humidity in air atmosphere containing 5% CO<sub>2</sub>.

The number of initially adhering cells was calculated one day after seeding (in our preliminary experiments we found that more than 90 % of the cells used in this study adhered and spreaded during the first 24 hours without significant cell division). Then, the medium was changed in order to prevent the additional attachment of initially unadhered cells, and 8 days after seeding, the increase in cell number on the tested samples was evaluated. The cells were detached from the growth substrate by 0.2% trypsin (Sigma, St. Louis, U.S.A.) in phosphate-buffered saline (10 min, 37°C) and counted in the Brker haemocytometer. For each time interval and group of composites, 6-8 samples were evaluated (meanS.E.M.). The results were compared by Student's t-test for unpaired data. Values p<0.05 were considered significant.

## Results and discussion

### 1. Samples covered with amorphous carbon (a-C:H)

The surface roughness was slightly lower in the covered than in uncovered samples and significantly lower in polished than unpolished samples (Tab. 1). However, the roughness of the composites did not affect significantly the number of initially adhering cells nor their subsequent growth. On the polished surfaces of both covered and uncovered samples, the numbers of cells on days 1 and 8 tended to be higher but these differences were not significant (Fig. 1).

The chemical composition of the surface had more pronounced effects on the cell adhesion and growth. On samples covered with amorphous carbon, the number of initially adhering cells on day 1 after seeding was significantly lower than on corresponding uncovered surfaces (Fig. 2). This can be due to a relatively lower content of carbon in the a-C:H layer in comparison with the CFRC composite material which can be considered as pure carbon. Similarly, on the polyethylene doped chemically with carbon black, the number of adhered vascular smooth muscle cells was proportion-

al to the carbon content in this substrate [17]. Another explanation of the lower cell adhesion could be an unappropriate surface polarity, high content of free radicals or presence of unsaturated sp<sup>3</sup> bonds in the a-C:H layer [1, 10-14]. On day 8 after seeding, the difference in the number of cells growing on both covered and uncovered samples disappeared. This may be related to the deposition of various extracellular matrix molecules on the tested surfaces. These molecules are produced by the cells themselves or adsorbed from the serum in the culture medium [10, 13]. They can gradually separate the cells from the original growth support.

The uncovered samples released microparticles of material which were fagocytized by cells. The release of particles was prevented by covering the surface with amorphous carbon but this film was not sufficiently resistant to mechanical damage during handling the specimens (sterilization, washing, placing into dishes, removal of the cells). The latter suggests that the film of amorphous carbon would not be a suitable material for medical use.

### 2. Samples covered with pyrolytic carbon

The surface roughness of the samples was higher than in composites used in experiments with amorphous carbon. Also the difference between polished and unpolished samples was more apparent (Tab. 2). The beneficial effect of surface polishing on cell adhesion and growth was more pronounced in comparison with amorphous carbon. (Fig. 2). These results indicate that some optimal degree of the surface roughness exists for good adhesion, proliferation and survival of cells. Similar range optimal for cell adhesion and growth was described for the surface polarity of ion implanted polymers [1]. The roughness of the cultivation substrate was found to be in correlation with its surface polarity (wettability), protein adsorption, number of adhering cells, cell adhesion area, expression of cell specific markers and migration capacity of cells [13].

In contrast to the amorphous carbon, covering the surface with pyrolytic carbon significantly improved the initial adhesion as well as subsequent growth of cells. On the days 1 and 8 after seeding, the number of cells was significantly higher than on control uncovered samples. Similarly to these results, better adhesion and growth of endothelial cells on Dacron- and Teflon-made blood vessel prostheses coated with pyrolytic carbon was described by Sbarbati et al. [16].

Like amorphous carbon, the film of pyrolytic carbon prevented the release of microparticles of composite material into surrounding environment. Moreover, it was resistant to mechanical damage during handling necessary for establishment of tissue culture. The stability of the pyrolytic carbon layer, together with its significantly beneficial effect on cell adhesion and growth, indicate good integration of this material with its biological surrounding and recommend it for the possible medical application.

Roughness parameter	A		B		C		D	
	cross	along	cross	along	cross	along	cross	along
R <sub>a</sub> [μm]	1.97	0.69	0.81	0.37	1.88	0.78	0.51	0.26
S [μm]	17	69	38	106	19	72	24	48

TAB. 1. Parameters of the surface roughness of samples coated with amorphous carbon.

A. without treatment, B. polished only, C. a-C:H film on the untreated surface, D. a-C:H film on the polished surface.

"Cross" and "along" refer to directions perpendicular and parallel to the direction of the fibres; R<sub>a</sub> is the arithmetic mean of the departures of the roughness profile from the mean line; S is the mean spacing of adjacent local peaks.

Roughness parameter	E		F		G	
	cross	along	cross	along	cross	along
$R_a$ [ $\mu\text{m}$ ]	5.50	1.34	4.60	1.09	0.81	1.71
S [ $\mu\text{m}$ ]	30	21	26	22	16	21

TAB. 1. Parameters of the surface roughness of samples coated with pyrolytic carbon.

E. without treatment, F. pyrolytic carbon on the untreated surface, G. pyrolytic carbon on the polished surface. "Cross" and "along" refer to directions perpendicular and parallel to the direction of the fibres;  $R_a$  is the arithmetic mean of the departures of the roughness profile from the mean line; S is the mean spacing of adjacent local peaks.

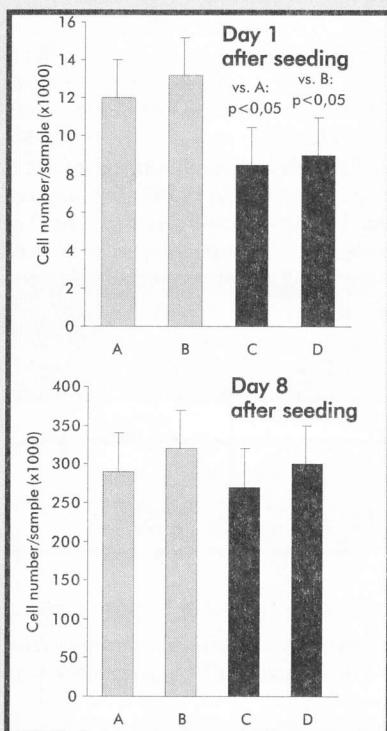


FIG.1.  
Number  
of smooth  
muscle cells  
in cultures on  
CFRC composites  
treated by  
polishing  
and coating  
with amorphous  
carbon:

A-without treatment,  
B-polished only,  
C- a-C:H film on the unpolished surface,  
D- a-C:H film on the polished surface.

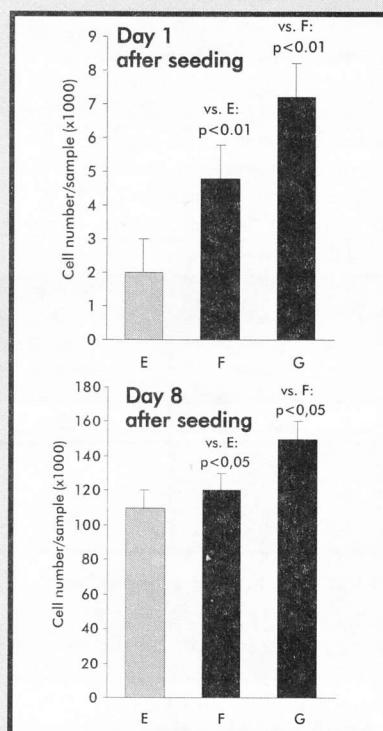


FIG.2.  
Number of  
aortic smooth  
muscle cells  
in cultures on  
CFRC  
composites  
treated by  
polishing  
and coating with  
pyrolytic carbon:

E- without treatment,  
F- pyrolytic carbon on the unpolishing surface,  
G- pyrolytic carbon on the polished surface

Supported by the research grant No. 106/95/0359 of the Grant Agency of the Czech Republic

## References

- [1]. Bačáková L., Švorčík V., Rybka V., Míček I., Hnatowicz V., Lisá V., Kocourek F.: Adhesion and proliferation of cultured human vascular smooth muscle cells on polystyrene implanted with N+, F+ and Ar+ ions. *Biomaterials*, 17: , (1996).1121-1126
- [2]. Bačáková L., Mareš V., Lisá V., Bottone M.-G., Pellicciari C., Kocourek F.: Sex related differences in the migration and proliferation of rat aortic smooth muscle cells in short and long term culture. *In Vitro Cell Dev. Biol.-Anim.*, 33: (1997).410-413,
- [3]. Balík K., Glogar P., Sýkorová I.: Infiltration of C-C composites by pyrolytic carbon deposition from butane. In: Proc. Int. Conf. Carbon'94 (Granada), (1994), p. 746-747.
- [4]. Balík K., Glogar P., Tomanová A.: Infiltration of unidirectional carbon-carbon composites by isothermal deposition of pyrolytic carbon. *Fortschrittsberichte der Deutschen Keramischen Gesellschaft* 9, No.4(1994) p.200-207.
- [5]. Brantigan J.W., McAfee P.C., Cunningham B.W., Wang H., Orbegoso C.M.: Interbody lumbar fusion using a carbon fiber cage implant versus allograft bone. An investigational studye Spanish goat. *Spine*, 19: (1994). 1436-1444,
- [6]. Choueka J., Charvet J.L., Koval K.J., Alexander H., James K.S., Hooper K.A., Kohn J.: Canine bone response to tyrosine-derived polycarbonates and poly(L-lactic acid). *J. Biomed. Mater. Res.*, 31: (1996) 35-41.,
- [7]. Claes L.: Carbon fiber reinforced polysulfone—a new implant material. *Biomed. Tech. Berlin*, 34: (1989). 315-319,
- [8]. Ellies L.G., Carter J.M., Natiella J.R., Featherstone J.D., Nelson D.G.: Quantitative analysis of early in vivo tissue response to synthetic apatite implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, 22: (1988). 137-148,
- [9]. Fujita Y., Yamamoto T., Nakamura T., Kotani S., Ohtsuki C., Kokubo T.: The bonding behavior of calcite to bone. *J. Biomed. Mater. Res.*, 25: (1991) 991-1003.,
- [10]. Howlett C.R., Evans M.D.M., Walsh W.R., Johnson G., Steele J.G.: Mechanism of initial attachment of cells derived from human bone to commonly used prosthetic materials during cell culture. *Biomaterials*, 15: (1994) 213-222
- [11]. Kibaara, M., Iwata, H., Wada, H., Kawamoto, Y., Iwaki, M., Suzuki, Y.: Promotion and control of selective adhesion and proliferation of endothelial cells on polymer surface by carbon deposition. *J. Biomed. Mater. Res.*, 31: , (1996) 429-435.
- [12]. Kornu, R., Maloney, W.J., Kelly, M.A., Smith, R.L.: Osteoblast adhesion to orthopaedic implant alloys; effect of cell adhesion molecules and diamond-like carbon coating. *J. Orthopaed. Res.* , 14: (1996) 871- 877
- [13]. Lampin M., Warocquier-Clérout R., Legris C., Degrange M., Sigot-Luizard M.F.: Correlation between substratum roughness and wettability, cell adhesion, and cell migration. *J. Biomed. Mater. Res.*, 36: , (1997) 99-108.
- [14]. Oppenheimer, P.H., Morris, D.M., Konowal, A.M., Clark, C.C., Black, J.: Effect of carbon coatings on in vivo release of Cr, Co & Ni from F-75 alloy. *Biomaterials '84: Transactions - Second World Congress on Biomaterials*, Washington D.C., (ed.) Society for Biomaterials, San Antonio, TX, U.S.A. 1984, p.130.
- [15]. Pešáková V., Balík K., Adam M.: The influence of the implanted material (glass carbon) for the proliferation of the cells. *Acta Chirurg. Orthop. Traumatol. Czechosl.*, 59: (1992) 302-304,
- [16]. Sbarbatì R., Giannessi D., Cenni M.C., Lazzarini G., Verni F., De Caterina R.: Pyrolytic carbon coating enhances Teflon and Dacron fabric compatibility with endothelial cell growth. *Int. J. Artif. Organs*, 14: (1991).491-498,
- [17]. Švorčík V., Rybka V., Hnatowicz V., Bačáková L.: Polarity, resistivity and biocompatibility of polyethylene doped with carbon black. *J. Mater. Sci. Lett.* , 14: (1995) 1723-1724.,
- [18]. Thomas, R.C. (1993), in "Essentials of carbon-carbon composites", ed. C.R. Thomas, Royal Soc. of Chemistry, Cambridge.

# SOME IN-VITRO BIOCOMPATIBILITY TESTS OF CARBON – CARBON COMPOSITES AND PREPARATION OF BONE PLATES

K. BALÍK\*, J. GREGOR\*, P. GLOGAR\*, V. PEŠÁKOVÁ\*\*, M. ADAM\*\*

\* INSTITUTE OF ROCK STRUCTURE AND MECHANICS, ACADEMY OF SCIENCES OF THE CZECH REPUBLIC,  
PRAHA, CZECH REPUBLIC

\*\* INSTITUTE OF RHEUMATOLOGY, PRAHA, CZECH REPUBLIC

## Introduction

Carbon is known to have the best biocompatibility of all materials[1]. This material is compatible with blood, bones and tissue. Carbon – carbon composites (CFRC) can be manufactured in such a way as to posses mechanical properties identical to properties of bone, thus eliminating the need for the implant removal once the healing is completed.

The use of this material is limited by difficulties of effective stress analysis, its cost and its brittleness. The brittleness leads very often to the formation of microparticles in the tissue, which may then cause inflammation around the implants [2, 3, 4, 5].

To avoid this problem, we tested "in-vitro" various samples of 2-D composites. The further aim of this study was to sug-

1) Four repeated extracting procedures (deionized water, 121°C, 130 kPa, 1 hr) which simulated conditions more severe than those in living organisms, in order to determine the toxicological hazard. These extracts were added to the culture medium with fibroblasts.

2) Indirect contact test, which studied the influence of released microparticles from the tested materials on the morphology of macrophages.

For the preparation of bone plates we have used the same fabric and resin as above. The reinforcement of composites was built by stacking, coiling, or by a combination of both. The curing was carried up at 0.6 MPa and 130°C in autoclave in a silicon rubber mould. All cured plates were carbonised at 1000°C in nitrogen. The open porosity and apparent density

Samples	V <sub>f</sub> [%]	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Open porosity (%)	Flexural strength (MPa)	Flexural modulus (GPa)
A Carbonized	47	1,4	22	97±12	26±3
B Graphitized	48	1,5	12	229±17	55±5
C Graphitized, covered by pyrolytic carbon	48	1,54	9	231±23	52±5

TAB. 1. Properties of the investigated composites

gest the design of bone plates and to compare the different reinforcement of this material.

## Materials and test methods

Three types (A, B, and C) of composites reinforced by plain-weave carbon fabric (made of Torayca T800 carbon fibre) and with a matrix derived from phenolic resin were manufactured using the prepeg technique.

The cured samples were carbonised at the heating rate of 50°C/hr up to 1000°C in the nitrogen atmosphere. One-step impregnation with pure phenolic resin and re-carbonisation yielded the material A. The material B was obtained by graphitisation at 2200°C in argon. Some graphitised samples were further coated with pyrolytic carbon at 1400°C, which resulted in the material C.

Two cytotoxicity tests of materials A, B, and C were performed using mammalian cells:

were measured by water penetration method according to the ASTM-C 20 standard. The structure of reinforcement was studied by an optical microscope.

## Results and discussion

The properties of the tested materials are summarised in the Table 1.

### Extraction test

Although sterilisation conditions which are more gentle with regard to the investigated material are known (sterilisation by gases, sterilisation by ionising radiation), the test in question was chosen in order to reveal – under conditions which are several times more drastic than those existing in a living organism – the toxicological hazard caused by the investigated materials as well as potential changes in the mechanical properties of the materials caused by the conditions of

Extraction (absorption 492-580 nm)				
Samples	1st extraction	2nd extraction	3rd extraction	4th extraction
A Carbonized	379	305	306	309
B Graphitized	360	313	322	321
C Graphitized, covered by pyrolytic carbon	380	311	308	311
Standard (pure plastic plate)	357	325	326	324

TAB. 2. Proliferation of the cells in the extracts from the tested materials

the test. The mechanical properties given in Table 1 have not changed after the extraction test.

Table 2 shows the proliferation of the cells in the extracts.

The higher is the value of absorbance (see Table 2) the higher is also the stimulating effect of the extract on the cell proliferation. The first extract is – from the point of view of application of the material in the living organism – the most important one. From Table 2 it is evident that the extracts from material A (carbonised) and from the material C (graphitised and coated with pyrolytic carbon) exhibit in comparison with the standard (pure plastic plate) a slightly stimulating effect on the proliferation of the cells. The effect of the subsequent extracts practically does not change and in comparison with the standard those extracts exhibit a slightly inhibiting effect.

The groups of cells from all extracts are metabolically active, which means that the materials A, B, D are not toxic to the proliferation of human cells.

#### Indirect contact test

We utilised the ability of the macrophages to absorb the released particles of the materials and we evaluated the three materials in question according to the quantity of the absorbed particles.

From Table 3 it follows that the smallest amount of absorbing cells in their typical form and thus the lowest quantity of released particles was observed with the material C. This is proved also by the increased number of macrophages in the fibroblast-form that appears always when the number of particles is low.

The materials in question exhibit an amount of the last, blastic forms that is lower than that found with the standard; this proves the biocompatibility of all materials.

#### Design of the bone plates

The design of the fixation plates is shown in Fig. 1. The shape was suggested to match the shape of the pig femur. The plates are 65 mm long, 15 mm wide, and 4.5 mm thick. They contain six holes with a diameter of 3.7 mm.

#### Comparison of plates with various reinforcement types

The properties of plates prepared with various reinforcements are given in Table 4.

It follows from Table 4 that the bone plates manufactured by a combined stacking – coiling method reveal the minimal open porosity. Simultaneously they possess the highest density. According to Fig. 2 the plate manufactured by stacking contains matrix-rich regions (without fibres) in locations next to the bone. After fixation these regions are supremely mechanically loaded. On the other hand, the plate manufactured by coiling contains near its centre a large amount of voids and pores.

However, the bone plate made by a combined method (with a stacked core and coiled sheath) does not contain voids inside and the carbon fibres are homogeneously distributed within the cross-section. The coiled structure moreover suppresses the tissue irritation by free ends of the fibres, which is another advantage of the latter design. Eventually, the manufacture of the combined plate is at hand lay-up easier than the stacking method.

## Conclusion

Graphitised and coated by pyrolytic carbon C-C composites reveal after the autoclave treatment a good stability of mechanical properties and biocompatibility of its extracts. This material releases also a minimum amount of carbon particles.

The bone plates manufactured by the stacking/coiling method possess a homogenous reinforcement in the whole cross-section and contain negligible amount of voids and pores.

**This study was supported by the Grant Agency of the Czech Republic under the project No. 106/96/1066.**

	Macrophages (%)		
	Forms		
	Typical	Fibroblast-like	Blastic
A Carbonized	70	29,5	0,5
B Graphitized	71	28	1
C Graphitized covered by pyrolytic carbon	67	32,5	0,5
Standard (pure plastic plate)	66	32	2

TAB. 3. Morphological evaluation of cells cultured in the presence of tested materials

	Stacking	Coiling	Stacking/coiling
Open porosity (%)	33	36	29
Apparent density (g/cm <sup>3</sup> )	1,21	1,17	1,27
Linear shrinkage (%)	11,7	9,6	15,6

TAB. 4. Properties of the plates after carbonization

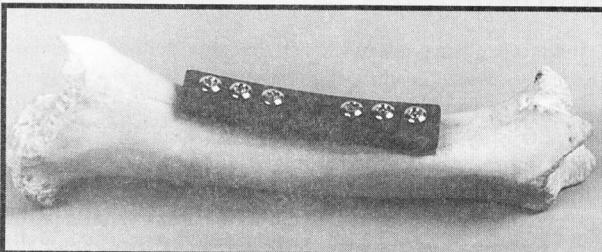


FIG. 1. The bone plate fixed on a pig femur

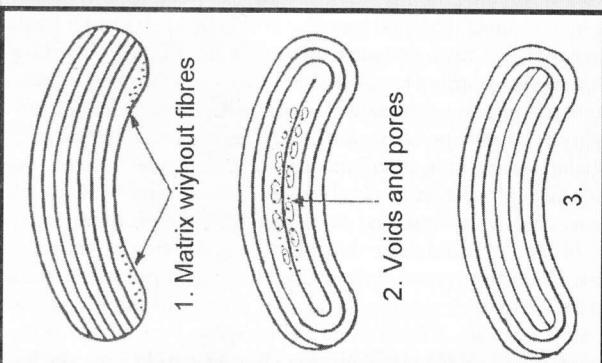


FIG. 2. Schematic drawing of cross-sections of the plates prepared by: 1-stacking; 2-coiling; 3-stack-coiling

## References

- [1] G. Savage, Carbon-Carbon Composites, Chapman and Hall, London (1992), 356-357
- [2] W. Hüttnar, L.E.Cleas, in: Carbon Fibres Filaments and Composites, Kluwer Academic Publishers (1990), 337-365
- [3] E. Fitzer, Carbon, 25, (1987), 163-190
- [4] M. More et al., Biomaterials, 9, (1988), 328-334

# 8 WŁÓKNINA WĘGLOWA W LECZENIU UBYTKÓW CHRZĘSTNYCH RZEPKI

WOJCIECH MARIA KUŚ\*, ANDRZEJ GÓRECKI\*, PIOTR STRZELCZYK\*,  
PIOTR ŚWIĄDĘR\*, JAN ŚWIĄTKOWSKI\*\*

\* KATEDRA I KLINIKA ORTOPEDYCZNA AKADEMII MEDYCZNEJ  
W WARSZAWIE

\*\* I ZAKŁAD RADIOLOGII KLINICZNEJ AKADEMII MEDYCZNEJ  
W WARSZAWIE

## Streszczenie

Praca prezentuje nową metodę leczenia rozległych ubytków chrzęstnych z użyciem włókna węglowego. Od grudnia 1993 do listopada 1994 operowaliśmy 4 chorych, u których ubytek chrząstki stawowej wypełniliśmy włókniną węglową.

Wczesne 24-miesięczne wyniki są zachęcające, choć muszą być potwierdzone w wieloletnich obserwacjach rozwoju gonartrozy.

**Słowa kluczowe:** Chrząstka stawowa – włókna węglowe – chirurgia kolana

## Wprowadzenie

Jedną z przyczyn przewlekłych dolegliwości bólowych kolana jest uszkodzenie chrząstki stawowej [3, 5]. Oprócz świeżych urazów i mikrourazów przewlekłych przyczyną uszkodzeń chrzęstnych kolana mogą być urazy łykotek, przewlekła niestabilność stawu, chondromalacja rzepki, oddzielająca martwica kostno-chrzęstna, nabyta i wrodzona niezborność powierzchni stawowych, zapalenie stawu oraz czynniki jatrogenne (w tym – podstawowa steroidoterapia).

Chrząstka stawowa jest tkanką nie posiadającą naczyń krwionośnych, chłonnych, ochrzestnej, a jednocześnie zawiera bardzo małą liczbę elementów komórkowych [4]. Dojrzała chrząstka jest nieunerwiona, a jej silnie ograniczona zdolność gojenia się związana jest z niesprzyjającymi warunkami towarzyszącymi temu procesowi tj. niskim stężeniem tlenu, dyfuzyjnym sposobem odżywiania i usuwania metabolitów oraz działającymi na nią silami mechanicznymi (m.in. i ścierającymi). Gojenie chrząstki przebiega odmiennie niż w tkankach unaczynionych. Brak jest fazy wysiłkowej i proliferacyjnej. W obrębie uszkodzenia dochodzi do martwicy chondrocytów. Chondrocyty otaczające ubytek w ciągu pierwszych dni po urazie zwiększą syntezę białek i proteoglikanów, powstaje niepełnowartościowa warstwa macierzy. Po krótkim czasie wygasza aktywność metaboliczna chondrocytów i nie dochodzi do pełnego wygojenia ubytku.

Chory Patient	Wiek Age	Przedoperacyjne dolegliwości bólowe [w latach] Ailments before the treatment [years]	Przedoperacyjny zakres ruchu Mobility range before the treatment
1	16	1	0° – 20°
2	48	15	5° – 100°
3	27	11	0° – 120°
4	31	3	0° – 90°

TAB. 1

# CARBON FIBRES AS THE ALTERNATIVE WAY IN THE TREATMENT OF CARTILAGE DEFECTS OF PATELLAE

WOJCIECH MARIA KUŚ\*, ANDRZEJ GÓRECKI\*, PIOTR STRZELCZYK\*,  
PIOTR ŚWIĄDĘR\*, JAN ŚWIĄTKOWSKI\*\*

\* MEDICAL UNIVERSITY OF WARSAW, DEPARTMENT  
OF ORTHOPAEDICS

\*\* MEDICAL UNIVERSITY OF WARSAW, DEPARTMENT  
OF CLINICAL RADIOLOGY

## Abstract

We present a new method of treatment of cartilage defects with the use of carbon fibres. We treated 4 patients with that method from Dec. 1993 to Nov. 1994. Early 24-month follow-ups are good but they must be confirmed in a long-term observation.

**Key words:** cartilage, carbon fibres, knee joint surgery

## Introduction

One of the reasons of chronic ailments of the knee is cartilage defect [3,5]. In addition to new injuries and chronic microinjuries , the reason of cartilage defects of the knee can be related to the injuries of meniscus, chronic instability of the joint, chondromalation of the patellae, bone-cartilage separating necrosis, acquired and congenital incongruence of joint surfaces, arthritis as well as iatrogenic effects (intrajoint steroidotherapy included).

The cartilage is a tissue without blood vessels, lymphatic vessels, perichondrium and it contains very small number of cellular elements [4]. Mature cartilage has no nerve cells and its very limited healing ability is related to unfavourable conditions for this process, i.e. low concentration of oxygen, diffusional feeding and disposal of metabolites, and action of mechanical forces (e.g. abrasive ones). The healing of cartilage proceeds differently compared to the tissues with blood vessels. The exudation and proliferation phases are absent. In the area of defected cartilage there appears chondrocyte necrosis. The chondrocytes surrounding the defect during the first days after the injury promote synthesis of proteins and proteoglycans, which yields a defective matrix layer. After a short time the metabolic activity of chondrocytes decreases and complete healing of the defect is never achieved.

Chory Patient	Wiek Age	Zakres ruchu po 24 miesiącach Mobility range after 24 months	Wysięki Exudates
1	16	0° - 150°	—
2	48	0° - 120°	—
3	27	0° - 130°	—
4	31	0° - 130°	—

TAB. 2

Nie stwierdziliśmy żadnych pooperacyjnych powikłań.  
We have not stated any post-operation complications.

Poszukiwania skutecznej terapii ubytków chrzęstnych obejmują użycie przeszczepów autogenowych, hodowlanych, materiałów matricyowych dla regeneracji chrzęstki czy w końcu endoprotesy chrzęstki stawowej [1, 6, 10, 13].

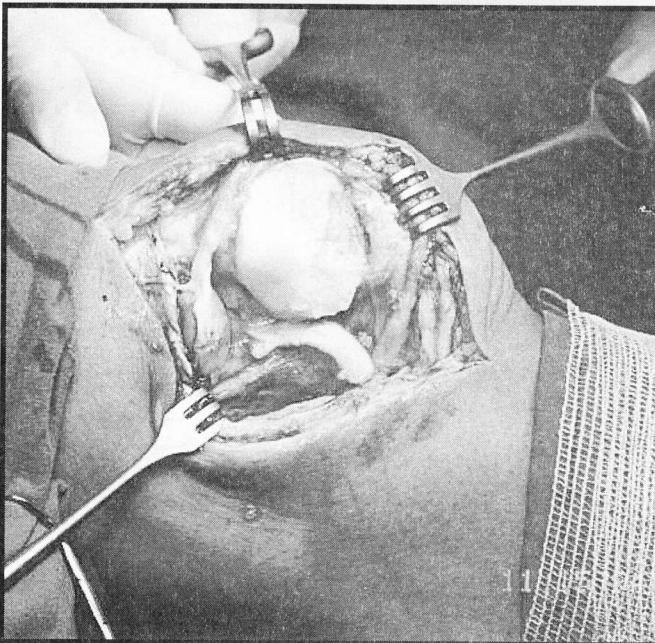
W pracy prezentujemy użycie włókniny węglowej z włókien poliakrylonitrylowych (PAN) do wypełniania ubytków chrzęstnych, która dzięki swojej znacznej porowatości, pozwala na wnikanie elementów komórkowych i na przerastanie tkanką łączną, a nie daje jednocześnie odczynu typuoko ciało obcego. Powstająca kompozytowa struktura blizny pozwala na wczesne przenoszenie obciążzeń (uruchamianie stawu), bez trwałych odkształceń odtwarzanej powierzchni stawowej [7, 8, 9]. Wykorzystanie szwu węglowego pozwala na pokrywanie rozległych ubytków chrzęstnych bez niebezpieczeństwwa złuszczenia powstającego blizny przy uruchamianiu i bez konieczności stosowania gwoździ mocujących. Wykorzystanie materiałów węglowych nie zmusza do reoperacji jak przy usuwaniu metalowych gwoździ mocujących.

## Metoda i materiał

Od grudnia 1993 do listopada 1994 operowaliśmy 4 chorych z wykorzystaniem opisanej niżej techniki. W grupie tej byli:

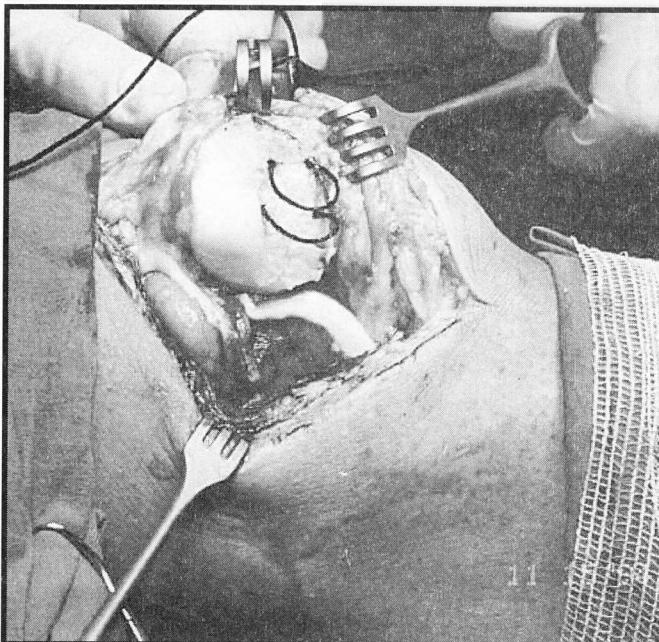
### Przypadek 1

16-letni chłopiec po urazie kolana prawego przed rokiem



RYS. 1. Ocena wielkości ubytku chrzęstnego i opracowanie chirurgiczne brzegów

FIG. 1 Assessment of the extent of cartilage defect and surgical debridement of edges.



RYS. 2. Przeprowadzenie szwów węglowych przez rzepkę

FIG. 2. Leading of carbon sutures through the patella.

The search for an effective treatment of cartilage defects comprises the use of autografts, cultivated tissues, matrix materials for the regeneration of cartilage and finally endoprosthesis of the cartilage [1, 6, 10, 13].

This paper presents the use of polyacrylonitrile fibres (PAH) to fill the cartilage defects. Owing to high porosity of this material the cell elements can penetrate and overgrow it with a connective tissue without producing the foreign body reaction. The composite structure of the scar permits early loading (activating of the joint) without deformations of the reconstructed joint surface [7, 8, 9]. The use of carbon suture enables treatment of big cartilage defects without a risk of scar exfoliation during activation of the joint and without the necessity of using nails. The application of carbonic materials does not require subsequent removal of the fixing elements.

## Method and material

We treated four patients with the method described further in this paper from December 1993 to November 1994. The following cases were dealt with:

### Case 1

A 16-year old adolescent after an injury of the right knee a year before

z nasileniem dolegliwości bólowych obu kolan, skrajnie ograniczających zakres ruchu z przewagą po stronie prawej. Śródoperacyjnie rozpoznano martwicę kostno-chrzesztaną rzepki prawej.

### Przypadek 2

48-letni mężczyzna z zaawansowaną obustronną gonartrozą bez przeszłości urazowej, nasiloną bardziej po stronie prawej. Chory był leczony steroidami dostawowo. Śródoperacyjnie obok ubytku chrzeszczestnego rzepki prawej stwierdzono zmiany chrzeszczestne II/III<sub>0</sub> obu kłykci udowych, które nawiercono oraz osteofit w okolicy wyniosłości międzykłykciowej, który usunięto.

### Przypadek 3

27-letni mężczyzna bez uchwytnego urazu z martwicą kostno-chrzeszczestną rzepki lewej operowany przed 6 miesiącami z fiksacją chrząstki beleczkami kostnymi z niszą w obrazie rtg umiejscowioną pod rzepką.

### Przypadek 4.

31-letni mężczyzna z nasiloną gonartrozą prawostronną po operacyjnej fiksacji martwicy kostno-chrzeszczestnej kłykcia przyśrodkowego przed 12 laty.

Wszyscy czterej przybyli ze znacznymi dolegliwościami bólowymi ograniczającymi zakres ruchu w zajętych stawach kolanowych (tab.1.)

## Technika chirurgiczna

Staw otwieramy z przepukowego dostępu Payra. Rozległość zabiegu zależy od zakresu zniszczeń stawu kolanowego. Po odwróceniu rzepki oceniamy wielkość ubytku chrząstki (rys. 1), a następnie przycinamy włókninę węglową i dopasowujemy ją do kształtu ubytku. Cztery otwory nawiercamy przez rzepkę od strony stawowej. Płuczemy staw kolanowy i usuwamy osteofity, a drobne uszkodzenia chrząstki wygładzamy lub nawiercamy [11]. Przez wytworzonye kanały w rzepce przeprowadzamy szwy węglowe (rys. 2), którymi mocujemy przygotowaną do kształtu ubytku lątkę z włókniny węglowej (rys. 3). Szwy wiążemy ponad rzepką (rys. 4). Kontrolujemy położenie włókniny. Zakładamy drenaż ssący i zamykamy

with an acute ailment of both knees, extremely limited mobility, especially on the right side. Intraoperatively recognised bone-cartilage necrosis of the right patellae.

### Case 2

A 48-year old man with an advanced bilateral gonarthrosis, without traumatic past, with stronger effects on the right side. The patient had undergone intrajoint treatment with steroids. The intraoperatively recognised cartilage defect of the right patellae and cartilage defects II/III<sub>0</sub> of both femoral condyles were drilled and the osteophyte near the intercondyle eminence was removed.

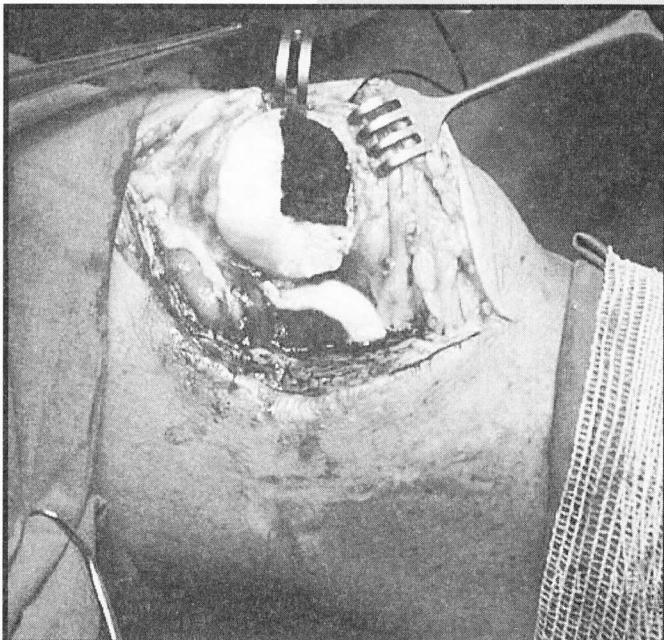
### Case 3

A 27-year old man without a visible injury, with bone-cartilage necrosis of the left patellae, treated 6 months before by fixation of cartilage with osseous beams. On the X-ray image the defect was situated under the patellae.

### Case 4

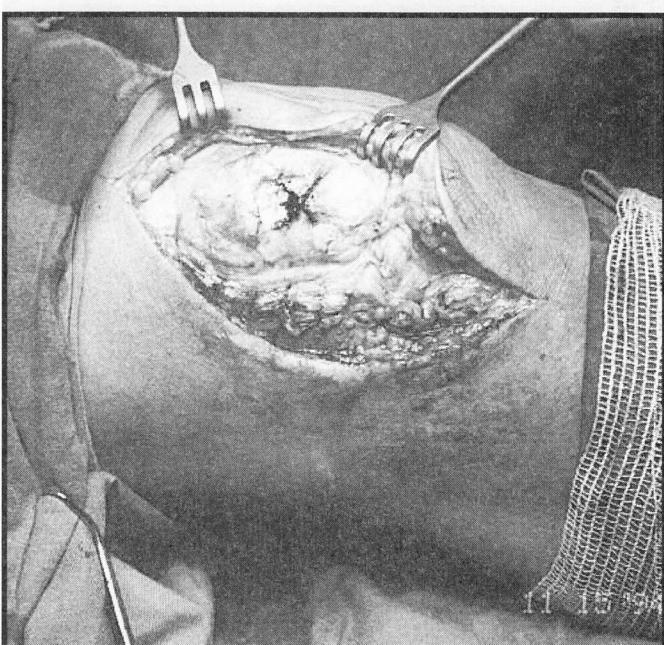
A 31-year old male with strong gonarthrosis on the right side after the surgical fixation of bone-cartilage necrosis of the medial condyle 12 years before.

All these patients came with strong ailments of the knees, largely limiting mobility of the affected joints (Table 1).



RYS.3. Dopasowanie włókniny węglowej do kształtu ubytku i umocowanie jej szwami węglowymi

FIG.3. Shaping of the carbon fibre to fit the defect and its fixing with carbon sutures.



RYS.4. Wiązanie szwów nad rzepką

FIG.4 Tying-up of sutures above the patellae.

## Surgical technique

The joint is opened up from a peripatellar Payr's access. The extent of treatment depends on the size of defect within the knee joint, which we assess after turning over of the patellae (Fig.1). Then we cut the carbon fibre and shape it to fit the defect. We drill four holes in the patellae on the joint side. Subsequently we wash the knee joint and remove osteophytes, small damages of cartilage being smoothed or drilled away [11]. Through the channels in the patellae we lead carbon sutures (Fig.2) which fix the earlier-prepared carbon patch (Fig.3). We tie up the sutures above the patellae (Fig.4), then

staw w sposób typowy. Stosujemy opatrunki typu "kokon". Artrotomię zwykle poprzedzamy artroskopią zwiadowczą.

## Postępowanie pooperacyjne

Po zabiegu kończyna zostaje unieruchomiona w wyproście w lusce "Adama". W drugiej dobie po operacji drenaż zostaje usunięty, a chory rozpoczyna bierne ćwiczenia kolana (CPM -continuous passive motion). Kąt zgęścia na szynie CPM zwiększa się codziennie o 100. Przy usuwaniu szwów zgęście zwykłe przekracza 900. Ćwiczenia bierne (CPM) przeprowadzane są przez pierwsze 30 dni [12]. Elektrostymulacja od 3-4 doby pooperacyjnej i ćwiczenia izometryczne zapobiegają zanikowi mięśniowemu. Limitowane ćwiczenia czynne pod ścisłą kontrolą fizjoterapeuty rozpoczęte są w 7 dniu, a chodzenie o kulach bez obciążania kończyny tak wcześnie jak tylko pozwala kondycja i samopoczucie chorego. Od 3 tygodnia wprowadza się ćwiczenia czynne zginania i prostowania kolana na podwieszkach oraz ćwiczenia w odciążeniu w basenie pływackim. Rutynowo podajemy hyaluronian sodu dostawowo raz w tygodniu (20 mg) przez kolejnych 5 tygodni począwszy od 14 doby.

## Wczesne wyniki

W 24 miesięcy po operacji kontrolne badanie ujawniło u 2 chorych brak dolegliwości bólowych w czasie czynnego zgęścia kolana, a u 2 pozostałych ból o nieznacznym nasileniu. U wszystkich stwierdzono poprawę siły mięśniowej i wzrost obwodu nadrzepkowego (mierzony na wysokości 5 cm nad rzepką) średnio o 2 cm, brak wysięków, poprawę zakresu ruchu w stawie kolanowym (tab. 2) i powrót do ich wcześniejszej aktywności fizycznej.

## Dyskusja

Powszechność występowania uszkodzeń chrzestnych i brak satysfakcji z wyników leczenia zachowawczego skłania wielu chirurgów do poszukiwania skuteczniejszych metod leczniczych. Wysoka cena i niedostępność w Polsce hodowli tkankowych autogennych chondrocytów uniemożliwia ich stosowanie.

Prezentowana praca stanowi alternatywę postępowania terapeutycznego w uszkodzeniach chrzastki stawowej poprzez protezoplastykę. Wykorzystanie chondrogenicznych właściwości włókniny węglowej w połączeniu z technicznym rozwiązaniem jej mocowania przy pomocy szwu węglowego pozwala na polecenie tego nowego sposobu terapeutycznego, zwłaszcza w rozległych uszkodzeniach chrzestnych. Zachęcające wczesne wyniki pokrywające się z prezentowanymi szwedzkimi wynikami [2] muszą być jednak potwierdzone w wieloletnich obserwacjach rozwoju gonartrozy.

## Piśmiennictwo

- [1] Bentley G.:Grafts and implants for cartilage repair and replacement. Crit. Rev. Biocomp., 5, (1989), 245-246
- [2] Brittberg M., Faxon E., Peterson L.: Carbon fiber scaffolds in the treatment of early knee osteoarthritis. Clin Orthop. 307, (1994), 155-164
- [3] Ficat P., Ficat C., Gedeon P.Arthrose post-traumatique et chondrose post-constitutive. Rev. Chir.Orthop. 64, (1978), 19-34
- [4] Freeman M.A.R. Adult articular cartilage, Pitman Med. London (1979)
- [5] Gaździk T. Głębokie uszkodzenia chrzastki stawowej, Chir. Rarz. Ruchu Ortop. Pol. 52, (1987), 94-99
- [6] Grande D.A., Pitman M.I., Peterson L., Menche D., Klein M. The repair of experimentally produced defects in rabbit articular cartilage by autologous chondrocyte transplantation. J.Orthop.Res., 7, (1989), 208-218
- [7] Kuś W.M., Biomateriały węglowe w medycynie. Kraków, (1994), 184-198
- [8] Kuś W.M., Górecki A., Benke G. Uzupełnieni ubytków chrzastki stawu kolanowego włókniną węglową w badaniach doświadczalnych. Kolano, 1, (1989), 95-97

we check positioning of the carbon fibre patch, we install a suction tube and close up the joint in a typical way. We put a cocoon -type dressing. The arthrotomy is usually preceded by an exploratory arthroscopy.

## Post-operation procedure

After the treatment the limb is immobilised in a straightened position in Adam's shell. On the second day the drainage tube is removed and the patient begins continuous passive motion (CPM). The bending angle of the CPM splint is increased by 10° every day. At the moment of suture removal the bending angle is usually greater than 90°. The CPM exercises are made during first 30 days [12]. Electrostimulation started on the third or fourth day after the treatment and isometric exercises prevent muscular atrophy. Limited active motion guided by a physiotherapist begins after 7 days whereas walking on crutches without overloading the limb is started as soon as possible, depending on patient's condition . From the third week on active motion is practised, i.e. bending and straightening of the knee on suspensions, or in load-free conditions in the swimming pool. Sodium hyaluronate is administered intrajointly once a week (20 mg) for 5 consecutive weeks, starting from 14 th day after the treatment.

## Early results

The early 24-month follow-up has not shown any ailments in active bending of the knee in two cases, and slight ailments in two other cases. It has been stated that in all cases the muscle strength increased and the circumference measured 5 cm above the patellae was on average 2 cm greater, there were no exudates, the mobility range of the knee joint was better (Table 2) and all the patients regained normal physical activity.

## Discussion

The frequent occurrence of cartilage defects and unsatisfactory results of conservative therapy make that many surgeons search for more effective methods. High prices and lack of autogenic chondrocyte tissues cultivated in Poland disable their use in practice. This paper presents an alternative way in the treatment of cartilage before the prosthesisplasty. The chondrogenic properties of carbon fibre in combination with technical feasibility of its fixation with carbon suture make the new therapy worth recommendation, especially in the case of extended cartilage defects. The encouraging early results confirm those reported by Swedish surgeons [2] but should be verified in long-term observations of the gonarthrosis development.

## References

- [9] Kuś W.M., Górecki A., Pawłowski W. Osteochondrosis disseccans patellae. Kolano , 5, (1994), 60-63
- [10] O'Driscoll S.W., Keeley F.W., Salter R.B., Durability of regenerated articular cartilage produced by free autogenous periosteal grafts in major full-thickness defects in joint surfaces under the influence of continuous passive motion. J.Bone Jt.Surg., 70-A, (1988), 595-606
- [11] Pridie K.H., A method for resurfacing osteoarthritic knee joints. J.Bone Jt.Surg., 41-B, (1959), 618-619
- [12] Salter R.B., Minster R.R., Clements H., Bogoch E.E., Beil R.S. , Continuous passive motion and the repair of full-thickness articular cartilage defects a one-year follow-up. Orthop. Trans., 6, (1982), 266-267
- [13] Wakitani S., Kimura T., Hirooka A., Ochi T., Yoneda M., Yasui H., Owaki H., Ono K., Repair of rabbit articular surfaces with allograft chondrocytes embedded in collagen gel. J.Bone Jt.Surg., 71B, (1989), 74-80

## 12 ENDOPROTEZOPLASTYKA BIODRA – WYBRANE ZAGADNIENIA

JANUSZ KUBACKI\*, TADEUSZ GAJDZIK\*\*

\* ODDZIAŁ ORTOPEDII I CHIRURGII URAZOWEJ WOJ. SZPITALA SPECJALISTYCZNEGO IM. NMP W CZĘSTOCHOWIE

\*\* ODDZIAŁ ORTOPEDYCZNO-URAZOWEGO SZPITALA GÓRNICZEGO W KATOWICACH - MURCKACH

### Streszczenie

Autorzy przeanalizowali rozwój endoprotez stawu biodrowego począwszy od typu McKee-Farrara i Charnleya. Szczególną uwagę zwrócono na nowe modele endoprotez. Omówiono problemy dotyczące endoprotez cementowych i bez cementowych z kołnierzem i bez kołnierzca. Przedstawiono nowe typy panewek z systemem zamocowania Fit i Fill. Stwierdzono, że rozwój endoprotezoplastyki niesie ze sobą nowe wyzwania i nowe problemy.

Pomijając kapoplastykę, endoplastykę częściową typu Austin-Moor, protezy bipolarne stawu biodrowego, poszukiwania idealnej endoprotezy całkowitej trwają od lat 60-tych naszego stulecia. Najpierw został wprowadzony model McKee-Farrara, stosowany w kraju z końcem lat 60-tych. Endoproteza ta składa się z metalowego trzpienia z głową oraz panewki i była mocowana do kości cementem. Na kopule panewki znajdowały się wtopione, lekko wystające kolki dla lepszego jej zakotwiczenia w warstwie podchrzęstnej. Przetrwała ona kilka lat i zyskała dobrą opinię zarówno wśród ortopedów jak i pacjentów.

Największe zasługi w konstrukcji endoprotezy na początku lat 60-tych miał J. Charnley. Wielkim przełomem było wprowadzenie przez niego panewki z polietylenu. Trzpienie tego implantu były najpierw gładkie z kołnierzem podparty w okolicy krętarzowej, później rowkowane na bokach, a głowy o rozmiarach 22-32 mm. Panewki różnej wielkości były na obwodzie wzmacnione drutem. Typy specjalne z kołnierzem – rozetą stosowane w zmianach protruzyjnych zapobiegły przemieszczaniu panewki wgłęb miednicy malej. Chociaż obecnie pojawiły się inne, bardziej nowoczesne implanty, model Charnleya ma nadal swoich zwolenników. W doniesieniach autor endoprotezy i jego bliski współpracownik B. Wróblewski szczerą się ponad 20-letnimi obserwacjami ponad 15 tysięcy endoprotezoplastyk [2, 9, 14].

## ENDOPROSTHESOPLASTY OF THE HIP – SELECTED PROBLEMS

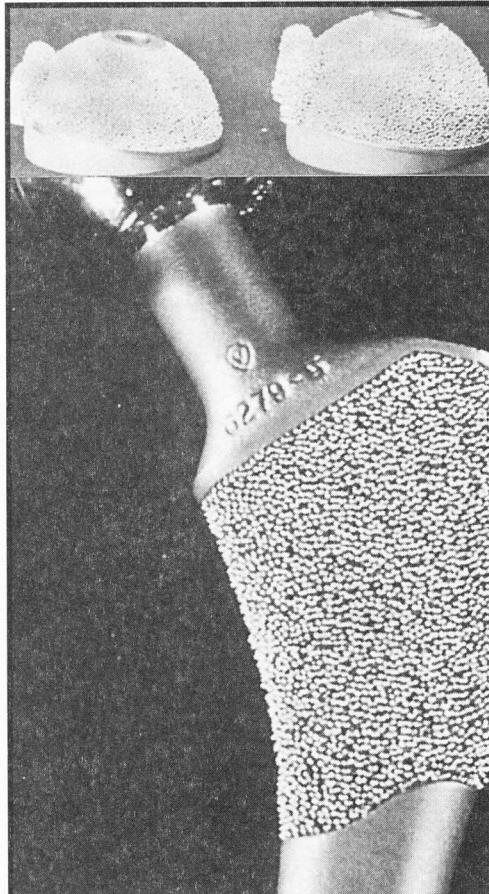
JANUSZ KUBACKI\*, TADEUSZ GAJDZIK\*\*

\* DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATIC SURGERY , ST. MARY'S HOSPITAL DEPARTMENT IN CZESTOCHOWA

\*\* DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY, MINERS HOSPITAL IN KATOWICE-MURCKI

### Abstract

The authors have analysed the development of endoprostheses of the hip joint from the first ones invented by Farrara and Charnley. Special attention has been paid to novel models. Discussed are the problems concerning cemented and cementless replacements with and without a collar. Presented are new types of acetabular cups with a 'Fit and Fill' fixation. It has been stated that the development of endoprotezoplasty brings new challenges and new problems to be solved.



RYS.1. Proteza typu PCA. Okolica podkrętarzowa pokryta ziarnistą powłoką. Panewka asymetryczna z dwoma kołkami dla lepszej fiksacji i właściwej rotacji.

FIG.1. PCA type prosthesis. The subtrochanteric area covered with a granular coating; the asymmetric acetabular cup with two pins for better fixation and proper rotation.

Endoproteza Charnleya popularna w krajach Europy Zachodniej w naszym kraju nie była implantowana na szeroką skalę. W Polsce pojawiły się inne modele endoprotez, jak Wellera I, II generacji z głową 32 mm, Lorda, Wagnera i inne. Modele Ringa, Judeta, Hastingsa nie były w kraju stosowane.

Końcowe lata 70-te i początek 80-tych to era endoprotez bez cementowych, których część udowa w okolicy między- i podkrętarzowej była porowata, lub pokryta hydroksyapatytu. Na stożkowaną szyję zakładano metalową lub porcelanową głowę.

Endoprotezy Parhofera-Mcha (PM), Müllera, Mittelmeiera z panewkami najczęściej typu mecring są przykładami modeli bez cementowych. Endoproteza PM z trzpieniem częściowo pokrytym hydroksyapatytu a w dolnej części nacinanym ząbkowato, posiada kołnierz. Typ Mittelmeiera jest podobny, chociaż posiada nieco inną panewkę z aluminium i wręby na całej długości trzonu [3, 11, 12].

Typ Zweymüller'a z otworami w okolicy międzykrętarzowej oraz model Bicontact posiadały podłużny, łukowaty kołnierz, a ich trzpień pokryty był warstwą hydroksyapatytu. Niektóre modele nie posiadały kołnierzy i w razie potrzeby mogły być zacementowane. Panewki typu mecring z titaniem mogły być wkracone śrubowo, a do ich wnętrza wprowadzano na wcisk polietylenową wkładkę.

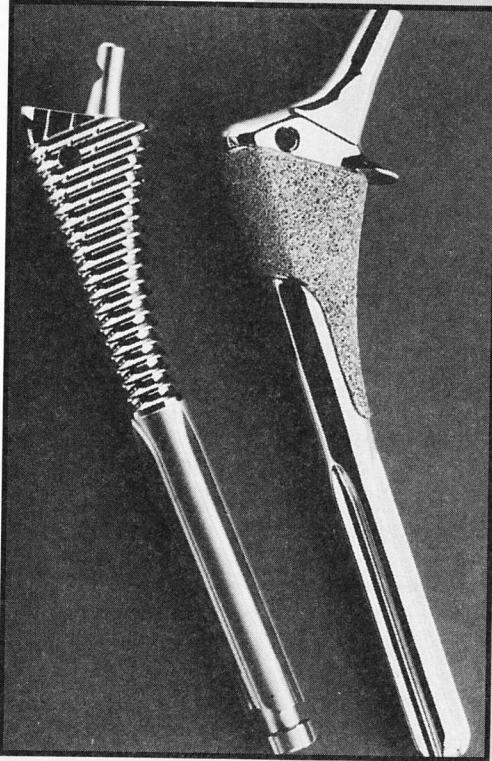
Inne typy endoprotez jak:

- model SCL (Sistema Callea Luddi – 1976) z krótkim trzpieniem ufkisowanym pod kątem śródszpikowo, podobnie jak w gwoździu Gamma
- model ESOP z połączonymi długimi i nakręcanymi na siebie trzpieniami, oraz panewką powlekioną substacją "kościopodobną" z dwoma kołkami na kopule dla uchwycenia właściwej rotacji,
- model PCA (Porous Coated Anatomic – 1982) z powłoką apatytową i panewką podobną jak w modelu ESOP.

Powyższe typy endoprotez nie przyjęły się w naszym kraju ze względu na ograniczoną dostępność, skomplikowaną budowę i wysoką cenę.

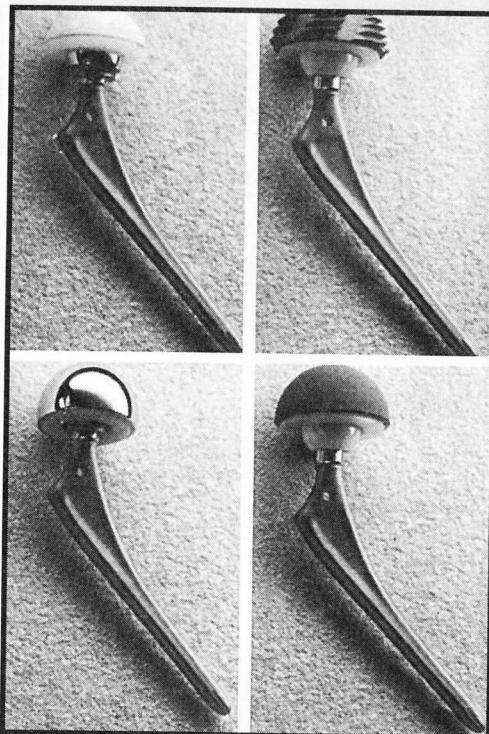
Podobnie typy endoprotez z modelowanymi trzpieniami, rowkami, nacięciami, jak Bichat II, Identifit, Mecroblock i Norwich nie były w Polsce implantowane (rys.1,2).

Ciągły rozwój endoprotezoplastyki niesie ze sobą wiele problemów. Do najistotniejszych należy zaliczyć sposób zamocowania trzpienia i pa-



RYS. 2. Proteza typu MULTILOCK z tytanu-6Al-4V, pokryta Ti-Nidium firmy Zimmer.

FIG.2 MULTILOCK type prosthesis made of Ti-6Al-4V, coated with TiNidium (Zimmer).



RYS. 3. Proteza typu CENTRAMENT z panewkami: cementowaną, typu mecring (model Monachium), bipolarną, z powłoką plazmową.

FIG.3. CENTRAMENT type prosthesis with different acetabular cups: cemented, mecring type (Munich model), bipolar, and plasma coated.

The Charnley endoprosthesis, commonly used in the West-European countries, was not implanted on a large scale in Poland. Other models appeared instead, such as that of Weller – 1st and 2nd generation – with a 32 mm head – that of Lord, Wagner etc. The models by Ring, Judet, Hastings were not used in Poland. Late 1970's and early 1980's were the era of cementless endoprosthesis, in which the femoral component in the inter- and subtrochanteric area was porous or coated with hydroxyapatite. Metallic or porcelain head was mounted on a conical neck.

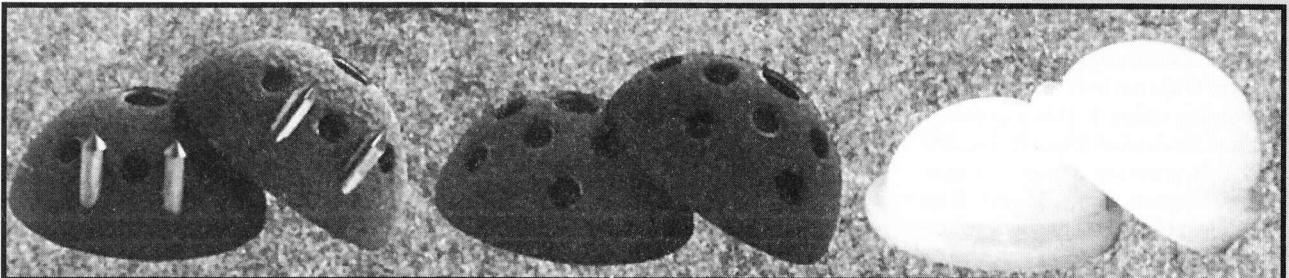
The Parhofer-Moch (PM), Müller, Mittelmeier endoprostheses with mostly mecring type acetabular cups are examples of cementless models. The PM endoprosthesis with a stem partially coated with hydroxyapatite and serrated in the lower part is provided with a collar. The Mittelmeier type is similar although it has slightly different acetabular cup made of aluminium and grooves on the whole stem length [3, 11, 12].

The Zweymüller type with the holes in the intertrochanteric area as well as the Bicontact type had an elongated, curved collar and their stems were coated with a hydroxyapatite layer. Some models were collar-free and could be fixed with cement if necessary. The mecring type acetabular cups made of titanium could be screwed-in and lined with polyethylene inserts by press-fitting. Other types of endoprostheses, such as:

- SCL model (Sistema Callea Luddi – 1976) with a short stem fixed in the angular intermarrow position, as in the Gamma nail;
- ESOP model with long interconnected stems screwed on one another, an acetabular cup coated with a bone-like substance and two pins on the surface for proper rotation;
- PCA model (Porous Coated Anatomic – 1982) with an apatite coating and acetabular cup similar to that in ESOP model;

were not popular in Poland because of the limited availability, complex structure and high price. The same refers to other types of endoprostheses, with shaped stems, grooves and notches, such as the Bichat II, Identifit, Mecroblock and Norwich, which were not used in Poland either (Figs.1,2).

The development of endoprosthesoplasty creates many problems. Among the most important ones are the fixation method of the stem and acetabular cup, the use of osseous cement and stems with and without a collar.



RYS.4. Panewki typu kompaktowego firmy de Puy

FIG.4 Compact acetabular cups, de PUY system.

newki, stosowanie cementu kostnego oraz trzpieni z kołnierzem, lub bez kołnierza.

W dotychczasowych obserwacjach dotyczących stosowania różnorodnych typów endoprotez przebijają ciągle problem cementowania lub niecementowania implantatu. Nie jest on do końca rozwiązany pomimo obserwacji na dużym materiale klinicznym i rzetelnych opiniach chirurgów.

Podnosi się możliwość odklejenia trzpienia pomiędzy 6-8 rokiem po implantacji. Za jego przyczynę uważa się starzenie się cementu, niekorzystne działanie nacisków i naprężen, niepełne i nierówne powierzchnie styku pomiędzy metalem, cementem i kością. Wymienione czynniki są najczęstszymi przyczynami odklejania się endoprotezy. O wiele rzadziej problemy te są poruszane w stosunku do panewki stawu. Większość autorów jest zdania, iż przed 60-tym rokiem życia nie powinno się implantować endoprotezy cementowej ze względu na duże możliwości przebudowy kostnej i brak cech osteoporozy.

Zakotwiczenie biologiczne stwarza lepsze warunki biomechaniczne dla stawu. Wióra kostne wgajają trzpień a po przebudowie umacniają przynasadę. Natomiast w podeszłym wieku, wydłużony cykl usprawniania oraz rozpoczęcia pionizacji i obciążania stanowi względne przeciwskazanie do implantacji endoprotezy bezcementowej, chociaż w każdym przypadku kwalifikacja do zabiegu powinna być indywidualna [4, 6, 8].

Następny problem to kołnierz podpierający implantat w linii międzykrętarzowej. Trzpień z kołnierzem uważany jest przez jednych autorów za czynnik powodujący jego wyważanie, na skutek zwiększych naprężen. Według innych, przy dobrej technice operacyjnej, kołnierz stabilizuje trzpień. Jak widać zdania w tym zakresie są podzielone, chociaż firmy produkują coraz więcej modeli bezkołnierzowych, takich jak Bicontact, Centrament i inne. Osadzane na trzpieniach głowy o średnicy 28 mm nie budzą obecnie większych zastrzeżeń (rys. 3).

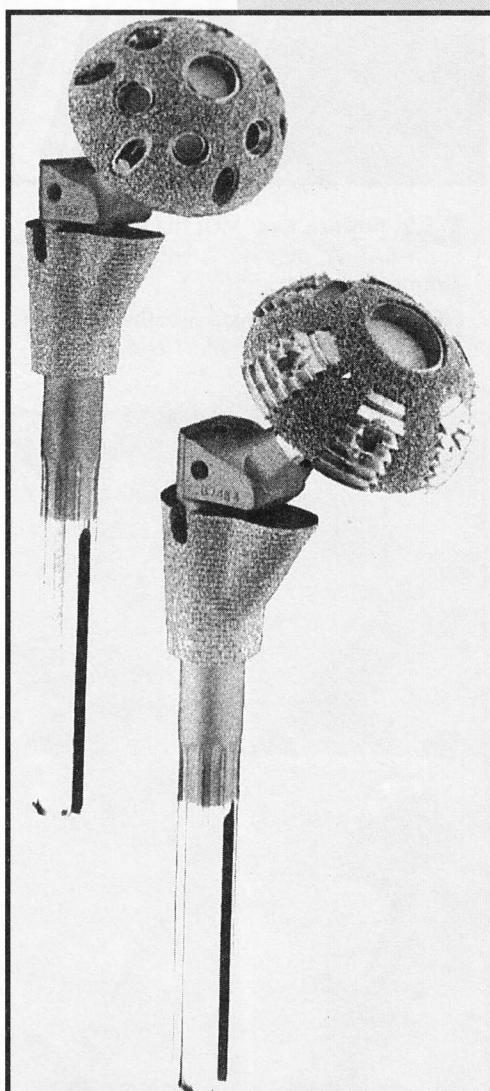
Panewki przeszły również wiele przeobrażeń, od wklejanych typu Charnleya, poprzez system meiring do powlekanych na całej kopule hydroksyapatytu z otworami dla przeknikania tkanki kostnej. Rzadziej stosu-

In the investigations concerning the use of different types of endoprosthesis, there is always a big problem whether or not the implant should be cemented. There is no answer in spite of many clinical observations and reliable opinions of surgeons.

Discussed is the possibility of stem deglutination after 6-8 years brought about by ageing of the cement, unfavourable effects of loading and stresses, defective and rough contact surfaces between metal, cement and bone. The mentioned factors are predominantly responsible for the deglutination of endoprosthesis. Less frequent are problems related to the acetabular cup. The majority of authors believe that patients under 60 should not be given the cemented endoprosthesis because of highly probable bone reconstruction and lack of osteoporosis.

Biological anchoring provides better biomechanical conditions for the joint. Bone chips heal-in the stem and after restructuring they act as metaphysial reinforcement. On the contrary, old age, extended recovery cycle, delayed assuming of standing position and loading are generally regarded as contraindications in considering implantation of cementless endoprosthesis, although in each case the qualification for the replacement should be made separately [4,6,8].

Another problem is related to the usefulness of a collar that supports the implant in the intertrochanteric line. According to some authors, the stem-collar system itself may cause displacements due to increased stresses. Others claim that the collar stabilises the stem when the surgical technique is adequate. Although the opinions are not unanimous more and more collar-free models are being produced, e.g. such systems as Bicontact, Centrament etc. The heads with a diameter of 28 mm mounted on stems are no more questioned (Fig.3). The acetabular cups have also undergone many transformations, from the inserted ones invented by Charnley, through the meiring system, to the newest ones coated with hydroxyapatite on the whole cup surface and with holes to let the osseous tissue in. Less fre-



RYS.5. Endoproteza, model S-ROM, system "FIT and FILL". Charakterystyczne trzpienie z poszerzoną okolicą między- i podkrętarzową; panewki na docisk i wkręcanie.

FIG.5 Endoprosthetic model S-ROM, 'FIT and FILL' system; characteristic stems with a widened inter- and subtrochanteric areas; acetabular cups fixed by press-fitting and screwing.

je się panewki mocowane śrubami. Obecnie nastąpiła era panewek kompaktowych, powlekanych substancją "kościopodobną" zamocowanych przez kołki i docisk jak w systemie De Puy. Zakładane do nich są nadal polietylenowe wkładki (rys. 4).

Cechy destrukcji kostnej oraz obluzowywanie się szczególnie endoprotez cementowych stwarza poważne problemy w czasie usuwania cementu, przeklejania oraz implantowania nowej endoprotezy. W czasie kwalifikacji do zabiegu nasuwają się pytania: jakiej użyć endoprotezy?, cementowej czy bezcementowej? Pytania te jak i sam moment przeklejania endoprotezy stwarzają wiele złożonych problemów a odpowiedź na nie zależy od stopnia destrukcji kości, wieku chorego oraz możliwości warsztatowych. Szwajcarski ortopedista Muller powtarza, że endoproteza powinna być łatwa zarówno przy jej zakładaniu jak i usuwaniu. Czy zawsze tak jest? Ten kto zakłada endoprotezy biodra wie z jakimi nieraz trudnymi, skomplikowanymi sytuacjami oraz złożonymi zniekształceniami spotyka się ortopedą podczas instalacji endoprotezy [1, 7, 10, 13].

Lata 90-te przyniosły postęp w postaci trzpieni modularnych, powlekanych, panewek kompaktowych podobnie jak w najnowszej endoprotezie tytanowej Linka-Modular System. W tym modelu RIBBED okolica krętarzowa zakotwiczona jest dodatkową śrubą.

Nowy system amerykański S-ROM, oparty na zasadzie Press-Fit, Exact-Fill; w skrócie Fit and Fill polega na dopasowaniu implantatu do szerokiej przynasady co zapewnia równomierne naciski oraz dokładnym wypełnieniu wąskiego kanalu kości udowej. Takie endoprotezy stosowane są w przypadkach dużych przestrzeni w okolicy mięzykrętarzowej oraz przeklejeniach. [5, 10], (rys. 5, 5a).

Endoprotezoplastyka stawu biodrowego pozostawia wiele możliwości wyboru, jak i zastosowania różnorodnych technik operacyjnych. Większość chirurgów po 20-25 latach doświadczeń wydaje się, że opanował cały warsztat. Ciągle jednak powstają nowe rozwiązania technologiczne oraz wprowadzane są nowe modele endoprotez, które wymagają stałego doskonalenia techniki operacyjnej.

W pracy nie wspomniano o cenach implantów, które wielokrotnie są hamulcem wyboru i ukierunkowanego postępowania chirurgicznego. Pomińto również w tych rozważaniach problem ubytków panewki, przeszczepów kostnych, przeklejeń, niepowodzeń i powikłań. Zdajemy sobie sprawę, że endoproteza nie rozwiąże wszystkich problemów leczniczych stawu biodrowego. Dlatego nasze wysiłki powinny iść także w kierunku zapobiegania uszkodzeniom stawu, wcześniego leczenia zachowawczego oraz ewentualnej korekcji chirurgicznej bez zakładania endoprotezy (osteotomie).

Jednak teraźniejszość i przyszłość niesie za sobą nie tylko nowe wyzwania, ale i nowe możliwości alloplastyki. W naszym kraju zakładamy coraz więcej endoprotez. Ocenią naszych wysiłków będziemy mogli zweryfikować po 5 a najlepiej 10-15 latach obserwacji.



RYS.5A. Rodzaje panewek stosowanych w systemie S-ROM typu Arthopor. Kopuły, pokryte substancją kościopodobną, na wkręcanie, z otworami na docisk i kołki stabilizujące.

**FIG.5A Different acetabular cups used in the S-ROM system Arthopor type; cups coated with a bone-like substance, fixed by screwing, with tightening holes and stabilising pins**

quenty used are acetabular cups fixed with screws. At present the most advanced are compact acetabular cups coated with a bone-like substance and fixed by means of pins and press-fitting as in the de Puy system. They are always provided with polyethylene inserts. (Fig.4).

Bone destruction and loosening of endoprostheses, especially the cemented ones, create serious problems in cement removal, reinsertion and implantation of a new endoprosthesis. In qualifying for the treatment the question arises about the type of replacement to be used, i.e. the cemented or the cementless one. The answer to this question and appointing due time for the replacement treatment depend on the extent of bone destruction, age of the patient and technical feasibility. Although according to the Swiss orthopaedist Müller the endoprosthesis should be easy to implant and to remove, it is not always the case. Everyone who has ever dealt with the insertion of the hip endoprosthesis knows how difficult situations and how complex deformations can be encountered in practice [1,7,10,13].

The 1990's have brought much progress, i.e. modular stems, coated compact acetabular cups, as that in the newest titanium endoprosthesis Linka-Modular System. In the RIBBED model the trochanteric area is anchored with an additional screw.

The latest American S-ROM system, based on Press-Fit and Exact-Fill procedure, shortly referred to as 'Fit and Fill' consists in fitting the implant to a wide metaphysis which ensures uniform loading and good filling of the narrow channel in the thigh bone. These endoprostheses are used in the case of large spaces in the intertrochanteric area and in reinsertions [5,10] (Figs.5, 5a).

thigh bone. These endoprostheses are used in the case of large spaces in the intertrochanteric area and in reinsertions [5,10] (Figs.5, 5a). The endoprotezoplasty of hip joint provides many choices as regards the system and surgical technique. Most surgeons with a 20 – 25 years experience seem to have acquired mastery in the technique. It happens, however, that new techniques and new models are continually being developed which requires continuous perfectioning of the surgical skills.

The present paper has not discussed some properties of implants which often limit the available choices of treatment. Left out are also the problems connected to acetabular cup defects, osseous grafts, reinsertions, failures and complications. We realise that the endoprosthesis itself will not solve all the problems of the hip joint treatment. Therefore our efforts should be directed also at prevention, early conservative therapy and surgical corrections without resorting to endoprosthesis (osteotomy).

However, the state-of-art and future developments bring not only new challenges but also new possibilities for the alloplasty. The number of implanted endoprostheses in Poland continually increases. The evaluation of our achievements requires long-term observations, i.e. 5 years or even 10-15 years long.

## Piśmiennictwo

- [1]. Chapman M. W.: Operative Orthopaedics. Lippincott Company, Philadelphia 1988.
- [2]. Charnley J.: Low-friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer, New York 1979.
- [3]. Furlong F. J., Osborn J. F.: Fixation hip prostheses by hydroxyapatite coating. *J. Bone Jt Surg.*, 73-B (1991), 441-445.
- [4]. Gadzik T.: Endoprotezoplastyka stawów biodrowych u chorych na reumatoidalne zapalenie stawów. *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.*, 6, 3A, (1966), 59-63.
- [5]. Gristina A. G., Coombs R., Huguenford D.: Joint replacement. State of the art. Mosby Year Book, St. Louis 1990.
- [6]. Haddad R. J., Cook S. D., Brinker M. R.: A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. *J. Bone Jt Surg.*, 72-B, (1990), 2-8.
- [7]. Halley D. K., Wróblewski B. M.: Long-term results of low-friction arthroplasty in patients 30 years of age and younger. *Clin. Orthop.*, 211, (1986), 43-50.
- [8]. Kelly J. G.: Surgical treatment of the rheumatoid hip. *Ann. Rheum. Dis.*, 4, (1990), 858-862.
- [9]. Kubacki J.: Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych i rehabilitacyjnych. AWF Katowice, 1996.
- [10]. Laurencin M.: Prothèses avec ciment ou prothèses sans ciment. Evolution actuelle. *J. Med. Lyon*, 1993, 1488, 237-239.
- [11]. Mittelmeier H., Heisel J., Siebel T.: 10 years of experience with metal-granular coating of cementless Autophor-Hip Prothesis and Titanium-Polyethylene Screw Cup CST. *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.*, 3, (1994), 223-225.
- [12]. Parhofer R., Weinhart R., Frehner W.: 15 years personal experience with cement-free primary hip-joint endoprostheses. *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.*, 3, (1994), 218-222.
- [13]. Peterson M., Fulford P., Denham R.: Loosening of the femoral component after total hip replacement. *J. Bone Jt Surg.*, 63-B, (1986), 92-97.
- [14]. Wróblewski B. M.: Charnley low-friction arthroplasty. Review of the past-present status and prospect for the future. *Clin. Orthop.*, 210, (1986), 37-42.

## References

# OCENA GOJENIA UBYTKÓW KOSTNYCH ŻUCHWY WYPEŁNIONYCH WŁÓKNINĄ WĘGLOWĄ NASYCONĄ HYDROKSYAPATYTEM U KRÓLIKÓW

TADEUSZ CIEŚLIK\*, BOGNA POGORZELSKA-STRONCZAK\*, ZBIGNIEW SZCZUREK\*\*, RAFAŁ KOSZOWSKI\*, DANIEL SABAT\*\*

\* I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZEKO-WO-TWARZOWEJ ŚLAM W ZABRZU

\*\* I KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII ŚLAM W ZABRZU

### Streszczenie

Autorzy wykonali badania doświadczalne celem sprawdzenia czy połączenie z hydroksyapatytom zapewni włókninie węglowej lepsze właściwości biologiczne. Do doświadczenia użyły 36 królików, które podzieliły na trzy równe grupy. Każdemu zwierzęciu wykonywali w trzonie żuchwy ubytek kostny wielkości 6 x 4 x 2 mm. W grupie pierwszej ubytki goły się w obecności skrzepu krwi. W grupie drugiej wypełniali je włókniną węglową, natomiast w grupie trzeciej włókniną węglową nasycioną hydroksyapatytom. Uzyskane wyniki potwierdziły wysokie walory biologiczne włókniny węglowej i hydroksyapatytu. Wykonane doświadczenie nie potwierdziło jednak wyraźnego polepszenia właściwości biologicznych włókniny na skutek połączenia z hydroksyapatytom.

**Słowa kluczowe:** włóknina węglowa, ubytki kostne, gojenie, hydroksyapatyt.

Najczęściej stosowanymi materiałami w rekonstrukcyjnej chirurgii kostnej są autogenne przeszczepy kostne. Konieczność wykonania dodatkowego zabiegu operacyjnego powoduje poszukiwania zastępczych biozgodnych materiałów nie-

# EVALUATION OF HEALING PROCESS IN RABBIT MANDIBULAR BONE DEFECTS FILLED WITH CARBON FELT AND HYDROXYAPATITE

TADEUSZ CIEŚLIK\*, BOGNA POGORZELSKA-STRONCZAK\*, ZBIGNIEW SZCZUREK\*\*, RAFAŁ KOSZOWSKI\*, DANIEL SABAT\*\*

\* I DEPARTMENT OF MAXILLOFACIAL SURGERY, SILESIAN ACADEMY OF MEDICINE, ZABRZE, POLAND

\*\* I DEPARTMENT OF PATHOMORPHOLOGY, SILESIAN ACADEMY OF MEDICINE, ZABRZE, POLAND

### Summary

The authors performed experiments in order to find out if carbon felt can have better biological properties when combined with hydroxyapatite. Thirty-six rabbits were divided into 3 equal groups. A bone defect (size 6 x 4 x 2 mm) was made in each mandible body. In group I the healing process was supported by blood clot. In group II the defects were filled with carbon felt, while in group III the carbon felt was saturated with hydroxyapatite. The results confirmed high biological quality of carbon felt and hydroxyapatite. However, no confirmation was obtained as to improving the biological properties of the felt upon combining with hydroxyapatite.

**Key words:** carbon fibrin, hydroxyapatite, bone defects, healing

Autogenic bone grafts are widely used in reconstructive surgery. Biocompatible inorganic materials are sought in an attempt to avoid additional operations. Numerous investigations have shown that some fibrous carbon materials may be adequate [2, 3, 16, 17]. One of them is carbon fibrin. This Polish material was invented and manufactured at the Depart-

organicznych. Badania przeprowadzone na przestrzeni szeregu lat wykazały, że wymogi takie mogą spełniać niektóre włókniste materiały węglowe [2,3,16,17]. Jednym z nich jest włóknina węglowa. Ten krajowy materiał został opracowany i wytworzony w KCS WIMiC AGH w Krakowie [18].

Od wielu lat znany jest również inny biomateriał – hydroksyapatyt. Stosowany jest w wielu specjalnościach medycznych, głównie w stomatologii. Hydroksyapatyt opracowany w KCOSzit WIMiC AGH w Krakowie znalazł jak dotąd zastosowanie w stomatologii zachowawczej [14,25], ale istnieją doniesienia o próbach zastosowania go również w innych specjalnościach zabiegowych [5,6,7,10,12,20,21].

Na uwagę zasługuje fakt, że obydwa materiały zarówno węgiel jak i hydroksyapatyt są składnikami organizmów żywych. Każdy z nich charakteryzuje się również wysoką biogodnością. Hydroksyapatyt cechuje jednak duża bioaktywność pozwalającą na scisłe połączenie z tkanką kostną [9,11].

Dla zwiększenia własności biologicznych włókniny węglowej nasycono ją elektroforetycznie hydroksyapatytom. Celem naszej pracy jest sprawdzenie czy połączenie z hydroksyapatytom zapewnia włókninie węglowej lepsze własności biologiczne.

## Materiał i metody

Do doświadczenia użyto 36 dorosłych królików\* rasy mieszanej, w równych ilościach obu płci. Zwierzęta podzielono na trzy równe grupy liczące po 12 królików. Przebywały one w oddzielnego klatkach w stale wietrznym pomieszczeniu w którym temperatura wynosiła 298° K (16°C) do 291° K (18°C). Przez cały okres doświadczenia zwierzęta otrzymywały pełnowartościową, suchą, witaminizowaną i mineralizowaną paszę. W okresie przed i pooperacyjnym zwierzętom nie podawano żadnych leków.

Zabiegi operacyjne po wcześniejszej premedyikacji diazepamem wykonywano w znieczuleniu dożylnym ketaminy oraz miejscowym 2% lignocainem z noradrenaliną. Odsłonięto boczną powierzchnię żuchwy, z cięcia powłok u jej podstawy. U wszystkich zwierząt wykonywano ubytek w kości wielkości 6x4x2 mm. W grupie I rany kostne wypełniały się skrzepem krwi. Dla pozostałych zwierząt przygotowano dwa rodzaje materiału węglowego – włókninę węglową oraz włókninę węglową nasyconą elektroforetycznie hydroksyapatytom. Obydwa materiały przed ich użyciem poddano sterylizacji w autoklawie. Włókninę węglową wypełniano ubytki kostne zwierzętom grupy II. Natomiast w grupie III zwierząt doświadczalnych ubytki kostne wypełniano włókniną węglową nasyconą hydroksyapatytom.

Grupa I i II stanowiły w tym modelu doświadczenie grupę kontrolną dla grupy III.

Badania oparto na obserwacjach klinicznych oraz histopatologicznych w 7, 4, 21 dobę oraz 6, 9 i 12 tygodniu doświadczenia. W poszczególnych okresach badawczych zwierzęta uśmiercano, oceniano makroskopowy wygląd tkanek otaczających dawne ubytki kostne, a następnie pobierano fragmenty żuchwy do badania mikroskopowego. Tkankę kostną po utrwalaniu w 10% roztworze zbojętnionej formaliny, odwapniono w 10% roztworze wersenianu sodowego (etylodwuaminoczterooctanu – EDTA). Pozwoliło to na dobre zachowanie struktur komórkowych kości oraz tkanek miękkich wokół i w wytworzonych ubytkach. Odwapnione fragmenty kostne przeprowadzono w sposób typowy i zatapiano w paraplastie. Otrzymane bloczki skrawano na mikrotomie uzyskując skrawki o grubości 6 mikronów. Po odparafinowaniu barwiono je rutynowo hematoksyliną – eozyną. Otrzymane preparaty oceniano w mikroskopie świetlnym stosując powiększenia od 24 do 250 razy.

## Wyniki badań

Po zabiegu operacyjnym zwierzęta zachowywały się społecznie i normalnie przyjmowały pokarm. Okres gojenia ran

ment of Special Ceramics, University of Mining and Metallurgy in Cracow [18].

Another biomaterial, i.e. hydroxyapatite, has been known and used for many years in numerous medical branches, chiefly in stomatology. Our hydroxyapatite was developed at the Department of Ceramics, Academy of Mining and Metallurgy, Cracow. So far it has been used in conservative dentistry [14,25] but there are reports describing attempts at using it for other kinds of surgery [5, 6, 7, 10, 12, 20, 21].

It is proper to say that both carbon and hydroxyapatite are components of living organisms. Moreover, each of them is highly biocompatible. But hydroxyapatite is bioactive too, enabling connection with bone tissue [9,11].

Carbon felt was saturated electrophoretically with hydroxyapatite in order to increase its biological properties. The aim of our study was to find out if hydroxyapatite can improve biological properties of carbon fibrin when both are used together.

## Material and methods

The material consisted of 36 adult rabbits /upon consent from Bioethical Committee for Experiments on Animals, Silesian Academy of Medicine in Katowice / of mixed breed, males and females in equal numbers, divided into three groups of 12 rabbits each. The animals were kept in separate cages, the room had good ventilation, and the temperature was 298°K – 291°K. Throughout all experimental period the rabbits were given standard dry food with vitamins and minerals. No drugs were administered either prior to or after the operations.

The animals were premedicated with diazepam, and anaesthetized intravenously with ketamine, while local anaesthesia consisted of 2% lignocain plus noradrenaline. Lateral surface of the mandible was exposed through a cut at its base. A bone defect 6 x 4 x 2 mm was made in each case. In group I the bone wound became filled with blood clot. Group II received carbon felt, and group III – carbon felt immersed with hydroxyapatite. Both materials were sterilised in an autoclave before operations.

Groups I and II were controls for group III.

Clinical and histopathological examinations were performed on the 7th, 14th and 21st days and 6, 9 and 12 weeks following the operations. The animals were killed on particular days and the tissues surrounding former bone defects were evaluated macroscopically, while mandibular fragments were taken for microscopy. Bone tissue was fixed in 10% neutralized formalin solution and decalcified in 10% sodium versenate solution /ethyldiaminetetraacetate, EDTA/ in order to keep good cellular structure of the bone and soft tissue both around and inside the defects. Decalcified bone fragments were further handled in a typical way and embedded in paraplast. The blocks were cut on a microtome to receive sections 6 microns thick. Upon removing paraplast, the sections were stained routinely with hematoxylin-eosin. Final preparations were evaluated by light microscopy under 24 – 250 magnification.

## Results

The animals were quiet after the operations, taking the food in usual way. Duration of the wound healing was 10 – 14 days. No inflammatory complications were observed in any animal. The tissues immediately over the bone defect adhered tightly to it. At the beginning of the follow-up period they could be easily removed, but at a later stage their structure appeared like mature bone. Only in groups II and III /carbon felt and carbon felt plus hydroxyapatite/ black fibres could be still seen at early stages. However, towards the end of the period the fibrin was tightly covered with a tissue appearing like bone.

pooperacyjnych wynosił od 10 do 14 dni. U żadnego ze zwierząt nie stwierdzono powikłań zapalnych. Tkanki znajdujące się bezpośrednio nad ubytkiem kostnym szczerle przylegały do niego. Początkowo łatwo dawały się usuwać. W końcowych okresach obserwacji miały strukturę zbliżoną do dojrzałej kości. Jedynie w grupach II i III w których stosowano włókninę węglową i włókninę węglową nasycioną hydroksyapatytrem w początkowych okresach badawczych obserwowano przeświecającą czarną włókninę. W końcowych okresach obserwacji była ona również szczerle pokryta tkanką o konsystencji przypominającej kości.

W badaniach mikroskopowych w I grupie zwierząt, w której ubytki kostne wypełnione były skrzepem krwi w okresie od 7 do 21 dni obserwowano głównie zmiany wsteczne w postaci martwicy i resorpcji bełczek kostnych. Bardzo słabo zaznaczony był jednak rozrost komórek mezenchymalnych i procesy odbudowy tkanki kostnej (rys.1).

W grupie II, w której ubytki kostne wypełnione były włókniną węglową w tych samych okresach badawczych poza zmianami wstecznymi typu martwicy i resorpcji bełczek kostnych obserwowano również szybki wzrost komórek mezenchymalnych. Wśród nich widoczne były zbrylone włókna węglowe oraz procesy regeneracyjne tkanki kostnej. W tym okresie na obwodzie spostrzegało już dojrzałą tkankę kostną (rys.2).

W grupie III, którą stanowiły zwierzęta z ubytkami kostnymi wypełnionymi włókniną węglową nasycioną hydroksyapatytrem również na tle zmian wstecznich obserwowano w pobliżu regenerujących się bełczek kostnych liczne luźno leżące fragmenty włókien węglowych. Widoczne były również zarysy struktur torbielowatych, miejscowości wyścielonych fibrocytami o wydłużonych jądrach (rys.3).

W drugim okresie obserwacji tj. od 6 do 12 tygodnia w grupie I na obwodzie obserwowano początkowo prawidłowe utkanie kości, które w niektórych miejscach składało się jednak z cienkich, słabo wykształconych bełczek kostnych i dużych przestrzeni międzybełczekowych w których znajdowała się tkanka thuszczowa. Pod koniec okresu obserwacji widoczny był aktywny proces odbudowy i ogniska zrzeszotnienia tkanki kostnej (rys.4).

In group I /bone defects filled with blood clot/ the microscopic examinations revealed for 7 – 21 days regressive changes, chiefly necrosis and resorption of bone trabeculas. Expansion of mesenchymal cells and processes of bone tissue reconstruction were very poor (Fig.1).

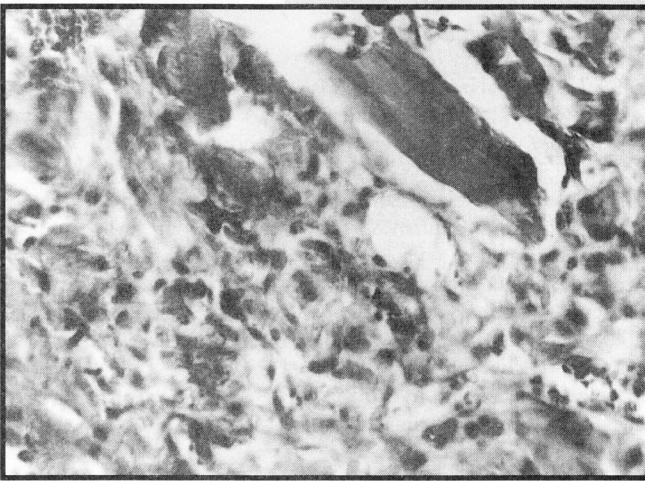
In group II /bone defects filled with carbon fibres/ rapid expansion of mesenchymal cells was observed in addition to regressive changes like necrosis or resorption of bone trabeculas. Lumps of carbon fibrin and regenerative processes of bone tissue could be seen in the midst of the mesenchymal cells. Mature bone tissue was visible along the circumference too (Fig.2).

In group III /bone defects filled with carbon felt plus hydroxyapatite/ numerous loose bits of carbon fibres and regenerating bone trabeculas were observed on the background of regressive changes. An outline of cystoid structures, sometimes lined with fibrocytes having elongated nuclei, could also be seen (Fig.3).

During the second part of the follow-up period, i.e. from 6 to 12 weeks, in group I the bone texture seemed normal at an early stage of observation. However, here and there the bone trabeculas were thin and poorly formulated whereas large intertrabecular spaces were filled with fatty tissue. Towards the end of the period active processes of reconstruction and foci of bone tissue porosis could be seen (Fig.4).

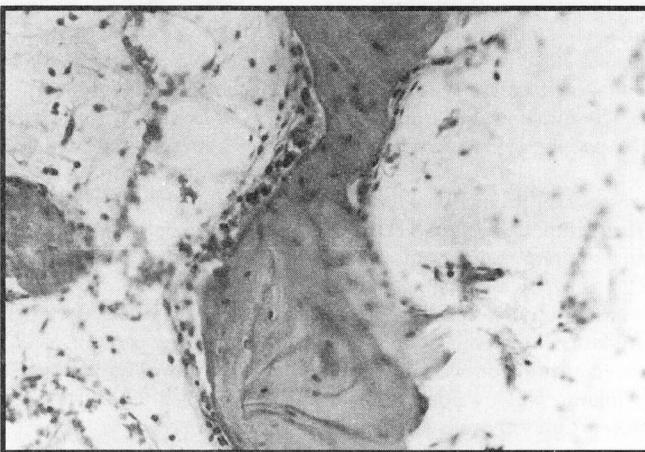
In group II well formulated bone trabeculas were seen among compact connective tissue and occasional carbon fibres. Towards the end of the follow-up period only mature bone was seen together with occasional carbon fibres which had not been removed yet (Fig.5).

In group III regenerating bone trabeculas and numerous osteoblasts along the circumfe-



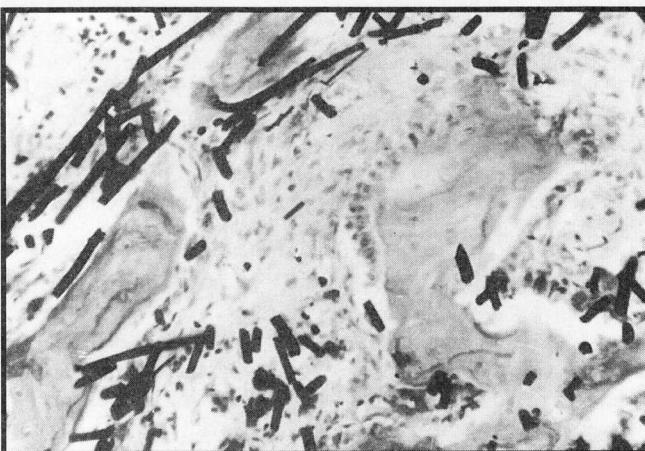
RYS. 1. Martwica i resorpca tkanki kostnej. Barwienie H.E., pow. 160x

FIG. 1. Necrosis and resorption of bone tissue. H.E. stain, magnif. 160x



RYS. 2. Nierównomierna odbudowa tkanki kostnej z ogniskami zrzeszotnienia. Barwienie H.E., pow. 200x

FIG. 2. Irregular reconstruction of bone tissue. Foci of porosity visible. H.E. stain, magnif. 200x



RYS. 3. Włókna węglowe w przestrzeniach między regenerującymi się bełczkami kostnymi. Barwienie H.E., pow. 160x

FIG. 3. Carbon fibres in spaces between regenerating bone trabeculas. H.E. stain, magnif. 160x

W grupie II początkowo stwierdzono wśród zbitej tkanki łącznej i niewielkich włókien węglowych dobrze rozwinięte bełczki kostne. Natomiast pod koniec okresu obserwacji spostrzegano już tylko dojrzałą kość i gdzieniegdzie pojedyncze włókna węglowe, których uprzątanie nie zostało jeszcze zakończone (rys.5).

W III grupie obserwowano początkowo regenerujące bełczki kostne z obecnością licznych osteoblastów na obwodzie. Na obwodzie uwypnionych bełczek spostrzegano również obecność drobnych torbielowatych przestrzeni z resztami hydroksyapatytu wyścielone jedno i wielojałowymi komórkami fagocytarnymi. W pobliżu obserwowano również niewielkie zlogi włókien węglowych. Pod koniec okresu obserwacji na brzegach dojrzałych mas kostnych z licznymi osteocytami, w tkance łącznej włóknistej znajdowano torbielowe przestrzenie bez wyraźnego odczynu fagocytarnego. W tkance łącznej włóknistej wypełniającej ubytek kostny spostrzegano również wśród dojrzałych bełczek kostnych bardziej obfito zbylane zlogi włókien węglowych (rys.6).

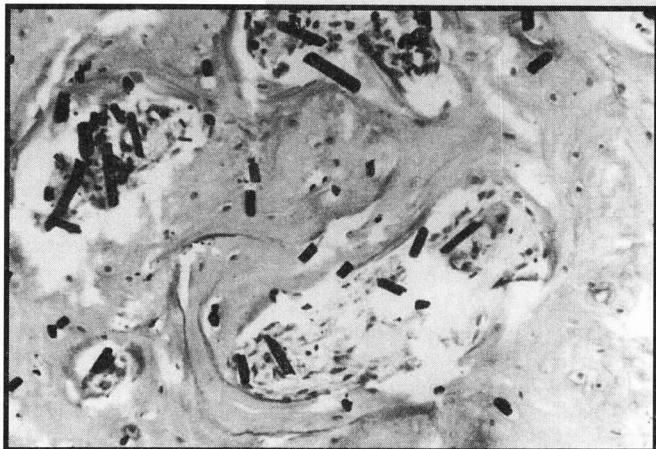
## Omówienie i dyskusja

Oddzielnie stosowane takie biomateriały jak tytan czy hydroksyapatyt są również łączone dla zwiększenia ich aktywności biologicznej. W implantologii stomatologicznej pokrywa się np. tytanowe wszczepy śródostne warstwą hydroksyapatytu [11,15]. Wg niektórych autorów poprawia to umocowanie wszczepu w kości dzięki szybszej osteointegracji [22,23,26]. Wydaje się, że niektórzy autorzy przeceniają własności biologiczne hydroksyapatytów stosując je nawet do pokrywania przeszczepów autogennych [22].

Wielu autorów próbowało wyjaśniać rolę włókniny węglowej w procesach gojenia tkanek [8,13,19,24]. Jedni z nich uważają, że wrastanie tkanki łącznej wzduł włókien węglowych jest związane z ich porowatą budową [16] inni nie wykluczają możliwości indukowania wzrostu tkanki łącznej w kontakcie z włókniną węglową [3,18,19,24].

Włókniste materiały węglowe nie powinny być stosowane w operacjach wewnętrz-stawowych, ponieważ węgiel działa drażniąco na błonę maziową [16,18].

Kuś i współpracownicy uważają, że można ją stosować w rekonstrukcji ubytków chrzestnych powierzchni stawowych kolana [1].



RYS. 4. Dojrzała tkanka kostna inkrustowana resztami włókien węglowych. Barwienie H.E., pow. 160x

FIG. 4. Mature bone tissue incrusted with remnants of carbon fibres. H.E. stain, magnif. 160x



RYS. 5. Torbielowe przestrzenie i cechy degradacji włókien węglowych w tkance łącznej włóknistej. Barwienie H.E., pow. 250x

FIG. 5. Cystoid spaces and signs of carbon fibre degradation in fibrous tissue. H.E. stain, magnif. 250x



RYS. 6. Torbielowe przestrzenie z resztami hydroksyapatytu w tkance łącznej włóknistej na brzegu dojrzałej kości. Barwienie H.E., pow. 100x

FIG. 6. Cystoid spaces with remnants of hydroxyapatite in fibrous tissue on the edge of mature bone. H.E. stain, magnif. 100x

rence were seen at the beginning of the follow-up period. Small cystoid spaces with remnants of hydroxyapatite and lined with mononuclear or multinuclear phagocytic cells could also be seen along the circumference of calcified trabeculas. Occasional deposits of carbon fibres were visible nearby. Towards the end of the period there were cystoid spaces with no clear-cut phagocytic reaction in fibrous tissue on the edges of mature bone masses with numerous osteocytes. More abundant lumps of carbon fibre deposits were visible among mature bone trabeculas in fibrous tissue filling the bone defect (Fig.6).

## Discussion

Such biomaterials as titanium or hydroxyapatite are used alone or in combination with others, the latter for the purpose of increasing their biological activity. In stomatological implantology intraosseous titanic implants are covered with a layer of hydroxyapatite [11, 15]. Some authors say that such a combination results in better fixation of the implant in the bone because osteointegration process is faster [22,23,26]. It seems that biological properties of hydroxyapatites are sometimes overestimated, especially when used for the purpose of covering autogenous grafts [22].

Many authors have tried to explain the role of carbon fibrin in processes of tissue healing [8, 13, 19, 24].

Some of them say that connective tissue can expand around carbon fibres because of their porous structure /16/, others suggest induction of connective tissue expansion by contact with carbon fibrin [3, 18, 19, 24].

Badania nasze wykazały korzystny wpływ włókniny węglowej na gojenie ubytków żuchwy królików, ponieważ goliły się one szybciej w obecności włókniny węglowej niż po wypełnieniu skrzepem krwi [19,24]. Świadczyła o tym obecność w pełni wykształconych i dojrzałych beleczek kostnych wypełnionych włókniną węglową, gdy tymczasem w tym samym okresie w ubytkach gojących się w obecności skrzepu krwi widoczny był jeszcze aktywny proces odbudowy i ogniska zrzeszotnienia tkanki kostnej.

Wydaje się, że korzystne jest połączenie włókniny węglowej z hydroksyapatyttem [4].

Na podstawie naszych obserwacji po 12 tygodniach doświadczenia obserwowano w obrębie ubytków kostnych wypełnionych tym materiałem prawidłową odbudowę tkanki kostnej z towarzyszącą jej degradacją włókien węglowych oraz zmniejszonym procesem resorpcji sproszkowanego hydroksyapatytu.

Na podstawie przeprowadzonych obserwacji w przebiegu doświadczenia można wysnuć następujące wnioski:

- 1. Gojenie ubytków kostnych żuchwy w obecności skrzepu krwi po 12 tygodniach obserwacji wykazuje cechy aktywne tworzącego się procesu odnowy.
- 2. Ubytki kostne żuchwy wypełnione włókniną węglową w analogicznym okresie obserwacji są całkowicie wypełnione dojrzałą tkanką kostną.
- 3. Tkanka kostna wypełniająca ubytki w żuchwie wypełnione włókniną węglową nasyconą hydroksyapatyttem po 12 tygodniach obserwacji posiada cechy pełnej dojrzałości.
- 4. W 12 tygodniu obserwacji w grupie II i III wśród dojrzałej tkanki kostnej nadal widoczne są fragmenty włókien węglowych.
- 5. Obserwowana w ciągu całego doświadczenia degradacja hydroksyapatytu w 12 tygodniu jest mniej aktywna, co świadczy o zahamowaniu procesu resorpcji.

## Piśmiennictwo

- [1] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Sabat D.: Wpływ włókniny węglowej na gojenie tkanki kostnej. Badania kliniczne. Stomat., XLVI, 2-3, (1993), 178-182.
- [2] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B.: Kilkuletnia ocena gojenia ubytków kości wyrostków zębodołowych szczek w obecności włókniny węglowej. Biomateriały węglowe i Ceramiczne, Rytro (1995), 36-37.
- [3] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Koszowski R., Skowronek J., Sabat D.: Wpływ włókniny węglowej nasyconej hydroksyapatyttem na gojenie ubytków żuchwy królików. Ocena wstępna. Biomateriały węglowe w medycynie i weterynarii. Rytro (1996), 16-18.
- [4] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Koszowski R., Sabat D., Zającki W.: Kliniczna i histopatologiczna ocena tkanek z otoceńia krakowskiej bioceramiki hydroksyapatytowej. Biomat. Stomat., Ustroń (1996), 30-35. Hydr. Ustroń-96
- [5] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B., Koszowski R.: Hydroksyapatyt w chirurgii stomatologicznej. JOP-97, Białystok (1997), 315-321.
- [6] Cieślik T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Koszowski R., Sabat D., Zającki W.: Ocena gojenia ran kostnych żuchwy wypełnionych krakowską bioceramicą hydroksyapatytową "Ha-Biocer" u świń morskich. Stomat. L., 7, (1997), 483-487.
- [7] Dambořík A., Kubacki J., Szczurek Z., Sabat D.: Badania doświadczalne nad przydatnością włókniny węglowej w uzupełnianiu ubytków kości udowej królików. Biomateriały Węglowe i Ceramiczne, Rytro (1995), 49-52.
- [8] Garcia R.: Electron microscopy of the bone-hydroxylapatite interface from a human dental implant. J. of Mat. Sci. Materials in medicine, (1992), 154-199.
- [9] Grochowski J., Szklarczyk S., Mieżyński W., Stankiewicz D., Obrusnik A., Ślósarczyk A., Stobierska E., Paszkiewicz Z.: Wyniki operacyjnego leczenia ubytków kości ramiennych owiec zmodyfikowanymi wszczepami HAP. Ceramika, 46, 8, (1994), 53-58.
- [10] Grotowski T.A.: Atlas wszczepów dentystycznych. Bellona, Warszawa (1992), 66-74.
- [11] Jańczuk Z., Góra M.: Hydroksyapatyt Biocer w leczeniu ubytków kostnych przyzębia. Ceramika, 46, 8, 47-51.
- [12] Kapińska-Mrowiecka M., Staszko E., Platowicz-Indyk A.: Próba leczenia owozrodzeń żylakowych podudzi z zastosowaniem opatrunkowych materiałów węglowych. Doniesienie wstępne. Biomateriały Węglowe i Ceramiczne. Rytro (1995), 29-31.
- [13] Knychalska-Karwan Z., Ślósarczyk A.: Hydroksyapatyt w stomatologii. Kraków 1994.

Fibrous carbon materials should not be used in intra-articular operations because carbon has an irritating effect on synovial membrane [16,18]. Kuś and coworkers report that carbon fibrin can be safely used for reconstruction of cartilaginous defects in articular surface of the knee [1].

Our experiments showed that carbon felt has a beneficial effect on healing process within mandibular defects in rabbits. The defects healed faster when carbon felt was used as compared to filling with blood clot [19,24]. Well formulated and quite mature bone trabeculas were found in the defects filled with carbon fibres, whereas active reconstruction process and foci of bone tissue porosity were visible at the same time in the defects with blood clot.

Combination of carbon felt and hydroxyapatite seems definitely beneficial [4]. In our experiments, the defects filled with this material showed after 12 weeks quite proper reconstruction of bone tissue accompanied by degradation of carbon fibres and reduced resorption of pulverized hydroxyapatite.

The following conclusions are made on the basis of our observations:

- 1. Mandibular bone defects with blood clot show after 12 weeks an active reconstruction process.
- 2. Mandibular bone defects are at the same time completely filled with mature bone tissue if carbon felt has been introduced.
- 3. If the defects have been filled with carbon felt immersed with hydroxyapatite, the bone tissue as observed after 12 weeks is quite mature.
- 4. During the 12th week of the follow-up period, bits of carbon fibres are still visible in the midst of mature bone tissue in groups II and III.
- 5. Hydroxyapatite degradation as observed throughout the follow-up period is less active during the 12th week, which means that the resorption process has come to an end.

## References

- [14] Kohri M.: Comparative study of hydroxylapatite and titanium dental implants in dogs. J.Oral Maxillofac. Surg., 48, 12, (1990), 1265-1270.
- [15] Kuś W. M.: Badania doświadczalne nad zastosowaniem włókien węglowych w operacjach odtwórczych narządu ruchu. Praca habilitacyjna AM Warszawa, 1986.
- [16] Louis J.P., Dabadié M.: Fibrous carbon implants for the maintenance of bone volume after tpph avulsion: first clinical results. Biomaterials, 11, (1990), 525-528.
- [17] Pampuch R., Blażejewicz S., Chłopek J., Górecki A., Kuś W.: Nowe Materiały Węglowe w technice i medycynie. PWN Warszawa, 1988.
- [18] Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Cieślik T., Sabat D.: Gojenie wypełnionych włókniną węglową ubytków żuchwy królików – badania doświadczalne. Stomat., XLV, 8, (1992), 397-403.
- [19] Pogorzelska-Stronczak B., Cieślik T., Sabat D., Szczurek Z., Zającki W.: Ocena zachowania się krakowskiej bioceramiki hydroksyapatytowej w tkance kostnej zwierząt doświadczalnych w dziewięciomiesięcznym okresie obserwacji. Biomateriały Węglowe i Ceramiczne, Rytro (1995), 88-91.
- [20] Sabat D., Cieślik T., Szczurek Z., Pogorzelska-Stronczak B., Zającki W.: Microscopic picture of guinea pigs mandible wastages healing supported by granular hydroksyapatite. Proc. of XV Europ. Congr. of Pathol., Kopenhaga 1995.
- [21] Shirota T.: Healing around hydroxylapatite coated implant installed with revascularized bone graft. Proc. of VI Congr. of JAOP, Hamburg 1992.
- [22] Stoch A., Brożek A., Buczak H., Rozkrut M.: Elektroforetyczne nanoszenie hydroksyapatytu na materiały implantacyjne metaliczne lub z kompozytów węglowych. Biomateriały Węglowe i Ceramiczne, Rytro (1995), 74-79.
- [23] Szczurek Z., Pogorzelska-Stronczak B., Sabat D., Cieślik T.: Microscopic healing picture of defects in rabbit jaw bones as influenced by carbon cloth. Proc. of XIV Europ. Congr. of Pathol., Innsbruck, 1993.
- [24] Benke G., Kuś W.M., Górecki A.: Włóknina węglowa w wypełnianiu ubytków chrzestnych. Biomateriały węglowe w medycynie pod red. W.M. Kusia. MA-ART Kraków 1994, 184-202.
- [25] Ślósarczyk A., Stobierska E., Paszkiewicz Z.: Hydroksyapatyt jako materiał implantacyjny. Ceramika 46, 8, (1994), 155-158.

# OCENA NIEKTÓRYCH WŁASNOŚCI BIOLOGICZNYCH KOMPOZYTU WŁÓKNO WĘGLOWE Z POLISULFONEM NA PODSTAWIE BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH NA KRÓLIKACH

ZBIGNIEW SZCZUREK\*, TADEUSZ CIEŚLIK\*\*, BOGNA OGÓRZELSKA-STRONCZAK\*\*, DANIEL SABAT\*, Rafał KOSZOWSKI\*\*

\* I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ  
ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W ZABRZU

\*\* I KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII  
ŚLĄSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W ZABRZU

## Streszczenie

Do allogennych biokompatybilnych materiałów, które mogą być stosowane w traumatologii i chirurgii rekonstrukcyjnej należy kompozyt C-C. Niekorzystną cechą tego materiału jest jego kruchosć. Połączenie kompozytu z polisulfonem zmienia w znaczny sposób parametry kompozytu C-C poprzez zwiększenie jego elastyczności. Autorzy podjęli badania doświadczalne z zastosowaniem kompozytu włókno węglowe i polisulfonu. Doświadczenie przeprowadzili na 12 królikach. Materiał wielkości 7 x 3 mm wprowadzili pod skórę, do mięśnia lędźwiowego oraz do ubytków żuchwy wielkości 8 x 5 x 3 mm. Otoczenie i tkanki, w których umieszczały kompozyt z polisulfonem oceniali na podstawie obserwacji makroskopowych i histopatologicznych. Stwierdzili, że degradacja włókien węglowych w tkance podskórnej i mięśniowej następowała znacznie szybciej niż degradacja polisulfonu, który w tkance mięśniowej wywoływał jednocześnie brzeżny zanik włókien mięśniowych. W tkance kostnej natomiast proces degradacji włókien węglowych i polisulfonu przebiegał z jednakową szybkością.

**Słowa kluczowe:** kompozyt węglowy, polisulfon, badania doświadczalne, ocena makro- i mikroskopowa.

W ostatnich latach najczęściej stosowaną metodą leczenia złamań kości jest stabilizacja wewnętrzna przy zastosowaniu metalowych elementów zespalających. Metalowe płytki i śruby poza wieloma zaletami posiadają również szereg wad. Powodują zjawisko "przeszytniania" kości, a zdaniem niektórych autorów wywołują niekorzystny wpływ prądów biologicznych przebiegających z ominięciem szpary złamania [8, 10]. Ponieważ nie powinny pozostawać na stałe w organizmie wymagają powtórnego zabiegu chirurgicznego dla ich usunięcia.

Od wielu lat podejmowane są próby zastosowania elementów zespalających wykonanych z innych materiałów niż metal [3, 4, 13, 17, 22]. Jednym z nich jest kompozyt węgiel-węgiel (C-C). Duża biozgodność tego materiału pozwala na jego zastosowanie kliniczne, natomiast wadą jest znaczna kruchosć [3, 10, 16, 21]. Dla poprawy mechanicznej własności kompo-

# EVALUATION OF SOME BIOLOGICAL PROPERTIES OF CARBON FIBRES - - POLYSULPHON COMPOSITE BASED ON EXPERIMENTS ON RABBITS

21

ZBIGNIEW SZCZUREK\*, TADEUSZ CIEŚLIK\*\*, BOGNA OGÓRZELSKA-STRONCZAK\*\*, DANIEL SABAT\*, Rafał KOSZOWSKI\*\*

\* I DEPARTMENT OF PATHOMORPHOLOGY, SILESIAN ACADEMY OF MEDICINE, ZABRZE, POLAND

\*\* I DEPARTMENT OF MAXILLOFACIAL SURGERY, SILESIAN ACADEMY OF MEDICINE, ZABRZE, POLAND

## Summary

C-C composite is one of allogenic, biocompatible materials which can be used in traumatology and reconstructive surgery. An important drawback of this material is its fragility. However, when combined with polysulphone, carbon composite becomes significantly more elastic. The authors performed a number of experiments on rabbits to verify the parameters of carbon fibres plus polysulphone. The group consisted of 12 rabbits. The combination (size 7 x 3 mm) was inserted subcutaneously, into psoas muscle or mandibular defects of 8 x 5 x 3 mm. Surroundings and tissues into which the combination had been introduced were examined both macroscopically and histopathologically. Degradation of carbon fibres within subcutaneous and muscular tissues was found to develop much more faster than that of polysulphone, and the latter caused marginal atrophy of muscle fibres as well. On the other hand, the degradation process of both carbon fibres and polysulphone was the same within bone tissue.

**Key words:** carbon composite, polysulphone, experiments, macroscopic evaluation, microscopic evaluation.

In recent years a most popular method to treat broken bones has been internal stabilization with the use of metal elements. Apart from advantages, metal plates or screws have several drawbacks too. They cause "overankylosis" of the bone, and some authors report that detrimental effect of biological currents, passing by the fracture fissure, is also a consequence of metals [8, 10]. Furthermore, any inserted metals should not be left for good, so another surgery is needed to remove them. For many years attempts have been made to use other connecting materials [3, 4, 13, 17, 22]. Carbon-carbon composite (C-C) is one of them. Its high biocompatibility enables usage in clinical settings but its fragility is an important drawback [3, 10, 16, 21]. Some authors have tried to use C-C composite together with other materials, chiefly polymers, in an attempt at improving its mechanical properties [13, 20].

Results of many studies have shown that polysulphone is a very good materials in this respect. It is biocompatible and thermoplastic, therefore a desired shape can be obtained during the operation /2, 5, 7/. Moreover, polysulphone is radiopacient and easy to sterilize in an autoclave, in ethylene oxide or through x-rays [23, 24].

zytu C-C podjęto próby łączenia go z innymi materiałami – głównie polimerami [13, 20].

Wyniki badań przeprowadzonych przez wielu autorów wykazały, że bardzo dobrym tworzywem do tych połączeń jest polisulfon. Wskazuje na to jego duża biozgodność oraz termoplastyczność przejawiająca się możliwością uzyskiwania kształtu dostosowanego do krzywizn kości podczas zabiegu operacyjnego [2, 5, 7]. Dodatkowe zalety wynikają również z przepuszczalności polisulfonu dla promieni rentgenowskich, łatwości sterylizacji zarówno w autoklawie jak i w tlenku etylenu lub przy pomocy promieni X [23, 24].

Te pozytywne cechy polisulfonu szczególnie w połączeniu z włóknem węglowym decydują o tym, że jest on dobrym materiałem implantacyjnym. Włókna węglowe wzmacniane polisulfonem są stosowane w traumatologii do zespołów kości długich [6]. Podejmowano również próby wykorzystania ich w zabiegach operacyjnych guzów nowotworowych kręgosłupa [1]. W Katedrze Ceramiki Specjalnej Akademii Górnictwa-Hutniczej w Krakowie podjęto próbę wytworzenia kompozytu z włókien węglowych połączonych z polisulfonem.

Celem przeprowadzonych przez nas badań jest ocena wpływu kompozytu włókna węglowego – polisulfon na tkanki żywego organizmu. W tym celu wykonano badania doświadczalne na królikach\*.

## Materiał i metodyka

Doświadczenia przeprowadzono na 12 dorosłych królikach rasy mieszanej, w równej liczbie obu płci. Zabiegi operacyjne po premedykacji Diazepamem wykonano w znieczuleniu dżylnym Ketaminą. Wysterilizowane w autoklawie fragmenty kompozytu C-C z polisulfonem wielkości 7 x 3 mm wprowadzano zwierzętom do tkanki podskórnej, mięśniowej i kostnej. Do tkanki podskórnej docierano po przecięciu skóry na grzbicie zwierząt po stronie lewej. Po wytworzeniu kieszenu wprowadzano materiał. Po stronie prawej, po przecięciu skóry, tkanki podskórnej i powięzi mięśnia lędźwiowego, przecinano mięsień i pozostawiano fragmentu materialu. Z cięcia skórnego u podstawy żuchwy docierano do kości. Następnie do tyłu od otworu bródkańskiego wykonano ubytek kostny wielkości 8 x 5 x 3 mm, w którym pozostawiano materiał. Wszystkie rany zaszywano warstwowo Dexonem. Zwierzęta uśmierciano w 7, 14, 21 dniu oraz 6, 9 i 12 tygodniu doświadczenia. Przeprowadzono ocenę makroskopową tkanek z okolicy wprowadzonych wszczepów oraz badania histopatologiczne.

Pobrane wycinki tkanek miękkich i kości utrwalano w 10% roztworze zbojętnionej formaliny. Fragmenty tkanek kostnej żuchwy odwapniano w 10% roztworze wersenianu sodowego (ED-TA). Dalsze postępowanie przeprowadzono w sposób typowy i zatapiano tkanki w paraplastie. Otrzymane bloczki krojono na mikrotomie uzyskując skrawki o grubości 6 mikronów. Po odparafinowaniu skrawki barwiono rutynowo hematoksyliną-eozyną. Otrzymane preparaty oceniano w mikrosko-



RYS. 1. Liczne złogi polisulfonu w przestrzeniach torbielowatych. Barwienie H.E., pow. 100x

FIG. 1. Numerous polysulphone deposits in cystoid spaces. H.E. stain, magnif. 100x

These advantages of polysulphone, especially when used together with carbon fibres, make it a good implanting material. Carbon fibres reinforced with polysulphone are used in traumatology to connect long bones [6]. Attempts have been made to use it in operations of spinal neoplastic tumours [1]. A composite consisting of carbon fibres and polysulphone was made at the Department of Special Ceramics, University of Mining and Metallurgy, in Cracow.

The aim of this study was to evaluate the influence of carbon fibre – polysulphone composite on a living organism. Experiments on rabbits were made /upon consent from Bioethical Committee for Experiments on Animals, Silesian Academy of Medicine in Katowice.

## Material and methods

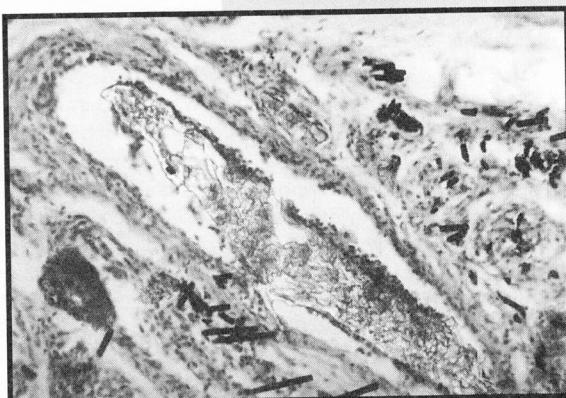
The experiments were made on 12 rabbits of mixed breed, 6 male and 6 female. The animals were premedicated with Diazepam and anaesthetized intravenously with Ketamine. Pieces of C-C composite plus polysulphone (size 7 x 3mm) were inserted into subcutaneous, muscular and bone tissues upon sterilisation in an autoclave. The subcutaneous tissue was approached by cutting the skin on the left side of the back. The material was introduced through a pocket. On the right side the skin, the subcutaneous tissue and psoas muscular fascia were cut to insert the piece. The bone was approached through a cutaneous cut at the base of the mandible. The piece was placed in a bone pit (8 x 5 x 3 mm) backwards from the mental foramen. All wounds were closed in layers with Dexon. The animals were killed on 7th, 14th and 21st days and 6, 9, 12 weeks following the experiment.

The specimens of soft tissue and bone were fixed in 10% neutralized formalin solution. Fragments of mandibular bone tissue were decalcified in 10% sodium versenate solution (ED-TA). Further procedure was typical, and the tissues were embedded in paraplast. The blocks were cut on a microtome to receive sections 6 microns thick. Upon removing the paraplast, the sections were stained routinely with hematoxylin-eosin. Final preparations were evaluated by light microscopy under 24-250 magnification.

Follow-up period /12 weeks/ was divided into 2 parts. The first consisted of 7-21 days /1 – 3 weeks/, the second 6 – 12 weeks.

## Results

The animals were quiet throughout the follow-up period, regularly taking dry food with vitamins



RYS. 2. Obfite złogi polisulfonu otoczone torbką łącznotkankową. Barwienie H.E., pow. 100x

FIG. 2. Abundant polysulphone deposits surrounded with connective-tissue capsule. H.E. stain, magnif. 100x

pie świetlnym stosując powiększenia od 24 do 250 razy.

12-tygodniowy okres obserwacji podzielono na dwie części. Pierwsza obejmowała okres od 7 do 21 doby (od 1 do 3 tygodnia), a druga od 6 do 12 tygodnia.

## Wyniki

Od początku okresu obserwacji wszystkie zwierzęta zachowywały się spokojnie. Regularnie przyjmowały suchy pokarm z dodatkiem witamin i mikroelementów. Początkowo u wszystkich zwierząt obserwowało się zaczerwienienie skóry wokół szwów. Szwu usunięto w 10 dni po zabiegu operacyjnym. Rany były suche, bez wysięku zapalnego. W żadnym przypadku nie stwierdzono rozejścia się brzegów ran.

## Tkanka podskórna

W pierwszym okresie obserwacji makroskopowych po odparowaniu tkanek stwierdzono luźno leżący wszczep, który wraz z upływem czasu coraz szczelej przylegał do otaczających tkanek. Pod koniec 21 doby w tkance podskórnej można było wyczuć niewielkie zgrubienie. Po odparowaniu skóry stwierdzono w tym okresie, że wszczep szczelej przylegał do warstwy przebarwionej tkanki łącznej. W drugim okresie obserwacji (od 6 do 12 tygodnia) w dalszym ciągu utrzymywało się zgrubienie tkanek ale bez cech jego narastania. Tkanka bezpośrednio otaczająca wszczep wydawała się bardziej przebarwiona. Pod koniec tego okresu bardzo ścisłe przylegała do wszczepionego materiału i występuły trudności z jej oddzieleniem.

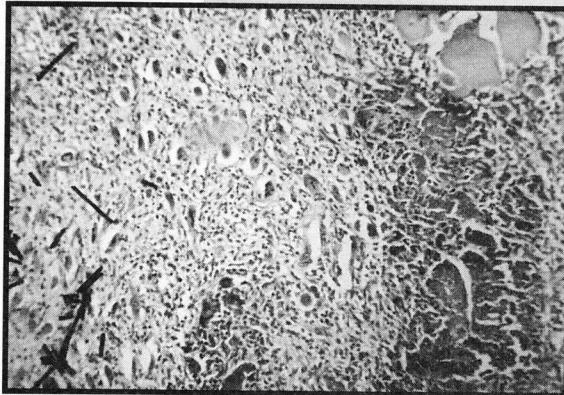
W obrazie mikroskopowym po 1 tygodniu w tkance łącznej podskórnej w pobliżu ognisk włókien węglowych obserwowały się żółtobrązowe złogi polisulfonu o układzie linijnym. Ponadto znajdowano je w świetle przestrzeni torbielowych otoczonych tkanką łączną włóknistą. Tworzyły struktury kryształiczne załamujące światło.

Po 2 tygodniach obserwowało się postępującą degradację włókien węglowych bez odczynu olbrzymiomokówkowego. Wśród nich w tkance łącznej włóknistej występuły w wolnych otorebkowanych przestrzeniach dość liczne złogi polisulfonu (rys.1). Miejscami w ścianie przestrzeni obserwowały komórki fagocytarne typu "około ciała obcego" o ułożeniu linijnym.

Po 3 tygodniach stopień zbrystlenia włókien węglowych zwiększył się. W ich pobliżu obserwowały się otorebkowane przestrzenie zawierające kryształy polisulfonu.

Po 6 tygodniach w tkance podskórnej, na tle złogów węglowych złożonych z różnych długości włókien węglowych, spostrzeganego rozrost fibroblastów, wśród których pojawiły się drobne ziarniaki resorcyjne złożone z komórek wielojądrowych i zawierające niezbyt wyraźne złogi polisulfonu. W niektórych miejscach włókienka węglowe były skrócone i tworzyły nieregularne zbrystione struktury. W ich pobliżu obserwowały się otorebkowane przestrzenie zawierające kryształiczne złogi polisulfonu.

Po 9 tygodniach złogi węglowe uległy wyraźnej degradacji, a pomiędzy nimi znajdowały się nieregularne struktury



RYS. 3. Martwica i obumieranie włókien mięśniowych. Barwienie H.E., pow. 63x  
FIG. 3. Necrosis and atrophy of muscle fibres. H.E. stain, magnif. 63x

and microelements. The skin was reddened around sutures in all animals at the beginning of the period. The sutures were removed on the 10th day following the operation. The wounds were dry, with no inflammatory exudate. No wound dehiscence was observed in any case.

## Subcutaneous tissue

During the first part of the follow-up period, macroscopic observations revealed loose im-

plant /upon severing the tissues/ which after a time became more and more adherent to surrounding tissues. Slight thickening could be felt in the subcutaneous tissue towards the end of the 21st day. Upon severing the skin, the implant was shown to adhere very tightly to a layer of discoloured connective tissue. During the second part of the follow-up period, the tissue thickening persisted but no increase was observed. The tissue adjacent to the implant appeared a bit more discoloured. Towards the end of the period it adhered very tightly to the implant and could not be separated without problems.

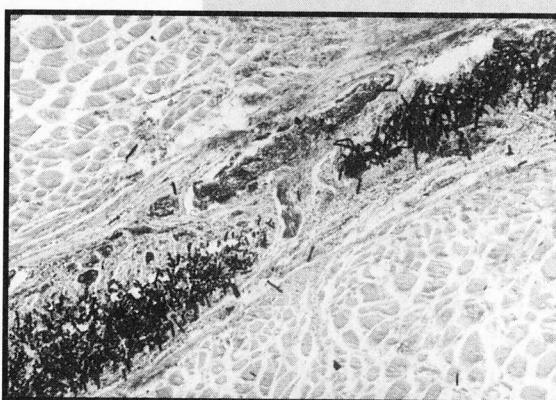
Microscopic picture after 1 week demonstrated yellow-brown polysulphone deposits in linear form within the subcutaneous connective tissue near carbon fibre foci. Moreover, such foci were observed in the lumen of cystoid spaces surrounded by fibrous tissue. They were crystalline, light-refracting structures.

After 2 weeks degradation of carbon fibres was found to become more and more intense with no gigantocellular reaction. Numerous polysulphone deposits were visible within fibrous tissue in free encapsulated spaces (Fig.1). Linear phagocytic cells of "near foreign body" type could be seen occasionally in the space wall.

After 3 weeks carbon fibres were still more thickened. Encapsulated spaces containing polysulphone crystals were seen near them.

After 6 weeks fibroblasts expanded in subcutaneous tissue among carbon deposits consisting of carbon fibres of varying lengths. Small resorptive granulomas including multinuclear cells and blurred polysulphone deposits could be seen too. Here and there the carbon fibrils were shorter and made irregular thick structures. Fairly large, irregular, resorptive granulomas, containing crystalline polysulphone deposits, were visible around them.

After 9 weeks the carbon deposits became degraded, and irregular cystoid structures with occasional multinuclear cells on the circumfe-



RYS. 4. Zbrylone masy włókniny węglowej z obwodowo położonymi złogami polisulfonu. Barwienie H.E., pow. 40x  
FIG. 4. Lumps of carbon fibrin with polysulphone deposits on the circumference. H.E. stain, magnif. 40x

torbielowe z niewielkimi komórkami wielojądrowymi na obwodzie, zawierające krystaliczne zlogi polisulfonu. Ogniskowo niektóre wszczepy miały charakter mieszany, gdyż złożone były z mniej licznych fragmentów włókien węglowych na tle krystalicznych zlogów polisulfonu. Resorbcyjny odczyn fagocytarny był słabo widoczny, natomiast pojawił się w ich otoczeniu przewlekły odczyn zapalny z dużą ilością limfocytów.

Po 12 tygodniach na tle tkanki łącznej włóknistej występowały drobne fragmenty włókien węglowych świadczących o znacznym stopniu degradacji. W ich pobliżu znajdowały się wyraźne zlogi krystalicznego polisulfonu, na obwodzie których uwidoczniono komórki olbrzymie wielojądrowe typu "około ciała obcego". Miejscami krystaliczne zlogi polisulfonu otoczone były wyraźną torebką łącznotkankową z niewielkimi fagocytami, głównie jednojądrowymi (rys.2). W tym samym okresie obserwowano jednak również zlogi rozpadającego się polisulfonu otoczonego torebką zbudowaną z licznych jednojądrowych fagocytów i mniej licznych komórek olbrzymich wielojądrowych.

## Tkanka mięśniowa

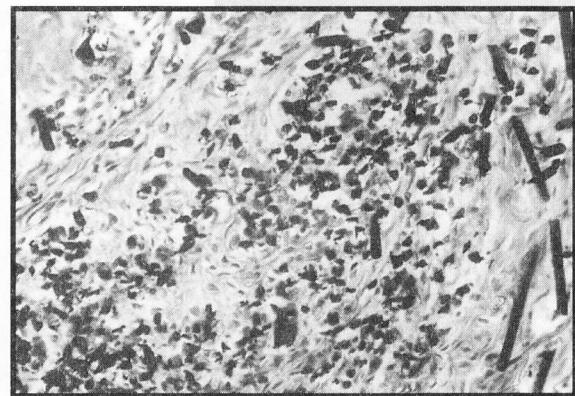
W pierwszym okresie obserwacji makroskopowych od samego początku wszczep tkwił luźno w mięśniu. Z czasem coraz ściślej przylegał do otaczającej go tkanki. Jednak w dalszym ciągu wszczepiony materiał można było łatwo usunąć z mięśnia. W drugim okresie obserwacji przyleganie tkanki mięśniowej do wszczepu było coraz ściślejsze, a pod koniec tego okresu trudno go było z niej wypreparować. Sam wszczep w ocenie makroskopowej pokryty był szczerlejką tkanką zacierającą jego włóknistą, nierówną powierzchnię.

W badaniach mikroskopowych po 1 tygodniu w miejscu uszkodzenia obserwowano martwicę i obumieranie typu woskowego włókien mięśniowych. W ich otoczeniu pojawił się odczyn zapalny z udziałem komórek olbrzymich typu "około ciała obcego" (rys.3). Włókna węglowe tworzyły zlewające się konglomeraty otoczone rozrastającą się tkanką łączną włóknistą. Tkanka łączna na obwodzie włókien węglowych inkruстowana była zlogami polisulfonu zlokalizowanego w wolnych przestrzeniach. Niektóre zlogi o budowie krystalicznej ułożone były linijnie w podłużnych przestrzeniach łącznotkankowych wysłanych komórkami fagocytarnymi, w tym wielojądrowymi.

Po 2 tygodniach niektóre włókna mięśniowe ulegały zanikowi. W tych miejscach spostrzegano również zlogi polisulfonu otoczone torebką i rozrastającą się tkanką łączną włóknistą.

Po 3 tygodniach obserwowano dalsze cechy zaniku włókien mięśniowych i następującą degradację włókien węglowych, w pobliżu których widoczne były skąpe zlogi polisulfonu otorebkowane tkanką łączną.

Po 6 tygodniach, w miejscu wszczepu, wśród mięśnia poprzecznie prążkowanego obserwowano zlogi włókniny węglowej złożone z różnej długości włókienek, wśród których widoczne były liczne rozrastające się fibroblasty. Na obwodzie zlogów węglowych wśród rozrastających się fibroblastów obserwowano przestrzenie-



RYS. 5. Drobne zlogi polisulfonu wśród zdegradowanych włókien węglowych. Barwienie H.E., pow. 100x

FIG. 5. Small deposits of polysulphone in the midst of degraded carbon fibres. H.E. stain, magnif. 100x

containing crystalline polysulphone deposits, were seen among them. Some implants had varying nature because they were made of less numerous carbon fibre pieces as compared to crystalline polysulphone deposits. Resorptive phagocytic reaction was poorly visible but long-lasting inflammatory reaction with a great number of lymphocytes could be seen around them.

After 12 weeks small pieces of carbon fibres, highly degraded, were observed on the background of fibrous tissue. Clear-cut deposits of cry-

stalline polysulphone could be seen near them, while multinuclear giant cells of "near foreign body" type were visible on the circumference. Occasionally the crystalline polysulphone deposits were surrounded with a clear-cut connective-tissue capsule containing a few phagocytes, chiefly of mononuclear type (Fig.2). At the same time deposits of disintegrating polysulphone were observed too, surrounded with a capsule made of numerous mononuclear phagocytes and less numerous multi-nuclear giant cells.

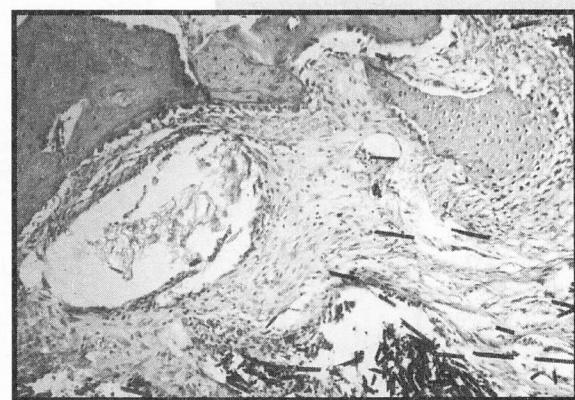
## Muscular tissue

During the first part of macroscopic observation the implant was quite loose in the muscle. Gradually, it became more and more adherent to the adjacent tissue. However, its separation was easy. During the second part of the observation the adherence was more tight, and towards the end of that time its separation from the tissue seemed hardly possible. As viewed macroscopically, the implant was covered tightly with tissue which obliterated its fibrous irregular surface.

Microscopic examination after 1 week revealed necrosis of the injured site and waxy atrophy process within muscle fibres. Inflammatory reaction accompanied by giant cells of "near foreign body" type could be seen around them (Fig.3).

Carbon fibres had the form of diffused conglomerates surrounded with expanding fibrous tissue. Connective tissue on the carbon fibre circumference was incrusted with polysulphone deposits located in free spaces. Some deposits /crystalline in structure/ were linear within long connective-tissue spaces lined with phagocytic cells /including multi-nuclear/.

After 2 weeks some of the muscle fibres were undergoing atrophy. Polysulphone deposits surrounded with expanding fibrous tissue and encapsulated were seen in these places too.



RYS. 6. Przestrzenie ze zlogami polisulfonu otoczone torebkami łącznotkankowymi z odczynem fagocytarnym. Barwienie H.E., pow. 63x

FIG. 6. Spaces with polysulphone deposits surrounded with connective-tissue capsules of phagocytic reaction. H.E. stain, magnif. 63x

nie torbielowe zawierające żółtobrązowe krystaliczne złogi polisulfonu. Miejscami na brzegach struktur torbielowatych skupiały się linijnie komórki olbrzymie wielojądrowe typu "około ciała obcego". W niektórych torbielkach krystaliczne złogi polisulfonu otoczone były ściśle komórkami olbrzymimi typu "około ciała obcego".

Po 9 tygodniach wśród mięśnia poprzecznie prążkowanego obserwowano wyraźnie mniej liczne podłużne fragmenty włókien węglowych na tle rozrastającej się tkanki łącznej włóknistej. W pobliżu złogów włókniny węglowej spostrzegano przestrzenie torbielowe zawierające krystaliczne złogi żółtobrązowego polisulfonu. W ścianie torbieli pojawiły się komórki fagocytarne jednojądrowe i pojedyncze wielojądrowe. W pobliżu tych zmian mięsień poprzecznie prążkowany zbudowany był z drobnych włókien mięśniowych z cechami zaniku. Pomiędzy włóknami mięśniowymi występowały dość liczne fibroblasty.

Po 12 tygodniach w miejscu wszczepu obserwowano postęp w degradacji włókien węglowych wyróżniający się ich skróceniem i zmniejszeniem ilości na tle tkanki łącznej włóknistej, w której pojawiały się włókna kolagenowe. W pobliżu złogów włókien węglowych znaleziono przestrzenie torbielowe zawierające krystaliczne złogi polisulfonu naśladujące "plaster miodu" i otoczone wielojądrowymi fagocytami typu "około ciała obcego". W niektórych miejscach, wśród mięśnia poprzecznie prążkowanego spostrzegano podłużne złogi włókniny węglowej tworzące zbrylone czarne masy złożone z drobnych włókienek. Na ich obwodzie układały się podłużne krystaliczne złogi żółtobrązowego polisulfonu (rys. 4).

## Tkanka kostna

W pierwszym okresie obserwacji makroskopowych tylko na początku doświadczenia wszczep tkwił luźno w ubytku kostnym i łatwo dawał się z niego usuwać. Pod koniec tego okresu był całkowicie pokryty tkanką przypominającą wyglądem kość o dość luźnej strukturze. W drugim okresie obserwacji dało się zauważać większe nagromadzenie tkanki kostnej w miejscu wytworzonym wcześniej ubytku. Pod koniec 12 tygodnia doświadczenia tkanka kostna wypełniająca ubytek wydawała się w pełni ukształtowana.

W badaniach mikroskopowych po 1 tygodniu wykazano na tle regenerującej tkanki łącznej gęste skupienia krótkich włókien węglowych. Na brzegu tychognisk i między włóknami węglowymi obserwowano nieregularne żółtawobrązowe złogi polisulfonu.

Po 2 tygodniach między regenerującymi beleczkami kostnymi spostrzegano gdzieniegdzie żółtawobrązowe złogi polisulfonu zlokalizowane w jasnych przestrzeniach z pojawianiem się zarysów łącznotkankowej torebki wysłanej miejscami wielojądrowymi komórkami typu "około ciała obcego". Postępująca degradacja włókien węglowych wyrażała się pojawianiem pyłkowatych struktur węglowych zawierających słabo widoczne drobne złogi polisulfonu (rys. 5). W ich pobliżu miejscami znajdowały się w torebce zbudowanej z delikatnej tkanki łącznej bardziej obfite złogi polisulfonu. Po 3 tygodniach złogi te odkładaly się w sposób linijny w pobliżu zbrylonych gęstych skupisk włókien węglowych. Zastosowanie większego powiększenia ujawniło krystaliczną strukturę tych złogów.

Po 6 tygodniach beleczki kostne wykazywały cechy aktywnej odnowy z obecnością osteoblastów ułożonych szeregowo na obrzeżu beleczek. W przestrzeniach międzybeleczkowych, utworzonych głównie z tkanki łącznej włóknistej, znaleziono ovalne torbielowe przestrzenie zawierające złogi polisulfonu z odczynem fagocytarnym w otaczającej torebce łącznotkankowej (rys. 6). W innych przestrzeniach międzybeleczkowych znajdowały się zbrylone złogi wyraźnie skróconych włókien węglowych. Tylko na obwodzie ubytku wykazano obecność grubych dojrzałych beleczek kostnych inkrustowanych skąpymi złogami włókien węglowych.

After 3 weeks signs of further atrophy of muscle fibres were visible together with further degradation of carbon fibres and nearby occasional polysulphone deposits encapsulated with connective tissue.

After 6 weeks deposits of carbon fibres were seen in place of the implant, in the midst of transverse striated muscle. The deposits contained fibrils of varying length and numerous expanding fibroblasts. Around their circumference cystoid spaces were seen containing yellow-brown crystalline polysulphone deposits. Here and there on the margins of the cystoid structures, multinuclear giant cells of "near foreign body" type accumulated in a linear fashion. In some of the cysts crystalline polysulphone deposits were surrounded tightly with giant cells of "near foreign body" type.

After 9 weeks less numerous long pieces of carbon fibres were seen in the transverse striated muscle on the background of expanding fibrous tissue. Cystoid spaces containing crystalline deposits of yellow-brown polysulphone were seen near the deposits of carbon felt. Mononuclear /occasionally multinuclear/phagocytic cells appeared in the cyst wall. Around those changes the transverse striated muscle was made of small muscle fibres and had signs of atrophy. Fibroblasts were quite numerous among muscle fibres.

After 12 weeks further degradation of carbon fibres was observed in place of the implant. The fibres were short and less numerous on the background of fibrous tissue in which collagen fibres appeared as well. Cystoid spaces were found near the deposits of carbon fibres, containing crystalline polysulphone deposits shaped like a honeycomb and surrounded with multinuclear phagocytes of "near foreign body" type. Sometimes long deposits of carbon felt were observed in the midst of the transverse striated muscle, constituting black thick masses made of minute fibrils. Along their circumference long crystalline deposits of yellow-brown polysulphone were seen [Fig.4].

## Bone tissue

Only at the beginning of the follow-up period the implant was loose in the bone pit and easy to remove. However, it gradually became covered with a tissue looking like bone of thin stucture. During later part of the period bone tissue accumulated in place of the pit. Towards the end of the 12th week the bone tissue seemed quite mature.

Microscopic examination after 1 week revealed thick clusters of short carbon fibres on the background of regenerating tissue. On the edge of them and among carbon fibres, some irregular yellowish-brown deposits of polysulphone were observed.

After 2 weeks occasional yellowish-brown deposits of polysulphone were seen among regenerating bone trabeculas, located within bright spaces; an outline of a connective-tissue capsule appeared too, lined here and there with multinuclear cells of "near foreign body" type. Progressive degradation of carbon fibres was shown by dust-like carbon structures containing poorly visible small deposits of polysulphone [Fig.5]. Near them some more abundant polysulphone deposits could be sometimes found within a capsule made of delicate connective tissue.

After 3 weeks these deposits had linear shape and appeared most often near thick clusters of carbon fibres. Greater magnification enabled to see crystalline structure of these deposits.

After 6 weeks the bone trabeculas demonstrated the signs of active restoration with osteoblasts arranged in series on the trabecula margin. In intertrabecular spaces, consisting chiefly of fibrous tissue, oval cystoid places were found containing polysulphone deposits with phagocytic reaction within connective-tissue capsules /fig.6/. In other intertrabecular spaces thick deposits of much shorter carbon fibres were seen. Only along the circumference of the pit there were thick

Po 9 tygodniach ubytek wypełniały masy dojrzałej kości zbitiej zawierające luźne przestrzenie, w których znajdowały się resztki złogów polisulfonu. Poza dojrzałymi beleczkami kostnymi spostrzegano również mniejsze beleczki kostne oraz większe pola włóknistej tkanki łącznej zawierające zbrycone resztki drobnych włókien węglowych.

Po 12 tygodniach w pobliżu dojrzałych beleczek kostnych, wśród tkanki łącznej włóknistej, ujawniały się nieregularne wolne przestrzenie zawierające resztki złogów polisulfonu. W niektórych miejscach zbrycone złogi włókien węglowych inkruстowały beleczki kostne i tkankę łączną włóknistą. W tych okolicach tylko wśród włókien węglowych znaleziono ślady złogów polisulfonu.

## Omówienie i dyskusja

Biodegradacja włóknistych materiałów węglowych jest procesem ogólnie znanym. Najczęściej uważa się ją za zjawisko bardzo pozytywne [3, 12, 14]. Część autorów twierdzi jednak, że cecha ta nie zawsze jest korzystna [9, 15]. Nie do końca bowiem zostały wyjaśnione losy zdegradowanych i uprzątanych z miejsca ich wszczepienia drobin węglowych [3, 12, 18]. Biodegradacja włóknistych materiałów węglowych została również potwierdzona w naszym doświadczeniu. Znaczne jej nasilenie obserwowało już pod koniec 21 doby, o czym świadczyła obecność pylkowatych struktur węglowych pomiędzy regenerującymi się beleczkami kostnymi.

W żadnej z tkanek do której wszczepiono badany materiał nie obserwowało się odczynu typu "około ciała obcego" wokół drobin węglowych. Komórki fagocytarne widoczne były natomiast wokół złogów krystalicznego polisulfonu. Zjawisko to towarzyszyło zwykle wszczepionym materiałom o strukturze krystalicznej [11]. Złogi polisulfonu były zwykle widoczne w torbielopodobnych przestrzeniach otoczonych tkanką łączną włóknistą.

W tkance podskórnej po 12 tygodniach dalszy rozpad włókien węglowych wskazywał na znaczne zaawansowanie ich biodegradacji. Natomiast odczyny na złogi krystalicznego polisulfonu charakteryzowały się większą różnorodnością. Od typowego odczynu komórek wielojądrowych na ciało obce, poprzez separację złogów polisulfonu przez torebkę łącznotkankową z niewielkimi fagocytami jednojądrowymi aż po pojawienie się pierwszych oznak biodegradacji złogów polisulfonu wykazujących cechy rozpadania się.

W tkance mięśniowej na podstawie 12-tygodniowej obserwacji należy stwierdzić, że w odniesieniu do wszczepów włókniny węglowej następuje wyraźna acz nierównomierna degradacja wszczepionego materiału stymulującego rozwój tkanki łącznej od rozrostu fibroblastów aż do powstawania dojrzałej tkanki łącznej włóknistej z włóknami kolagenowymi. Zjawisko to potwierdza doniesienia wielu autorów o stymulującym wpływie włókien węglowych na rozwój tkanki łącznej [3, 9, 12, 14]. Natomiast w odróżnieniu od wszczepu węglowego, we wszystkich okresach obserwacji złogi polisulfonu prowadziły do powstawania ziarniaków resorbacyjnych z licznymi komórkami wielojądrowymi typu "około ciała obcego", które nie zmieniały się w czasie, a więc właściwie nie uległy degradacji.

W tkance kostnej po 12-tygodniowej obserwacji ubytek wypełniony włókniną węglową z dodatkiem polisulfonu wykazywał stopniową pełną odnowę tkanki kostnej, nawet do pojawienia się kości zbitiej na podłożu tkanki łącznej. Tym zjawiskom odnowy towarzyszyła stopniowa równoległa degradacja włókniny węglowej i towarzyszącego jej polisulfonu. Wnioski W tkance podskórnej i mięśniowej obserwowały się szybki postęp degradacji włókien węglowych, które towarzyszył znacznie opóźniony proces degradacji polisulfonu. Przeprowadzone badania wskazują na wpływ obydwu składników wszczepu na tkankę mięśniową cechującą się brzeźnem zanikiem włókien mięśniowych i ich postępującym włóknieniem. W tkance kostnej proces degradacji polisulfonu postępuje z podobną szybkością do degradacji włókien węglowych.

mature bone trabeculas incrusted with scarce deposits of carbon fibres.

After 9 weeks the pit was filled with mature compact bone with loose spaces containing remnants of polysulphone deposits. Apart from mature bone trabeculas, also smaller bone trabeculas and longer fields of fibrous tissue were observed containing thick remnants of minute carbon fibres. After 12 weeks irregular free spaces with remnants of polysulphone deposits appeared in the vicinity of mature bone trabeculas in the midst of fibrous tissue. Sometimes the bone trabeculas and fibrous tissue were incrusted with thick carbon fibre deposits. In this region traces of polysulphone deposits were found only among carbon fibres.

## Discussion

Biodegradation of fibrous carbon materials is a widely known process. Most authors think its effect is beneficial [3, 12, 14] although some have a conflicting opinion [9, 15], chiefly because it remains unclear what happens to degraded carbon bits which have been removed from the implantation site [3, 12, 18].

Biodegradation of fibrous carbon materials was confirmed by our experiments too. Its intensity increased significantly towards the end of the 21st day, which was shown by dust-like carbon structures in the midst of regenerating bone trabeculas.

No tissue with the implant had a reaction of "near foreign body" type around carbon particles. However, phagocytic cells were observed around deposits of crystalline polysulphone. Such a situation is typical for the materials which have crystalline structure [11]. There were polysulphone deposits in cyst-like spaces surrounded with fibrous tissue.

Significant biodegradation of carbon fibres was found after 12 weeks on the basis of progressing fibre disintegration. On the other hand, deposits of crystalline polysulphone were highly differentiated, including typical reaction of multinuclear cells to a foreign body, separation of polysulphone deposits through connective tissue capsule with occasional mononuclear phagocytes, and signs of polysulphone deposit biodegradation.

The results of 12-week observation of the muscle tissue indicate that the carbon felt implant becomes gradually degraded to a varying extent, stimulating development of connective tissue, i.e. expansion of fibroblasts and mature fibrous tissue containing collagen fibres. This phenomenon is confirmed by many authors who find stimulating influence of carbon fibres on connective tissue development [3, 9, 12, 14].

In contrast to the carbon implant, polysulphone deposits led to development of resorptive granulomas at all stages of the follow-up period, with numerous multinuclear cells of "near foreign body" type which were never degraded.

As far as bone tissue is concerned, the pit filled with carbon fibrin plus polysulphone became gradually restored to reach the structure of fully compact bone on the background of connective tissue after 12 weeks. This restoration was accompanied by degradation of both carbon felt and polysulphone.

## Conclusions

- 1. In subcutaneous and muscular tissues a rapid degradation of carbon fibres was observed together with delayed process of polysulphone degradation.
- 2. The experiments demonstrated that both components of the implant have an effect on muscular tissue, causing marginal atrophy of muscle fibres and their gradual fibrosis.
- 3. In bone tissue the process of polysulphone degradation is as fast as the rate of carbon fibre degradation.

## Piśmiennictwo

- [1] Burri C., Claes L., Wrsdrfer O.: Osteosynthese an der Wirbelsule mit individuell gearbeiteter Platte aus kohlenstofffaserverstärktem Polysulfon. *Unfallchirurg.* 89,(1989), 528-532.
- [2] Christel P., Claes L., Brown S.A.: Carbon-Reinforced Composites in Orthopedic Surgery. High Performance. *Biomaterials,* 32, (1991), 499-503.
- [3] Cieślak T.: Płytki i śruby z kompozytu węgiel-węgiel do zespoleń odłamów żuchwy. Badania doświadczalne. Praca habilitacyjna. ŚlAM, Katowice 1993.
- [4] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B.: Kliniczna ocena płytak i śrub z materiału złożonego węgiel-węgiel stosowanych do zespelenia złamanej żuchwy. *Stomat.*, XLIX, (1996), 559-562.
- [5] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczęrek Z., Skowronek J., Koszowski R., Sabat D., Zajęcki W.: Odpowiedź tkankowa na wszczep z materiału złożonego z włókien węglowych i polisulfonu. *Biomateriały w medycynie i weterynarii*, Rytro (1996), 21-24.
- [6] Claes L.: Kohlenstofffaserverstärktes Polysulfon: Ein neuer implantatwerkstoff. *Biomed. Technik.*, 34, (1989), 315-319.
- [7] Foerster W., Huttner W., Kirschner H.: Kohlenstofffaserverstärktes Polysulfon als Implantatmaterial Werkstoffliche Eigenschaften und biologische Untersuchung. *Dtsch. Z. Mund Kiefer Gesichts. Chir.*, 8, (1984), 437-440.
- [8] Frank E., Zitter H.: Metallische Implantate in der Knochenchirurgie. Springer Verlag, Wien - New York 1977, 112-132.
- [9] Górecki A.: Przydatność włókien węglowych w śródstawowych rekonstrukcjach więzadła krzyżowego. Praca doktorska. AM, Warszawa 1983.
- [10] Górecki A., Kuś W.M., Purski K., Benke G.: Badania mechaniczne połączenia odłamów kostnych kompozytowymi płytakami węglowymi. *Doniesienia wstępne. Biomateriały Węlowe*, Rytro (1991), 5-7.
- [11] Jastonna-Klein J., Lewandowska-Szumioł M.: Ocena reakcji tkanek na węglowe materiały implantacyjne o różnym stopniu krystalicznosci. *Biomateriały Węlowe*, Rytro (1992), 37-41.
- [12] Jenkins D.H.R.: Ligament Induction by Filamentous Carbon Fibre. *Clin. Orthop.*, 197, (1985), 86-90.

## References

- [13] Jockisch T.W., Brown S.A., Bauer T.W., Merwit K.: Biological response to chopped carbon fiber-reinforced peek. *J. Biomed. Mater. Res.*, 26, (1982), 133-137.
- [14] Kuś W.M.: Badania doświadczalne nad zastosowaniem włókien węglowych w operacjach odtwórczych narządu ruchu. Praca habilitacyjna. AM, Warszawa 1986.
- [15] Kuś W.M., Górecki A., Benke G.: Plastyka powierzchni stawowych kolana włókniną węglową. *Biomateriały Węlowe-Carbon*, Rytro (1990), 11-13.
- [16] Latour R.A., Black J.: Development of FRP composite structure biomaterials; ultimate strength of the fiber matrix interfacial bond in vivo simulated environments. *J. Biomed. Mater. Res26*, (1991), 593-598.
- [17] Leenslang J.W., Pennings A.J., Bos R.M., Rozema FR., Baering G.: Resorbable materials of poly L-Lactide. VI Plates and screws for internal fracture fixation. *Biomaterials*, 8, (1987), 70-73.
- [18] Lemaitre M.: Reinforcement of Tendons and Ligaments with Carbon Fibers. *Clin. Orthop.*, 196, (1985), 169-174.
- [19] Marciniak J.: *Biomateriały w chirurgii kostnej*. Politechnika Śląska, Gliwice 1992.
- [20] Meyer M.R., Friedman R.J., Del Schutte H., Latour R.A.J.: Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J. Biomed. Mater.Res.*, 28, (1994), 1221-1225.
- [21] Pampuch R., Blażejewicz S., Chłopek J., Górecki A., Kuś W.M.: Nowe materiały węglowe w technice i medycynie. PWN, Warszawa 1988.
- [22] Staszków E., Chłopek J., Litak A.: Kompozytowe śruby węglowe - dalsze prace nad poprawą parametrów wytrzymałościowych, pierwsze obserwacje kliniczne. *Biomateriały Węlowe*, Rytro (1992, 42-44.
- [23] Wenz L.M., Merritt K., Brown S.A., Moet A., Steffee D.: In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J. Biomed. Mater. Res.*, 24, (1990), 207-215.
- [24] Van Loon J.J.W.A., Bierkens J., Maes J., Schoeters G.E.R., Ooms D., Doulabi B.Z., Veldhuijzen J.P.: Polysulphone inhibits final differentiation steps of osteogenesis in vitro. *J.Biomed. Mater. Res29*, (1995), 1155-1163.

## ZASTOSOWANIE WĘGLOWEJ ŚRUBY INTERFERENCYJNEJ W REKONSTRUKCJI WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO STAWU KOLANOWEGO (DONIESIENIE WSTĘPNE)

PIOTR ŚWIĄDĘ, WOJCIECH MARIA KUŚ,  
SŁAWOMIR STRUZIK, ANDRZEJ OPADCUK

KATEDRA I KLINIKA ORTOPEDYCZNA AKADEMII MEDYCZNEJ  
W WARSZAWIE

### Streszczenie

*Śruby interferencyjne ulegające resorpcji w organizmie, wykorzystywane podczas rekonstrukcji więzadła krzyżowego zyskują coraz więcej zwolenników. Liczne badania przeprowadzone na preparatach węglowych, które wykazały bardzo dużą ich przydatność w medycynie, skłoniły do zastosowania tych materiałów do produkcji śrub interferencyjnych. Praca zawiera wstępne doniesienie*

## APPLICATION OF CARBON INTERFERENCE SCREW IN RECONSTRUCTION OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT OF THE KNEE (A PRELIMINARY REPORT)

PIOTR ŚWIĄDĘ, WOJCIECH MARIA KUŚ,  
SŁAWOMIR STRUZIK, ANDRZEJ OPADCUK

MEDICAL UNIVERSITY OF WARSAW,  
DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS

### Abstract

*Resorbable interference screws, used in the anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction are gaining interest. Numerous reports on the successful application of carbon materials in medicine encouraged studies on their use as interference screws. The paper is the first communication concerning the application of polish carbon screws in the ACL reconstruction of the knee.*

*o wykorzystaniu węglowych śrub podczas operacji rekonstrukcyjnej więzadła krzyżowego przedniego kolana.*

**Słowa kluczowe** – węglowa śruba interferencyjna, więzadło krzyżowe stawu kolanowego

Prawidłowe i mocne osadzenie przeszczepu w rekonstrukcji więzadeł krzyżowych stawu kolanowego pozwala na uzyskanie zadowalających wyników po operacjach tych więzadeł oraz przystąpienie do wczesnych ćwiczeń usprawniających [3,5,9]. Na temat sposobu mocowania przeszczepów wypowiadało się wielu autorów [3,5,6,7,8]. Wśród różnych rozwiązań istnieją propozycje stosowania materiałów metalicznych, fiksujących sztywnie więzadło (skoble, szwy, płytki, śruby), jak również metody wykorzystania środków niemetalicznych, ulegających resorpcji w organizmie. Ostatnio coraz więcej zwolenników uzyskuje metoda mocowania przeszczepu śrubami interferencyjnymi wykonanymi z tworzywa łatwo ulegającego resorpcji w organizmie [3]. Pozwala to na uniknięcie ponownej operacji – usunięcia zespolenia w przypadku powikłań spowodowanych ciałem obcym.

W Klinice Ortopedycznej AM w Warszawie w ciągu ostatnich 3 miesięcy wykorzystaliśmy do rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego kolana (ACL) śruby interferencyjne rodzimej produkcji. Wykonane zostały w Katedrze Ceramiki Specjalnej Akademii Górnictwo-Hutniczej (KCS-AGH) w Krakowie. Materiałem wykorzystanym do produkcji tych śrub był węgiel. Preparaty węglowe użyte do produkcji śrub interferencyjnych były wielokrotnie stosowane w naszej Klinice, m.in. do zespalania złamań kości.

W okresie od kwietnia do czerwca 1997 roku zastosowaliśmy węglowe śruby interferencyjne u 5 pacjentów, operowanych z powodu uszkodzenia ACL. Technika operacyjna była zgodna z zasadami zabiegu Hertla [3]. Jednak przeszczep ufixowaliśmy śrubami. Dzięki wytrzymałości materiału mocującego nowe więzadło pacjenci mogli podjąć ćwiczenia rehabilitacyjne już w pierwszym tygodniu po operacji. Pierwsze obserwacje pokrywają się z wynikami licznych już badań na preparatach węglowych [1,2,10,11]. Nie stwierdziliśmy, jak dotychczas, żadnych reakcji ubocznych, niekorzystnych dla organizmu. Wyniki rehabilitacji u pacjentów operowanych 3 miesiące temu (2 osoby) z wykorzystaniem węglowej śruby są porównywalne z wynikami chorych operowanych z wykorzystaniem bioabsorbowalnych śrub interferencyjnych, wykonanych z tworzywa sztucznego [9].

Wiele badań przeprowadzonych na biomateriałach węglowych wykazało bardzo dużą przydatność tych preparatów w medycynie [1,2,10]. Ogólna tendencja do stosowania przyswajalnych przez organizm materiałów w operacjach ortopedycznych, szczególnie dotyczących stawów [4,5], skłoniła nas do podjęcia badań nad wykorzystaniem preparatów węgla jako materiału stabilizującego przeszczepy więzadłowe. Pierwsze korzystne wyniki zachęcają do upowszechnienia tego typu mocowania. Dodatkowym bodźcem, który powinien mobilizować do dalszych badań jest stosunkowo niska cena śruby. Ponadto jest to produkt rodzimej produkcji.

**Keywords:** carbon biomaterials, interference screw, cruciate ligament of the knee

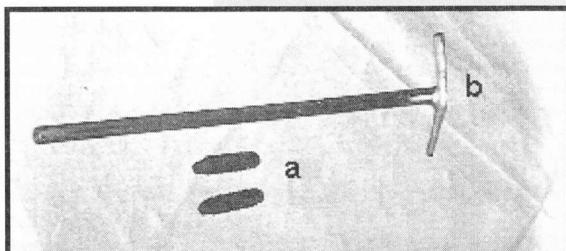
Adequate and strong fixation of the ACL reconstruction of the knee enables obtain satisfactory results after the surgical treatment and to begin early rehabilitation [3,5,9]. The fixation techniques have been widely discussed [3,5,6,7,8]. Among various surgical techniques considered are methods using metallic materials in rigid fixation of ligament (staples, sutures, plates and screws) as well as methods using non-metallic resorbable materials. Recently the most promising techniques is that involving interference screws made of a resorbable material [3], because it allows to avoid subsequent removal of the fixation element in the case of complications due to foreign body reaction.

During the last three months, the Department of Orthopaedics at Medical University in Warsaw has used interference screws for the ACL reconstruction of

the knee. The screws were prepared at the Department of Special Ceramics of the University of Mining and Metallurgy (KCS-AGH) in Cracow. The carbon material, being the substrate in the interference screw manufacturing, had been successfully used in our Clinic, previously in bone fracture repair.

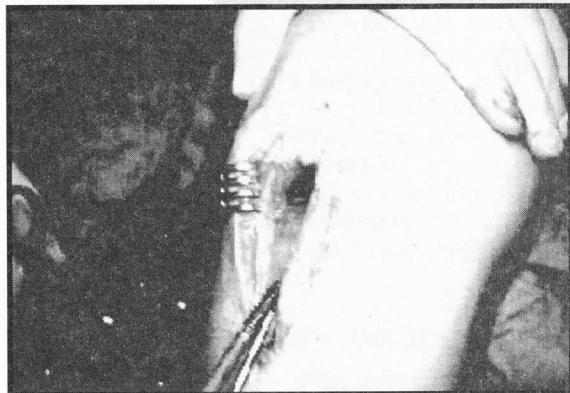
In the period from April to June 1997, carbon interference screws were used in five patients with the ACL failure. The reconstruction was carried out according to Hertel's technique [3], however the graft was fixed with the aid of screws. Due to the high strength of the fixing material the patients were able to begin the rehabilitation exercises as early as a few days after the operation [3,5]. Our first observations confirm the results obtained previously with carbon materials [1,2,10,11]. We have not found any side effects. The results of rehabilitation of the patients operated three months ago (two persons) with the use of the carbon screw were comparable to those operated with the use of bioabsorbable polymeric interference screws.

Numerous investigations of the carbon biomaterials have shown their usefulness in medicine [1,2,10]. The general tendency to apply bioabsorbable materials in orthopaedic surgery, particularly in the case of joints [4,5], has led us to undertake studies on the application of carbon materials in the fixation of ligament grafts. The first positive results encourage wide use of this fixation method. An additional incentive for further studies is the relatively low price of carbon interference screws produced in Poland.



RYS.1. Zestaw do mocowania przeszczepów węglową śrubą:  
a) węglowa śruba interferencyjna, b) wkrętak

FIG.1 Surgical set for graft fixation with a carbon screw: a) carbon interference screw, b) screwdriver



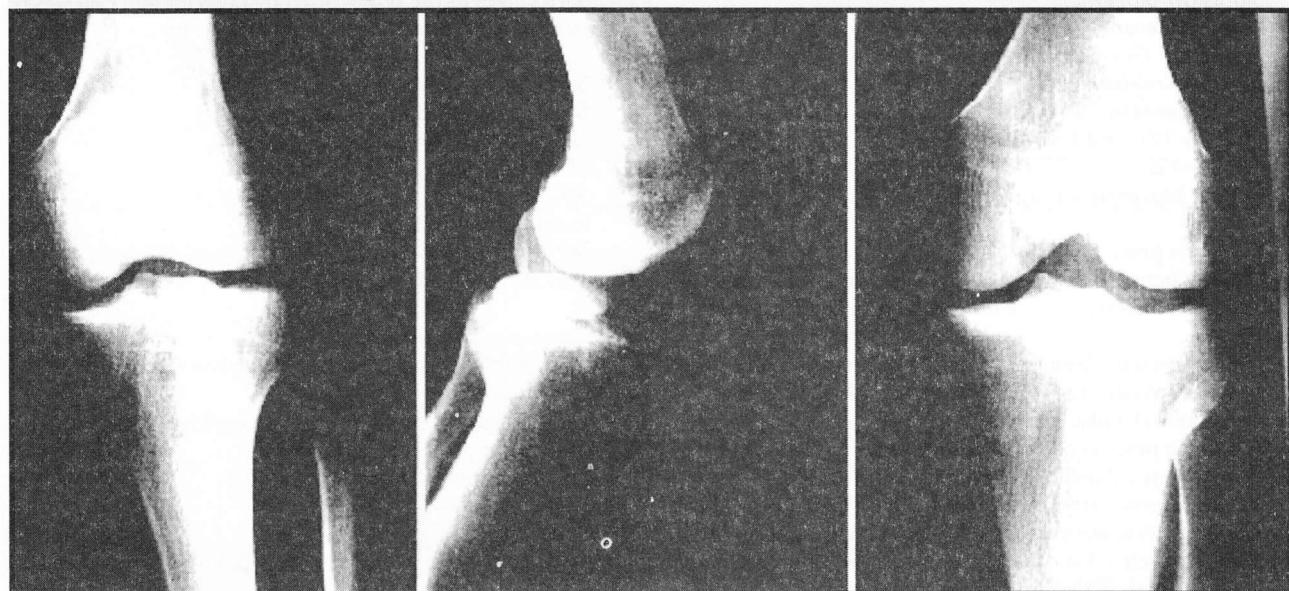
RYS.2. Fiksowanie dolnego przyczepu przeszczepu więzadła krzyżowego przedniego węglową śrubą interferencyjną.

FIG.2 Fixation of the lower attachment of ACL graft with a carbon interference screw.

**RYS.3. Obraz rtg po implantacji przeszczepu ACL zamocowanego węglowymi śrubami interferencyjnymi**  
**FIG.3 X-ray image after the implantation of ACL graft fixed with carbon interference screws.**

- a) projekcja AP
- b) projekcja boczna
- c) projekcja tunelowa.

- a) AP view
- b) side view
- c) tunnel view



## Piśmiennictwo

- [1] Górecki A., Kuś W.M.: Możliwości zastosowania materiałów węglowych w medycynie, Mat.I Ogólnopolskiej Konf."Włókna węglowe i ich zastosowanie w technice", Wyd. AGH, Kraków, (1983), 250-254.
- [2] Górecki A., Kuś W.M., Błażewicz S., Chłopek J., Powroźnik A.: Możliwości zastosowania materiałów węglowych w chirurgii narządu ruchu, Chir.Narz.Ruchu Ortop.Pol., 55, (1990), 131-138.
- [3] Hertel P.: ACL reconstructions: Fixation with the pressfit technique' Proc.2nd Basel Intern.Knee Congress, (1996)
- [4] Imhoff A.B., Marti C., Romero J.: Interference fixation in ACL-reconstruction: metal versus bioabsorbable screws – a prospective study, Proc.III Congress of the EFORT, Barcelona (1997).
- [5] Johnson D.P.: Bioabsorbable screw fixation in ACL reconstruction, Proc.2nd Basel Intern.Knee Congress, (1996).
- [6] Kurosaka M., Yoshiya S., Andriash J.T.: A biomechanical comparison of different surgical techniques graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction, Am.J.Sports Med., 15, (1987), 225-229.

## References

- [7] Malek M.M., DeLuca J.V., Verch D.L.: Arthroscopically assisted anterior ligament reconstruction using central third patellar tendon autograft with press fit femoral fixation, in Parisien JS9ed) " Current Techniques in Arthroscopy". Philadelphia, PA < Current Medicine, (1994), 159-166.
- [8] Matthews L.S., Lawrence S.J., Yahiro M.A., et al: Fixation strengths of the patellar tendon – bone grafts Arthroscopy, 9, (1993), 76-81.
- [9] Shelbourne K.D.: Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. J.of Sports Traumat.and Related Research, 17, (1995), 1.
- [10] Staszak E., Kuś W.M.: Kompozytowe śruby węglowe do zespalania odłamów kostnych, w: "Biomateriały węglowe w medycynie" pod red.W.M.Kusia, (1996).
- [11] Sudanese A., Ciapetti G., Baldini N., Stea S., Ciaroni D., Dallari D., Toni A., Giunti A.: An evaluation of the in vivo and in vitro biological reaction and mechanical features of carbon fibre composites, Chir.Organ.Mov., LXXV, 171-6.

# 30 Wskazówki dla Autorów

Nadsyłanie prac: dwie kopie w języku angielskim wraz z dwoma zestawami kopii ilustracji oraz oryginały ilustracji należy przesyłać pod adresem:

Stanisław Błażewicz  
Katedra Ceramiki Specjalnej,  
Akademia Górnictwo-Hutnicza,  
30-059 Kraków,  
al. Mickiewicza 30  
fax. (48-12) – 633-46-30  
tel. (48-12) – 617-25-03  
e-mail: blazew@uci.agh.edu.pl

Kategorie prac:

- artykuły przeglądowe i promocyjne (autorzy zamierzający nadesłać taki materiał, proszeni są o uprzedni kontakt z redaktorem);
- prace oryginalne, komunikaty i noty techniczne w dziedzinach: biomateriały, technologia biomaterialów, fizyka medyczna, biomechanika, sztuczne narządy.

Wszystkie prace będą recenzowane przez co najmniej jednego specjalistę z danej dziedziny.

Struktura prac: artykuł przeglądowy i praca oryginalna powinny zawierać abstrakt (do 200 słów). Należy podać 3-10 słów kluczowych, tekst z podwójnym odstępem oraz szerokimi marginesami. Zalecana organizacja: Wstęp, Metodyka, Wyniki, Dyskusja, Wnioski – z numeracją dziesiętną i ewentualnym podziałem o jeden stopień dziesiętny, tj. 1.2 1.3 etc.

Obowiązuje układ jednostek SI. Rysunki, tabele i równania powinny być kolejno ponumerowane; a do każdego z nich należy odwołać się w tekście. Tabele, rysunki (kopie) i podpisy pod rysunkami powinny być dołączone na końcu tekstu na oddzielnnych stronach.

Rozmiar artykułu przeglądowego/pracy oryginalnej do 10 stron standardowego maszynopisu, komunikatu i noty technicznej – odpowiednio do 5 i 3 stron.

Forma ilustracji: odbitki fotograficzne na błyszczącym papierze, rysunki czarnym tuszem na brystolu lub kalce. Opisy rysunków powinny być umieszczone poziomo w taki sposób, by nie zwiększyć wymiaru poprzecznego rysunku. Ilustracje kolorowe mogą zostać wydrukowane wyłącznie na koszt autorów.

Bibliografia – według systemu Harvard; dopuszcza się cytowanie wyłącznie prac już opublikowanych i zaakceptowanych do druku.

Redakcja prosi o nadsyłanie końcowych (poprawionych) wersji prac na dyskietkach, w jednym z poniższych formatów: Word 6.0 for Windows (lub wyższy), Ami Pro.

Nie przewiduje się pobierania opłat za publikowane prace, za wyjątkiem artykułów promocyjnych. Ze względu na niezwykle skromne środki nie przewiduje się wypłacania honorarium autorskich.

## Notes for the guidance of the authors

Two copies of the typewritten manuscript and two sets of photocopies of illustrations should be sent to:

Stanisław Błażewicz  
Department of Special Ceramics  
University of Mining and Metallurgy  
al. Mickiewicza 30,  
30-059 Cracow, Poland  
fax: (48-12) 633-46-30  
Tel: (48-12) 617-25-03  
e-mail: blazew@uci.agh.edu.pl

Categories of submissions:

- reviews (please contact the Editor when intending to submit such material);
- scientific papers, preferably not exceeding 10 pages of standard manuscript;
- communications (5 pages);
- technical notes (3 pages);
- letters to editor.

The "Inżynieria Biomateriałów" publishes contributions in the following areas: biomaterials, manufacturing of biomaterials, medical physics, biomechanics, artifical organs.

Each submission should be accompanied by a statement of originality, signed by all authors. Each submission will be reviewed by at least one expert referee.

Paper organization: Abstract (up to 200 words, present only in reviews and scientific papers), 3-10 keywords, Introduction, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, or Technology, Structure (microstructure), Properties, Applications, Conclusions. Double-spaced manuscript with wide margins ( $>= 2.5$  cm). The SI units are obligatory.

Figures, tables and equations should be sequentially numbered. Figures and tables should be provided on separate sheets and referred to in the text. References: according to the Harvard system (only published or accepted for publication items may be included).

Illustrations: glossy prints, line diagrams on white paper or tracing paper.

The corrected versions of submissions should preferably be submitted on diskettes, the text processors preferred are Word for Windows 6.0 (or higher), Ami Pro. Plain ASCII text will also be accepted.

"Inżynieria Biomateriałów" ("Engineering of Biomaterials") levies no page charges.



# L N Z Y N I E R L A **BIMATERIAŁÓW**

## **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  
Bank Śląski SA O/Kraków, nr rach. 10501445-120085-60-01

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

### **Opłata:**

- roczna — 48,-
- półroczna — 24,-

## **ADHESION AND GROWTH OF CELLS IN CULTURE ON CARBON-CARBON COMPOSITES WITH DIFFERENT SURFACE PROPERTIES**

L. Bacakova \*, V. Stary \*\*, P. Glogar \*\*\*

\* Institute Of Physiology, Academy Of Sciences Of The Czech Republic, Praha, Czech Republic

\*\* Czech Technical University, Faculty Of Mechanical Engineering, Dept. Of Material Science, Praha, Czech Republic

\*\*\* Institute Of Rock Structure And Mechanics, Academy Of Sciences Of The Czech Republic, Praha, Czech Republic

### **Abstract**

The biocompatibility of unidirectionally reinforced carbon-carbon composites (carbon fibre T300, pbenolformaldehyde resin based matrix.) with different surface roughness and chemical composition was tested in cell culture conditions. The surface of the composites was polished, covered with amorphous or pyrolytic carbon and seeded with rat aortic smooth muscle cells. Coating with amorphous carbon significantly lowered the number of initially adhered cells. In these samples, the surface roughness had no significant effect on the number of initially adhering cells nor their subsequent proliferation. In contrast, coating with pyrolytic carbon improved significantly both cell adhesion and growth, especially on the polished surfaces. In addition, the layer of pyrolytic carbon was more resistant to mechanical damage than the film of amorphous carbon. It is concluded that polished composites covered by pyrolytic carbon could be suitable for the future application in medicine and biotechnology.

[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 3-5]

## **SOME IN-VITRO BIOCOMPATIBILITY TESTS OF CARBON-CARBON COMPOSITES AND PREPARATION OF BONE PLATES**

K.Balik\*, J.Gregor\*, P.Glogar\*, V.Pesakova\*\*, M.Adam\*\*

\*Institute of Rock Structure and Mechanics, Academy of Sciences of the Czech Republic

\*\* Institute of Rheumatology, Praha, Czech Republic

[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 6-7]

## **WŁÓKNINA WĘGLOWA W LECZENIU UBYTKÓW CHRZĘSTNYCH RZEPKI**

Wojciech Maria Kuś\*, Andrzej Górecki\*, Piotr Strzelczyk\*,

Piotr Świąder\*, Jan Świątkowski\*\*

\* Katedra I Klinika Ortopedyczna Akademii Medycznej w Warszawie

\*\* I Zakład Radiologii Klinicznej Akademii Medycznej w Warszawie

### **Streszczenie**

Praca prezentuje nową metodę; leczenia rozległych ubytków chrzęstnych z użyciem włókna węglowego. Od grudnia 1993 do listopada 1994 operowaliśmy 4 chorych, u których ubytek chrzęstki stawowej wypełniliśmy włókniną węglową. Wczesne 24-miesięczne wyniki są zachęcające, choć muszą, być potwierdzone w wieloletnich obserwacjach rozwoju gonartrozy. Słowa kluczowe: Chrzęstka stawowa - włókna -węglowe -chirurgia kolana

## **CARBON FIBRES AS THE ALTERNATIVE WAY IN THE TREATMENT OF CARTILAGE DEFECTS OF PATELLAE**

Wojciech Maria Kuś\*, Andrzej Górecki\*, Piotr Strzelczyk\*, Piotr Świąder\*, Jan Świątkowski\*\*

\* Medical University of Warsaw, Department of Orthopaedics

\*\* Medical University of Warsaw, Department of Clinical Radiology.

### **Abstract**

We present a new method of treatment of cartilage defects with the use of carbon fibres. We treated 4 patients with that method from December 1993 to November 1994. Early 24-month follow-ups are good but they must be confirmed in a long-term observation.

Key words: cartilage, carbon fibres, knee joint surgery.

[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 8-11]

## ENDOPROTEZOPLASTYKA BIODRA- WYBRANE ZAGADNIENIA

Janusz Kubacki\*, Tadeusz Gazdzik\*\*

\* Oddział Ortopedii I Chirurgii Urazowej Woj. Szpitala Specjalistycznego im. NMP w Częstochowie

\*\* Oddział Ortopedychno-Urazowego Szpitala Górnictwa W Katowicach - Murckach  
Streszczenie

Autorzy przeanalizowali rozwój endoprotez stawu biodrowego poczwszy od typu McKee-Farrara i Charnleya. Szczególna uwagę zwrócono na nowe modele endoprotez. Omówiono problemy dotyczące endoprotez cementowych i bezcementowych z kołnierzem i bez kołniera. Przedstawiono nowe typy panewek z systemem zamocowania Fit i Fill.

Stwierdzono, że rozwój endoprotezoplastyki niesie ze sobą nowe wyzwania i nowe problemy.  
[Inżynieria Biomateriałów, 2, (1998), 12-16]

## ENDOPROSTHESOPLASTY OF THE HIP- PROBLEMS

Janusz Kubacki\*, Tadeusz Gazdzik\*\*

\* Department of Orthopaedics and Traumatic Surgery , St. Mary's Hospital Department in Czestochowa

\*\* Department Of Orthopaedics And Traumatology, Miners Hospital in Katowice-Murcki  
Abstract

The authors have analysed the development of endoprosthesis of the hip joint from to the first ones invented by Farrara and Charnley. Special attention has been paid to novel models. Discussed are the problems concerning cemented and cementless replacements with and without a collar. Presented are new types of acetabular cups with a "Fit and Fill" fixation. It has been stated that the development of endoprosthesoplasty brings new challenges and new problems to be solved.

[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 12-16].

## OCENA GOJENIA UBYTKÓW KOSTNYCH ZUCHWY WYPEŁNIONYCH WŁÓKNINA WĘGLOWĄ NASYCONĄ HYDROKSYPATYTSEM U KRÓLIKÓW

Tadeusz Cieślik\*, Bogna Pogorzelska-Stronczak\*, Zbigniew Szczurek\*\*, Rafał Koszowski\*, Daniel Sabat\*\*

\* I Katedra I Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej SLAM W Zabrzu

\*\* I Katedra I Zakład Patomorfologii SLAM W Zabrzu

### Streszczenie

Autorzy wykonali badania doświadczalne celem sprawdzenia czy połączenie z hydroksypatytem zapewni włókninie węglowej lepsze właściwości biologiczne. Do doświadczenia użyli 36 królików, które podzieliły na trzy równe grupy. Każdemu zwierzęciu wykonywali w trzonie żuchwy ubytek kostny wielkości 6x4x2 mm. W grupie pierwszej ubytki goły się w obecności skrzepu krwi. W grupie drugiej wypełniali je włókniną węglową natomiast w grupie trzeciej włókniną węglową nasycioną hydroksypatytem. Uzyskane wyniki potwierdziły wysokie walory biologiczne włókniny węglowej i hydroksypatytu. Wykonane doświadczenie nie potwierdziło jednak wyraźnego polepszenia właściwości biologicznych włókniny na skutek połączenia z hydroksypatytem.

Słowa kluczowe: włóknina węglowa, ubytki kostne, gojenie, hydroksypatyt.

[Inżynieria Biomateriałów, 2, (1998), 16-20]

## EVALUATION OF HEALING PROCESS IN RABBIT MANDIBULAR BONE DEFECTS FILLED WITH CARBON FELT AND HYDROXYAPATITE

Tadeusz Cieślik\*, Bogna Pogorzelska-Stronczak\*, Zbigniew Szczurek\*\*, Rafał Koszowski\*, Daniel Sabat\*\*

\*I Department Of Maxillofacial Surgery, Silesian Academy of Medicine, Zabrze, Poland

\*\* I Department of Pathomorphology, Silesian Academy of Medicine, Zabrze, Poland

### Abstract

The authors performed experiments in order to find out if carbon felt can have better biological properties when combined with hydroxyapatite. Thirty-six rabbits were divided into

3 equal groups. A bone defect (size 6 x 4 x 2mm) was made in each mandible body, In group I the healing process was supported by blood clot, In group II the defects were filled with carbon felt, while in group III the carbon felt was saturated with hydroxyapatite. The results confirmed high biological quality of carbon felt and hydroxyapatite. However, no confirmation was obtained as to improving the biological properties of the felt upon combining with hydroxyapatite.

Keywords: carbon fibrin, hydroxyapatite, bone defects, healing  
[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 16-20].

## OCENA NIEKTÓRYCH WŁASNOŚCI BIOLOGICZNYCH KOMPOZYTU WŁOKNO WĘLOWE Z POLISULFONEM NA PODSTAWIE BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH NA KRÓLIKACH

Zbigniew Szczurek\*, Tadeusz Cieslik\*\*, Bogna Pogorzelska-Stronczak\*\*, Daniel Sabat\*, Rafał Koszowski\*\*

\* I Katedra i Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrzu

\*\* I Katedra i Zakład Patomorfologii Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrzu

### Streszczenie

Do allogenowych biokompatybilnych materiałów, które mogą być stosowane w traumatologii i chirurgii rekonstrukcyjnej należy kompozyt C-C. Niekorzystną cechą tego materiału jest jego kruchosć. Połączenie kompozytu z polisulfonem zmienia w znaczny sposób parametry kompozytu C-C poprzez zwiększenie jego elastyczności. Autorzy podjęli badania doświadczalne z zastosowaniem kompozytu włókno węglowe i polisulfonu. Doświadczenie przeprowadzili na 12 królikach. Materiał wielkości 7x3 mm wprowadzili pod skórę do mięśnia lędźwiowego oraz do ubytków żuchwy wielkości 8x5x3 mm. Otoczenie i tkanki, w których umieszczały kompozyt z polisulfonem oceniali na podstawie obserwacji makroskopowych i histopatologicznych. Stwierdzili, że degradacja włókien węglowych w tkance podskórnej i mięśniowej następowała znacznie szybciej niż degradacja polisulfonu, który w tkance mięśniowej wywoływał jednocześnie brzeżny zanik włókien mięśniowych. W tkance kostnej natomiast proces degradacji włókien węglowych i polisulfonu przebiegał z jednakową szybkością. Słowa kluczowe: kompozyt węglowy, polisulfon, badania doświadczalne, ocena makro- i mikroskopowa.

[Inżynieria Biomateriałów, 2, (1998), 21-27]

## EVALUATION OF SOME BIOLOGICAL PROPERTIES OF CARBON FIBRES-POLYSULPHON COMPOSITE BASED ON EXPERIMENTS ON RABBITS

Zbigniew Szczurek\*, Tadeusz Cieślik\*\*, Bogna Pogorzelska-Stronczak\*\*, Daniel Sabat\*, Rafał Koszowski\*\*

\* I Department of Pathomorphology, Silesian Academy of Medicine, Zabrze, Poland

\*\* I Department of Maxillofacial Surgery, Silesian Academy of Medicine, Zabrze, Poland

### Abstract

C-C composite is one allogenic, biocompatible materials which can be used in traumatology and reconstructive surgery. An important drawback of this material is its fragility. However, when combined with polysulphone, carbon composite becomes significantly more elastic. The authors performed a number of experiments on rabbits to verify the parameters of carbon fibres plus polysulphone. The group consisted of 12 rabbits. The combination (size 7 x 3 mm) was inserted subcutaneously, into psoas muscle or mandibular defects of 8 x 5 x 3 mm. Surroundings and tissues into which the combination had been introduced were examined both macroscopically and histopathologically. Degradation of carbon fibres within subcutaneous and muscular tissues was found to develop much more faster than that of polysulphone, and the latter caused marginal atrophy of muscle fibres as well. On the other hand, the degradation process of both carbon fibres and polysulphone was the same within bone tissue.

Key words: carbon composite, polysulphone, experiments, macroscopic evaluation, microscopic evaluation.

[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 21-27].

## ZASTOSOWANIE WĘGLOWEJ ŚRUBY INTERFERENCYJNEJ W REKONSTRUKCJI WIĘZADŁA KRZYŻOWEGO PRZEDNIEGO STAWU KOLANOWEGO (DONIESIENIE WSTĘPNE)

Piotr Świąder, Wojciech Maria Kuś, Sławomir Struzik, Andrzej Opadczuk

Katedra i Klinika Ortopedyczna Akademii Medycznej w Warszawie.

### Streszczenie

Śruby7 interferencyjne ulegające resorpcji w organizmie, wykorzystywane podczas rekonstrukcji więzadła krzyżowego zyskują coraz więcej zwolenników. Laczne badania przeprowadzone na preparatach węglowych, które wykazały bardzo dużą ich przydatność w medycynie, skłoniły do zastosowania tych materiałów do produkcji śrub interferencyjnych. Praca zawiera wstępne doniesienie o wykorzystaniu węglowych śrub podczas operacji rekonstrukcyjnej więzadła krzyżowego przedniego kolana.

Słowa kluczowe: węglowa śruba interferencyjna, więzadło krzyżowe stawu kolanowego.

[Inżynieria Biomateriałów, 2, (1998), 27-29]

## APPLICATION OF CARBON INTERFERENCE SCREW IN RECONSTRUCTION OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT OF THE KNEE (PRELIMINARY REPORT)

Piotr Świąder, Wojciech Maria Kuś, Sławomir Struzik, Andrzej Opadczuk

Medical University of Warsaw, department of Orthopaedics

### Abstract

Resorbable interference screws, used in the anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction are gaining interest. Numerous reports on the successful application of carbon materials in medicine encouraged studies on their use as interference screws. The paper is the first communication concerning the application of polish carbon screws in the ACL reconstruction of the knee

Keywords: carbon biomaterials, interference screws, cruciate ligament of the knee.

[Engineering of Biomaterials, 2, (1998), 27-29].