

I N Ż Y N I E R I A BIOMATERIAŁÓW

ENGINEERING OF BIOMATERIALS
CZASOPISMO POLSKIEGO STOWARZYSZENIA BIOMATERIAŁÓW

Numer 21
Rok V
ISSN 1429-7248

CZERWIEC 2002

WYDAWCA:

Polskie
Stowarzyszenie
Biomateriałów
w Krakowie

KOMITET REDAKCYJNY:

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

RADA NAUKOWA:

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

ADRES REDAKCJI:

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



Carbon fibre fragments

SPIS TREŚCI

PROROBLEMATYKA TWORZYW METALOWYCH STOSOWANYCH NA IMPLANTY W KARDIOLOGII ZABIEGOWEJ	3
--	---

ZBIGNIEW PASZENDA

BIOMORFOZA BLIZNY PO IMPLANTACJI NICI WĘGLOWEJ	10
---	----

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA, EWA ZEMBAŁA - NOŻYŃSKA, JERZY
NOŻYŃSKI, STANISŁAW BŁĄŻEWICZ, ZBIGNIEW SZCZUREK

STATYSTYCZNA ANALIZA MORFOMETRYCZNA WARTOŚCI GEOMETRYCZNYCH WŁÓKIEŃ WĘGLOWYCH PODCZAS PROCESU BIODEGRADACJI NICI WĘGLOWYCH WSZCZEPIONYCH KRÓLIKOM W TKANKI OKOŁOŻUCHWOWE	15
---	----

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA, EWA ZEMBAŁA - NOŻYŃSKA, JERZY
NOŻYŃSKI, STANISŁAW BŁĄŻEWICZ

OCENA ZACHOWANIA DWUWARSTWOWYCH POWŁOK Al_2O_3 - TiO_2 , NAKŁADANYCH METODĄ SOL-GEL NA PODŁOŻA Ni-Cr-Mo, W ŚRODOWISKU SZTUCZNYCH PŁYNÓW USTROJOWYCH	22
---	----

B. PIETRZYK, L. KLIMEK, J. SOKOŁOWSKI

BIOMECHANICZNA ANALIZA PARAMETRÓW SIŁOWYCH, SZYBKOŚCIOWYCH I WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA	26
--	----

WIESŁAW CHWAŁA, EMIL STASZKÓW, ROBERT WALASZEK

*Streszczone w Applied Mechanics Reviews
Abstracted in Applied Mechanics Reviews*

CONTENTS

ISSUES OF METAL MATERIALS USED FOR IMPLANTS IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY	3
--	---

ZBIGNIEW PASZENDA

THE BIOMORPHOSIS OF THE SCAR AFTER THE IMPLANTATION OF CARBON THREAD	10
---	----

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA, EWA ZEMBAŁA - NOŻYŃSKA, JERZY
NOŻYŃSKI, STANISŁAW BŁĄŻEWICZ, ZBIGNIEW SZCZUREK

STATISTICAL MORPHOMETRIC ANALYSIS OF THE GEOMETRIC VALUES OF CARBON FIBER DURING THE BIODEGRADATION PROCESS OF CARBON THREADS IMPLANTED IN SUBMANDIBULAR TISSUE IN RABBITS	15
--	----

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA, EWA ZEMBAŁA - NOŻYŃSKA, JERZY
NOŻYŃSKI, STANISŁAW BŁĄŻEWICZ

BEHAVIOUR ESTIMATION OF Al_2O_3 - TiO_2 DUAL COATINGS, DEPOSITED BY SOL-GEL METHOD ON Ni-Cr-Mo SUBSTRATES, IN ENVIRONMENT OF SIMULATED SYSTEMIC FLUIDS	22
--	----

B. PIETRZYK, L. KLIMEK, J. SOKOŁOWSKI

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPEED, FORCE AND STRENGTH PARAMETERS FOR THE SURAL TRICEPS MUSCLE AFTER THE RECONSTRUCTION OF A TORN ACHILLES TENDON USING CARBON FIBERS	26
---	----

WIESŁAW CHWAŁA, EMIL STASZKÓW, ROBERT WALASZEK

*Wydanie dofinansowane przez Komitet Badań Naukowych
Edition financed by State Committee for Scientific Research*

PROBLEMATYKA TWORZYW METALOWYCH STOSOWANYCH NA IMPLANTY W KARDIOLOGII ZABIEGOWEJ

ZBIGNIEW PASZENDA

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH
POLITECHNIKA ŚLĄSKA, GLIWICE

Streszczenie

Prezentowana praca dotyczy problematyki biomateriałów metalowych przeznaczonych na implanty stosowane w leczeniu choroby niedokrwiennej serca. W pracy przedstawiono własności, którymi powinny charakteryzować się stenty wieńcowe oraz klasyfikację uwzględniającą technikę ich rozprężania, technologię wykonania oraz rodzaje stosowanych kształtów. Ponadto omówiono kryteria oceny jakości stali Cr-Ni-Mo stosowanej jako biomateriał w kardiologii zabiegowej.

Słowa kluczowe: biomateriały metalowe, stęle Cr-Ni-Mo, stenty wieńcowe, kardiologia zabiegowa

Wprowadzenie

Ocena epidemiologiczna chorób naczyniowo-sercowych wskazuje, że schorzenia tego układu wysuwają się na czołowe miejsce w statystyce chorób i zgonów. Schorzenia serca, w szczególności choroba niedokrwienaa, każdego roku powoduje śmierć około 180 tys. osób w Wielkiej Brytanii i ponad 500 tys. w USA. Stanowią one główną przyczynę przedwczesnej śmierci 40% mężczyzn w średnim wieku (45-54 lat), a u kobiet po nowotworach są drugą przyczyną zgonów przedwczesnych. W pewnych grupach wiekowych choroba ta może być powodem 10-krotnie większej śmiertelności niż nowotworowa [1].

W Polsce w strukturze zgonów na czoło wysuwają się również przyczyny związane z chorobami układu naczyniowo-sercowego. Choroby tego układu stanowiły przyczynę 41,3% zgonów w roku 1960 i niepokojąco wzrosły do 52,7% w roku 1991. Również wśród przyczyn niepełnosprawności na pierwszym miejscu wyróżnia się schorzenia układu krążenia - TABELA 1 [2,3]. Przeprowadzona ocena zdrowia publicznego wskazuje, na zróżnicowanie zachorowalności w poszczególnych regionach kraju. Szczególnie dramatyczna sytuacja występuje na obszarze Górnośląskiego Okręgu Przemysłowego, gdzie występuje ponad 3-krotnie większa zapadalność na choroby układu krążenia, 5,5-razy więcej przypadków miażdżycy naczyń wieńcowych [4].

Jedną z podstawowych metod leczenia choroby wieńcowej, poza przeszczepianiem pomostów aortalno-wieńcowych (coronary artery bypass graft - CABG), jest poszerzanie światła tętnic za pomocą zabiegu przezskórnej śródnaczyniowej angioplastyki wieńcowej (Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty - PTCA). Metoda ta wprowadzona przez A. Gruentziga w 1977 roku stanowiła przełom w terapii choroby niedokrwiennej serca [5].

Jednym z najważniejszych osiągnięć ostatnich lat w dziedzinie kardiologii zabiegowej w leczeniu choroby niedo-

ISSUES OF METAL MATERIALS USED FOR IMPLANTS IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY

ZBIGNIEW PASZENDA

INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS
SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, GLIWICE

Abstract

The presented work is connected with issues of metal biomaterials designed for implants used in treatment of the ischaemic heart disease. There are presented the properties that should characterize coronary stents and classification taking into account their method of deployment, manufacturing technology, and types of the shapes used. Moreover, criteria are discussed of evaluation of the Cr-Ni-Mo steel used as a material in the interventional cardiology.

Keywords: metal biomaterials, Cr-Ni-Mo steels, coronary stents, interventional cardiology

Introduction

The epidemiological assessment of the cardiovascular diseases reveals that morbid states of this system take the lead in the statistics of diseases and deaths. Heart diseases, and especially the ischaemic heart disease cause yearly deaths of about 180,000 people in UK and of more than 500,000 in USA. They are the main reason of the premature death of 40% middle-aged men (45-54 years of age), and for women they feature the second, after neoplasms, cause of the premature deaths. This disease can be the reason of the 10 times larger death rate than the neoplastic one in certain age groups [1].

Causes connected with the cardio-vascular system take the lead in the death pattern in Poland also. Diseases of this system were the reason of 41.3% of deaths in 1960 and increased upsettingly to 52.7% in 1991. Diseases of the cardiovascular system are also the leading cause among the disablement causes - see TABLE 1 [2,3]. Evaluation of the public health indicates to differentiation of incidences of the disease in particular regions of the country. The particularly dramatic situation is in the area of the Upper Silesian Industrialized Region, where circulatory system diseases incidence is more than 3 times higher than elsewhere, and there are 5.5 times more cases of coronary atheromatosis [4].

Dilating of the artery lumen by means of the percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA) is one of the basic methods of the coronary artery disease treatment, apart from the coronary artery bypass grafting (CABG). This method, introduced by A. Gruentzig in 1977, featured the turning point in the ischaemic heart disease therapy [5].

One of the most important achievements of the last years in the area of the interventional cardiology in treatment of the ischaemic heart disease is employment of the intravascular implants, called stents. Stents are a kind of metal

Grupy niepełno-sprawności Disablement groups	Ogółem / Total			Miasto / Town			Wieś / Countryside		
	Razem Total	Mężczyźni Men	Kobiety Women	Razem Total	Mężczyźni Men	Kobiety Women	Razem Total	Mężczyźni Men	Kobiety Women
Schorzenia układu krążenia Diseases of cardiovascular system	45,4%	42,0%	48,6%	46,1%	43,7%	48,1%	44,5%	39,9%	49,2%
Schorzenia narządów ruchu Diseases of locomotor system	40,1%	39,1%	40,9%	37,9%	37,1%	38,6%	42,9%	41,6%	44,3%
Schorzenia neurologiczne Neurological diseases	21,8%	20,3%	23,2%	22,1%	20,6%	23,4%	21,4%	20,1%	22,9%
Schorzenia narządu wzroku Diseases of organ of sight	11,6%	10,3%	12,8%	11,9%	10,9%	12,9%	11,1%	9,7%	12,6%
Schorzenia narządu słuchu Diseases of organ of hearing	7,3%	8,5%	6,1%	7,8%	9,5%	6,2%	6,6%	7,2%	6,0%
Schorzenia psychiczne Mental diseases	4,0%	3,4%	4,4%	4,1%	3,4%	4,7%	3,8%	3,5%	4,0%
Upośledzenia umysłowe Mental	2,9%	3,5%	2,2%	2,3%	2,8%	1,9%	3,5%	4,4%	2,7%
Inne schorzenia Other diseases	17,3%	17,4%	17,1%	18,1%	18,3%	18,0%	16,1%	16,3%	15,8%

TABELA 1. Grupy niepełnosprawności w zależności od poszczególnych rodzajów schorzeń [3]
TABLE 1. Disablement groups for particular diseases [3]

krwiennej serca jest stosowanie wewnątrznaczyniowych implantów, zwanych stentami. Stenty są rodzajem metalowego, sprężystego rusztowania o przestrzennej konstrukcji walcowej i milimetrycznych wymiarach, które wszczepia się w miejsce krytycznie zwężonego odcinka naczynia wieńcowego, w celu podparcia ścian i poszerzenia jego światła. Wykorzystywane są do przezskórnego leczenia choroby niedokrwiennej serca we wszystkich pracowniach hemodynamicznych, które zajmują się kardiologią zabiegową. Odsetek zabiegów w czasie których implantuje się stenty w USA dochodzi nawet do 80%. W Polsce w 1996 roku implantowano stenty u 15% pacjentów [6].

Implantacje stentów do światła tętnic zostały zapoczątkowane przez Dottera w 1969 roku. Zabieg polegał na wszczepieniu stalowej rurki do tętnicy obwodowej psa. Po ponad dwóch latach 2 spośród 3 stentów pozostawały drożne [7]. W 1982 roku D. Maass oraz w 1985 roku Julio Palmaz przeprowadzili kolejne doświadczenia na zwierzętach ze stentami. Początkiem klinicznego ich zastosowania było wszczepienie w 1986 roku przez Sigwarta stentów do tętnic wieńcowych człowieka po zabiegu koronaroplastyki [8]. Wszczepiane wówczas stenty (Wallstent) były implantami samorozprężającymi. Stenty wieńcowe rozprężane przy pomocy cewnika z balonikiem zaczęto stosować w roku 1987 (Richard Schatz, Gary Rubin). Stenty stosowane przez R. Schatza stanowiły zmodyfikowaną konstrukcję stentu Palmaza stosowanego w tętnicach biodrowych [6].

Początkowe doświadczenia związane z implantowaniem stentów nie były zbyt zachęcające, ponieważ często występowało zjawisko wykrzepiania krwi, które powodowało zamykanie się światła tętnicy i ostre powikłania, doprowadzające w konsekwencji do zawałów serca lub zgonu pacjenta. Przełomowym był rok 1993, w którym Antonio Colombo wprowadził wysokociśnieniową metodę rozprężania stentów (16÷20 atmosfer), kontrolując wyniki przy pomocy ultrasonografii wewnątrznaczyniowej (Intravascular Ultrasonography - IVUS) [6]. Właśnie wysokociśnieniowe rozprężanie oraz wprowadzenie leczenia przeciwzakrzepowego w sposób zdecydowany obniżyło częstość występowania zjawiska wykrzepiania. Spowodowało to szerokie zastosowanie stentów i po kilkuletnich badaniach okazały się one prawie idealnym rozwiązaniem dla leczenia choroby niedokrwiennej serca. Przeprowadzane zabiegi implantacyjne zmniejszyły o prawie połowę częstość występo-

elastic frames with spatial cylindrical structure and of millimetre sizes that are implanted into a critically stenosed section of the coronary vessel to support its walls and to dilate its lumen. They are used for the percutaneous treatment of the ischaemic heart disease in all haemodynamic laboratories being engaged in the interventional cardiology. Portion of operations in which stents are implanted reaches even 80% in USA. Stents were implanted in Poland in 1996 to 15% patients [6].

Dotter began implantation of stents into the artery lumen in 1969. The operation depended on implanting the steel tube into the peripheral artery of the dog. Two of three stents remained unobstructed after more than two years [7]. D. Maass in 1982 and Julio Palmaz in 1985 carried out next experiments with stents on animals. The beginning of their clinical use was implanting them by Sigwart in 1986 to coronary artery of a man after the coronaroplastics operation [8]. The stents (Wallstent) implanted then were the self-expandable ones. Coronary stents deployed using catheter with a balloon were used first in 1987 (Richard Schatz, Gary Rubin). The design of stents used by R. Schatz was a modification of the Palmaz stents used in iliac arteries [6].

The initial experiences connected with implanting of stents were not too encouraging, as blood thrombosis used to occur often, closing the artery lumen and causing severe complications, leading in consequence to cardiac infarction or death of the patient. Year 1993 was the turning point when Antonio Colombo introduced the high-pressure method of stent deployment (16÷20 atmospheres), verifying the results with the intravascular ultrasonography (IVUS) [6]. It was the high-pressure deployment and introducing the antithrombotic treatment that significantly lowered the frequency of thrombosis incidences. This led to wide use of stents and after several years long investigation they turned out to be the nearly ideal solution for the ischaemic heart disease. The implantation operations carried out reduced nearly by half the incidences of restenosis (secondary coronary vascular stenosis) with patients that were subjected to the balloon angioplasty operation.

There are a number of stent types in the market, differing with manufacturing technology, material from which they are made, shapes and techniques of deployment in the stenosed coronary vessel. Currently multiple research

wania restenozy (wtórne zwężenie naczynia wieńcowego) u chorych, którzy byli poddani zabiegowi angioplastyki balonowej.

Na rynku istnieje wiele typów stentów, które różnią się od siebie techniką wytwarzania materiałem, z którego są wykonane, kształtem i techniką rozprężania w zwężonym naczyniu wieńcowym. Obecnie prowadzonych jest wiele badań nad skonstruowaniem stentu o lepszej widoczności we fluoroskopii, co związane jest z ulepszeniem materiału, o odpowiedniej postaci geometrycznej, zmniejszonej powierzchni kontaktowej ze ścianami naczynia, zwiększonej giętkości, a także pokrytego odpowiednimi substancjami przeciwzakrzepowymi i powlekanyymi polimerami, które obniżyłyby trombogennosc [9,10].

Charakterystyka stentów wieńcowych

Na podstawie dotychczasowych doświadczeń klinicznych sprecyzowane zostały następujące własności, którymi powinny charakteryzować się stenty [11]:

- giętkość,
- łatwość przesuwania w cewniku i tętnicach,
- niski profil stentu na balonie,
- widzialność fluoroskopowa,
- niska trombogennosc,
- neutralność tkankowa,
- dobra rozciągalność,
- wytrzymałość mechaniczna na siły zewnętrzne,
- dobre pokrycie stentem ściany naczynia,
- mała całkowita powierzchnia metalu,
- dobre własności reologiczne.

Stenty klasyfikuje się ze względu na technikę ich rozprężania, technologię wykonania oraz rodzaj kształtu. Na podstawie wymienionych kryteriów powstał następujący podział stentów [9]:

- ze względu na technikę ich rozprężania w naczyniu krwionośnym:
 - stenty samorozprężalne,
 - stenty rozprężane przy pomocy balonika
- ze względu na technologię wykonania stentów:
 - siateczkowe - produkowane są z nachodzących na siebie włókien drucianych,
 - rurkowe z nacięciami - stent wycięty z rurki metalowej z ciągłego materiału z wykorzystaniem techniki laserowej,
 - w kształcie zwoju - produkowane z jednego odcinka drutu metalowego,
 - pierścieniowe - zbudowane są z powtarzających się modułów - krótkich zwojów,
 - kombinowane.
- ze względu na kształt stentu:
 - "T" - zakładane w miejscach, gdzie odchodzą boczne tętnice wieńcowe,
 - "Y" - stosowane w miejscach rozgałęzień tętnic wieńcowych,
 - "I" - stosowane w odcinkach prostych tętnic wieńcowych.

Przykłady rozwiązań konstrukcyjnych stosowanych stentów przedstawiono na RYS. 1.

Stenty samorozprężalne

Stenty samorozprężalne zbudowane są z drutu zwinętego w sprężystą spiralę, która rozpręża się po wprowadzeniu do naczynia i zdjęciu zewnętrznej koszulki utrzymującej stent w stanie nierozprężonym. Przykładem tego rodzaju implantu może być np. stent typu Wallstent, którego zaletami są giętkość przy wprowadzaniu go do naczynia i stabilność po zaimplantowaniu - RYS. 1a. Po przeprowadze-

projects are carried out for designing a stent with a better radio-opacity, which is connected with improvement of material, with a relevant geometrical form, decreased stent - vessel walls contact surface area, improved elasticity, and also coated with the proper antithrombotic substances and covered with polymers that would lower their thrombogenicity [9,10].

Characteristics of coronary stents

Basing on the clinical experience gathered so far, the following properties were specified, that the stents should have [11]:

- flexibility,
- trackability in catheter and arteries,
- low profile of stent on the balloon,
- radio-opacity,
- low thrombogenicity,
- biocompatibility,
- good expandability,
- radial strength,
- good circumferential coverage of the vessel wall by the stent,
- small total stent surface area,
- good rheological properties.

Stents are classified according to their deployment method, manufacturing technology, and shape type. Basing on the above-mentioned criteria, the following classification of stents was developed [9]:

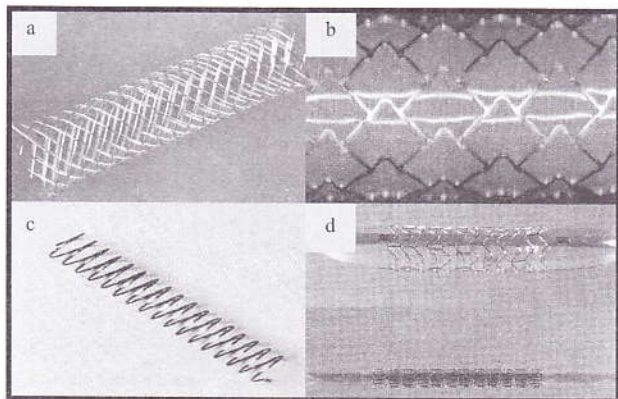
- depending on the deployment method in the blood vessel:
 - self expandable,
 - balloon expandable
- depending on manufacturing technology:
 - mesh stents - made from overlaid wire fibres,
 - slotted tube - stents cut out using laser technique from metal tube of the continuous material
 - coil shaped - stents made from one segment of metal wire,
 - ring stents - made from multiple modules - short reels,
 - combined
- depending on stent shape:
 - "T" - placed in locations where rami of coronary arteries branch off,
 - "Y" - used where coronary arteries ramify,
 - "I" - used on straight sections of coronary arteries.

Examples of stent designs are shown in FIG.1.

Self expandable stents

The self-expandable stents are made from wire coiled to form an elastic spiral that expands after delivering it to the vessel and taking off the coat keeping it in the unexpanded state. The Wallstent type stent may be an example of such an implant, whose advantages are its elasticity during its delivery to the vessel and stability after implanting - FIG. 1a. However, it turned out after clinical investigations that in spite of all its advantages, these stents are characterized by an increased blood thrombosis risk. Implants expanding under the influence of heat are also qualified to the self-expandable ones. They are made from the alloy demonstrating shape memory effect (alloy of nickel and titanium). The stent warms up after its delivery to the stenosed location, and expands to the desired size in effect. This type of stents has not found wider application due to its difficult delivery process and hard to predict expansion rate [5].

niu badań klinicznych okazało się jednak, że pomimo tych wszystkich cech pozytywnych, stenty te cechują się podwyższonym ryzykiem wykrzepiania krwi. Do grupy stentów samorozprężalnych zaliczamy również implanty, które rozprężają się pod wpływem ciepła. Wytwarzane są ze stopu wykazującego efekt pamięci kształtu (stopu niklu i tytanu). Po wprowadzeniu do miejsca zwężonego naczynia stent zostaje ogrzany, w wyniku czego implant ulega rozprężeniu do pożądanego wymiaru. Ten typ stentów klinicznie nie znalazł większego zastosowania ze względu na skomplikowany proces wprowadzania i trudny do przewidzenia stopień ich rozprężania [5].



RYS. 1. Przykłady rozwiązań konstrukcyjnych stentów wieńcowych:

a - stent Wallstent, b - stent Niroyal, c - stent Cardicoil, d - stent Multilink.

FIG. 1. Examples of the coronary stent designs:

a - Wallstent stent, b - Niroyal stent, c - Cardicoil stent, d - Multilink stent.

Stenty rozprężane za pomocą balonika

W 1984 roku J. Palmaz wprowadził stenty implantowane przy użyciu balonika. Zastosowanie balonika wykorzystuje plastyczne właściwości tworzywa metalicznego, z którego wykonany jest stent, a także ułatwia precyzyjne jego założenie, co jest bardzo istotnym czynnikiem w tym zabiegu. Zaletą tego stentu jest niski profil i mała powierzchnia metalu, z którego jest wykonany. Tego rodzaju stenty po rozprężeniu powyżej granicy plastyczności stali, z której są wykonane, nie zmieniają już swojego kształtu.

Obecnie w praktyce klinicznej do najczęściej stosowanych postaci stentów wieńcowych należą implanty kształtowane z wykorzystaniem techniki laserowej - RYS. 1b, 1d. Producenci urządzeń medycznych postępujący zgodnie z trendem miniaturyzacji napotykają wiele problemów związanych z produkcją. Nowe implanty często charakteryzują się bardzo małymi wymiarami, które są trudne do uzyskania a niekiedy nawet niemożliwe za pomocą klasycznych technologii mechanicznych. Chociaż istnieje szeroki zakres ich zastosowań, to jednak w przypadku uzyskania wymiarów mniejszych niż 10 mm urządzenia mechaniczne zawodzą [5,12]. Dzięki zastosowaniu narzędzi laserowych można otrzymać implanty o bardzo małych wymiarach oraz różnych kształtach. Urządzenia laserowe mogą być wykorzystane do obróbki większości materiałów stosowanych w urządzeniach medycznych, jeżeli tylko właściwości lasera zostaną odpowiednio dopasowane do parametrów obrabianego materiału. Do implantów rozprężanych za pomocą balonika należą następujące typy stentów: Palmaz-Schatz, Gianturco-Roubin, Multilink, Wiktor, GR II, Crown, Cross Flex, Freedom [5].

Balloon expandable stents

In 1984 J. Palmaz introduced stents implanted with the balloon. Employment of a balloon takes advantage of the plastic properties of the metallic material from which the stent is made, and makes its precise delivery easier, which is a very important factor in this operation. Low profile and small surface of metal from which it is made are the advantages of this stent type. Stents of this type do not change their shape after expanding above the yield point of steel from which they are made.

Currently implants formed using laser technique belong to stent types employed most often in clinical practice - FIGS. 1b, 1d. Manufacturers of medical equipment following the miniaturization trend are faced with many technological problems. New implants have often small dimensions which are hard to obtain, and sometimes unfeasible by means of the classical mechanical technologies. Mechanical equipment having broad scope of applications fails, however, when dimensions smaller than 10 mm have to be obtained [5,12]. Thanks to employment of laser tools can be obtained implants with very small dimensions and various shapes. Laser equipment may be used for machining most of the materials used in medical equipment, provided that laser properties are matched to parameters of the machined material. The following stent types belong to balloon expandable implants: Palmaz-Schatz, Gianturco-Roubin, Multilink, Wiktor, GR II, Crown, Cross Flex, Freedom [5].

Metallic biomaterials used for implants in interventional cardiology

Selection of materials used for implants in operative cardiology should take into account the bioelectronic biocompatibility of biomaterials with tissues, limiting development of the unfavourable corrosion processes, as well as toxic, allergic, and carcinogenic reactions, and also the relevant biomechanical properties of the metallic material. Taking into account the aforementioned criteria, one can specify the following material groups used currently for stents:

- austenitic steels Cr - Ni - Mo,
- shape memory alloys (Ni-Ti),
- platinum alloys,
- tantalum.

Characteristics of stents including the metallic materials used, geometrical features, and their implantation methods are presented in Table 2 [11, 13].

The Cr-Ni-Mo steel is the material used most often for implants employed in operative cardiology. About 90% stents offered by world manufacturers are made from it. The quality criteria for these steels and their qualification methods are included in the relevant recommended standards [14].

The basis for qualification of metallic biomaterials is, first of all, identification of their chemical and phase structures. Qualitative and quantitative evaluations are carried out to this end, referring to the chemical and phase compositions of these steels. Concentrations of the particular steel constituents have to be within the specified tolerance limits - TABLE 3. This has to ensure the monophase, fine grained (grain size >4), paramagnetic austenitic structure. Assessment of the phase composition of the steel is carried out basing on the microscope metallographic examination with the 100x magnification. The examinations should be focused, among others, on detecting the δ ferrite contents, whose occurrence in the steel structure is inadmissible.

Biomateriały metaliczne stosowane na implanty w kardiologii zabiegowej

Dobór materiałów stosowanych na implanty w kardiologii zabiegowej powinien uwzględniać zgodność bioelektroniczną biomateriałów z tkankami, która ogranicza rozwój niekorzystnych procesów korozyjnych, reakcji toksycznych, alergicznych i nowotworowych, a także odpowiednie własności biomechaniczne tworzywa metalicznego. Biorąc pod uwagę wymienione kryteria wyróżnić można następujące grupy materiałów stosowanych aktualnie do wytwarzania stentów:

- stale austenityczne Cr - Ni - Mo,
- stopy z pamięcią kształtu (Ni-Ti),
- stopy platyny,
- tantal.

Charakterystykę stentów z uwzględnieniem zastosowanych tworzyw metalicznych, cech geometrycznych oraz sposobu ich implantacji przedstawiono w TABELI 2 [11,13].

Najczęściej stosowanym tworzywem na implanty stosowane w kardiologii zabiegowej jest stal Cr-Ni-Mo. Wytwarzanych jest z niej około 90% stentów dostarczanych przez producentów światowych. Kryteria jakościowe dla tych stali oraz metody ich kwalifikacji zawarte zostały w odpowiednich zaleceniach normatywnych [14].

Podstawą kwalifikacji biomateriałów metalicznych jest przede wszystkim ustalenie ich struktury chemicznej i fazowej. W tym celu prowadzi się ocenę jakościową i ilościową odnoszącą się do składu chemicznego oraz fazowego tych stali. Stężenia poszczególnych składników stali muszą mieścić się w założonych granicach tolerancji - TABELA 3. Ma to zapewnić jednofazową, drobnoziarnistą (wielkość ziarna >4), paramagnetyczną strukturę austenityczną. Ocenę składu fazowego stali prowadzi się na podstawie badań metalograficznych mikroskopowych przy powiększeniu 100 krotnym. Obserwacje powinny być ukierunkowane między innymi na sprawdzenie zawartości ferrytu δ , którego obecność w strukturze stali jest niedopuszczalna.

Bardzo istotnym kryterium odbiorowym tych stali jest ich odpowiednia jakość metalurgiczna. Jest ona oceniana poprzez określenie stopnia zanieczyszczenia stali wtrąceniami niemetalicznymi. Zalecana metoda porównawcza określania zawartości wtrąceń niemetalicznych z punktu widzenia wymagań stawianych implantom stosowanym w kardiologii zabiegowej wydaje się niewystarczająca. Prowadzoną analizę jakościową z określeniem numeru odpowiedniego wzorca należałoby uzupełnić o parametry stereologiczne ocenianych wtrąceń (np. pole powierzchni, procentowy udział powierzchniowy). Znajomość podstawowych wielkości tego rodzaju jest bardzo istotna ze względu na cechy geometryczne stosowanych w praktyce klinicznej stentów wieńcowych wytwarzanych z tych stali - TABELA 2. Miniaturyzacja tego rodzaju implantów wymusza konieczność stosowania stali o dobrej jakości metalurgicznej charakteryzującej się minimalnym udziałem dyspersyjnych wtrąceń niemetalicznych, równomiernie rozmieszczonych w osnowie stali. Rozwój technik komputerowych stosowanych w badaniach metaloznawczych nie nasłuchuje obecnie zbyt wielu trudności w prowadzeniu tego rodzaju analiz. Dlatego też wydaje się za uzasadnione wprowadzenie dla tego rodzaju implantów bardziej szczegółowych kryteriów odbiorowych odnośnie tego rodzaju badań.

W sposób szczególny, ze względu na przeznaczenie stentów wieńcowych, należy zwrócić uwagę na problematykę własności magnetycznych i elektrycznych implantów. Tego rodzaju własności w zaleceniach normatywnych dla

The relevant metallurgical quality features the very important acceptance criterion for these steels. It is assessed by determining the nonmetallic inclusion contents in the steel. The recommended comparative method for determining the nonmetallic inclusion contents seems to be insufficient from the point of view of requirements imposed on implants in the operative cardiology. The qualitative analysis carried out with specifying the number of a relevant test specimen should be supplemented with the stereological parameters of the assessed inclusions (e.g., surface area, percentage surface fraction). Knowledge of such basic quantities is very important because of the geometrical features of the coronary stents used in clinical practice, made from these steels - TABLE 2. Miniaturization of this type of implants forces using the steel with a good metallurgical quality, characterized by minimal portion of the dispersive non-metallic inclusions, distributed evenly in the steel matrix. Development of computer techniques used in metallographic examinations does not pose nowadays many difficulties in carrying out this type of analyses. Therefore, introducing more detailed acceptance criteria for such examinations seems to be justified for this type of implants.

It is imperative, due to application of coronary stents, to attract the attention to the issues of magnetic and electrical properties of implants. Such properties are not assessed in recommended standards for the employed metallic biomaterials. Presence of an implant with the ferromagnetic properties in the tissue environment (especially in the circulatory system) is inadmissible. This is connected with the magnetotropism phenomenon (kinetic reaction induced by presence of the magnetic field) of some tissue structures, in particular blood constituents. Most tissues have diamagnetic properties. The paramagnetic properties of blood are connected, first of all, with the presence of iron ions with the uncompensated spin in haemoglobin contained in erythrocytes [15-17]. Therefore, appearance of the additional magnetic field (own or an external one) may initiate blood thrombosis processes.

Examinations of the magnetic properties of the Cr-Ni-Mo steels are carried out using an indirect method. The recommended standards include provisions for detecting the δ ferrite only. This seems to be insufficient mostly because of the commonly used high pressure stent deployment technique, connected with the permanent deformation of this type of implants. Marciniak and Barton have indicated in their research to variability of the magnetic permeability coefficient of strips made from the Cr-Ni-Mo steels, depending on the strengthening state [18]. Therefore, introducing the additional criterion for this type of implants, that would determine the electrical and magnetic properties of the metal biomaterial, seems purposeful.

Summary

Currently in Poland only stents made by manufacturers abroad are available. Their high cost limits the use of the non-invasive method of the ischaemic heart disease treatment. It seems, therefore, that development of the manufacturing technology and setting up stent production in Poland would undoubtedly increase the possibility of employing this more and more popular treatment method.

Research has been started lastly on development of the Polish stent model. This research is carried out in the Institute of Engineering Materials and Biomaterials of the Silesian University of Technology in Gliwice; the research is headed by prof. J. Marciniak in collaboration with the Silesian Centre for Heart Diseases in Zabrze. Development of the manufacturing technology for stent of the shape proposed by the team of prof. L. Poloński from the Silesian Centre for Heart Diseases features the goal of the on-going re-

Nazwa Product name	Materiał Material	Stopień nieprzepuszczalności promieniowania Degree of radio-opacity	Całkowita powierzchnia metalu (po rozprężeniu) Metallic surface area (expanded)	Średnica drutu, Wire diameter, [mm]	Mechanizm zakładania Mechanism of deployment
Magic Wallstent	Stop platyny pokryty warstwą kobaltową Platinum alloy coated with cobalt layer	Dobry Good	14 %	0,08 ÷ 0,10	Samorozprężanie Self expandable
Radius	Nitinol	Umiarkowany Moderate	ok. 20 %	0,11	Samorozprężanie Self expandable
Cardicoil	Nitinol	Umiarkowany Moderate	12 ÷ 15 %	0,15 ÷ 0,25 0,12 ÷ 0,18*	Samorozprężanie Self expandable
Palmaz - Schatz					
PS - 153	316L SS	Umiarkowany Moderate	ok. 20 %	0,06 *	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Spiral	316L SS	Umiarkowany Moderate	ok. 20 %	0,09 *	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Crown	316L SS	Umiarkowany Moderate	ok. 20 %	0,07 *	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Mini - Crown	316L SS	Umiarkowany Moderate	ok. 20 %	0,06 *	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Multilink					
ACS Multilink	316L	Niska Poor	ok. 15 %	0,1	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Acs Multilink RX Duet	316L	Umiarkowana Moderate	ok. 14 %	0,14	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
GR II	316L pokryte polimerem celulozowym	Bardzo dobry Very good	16 %	0,12	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Wiktor					
Wiktor-GX	Tantal	Wysoka High	7,0 ÷ 9,0 %	0,127	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Wiktor - I	Tantal	Wysoka High	8,0 ÷ 9,5 %	0,127	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Freedom					
Freedom	316LVM	Średnia Medium	ok. 15 %	0,18	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable
Freedom Force	316LVM	Średnia Medium	ok. 17 %	0,20	Rozprężanie na baloniku Balloon expandable

* grubość ścianki rurki, z której wykonano stent / stent tube wall thickness

TABELA 2. Charakterystyka stentów stosowanych w kardiologii zabiegowej [11,13]

TABLE 2. Specifications of stents used in interventional cardiology [11,13]

Rodzaj stopu Alloy type	Stężenie masowe pierwiastków / Mass concentrations of elements [%]										
	C	Si	Mn	P	S	N	Cr	Mo	Ni	Cu	Fe
Stop D Alloy D	max 0,30	max 1,0	max 2,0	max 0,025	max 0,010	max 0,10	17,0÷19,0	2,25÷3,5	13,0÷15,0	Max. 0,50	Reszta Rest
Stop E Alloy E	max 0,30	max 1,0	max 2,0	max 0,025	max 0,010	0,10÷ 0,20	17,0÷19,0	2,35÷4,2	14,0÷16,0	max 0,50	Reszta Rest

TABELA 3. Skład chemiczny stali Cr-Ni-Mo stosowanych na implanty [14]

TABLE 3. Chemical composition of the Cr-Ni-Mo steels used for implants [14]

stosowanych biomateriałów metalicznych nie podlegają ocenie. Obecność w środowisku tkankowym (szczególnie układu krążenia) implantu o cechach ferromagnetycznych jest niedopuszczalna. Związane jest to ze zjawiskiem magneto-tropizmu (reakcja ruchowa wywołana obecnością pola magnetycznego) niektórych struktur tkankowych, w szczególności składników krwi. Większość tkanek posiada własności diamagnetyczne. Własności paramagnetyczne krwi związane są przede wszystkim z obecnością w hemoglobinie zawartej w erytrocytach jonów żelaza z nieskompensowanym spinem [15-17]. Pojawienie się zatem dodatkowego pola magnetycznego (własnego lub zewnętrznego) może inicjować procesy wykrzepiania krwi.

Badania własności magnetycznych stali Cr-Ni-Mo prowadzone są w sposób pośredni. Zalecenia normatywne przewidują jedynie sprawdzenie obecności ferrytu d. Wydaje się to niewystarczające przede wszystkim z uwagi na powszechnie stosowaną wysokociśnieniową technikę implantacji stentów, związaną z trwałym odkształceniem

search. Development of the passive-carbon coating deposition technology on the implant surface is planned to improve hemocompatibility of the proposed stent shape, which would increase its corrosion resistance in the blood environment and decrease adhesion of thrombocytes, and in consequence minimize the blood thrombosis process. To optimize the geometrical features of the stent and of the mechanical properties of the metallic material from which it would be made, the biomechanical characteristics of the stent - coronary vessel system has been defined using the finite element method. The analysis carried out referred to evaluation of stress and strain states of the system elements during stent expansion on the balloon and during its operation with the changing flowing blood pressure [19-22].

tego rodzaju implantów. Marciniak i Barton w swoich badaniach wskazali na zmienność współczynnika przenikalności magnetycznej taśm wytworzonych ze stali Cr-Ni-Mo w zależności od stanu umocnienia [18]. Dlatego też wydaje się celowym wprowadzenie dla tego rodzaju implantów dodatkowego kryterium, które precyzyjniej determinowałoby własności elektryczne i magnetyczne biomateriału metalowego.

Podsumowanie

W Polsce w chwili obecnej dostępne są jedynie stenty pochodzące od wytwórców zagranicznych. Ich wysoki koszt ogranicza powszechność nieinwazyjnej metody leczenia choroby niedokrwiennej serca. Wydaje się zatem, że opracowanie technologii wytwarzania i uruchomienie produkcji stentów w kraju niewątpliwie zwiększyłoby możliwość stosowania tej zyskującej na popularności metody leczenia.

W ostatnim okresie rozpoczęto badania nad opracowaniem polskiego modelu stentu. Są one prowadzone w Instytucie Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych Politechniki Śląskiej w Gliwicach pod kierownictwem prof. J. Marciniaka we współpracy ze Śląskim Centrum Chorób Serca w Zabrzu. W realizowanej pracy przewiduje się opracowanie technologii wytwarzania stentu o postaci zaproponowanej przez zespół prof. L. Polońskiego ze Śląskiego Centrum Chorób Serca. Dla poprawy hemokompatybilności proponowanej postaci stentu przewiduje się opracowanie techniki wytwarzania na powierzchni implantu warstwy pasywno-węglowej zwiększającej odporność na korozję w środowisku krwi oraz ograniczającej adhezję płytek krwi, a w konsekwencji minimalizującej proces wykrzepiania. Dla optymalizacji cech geometrycznych stentu oraz własności mechanicznych tworzywa metalicznego, z którego przewiduje się jego wykonanie, wyznaczono charakterystykę biomechaniczną układu stent-naczynie wieńcowe z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Przeprowadzona analiza dotyczyła oceny stanu naprężeń i przemieszczeń elementów układu w trakcie rozprężania stentu na baloniku oraz jego pracy przy zróżnicowanej wartości ciśnienia przepływającej krwi [19-22].

Podziękowania

Praca zrealizowana w ramach projektu badawczego nr 7 T08C 057 17 finansowanego przez Komitet Badań Naukowych [23].

Piśmiennictwo

- [1] Zembala M., Marciniak J., Wojnicz R., Markiewicz L.: Wpływ zagrożenia toksykologicznego na choroby układu krążenia. Sprawozdanie z realizacji pracy naukowo-badawczej, Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze, 1998 (praca nie publikowana).
- [2] Kuratowska Z., Dwilewicz-Trojaczek J.: Choroby układu krwiotwórczego i limfatycznego. Sanmedia, Warszawa 1994.
- [3] Raport z badań Departamentu Pracy GUS, Warszawa 1995. Magazyn Medyczny 10, (1995), 57.

Referenes

Acknowledgements

The research has been carried out within the framework of the project No 7 T08C 057 17 financed by the State Committee for Scientific Research [23].

- [4] Sroczyński J.: Wpływ zanieczyszczeń środowiska GOP na stan zdrowia ludności. Annales Academia Silesiana, 1990, suppl. 10.
- [5] Brzostek T.: Stenty w chorobie niedokrwiennej serca. Kardiologia Polska 45, (1996), 541-546.
- [6] Witkowski A.: Zabiegi implantacji stentów do tętnic wieńcowych i żylnych pomostów aortalno-wieńcowych. Nowa Medycyna 4, (1997), 17-21.
- [7] Dotter C.: Transluminally placed coil-spring endarterial tube grafts. Invest Radiol 4, (1969), 329-332.
- [8] Sigwart U., Puel J. et al.: Intraluminal stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. N. Engl. J. Med 316, (1987), 701-706.
- [9] Christensen K., Larsson R. et al.: Heparin coating of the stent graft - effects on platelets, coagulation and complement activation. Biomaterials, 22, 4, (2001), 349-355.
- [10] Lahann J., Klee D. et al.: Improvement of haemocompatibility of metallic stents by polymer coating. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 10, (1999), 443-448.
- [11] Sigwart U.: Endoluminal Stenting. W. B. Saunders Company Ltd., 1996.
- [12] Christensen P.: Laser tools for micromachining - reducing part size, time and cost. Medical Device & Diagnostic Industry Magazine, September 1998.
- [13] Serruys P., Kutryk M. (ed.): Handbook of coronary stents. Martin Dunitz Ltd, 1998.
- [14] Norma PN-ISO 5832-1: Wszczępy dla chirurgii. Materiały metalowe. Stal nierdzewna do przeróbki plastycznej.
- [15] Wadas R.: Biomagnetism. PWN, Warszawa 1991.
- [16] Dunajski Z.: Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej. Biomagnetyzm. WKŁ, Warszawa 1990.
- [17] Marciniak J.: Perspektywy stosowania biomateriałów metalicznych w chirurgii rekonstrukcyjnej. Inżynieria Biomateriałów, 1, (1997), 12-17.
- [18] Marciniak J., Barton J.: Wiadomości Hutnicze, 6, (1980), 179-182.
- [19] Paszenda Z., Marciniak J., Walke W.: Zastosowanie metody elementów skończonych do wyznaczenia charakterystyki biomechanicznej stentu wieńcowego. Proceedings of the 3rd Symposium on Orthopaedic and Prosthetic Engineering IOP'2001, Białystok, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 3, suppl. 1, (2001), 161-168.
- [20] Paszenda Z., Marciniak J., Będziński R., Rusiński E., Smolnicki T.: Biomechanical characteristics of the stent - coronary vessel system. Acta of Bioengineering and Biomechanics (w druku).
- [21] Paszenda Z., Tyrlik-Held J.: Badania odporności korozyjnej stentów wieńcowych ze stali Cr-Ni-Mo. Proceedings of the 10th International Scientific Conference "Achievements in Mechanical & Materials Engineering, Zakopane, (2001), 453-460.
- [22] Paszenda Z., Tyrlik-Held J.: Badania odporności korozyjnej stentów wieńcowych ze stali Cr-Ni-Mo pokrytych warstwą pasywną. Proceedings of the 3rd Symposium on Orthopaedic and Prosthetic Engineering IOP'2001, Białystok, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 3, suppl. 1, (2001), 169-178.
- [23] Marciniak J., Poloński L., Paszenda Z., Wilczek K.: Projekt badawczy KBN nr 7 T08C 057 17. Politechnika Śląska, Centrum Inżynierii Biomedycznej, Gliwice 1999-2002.

BIOMORFOZA BLIZNY PO IMPLANTACJI NICI WĘGLOWEJ

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA*, EWA ZEMBALA - NOŻYŃSKA*, JERZY
NOŻYŃSKI**, STANISŁAW BŁAŻEWICZ***, ZBIGNIEW SZCZUREK*

* KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII

ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA, ZABRZE

** ŚLĄSKIE CENTRUM CHOROŚ SERCA, ZABRZE

*** WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI
AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, KRAKÓW

Streszczenie

Celem pracy była ocena powstawania blizny w tkankach podśluzówkowych po implantacji nici węglowej. Nicią węglową będącą szwem chirurgicznym implantowano królikom w okolicę podśluzówkową żuchwy. Badanie histopatologiczne tkanek okolicy implantacji przeprowadzano w I, II, III, IV, VI, VIII, XII i XVI tygodniu. We wczesnym tygodniu po zabiegu stwierdzano obecność mieszanego nacieku zapalnego, zanikającego w II tygodniu. Następnie obserwowano cechy zapalenia przewlekłego z cechami resorpcji (skąpe nacieki limfocytarne i limfoplazmocytarne, makrofagi). Powstawanie blizny łącznotkankowej zauważano w II tygodniu po zabiegu, równoległe z wytwarzaniem skołagenizowanej łącznotkankowej torebki wokół włókien węglowych. Torebka łącznotkankowa grubiała na skutek zwiększenia ilości luźnych włókien kolagenu. Kolejnym etapem przebudowy blizny była waskularyzacja torebki łącznotkankowej. Począwszy od IV tygodnia następowało stopniowe przegrupowywanie układu włókien łącznotkankowych tworzących grube równoległe układy pasm blisko włókien węglowych zaś luźne układy w oddaleniu od okolicy szycia. Ostatecznie wytwarzała się zwarta struktura blizny łącznotkankowej obejmująca elementy włókien węglowych.

Słowa kluczowe: nici węglowe - blizna - tkanka łączna - patologia

Wstęp

Zastosowanie węgla w medycynie rozpoczęło się po wyprodukowaniu form węgla obdarzonych elastycznością. W Polsce produkcję biomateriałów węglowych rozpoczęła Katedra Ceramiki Specjalnej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Biomateriały węglowe wykorzystywane są do zespawania odłamów kostnych, protezowania naczyni i innych tkanek, obejmują nici z włókien węglowych, płytki, śruby i inne. Nici węglowe i włóknina węglowa cechują się korzystnymi parametrami biologicznymi, oraz wytrzymałościowymi [1,2,3,4,5,6]. Wpływ nici węglowych oraz włókien węglowych na odczyn komórkowy i tkankowy był wielokrotnie badany. Badania nad procesami gojenia się tkanek zaopatrzonych in vivo nicią węglową ujawniają możliwość szybkiej przebudowy ziarniny w kierunku zbitej tkanki łącznej włóknistej. Między innymi wykorzystanie nici węglowej do zaopatrzenia doświadczalnie wykonanego uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego wskazywało w badaniu wytrzymałościowym na blisko dwukrotny przyrost wytrzymałości na zerwanie wygojonego wię-

THE BIOMORPHOSIS OF THE SCAR AFTER THE IMPLANTATION OF CARBON THREAD

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA*, EWA ZEMBALA - NOŻYŃSKA*, JERZY
NOŻYŃSKI**, STANISŁAW BŁAŻEWICZ***, ZBIGNIEW SZCZUREK*

* DEPARTMENT OF PATHOLOGY

SILESIA MEDICAL ACADEMY, ZABRZE

** SILESIA CENTER FOR HEART DISEASES, ZABRZE

*** FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS
UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY, CRACOV

Summary

The aim of the work was the study of the scar formation after the carbon thread implantation in submucosal tissue. A carbon thread surgical suture was implanted in submandibular region in rabbits. The histopathological studies of the tissues around the carbon threads were taken at I, II, III, IV, VI, VIII, XII XVI week after the implantation. In the early postoperative period, mixed inflammatory infiltrations were present, vanished at week II. Then the chronic resorptive inflammation was observed (lymphocytic infiltrations, plasma cells and macrophages). The cicatrization process started at the week II, parallelly to the production of the collagenized capsule around the carbon fibres. This capsule became thicker because of the increasing of the collagen fibres. The next phase of the scar remodelling was the vascularization of the collagen capsule. From the IV week the gradual reorganization of the connective tissue fibres was took place, the thicker fibres were closer to the carbon fibres and the loose fibre structure was at the periphery of the scar. Finally, the compact scar structure involved carbon fibers has been created.

Key words: carbon thread - scar - connective tissue - pathology

Introduction

The application of carbon in medicine begun after an elastic form of carbon was produced. In Poland, a production of carbon biomaterials was started at the Department of Special Ceramics, University of Mining and Metallurgy in Kraków. Carbon biomaterials used for anastomosing bone defects, prosthetic restoration of vessels and other tissues include carbon threads, plates, bolts and others. Carbon threads and carbon textile have favorable biological and durability parameters [1,2,3,4,5,6]. The influence of carbon threads and carbon textile on cell and tissue reaction was studied number of times. The studies on the healing processes of tissues with carbon thread applied in vivo show a possibility of fast granulation change into dense fibrous connective tissue. The application of carbon thread in cases of experimental injury to the (anterior) sacral ligament showed in a durability test almost doubled increase in durability to desmorrhesis in comparison with the durability of the removed fragment and during the experimental injury [7]. Similar results were observed after the reconstruction of other ligaments [7]. The increase in durability is interpreted as a rebuilding of thread structure with accompanying covering with connective tissue (6). The above-presented results show a necessity to define

zadła w porównaniu z wytrzymałością fragmentu wyciętego i w trakcie wykonywania uszkodzenia doświadczalnego (7). Podobne wyniki obserwowano po rekonstrukcji innych więzadeł (7). Wzrost wytrzymałości interpretowany jest jako przebudowa struktury nici z towarzyszącym obrastaniem jej tkanką łączną (6). Powyższe wyniki wskazują na potrzebę scharakteryzowania przebiegającego w czasie gojenia zjawiska przebudowy blizny wokół nici węglowej.

Material i metodyka

Badania przeprowadzono wykorzystując materiał tkanowy doświadczalny pochodzący od 24 królików o masie ciała od 2500 do 3500 g, którym podczas zabiegu prowadzonego w znieczuleniu ogólnym zakładano szew chirurgiczny na granicy tkanki podskórnej, mięśni i tkanki łącznej podśluzówkowej w okolicy żuchwy. Szew wykonany był z nici węglowej nr 4 wyprodukowanej przez Katedrę Ceramiki Specjalnej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Ranę zamknięto na głucho szwem chirurgicznym Ethicon. Zwierzęta usypiano po I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI tygodniu od zabiegu a okolicę rany wycinano, utrwalało w 10% zbuforowanej formalinie i poddawano obróbce histopatologicznej zatapiając tkankę w parafinie. Materiał parafinowy krojono na skrawki o grubości 6 μ m, barwiono hematoksyliną i eozyną oraz metodą Massona (trichromem) dla uwidocznienia włókien kolagenowych. W preparatach zwracano uwagę przede wszystkim na ocenę procesu bliznowacenia.

Wyniki badań

Przeanalizowano 72 preparaty histopatologiczne tkanek miękkich okolicy szwu z zastosowaniem nici węglowej.

W materiałach pobranych w I tygodniu obserwacji stwierdzano obecność odczynu zapalnego o charakterze mieszanym. Włókna kolagenowe były nieliczne i beładnie rozrzucone (RYS. 1).

Po upływie dwóch tygodni nie obserwowano już nacieków zapalnych. Włókna węglowe tworzyły skupiska, obrzeżone cienką torebką łącznotkankową tworzącą zbitą struk-

a phenomenon of scar rebuilding around carbon thread during the healing process.

Material and method

The study was performed on the experimental tissue material from 24 rabbits of weight from 2500 to 3500 g. At the surgery in general anesthesia, a surgical suture on the border of subcutaneous tissue, muscles and submucous connective tissue in the mandibular area was applied to the rabbits. The suture was made with a carbon thread no 4 made by The Department of Special Ceramics, the University of Mining and Metallurgy in Kraków. The scar was closed with Ethicon surgical suture. The animals were subjected to euthanasia after the I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI weeks after the surgery and the area of the wound was cut out and fixed in 10% buffered formalin and subjected to typical histopathological treatment by immersing in paraffin. Paraffin material was sliced into 6 μ m sections and stained with hematoxylin and eosin and also with trichromium (Masson method) to demonstrate collagen fibers. During the specimen study the attention was drawn mostly to the evaluation of the cicatrization process.

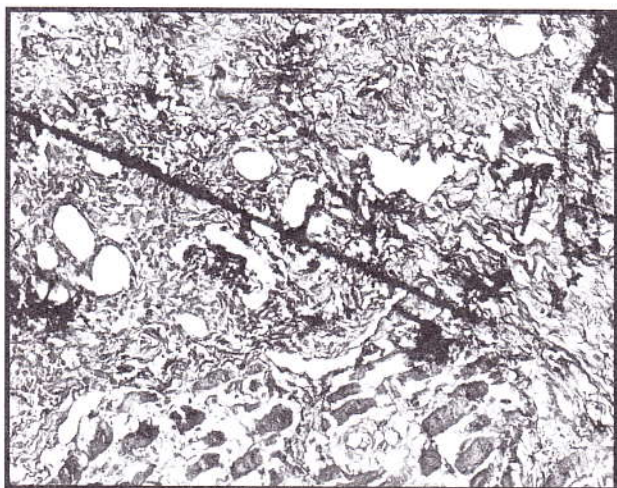
Results

72 histopathological specimens of soft tissues of the carbon thread suture area were analyzed.

A presence of inflammatory reaction of mixed character was found in the material taken in the I observation week. Collagen fibers were scarce and scattered disorderly (FIG. 1).

After two weeks, inflammatory infiltrations were not visible. Carbon fibers created clusters surrounded by a thin connective tissue capsule creating a dense capsule structure including mainly collagen fibers (FIG. 2).

At the third week after the surgery, a thickening of the connective tissue capsule and an increase of fibroblast number were found and also lymphocyte admixture appeared at the site of the capsule contact with carbon fibers.



RYS. 1. Okolice szwu wykonanego włóknami węglowymi. I tydzień. Na pograniczu tkanki łącznej i mięśniowej znajdują się czarne włókna węglowe. Faliste włókna kolagenowe układają się w postaci beładnych pasm. (Barw Massona. Pow. 100x).

FIG. 1. Carbon thread suture region. I week. Black carbon fibers between the muscular and connective tissue and loosely arranged collagen fibers. (Masson trichrome. Magn. 100x).



RYS. 2. Okolice szwu wykonanego włóknami węglowymi. II tydzień. Fragmenty włókien węglowych tworzą skupiska oddzielone od tkanki zbitą torebką łącznotkankową. (Barw Massona. Pow. 100x).

FIG. 2. Carbon thread suture region. II week. Clustered carbon fiber fragments are separated from the tissue by dense collagen capsule. (Masson trichrome. Magn. 100x).



RYS. 3. Okolice szwu wykonanego włóknami węglowymi. III tydzień. Zaznaczona granica pomiędzy uporządkowaną strukturą blizny łącznotkankowej zawierającej gęsto i równolegle ułożone włókna kolagenowe oraz warstwą zawierającą nieliczne włókna kolagenowe oraz przekrwione naczynia. V - światło naczynia krwionośnego. (Barw Massona. Pow. 200x).

FIG. 3. Carbon thread suture region. III week. The border between the well-ordered structure of connective tissue scar (with dense and parallel-arranged collagen fibers and a layer with sparse collagen fibers and hyperemic vessels. V - vessel lumen). (Masson trichrome. Magn. 200x).

ture torebki, składającej się głównie z włókien kolagenowych (RYS. 2).

W trzecim tygodniu od zabiegu stwierdzano pogrubienie torebki łącznotkankowej, zwiększenie się liczby fibroblastów jak i pojawieniem się domieszki limfocytów na granicy kontaktu torebki z włóknami węglowymi. Stwierdzano zmienność budowy torebki łącznotkankowej, składającej się odcinkowo ze zbitych pasm kolagenu jak i luźniejszej struktury blizny wykazującej, w porównaniu z poprzednim tygodniem obfite unaczynienie i mniejszą liczbę pasm kolagenu (RYS. 3).

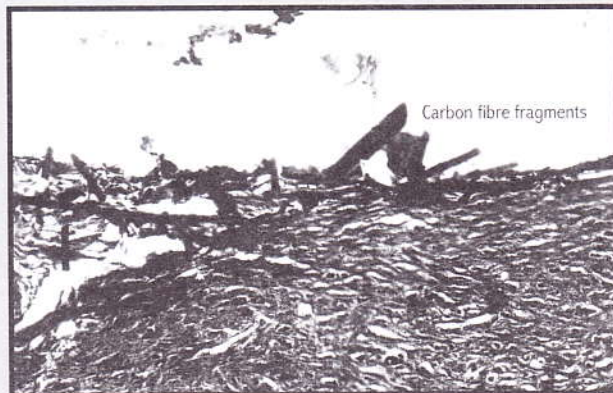
Tkanki pobrane w czwartym tygodniu w okolicy szwu ujawniały typową włóknistą bliznę łącznotkankową zawierającą ogniskowe skąpe limfocytarne nacieki zapalne. Blizna ta posiadała strukturę gęstej sieci przeplatających się włókien kolagenowych. Pomiedzy tymi włóknami dostrzegano drobne nieliczne naczynia krwionośne.

Po upływie sześciu tygodni od zabiegu dość zwarta bli-



RYS. 5. Okolice szwu wykonanego włóknami węglowymi. XII tydzień. Zagęszczony układ włókien kolagenowych wzajemnie się przeplatających tworzy zwartą strukturę blizny. (Barw Massona. Pow. 100x).

FIG. 5. Carbon thread suture region. XII week. Dense and compact collagen fibers mutually interlacing and producing dense scar. (Masson trichrome. Magn. 100x).



RYS. 4. Okolice szwu wykonanego włóknami węglowymi. VIII tydzień. Zagęszczony układ włókien kolagenowych tworzących torebkę w sąsiedztwie czarnych włókien węglowych (zaznaczone). (Barw Massona. Pow. 500x).

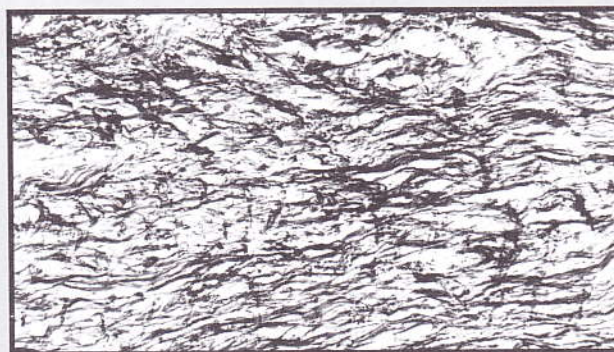
FIG. 4. Carbon thread suture region. VIII week. Dense and compact collagen fiber arrangement with the capsule formation in the proximity of carbon fibers (marked). (Masson trichrome. Magn. 500x).

The changeability of connective tissue structure consisting partially of the dense collagen band and of more dispersed loose scar structure indicating, as compared with the previous week, more abundant vascularization and smaller number of collagen bands (FIG. 3).

The tissues collected at the fourth week near the suture showed a typical fibrous connective-tissue scar containing scant lymphocytic inflammatory infiltrations. The scar had a structure of a dense net of interweaving collagen fibers. Among the fibers, thin, sparse blood vessels were observed.

Six weeks after the surgery, a fairly dense, connective-tissue scar included scar inflammatory infiltration consisting of macrophages, lymphocytes and individual plasmatic cells. While connective tissue fibers in the suture area showed a dense (compact) structure of parallel bands.

The next period, eight weeks after the surgery showed no inflammatory infiltration, collagen fibers showed a condensed and compact structure near the remains of carbon suture and the bigger the distance from the suture the more scattered the structure of the fibers was (FIG. 4). 12 weeks after the implantation of the carbon fibers, resorptive inflammatory infiltrations consisting of macrophages and



RYS. 6. Okolice szwu wykonanego włóknami węglowymi. XVI tydzień. Luźna struktura wzajemnie przeplatających się włókien kolagenowych o falistym przebiegu. (Barw Massona. Pow. 100x)

FIG. 6. Carbon thread suture region. XVI week. Loose structure of interlacing wavy collagen fibers. (Masson trichrome. Magn. 100x).

zna łącznotkankowa zawierała skąpy naciek zapalny składający się z makrofagów, limfocytów i pojedynczych komórek plazmatycznych, zaś włókna łącznotkankowe okolicy szwu wykazywały zwartą strukturę równoległą względem siebie układających się pasm.

Kolejny okres, 8 tygodni od zabiegu ujawniał brak nacieku zapalnego, włókna kolagenowe wykazywały zagęszczenie i zwarty układ w sąsiedztwie resztek nici węglowej a w miarę oddalania się od nici układ włókien przybierał charakter luźniejszy (RYS. 4).

Po 12 tygodniach od zabiegu implantacji włókien węglowych wewnątrz łącznotkankowej blizny stwierdzano resorpcyjne nacieki zapalne składające się z makrofagów oraz domieszki limfocytów. Pojedynczym fragmentom nici nie towarzyszył natomiast odczyn resorpcyjny. Wewnątrz piankowatych makrofagów dostrzegano skupiska drobiny węgla. Układ włókien łącznotkankowych przypominał obraz poprzedniej grupy, z zagęszczeniem włókien łącznotkankowych w bliskości resztek nici węglowej RYS. 5).

Ostatni okres badawczy, po 16 tygodniach wykazywał obecność blizny łącznotkankowej, zawierającej bardzo drobne fragmenty włókien węglowych, rozproszone nieznacznie limfocyty i makrofagi. Włókna kolagenowe wykazywały typowy falisty wzajemnie równoległy układ (RYS. 6).

Omówienie

Węgiel turbostratyczny, wykorzystywany do produkcji nici czy włókniny węglowej, stosowanej w medycynie zachowuje biogodność z tkanką kostną, tkanką łączną, krwią [8,9]. Syntetyczny węgiel otrzymywany drogą pirolizy wykorzystano celem modyfikacji powierzchni protez naczyniowych oraz implantów kontaktujących się z krwią i innymi rodzajami tkanki łącznej [10,11]. Pomimo szerokiego wykorzystania nici węglowej jak również kompozytów węglowych w różnych gałęziach medycyny, piśmiennictwo z zakresu biotolerancji tkankowej jest skąpe. Jenkins i wsp. [12], wykazali implantując nić węglową stymulację wytwarzania mocnej i pełnowartościowej tkanki łącznej włóknistej przy stopniowym rozpadzie włókien węglowych. Stewart i Watson [13] omawiając reakcje tkankowe na materiały węglowe, zwracają uwagę na skąpość oraz szybkie wygasanie nacieku zapalnego. Badanie histopatologiczne okolicy implantacji, szwu wykonanego nicią węglową w tkankach miękkich wykazuje szybkie ustąpienie odczynu zapalnego, już w II tygodniu obserwacji. Pojawienie się skąpego odczynu limfocytarnego w okresie od III do VI tygodnia może być wynikiem drażnienia tkanek przez fragmenty nici węglowej, powstające podczas jej biodegradacji. Naciek zapalny nie jest jednak zauważalny w VIII tygodniu obserwacji, po czym w XII i XVI tygodniu zauważalne są cechy resorpcji - obecność makrofagów i fagocytoza resztek nici węglowej. Odczyn zauważalny w tkankach miękkich jest więc mniej intensywny w porównaniu z reakcją opisywaną przez Cieślaka [2,14] w sąsiedztwie tkanki kostnej, nie towarzyszy mu również martwica otaczających tkanek. Krótko występująca o nieznacznym nasileniu odpowiedź zapalna w tkankach otaczających szew węglowy ma bowiem być typowa dla tego rodzaju biomateriału, przesądzająca o wysokiej biogodności w porównaniu z szwem dacronowym [15] oraz innymi materiałami [13,16]. Kolejnym zagadnieniem jest zjawisko odtwarzania się struktur tkanki łącznej, blizny, w sąsiedztwie szwu wykonanego nicią węglową. Włókna węglowe już w II tygodniu otaczały się włóknami kolagenowymi, tworzącymi torebkę łącznotkankową, torebka ta jednak posiadała liczne naczynia krwionośne. Badanie wycinków tkankowych z okolicy szwu węglowego w trzecim, czwartym i VI tygodniu wykazywało stopniowe wytwarzanie pasm zbitego kolagenu oraz postępujące uporządkowanie włókien kolagenowych, tworzących układ równoległy ułożonych włókien, jak i ich pęczków. W ósmym

lymphocyte admixture were found inside the connective-tissue scar. Individual pieces of the thread were not accompanied by a resorptive reaction. Inside foam-like macrophages, clusters of carbon particles were observed. The structure of connective-tissue fibers resembled a picture of the previous group, with a concentration of connective-tissue fibers very close to the remains of carbon thread (FIG. 5).

The last study period, after 16 weeks, showed a presence of connective-tissue scar including very tiny fragments of carbon fibers, few dispersed lymphocytes and macrophages. Collagen fibers showed a typical wavy mutually parallel structure (FIG. 6).

Results and discussion

Turbostratic carbon, used for producing carbon threads and fibrous textile applied in medicine, is biocompatible with bone tissue, connective tissue and blood [8,9]. Synthetic carbon received through pyrolysis is used for modifying vessel prosthesis surfaces and implants being in contact with blood and other types of connective tissues [10,11]. Despite vast application of carbon thread as well as carbon composites in different medical branches, the literature on tissue biotolerance is sparse. Jenkins et al. [12] showed, implanting a carbon thread, a stimulation of formation of strong and fully qualitative fibrous connective tissue along with the gradual disintegration of carbon fibers. Stewart and Watson [13] discussing tissue reactions to carbon materials, draw attention to the little and quickly disappearing inflammatory infiltration. Histopathological study of the implant area, of the suture made with a carbon thread in the soft tissues showed that the inflammatory infiltration receded quickly as early as in the II week of the observation. The appearance of the little lymphocytic reaction in the period from III to VI week can be a result of teasing the tissue with the fragments of carbon thread formed during the biodegradation. However, the inflammatory infiltration is not visible in the VIII week of the observation, while in the XII and XVI week the features of resorption are noticeable - presence of macrophages and phagocytosis of the carbon thread remains. The reaction noticeable in the soft tissues is not as intensive as the reaction described by Cieślak [2,14] in the area of a bone tissue; it is not accompanied by necrosis of the surrounding tissues. A short-term, not very intensive inflammatory reaction in the tissues surrounding carbon suture is supposed to be typical for this kind of biomaterial, determining high biocompatibility as compared to a Dacron suture [15] or other materials [13,16]. The next problem is a restoration of the connective tissue structures of a scar close to the suture made with a carbon thread. Carbon fibers, as early as in the II week were surrounded by collagen fibers forming a connective-tissue capsule, however, the capsule had numerous blood vessels. The study of tissue samples from the suture area in the third, fourth and sixth week showed a gradual formation of dense collagen bands and progressive ordering of collagen fibers forming a structure of parallel fibers and their bundles. In the eighth week, a slight loosening (scattering) of the collagenized scar structure and after that, in the sixteenth week, a scar again became a dense structure with parallel fibers. Progressive forming, maturing of the scar with alternative dense structure of connective-tissue fibers reminds a phenomenon of "modeling" inflammatory changes and scars in heart muscle and heart valves [17]. The phenomenon of "modeling" aims to achieve such a spatial configuration and mechanical durability so as to ensure optimal functioning of the pathologically changed organ. It is also an indication of continuous, functional rebuilding of a seemingly healed scar. Mutual interaction of

tygodniu dochodziło natomiast do nieznacznego rozluźnienia struktury skołagenizowanej blizny, po czym w szesnastym tygodniu blizna ponownie nabierała charakteru zbitego z równoległym układem włókien. Postępujące kształtowanie, dojrzewanie blizny z naprzemiennym nabywaniem zwartego układu włókien łącznotkankowych przypomina zjawisko "modelowania się" zmian zapalnych i blizn mięśnia sercowego oraz zastawek serca [17]. Zjawisko "modelowania" ma na celu uzyskanie takiej konfiguracji przestrzennej jak i wytrzymałości mechanicznej, by zapewnić optymalną pracę chorobowo zmienionemu narządowi, wskazuje przy tym na ciągłą czynnościową przebudowę pozornie wygojonej już blizny. Wzajemne oddziaływania tkanki łącznej oraz włókien węglowych polega na braku toksycznego działania samych włókien węglowych na fibroblasty [18,19], jak również obrastanie i przerastanie włókien węglowych zbitą tkanką łączną [20]. Wydaje się, że nie można jednak wykluczyć stymulującego wpływu włókien czy nici węglowej na fibrogenezę, w tym wytwarzania włókien kolagenu. Za tym zjawiskiem przemawiają obserwacje obrastania włókien węglowych przez tkankę łączną zbitą, prowadzącą do zakotwiczenia śrub z kompozytu węgiel-węgiel łączących odłamy kostne [21, 22, 23]. W wielokrotnie cytowanej pracy Cieślaka [2] wykazano także, że do powierzchni kompozytów węgiel - węgiel bardzo wcześnie przyczepiają się komórki mezenchymalne, zaś cała struktura zostaje opleciona cienkimi nitkami kolagenu.

Podsumowując, należy podkreślić, iż proces biodegradacji włókien węglowych wykorzystanych jako szew tkanek miękkich łączy się z procesem wytworzenia blizny łącznotkankowej, ulegającej czynnościowemu modelowaniu i dojrzewaniu, przy równoczesnym stopniowym rozpadzie włókien węglowych.

Pismienictwo

References

- [1] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Sabat D.: "Obserwacje nad wpływem włókniny węglowej na gojenie się tkanki kostnej w ubytkach pooperacyjnych wyrostków zębodołowych szczęk" Materiały III Konferencji "Biomateriały Węglowe" Rytyo 1992, s. 23-28
- [2] Cieślak T.: "Płytki i śruby z kompozytu węgiel-węgiel do zespolenia odłamów żuchwy. Badania doświadczalne i kliniczne." Rozprawa habilitacyjna. Śl.A.M. Katowice 1993 r.
- [3] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B.: "Kilkuletnia ocena gojenia ubytków kości wyrostków zębodołowych w obecności włókniny węglowej" Materiały VI Konferencji "Biomateriały Węglowe i Ceramiczne", Rytyo 1995, s. 35-37
- [4] Cronin A.J., Llewelyn J., Hopkins R.: "Complications of use of carbon fibre in the temporomandibular joint: a case report." Br J Oral Maxillofac Surg. 1992; 30: 186-9
- [5] Pogorzelska-Stronczak B., Skulski St., Cieślak T., Szczurek Z.: "Zastosowanie nici węglowych do szycia ran błony śluzowej oraz łączenia odłamów żuchwy. Badania doświadczalne" w: Kuś W.M. (red.): "Biomateriały w Medycynie" Drukarnia Agencji Poligraficzno-Wydawniczej KARNIOWICE, 1993, s. 228-231
- [6] Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Cieślak T., Sabat D.: "Badania doświadczalne i kliniczne nad wpływem włókniny węglowej na gojenie ubytków kości szczęk" w: Kuś W.M. (red.): "Biomateriały w Medycynie" Drukarnia Agencji Poligraficzno-Wydawniczej KARNIOWICE, 1993, s. 105-121
- [7] Górecki A., Kuś M.M., Pykało R.: "Protezy więzadeł stawów" w: Kuś W.M. (red.): "Biomateriały w Medycynie" Drukarnia Agencji Poligraficzno-Wydawniczej KARNIOWICE, 1993, s. 105-121
- [8] Donnet J.B., Bansal R.C.: "Carbon fibers". Marcel Dekker Inc. N.Y. 1990

connective tissue and carbon fibers depends on a lack of toxic influence of the carbon fibers on fibroblasts [18,19], as well as covering and overgrowing the carbon fibers with a dense connective tissue [20]. It seems, that the simulating influence of the fibers or carbon thread on the fibrogenesis, including collagen fiber formation, cannot be excluded. The observations of the carbon fibers covering with a dense connective tissue leading to anchoring the carbon-carbon bolts connecting bone chips are also in favor of this phenomenon [21,22,23]. The already quoted Cieślak's study [2] showed that the mesenchymal cells got attached very early to the surface of the carbon-carbon composites and the whole structure got wrapped around with thin collagen threads.

Summing up, it should be stressed that the biodegradation process of carbon fibers used as suture for soft tissues is connected with the process of connective-tissue scar formation and undergoes functional modeling and maturing along with a simultaneous disintegration of carbon fibers.

- [9] Haubold A.: "Carbon in Prosthetics". Ann N.Y. Acad Sci 1977; 283: 383-395
- [10] Bjork V.O.: "The pyrolytic carbon occluder for the Bjork-Shiley tilting disc valve prosthesis" Scand J Thorac Cardiovasc Surg 1972; 6: 109-113
- [11] Louis J.P., Dabadie M.: "Fibrous carbon implants for the maintenance of bone volume after tooth avulsion. Biomaterials 1990; 11: 525-528
- [12] Jenkins D.H.R., Forster I.W., McKibbin B., Ralis Z.A.: "Induction of tendon and ligament formation by carbon implant". J Bone Joint Surg 1977; 59B: 53
- [13] Stewart C.M., Watson R.E.: "Experimental oral foreign body reactions. Commonly employed dental materials". Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1990; 69: 713-9
- [14] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Skulski S., Sabat D.: "Technika skaningowa w ocenie płytek i śrub z kompozytu węgiel-węgiel stosowanych do zespolenia żuchwy" Inż Mater 1993; 5: 142-3
- [15] Ward R., Minns R.J.: "Woven carbon-fibre patch versus Dacron mesh in the repair of experimental defects in the lumbar fascia of rabbits". Biomaterials 1989; 10: 425-8
- [16] Torbjørner A., Karlsson S., Syverud M., Hensten Pettersen A.: "Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties" Eur J Oral Sci. 1996; 104: 605-11
- [17] Allen D.J., Higinson G.J., DiDio J.L., Zerbini E.J., Puig L.B.: "Evidence of remodeling in dura mater cardiac valves". J Thorac Cardiovasc Surg 1982; 84: 267-81
- [18] Demmer P., Fowler M., Marino A.A.: "Use of carbon fibers in the reconstruction of knee ligaments. Clin Orthop Rel Res 1991; 271: 225-232
- [19] Goodship A.E., Wilcock S., Shah J.S.: "The development of tissue around various prosthetic implants used as replacements for ligaments and tendons. Clin Orthop Rel Res 1985; 196: 61-68
- [20] Minns R.J., Denton M.J., Dunstone G.H., Sunter J.P.: "An experimental study of the use of a carbon fibre patch as a hernia perosthesis material". Biomaterials 1982; 3: 199-203
- [21] Kent J.M., Borkos J.C.: "Pyrolytic carbon and carbon-coated metallic dental implants".
- [22] Dent Clin North Amer 1980; 24: 465-85
- [23] King P.A., Setchell D.J.: "An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. J Oral Rehabil 1990; 17: 599-609
- [24] Thomas K.A., Cook S.D.: "An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition". J Biomed Mater Res 1985; 19: 37-40.

STATYSTYCZNA ANALIZA MORFOMETRYCZNA WARTOŚCI GEOMETRY- CZNYCH WŁÓKIEN WĘGLOWYCH PODCZAS PROCESU BIODEGRA- DACJI NICI WĘGLOWYCH WSZCZEPIONYCH KRÓLIKOM W TKANKI OKOŁOŻUCHWOWE

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA*, EWA ZEMBALA - NOŻYŃSKA*, JERZY
NOŻYŃSKI**, STANISŁAW BŁĄŻEWICZ***

* KATEDRA I ZAKŁAD PATOMORFOLOGII

ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA, ZABRZE

** ŚLĄSKIE CENTRUM CHOROŚ SERCA, ZABRZE

*** WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, KRAKÓW

Streszczenie

Celem pracy była morfometryczna ocena parametrów geometrycznych włókien węglowych (wymiar najkrótszy obliczona szerokość włókien, współczynnik wypełnienia) podczas procesu biodegradacji nici węglowej. Badano wycinki tkankowe pochodzące od 24 królików uzyskano w I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI tygodniu od operacji. Proces biodegradacyjny badano morfometrycznie analizatorem obrazu QUANTIMET 500, zaś pomiary porównano statystycznie. Wniosek: Włókna węglowe stają się cieńsze i ulegają fragmentacji począwszy od drugiego dnia obserwacji. Wszystkie parametry morfometryczne korelują z czasem obserwacji, wykazując cykliczne wahania. (wzrost i spadek wartości).

Słowa kluczowe: biomateriał - węgiel - biodegradacja - morfometria

Wprowadzenie

Wpływ nici węglowych oraz włókniny węglowej na odziny komórkowe i tkankowe był wielokrotnie badany. W przebiegu badań doświadczalnych prowadzonych w ustalonych odstępach czasowych zaobserwowano zjawisko biodegradacji materiałów węglowych. Biodegradacja cechowała nici węglowej się zauważalnym ubytkiem elementów węglowych oraz postępującym włóknieniem okolicy implantacji włókien węglowych. Pierwsze opisy tego zjawiska w odniesieniu do nici węglowej podał Skulski [1] i Cieślak [2,3,4,5]. Analiza gęstości optycznej wyrażonej w postaci średniego stopnia szarości była również tematem doniesienia.

Celem badań była analiza wartości geometrycznych charakteryzujących włókna węglowe w poszczególnych punktach czasowych jak również ocena korelacji wymiarów geometrycznych z czasem odzwierciedlająca dynamikę biodegradacji nici węglowej.

STATISTICAL MORPHOMETRIC ANALYSIS OF THE GEOMETRIC VALUES OF CARBON FIBERS DURING THE BIODEGRADATION PROCESS OF CARBON THREADS IMPLANTED IN SUBMANDIBULAR TISSUE OF RABBITS

KRZYSZTOF DĄBRÓWKA*, EWA ZEMBALA - NOŻYŃSKA*, JERZY
NOŻYŃSKI**, STANISŁAW BŁĄŻEWICZ***

* DEPARTMENT OF PATHOLOGY

SILESIA MEDICAL ACADEMY, ZABRZE

** SILESIA CENTER FOR HEART DISEASES, ZABRZE

*** FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS

UNIVERSITY OF MINING AND METALLURGY, CRACOW

Summary

The aim of the work was the morphometric characterization of the geometric values (the shortest diameter, curve breadth, and fullness coefficient/ratio), as factors of the biodegradative processes of the carbon thread used as a surgical suture in submandibular region in rabbits. The carbon thread suture was placed between the muscular tissue (masticators) and submucosal tissue. The tissue fragments from 24 rabbits harvested and were studied I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI week after the operation. The biodegradative process was studied morphometrically with image analyser QUANTIMET 500 and the measurements were compared statistically. Conclusion: The carbon fibers became thinner and fragmented from the second week of observation. All morphometric parameters correlates with the time of the observation, showing the cyclic alterations (increase and decrease of the values).

Key words: biomaterial - carbon - biodegradation - morphometry

Introduction

The influence of carbon thread and carbon textile on cell and tissue reactions was studied number of times. During experimental studies conducted in certain time intervals, a biodegradation of carbon materials was observed. The biodegradation of carbon thread was marked by a visible loss of carbon elements and a progressive fiberization in the area of carbon fiber implant. The first descriptions of the phenomenon related to carbon thread were delivered by Skulski [1] and Cieślak [2,3,4,5]. The analysis of optical density expressed in the form of the mean grey level was also a subject of the article.

The aim of the study was an analysis of geometric parameters characteristic for carbon fibers in certain time intervals as well as the correlation of geometric param-

Badania obejmowały pomiary morfometryczne przeprowadzone na fragmentach nici węglowych implantowanych 24 królikom o masie 2500 do 3500 g, znieczulonych w systemie półotwartym, w kanale rany chirurgicznej, w tkankach miękkich otaczających żuchwę na granicy tkanki podskórnej, mięśni i tkanki łącznej podśluzówkowej. Implantowano szew chirurgiczny wykonany nicią węglową nr 4 wyprodukowaną przez Katedrę Ceramiki Specjalnej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Ranę zamykano naглуcho szwem chirurgicznym Ethicon. Zwierzęta poddawano eutanazji po I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI tygodniu od przeprowadzenia zabiegu. Okolicę rany chirurgicznej wycinano i utrwalało w 10% zbuforowanej formalinie, następnie fragment tkankowy opracowywano w taki sposób by zawierał makroskopowo widoczny ciemny fragment nici węglowej i fragment tkanek otaczających. Przygotowany w ten sposób wycinek tkanki okolicy zabiegu poddawano rutynowej automatycznej obróbce histopatologicznej, odwadniając w szeregu alkoholowym i przepajając tkankę ksylenem, ostatecznie zaś zatapiając w parafinie. Blozki parafinowe dokrojono uzyskując skrawki o grubości 6 μm barwiono hematoksyliną i eozyną. Badanie morfometryczne dotyczyło fragmentów nici węglowej widocznych w preparatach przeglądowych zabarwionych hematoksyliną i eozyną. W tym celu pod powiększeniem optycznym mikroskopu 500x zapisywano obrazy włókien węglowych w formacie barwnych 24-bitowych plików graficznych *.tif i analizowano wykrozystując system analizy obrazu QUANTIMET 500+ Color Option. Wszystkie parametry obliczane były z pominięciem subiektywnej roli obserwatora jako pomiary automatyczne. Wykrycie (detekcję) włókien węglowych prowadzono wykorzystując funkcję "Auto-detect", uwidaczniającą jedynie najbardziej różnicowane elementy obrazu, to jest czarne lub czarnoszare włókna węglowe. Kierując się założeniem, że podczas implantacji włókien węglowych będzie dochodziło do stopniowego ich rozpadu, postanowiono zilustrować ten proces morfometrycznie i matematycznie. Zakładano, że podczas procesów biodegradacyjnych będzie dochodziło do stopniowego ścięczenia włókien, być może o zmiennym nasileniu, ponadto do utraty zwartej struktury włókien.

Dokonywano pomiarów następujących wartości:

- wymiaru najkrótszego włókien węglowych,
- obliczonej szerokości włókien węglowych,
- współczynnika wypełnienia włókien węglowych.

Wymiarem najkrótszym jest wielkość odpowiadająca nie szerokości włókna a najmniejszej odległości pomiędzy obrysami włókna. Z tego też względu wartość ta wydaje się być zaniżana podczas pomiaru przy współistnieniu obustronnych wgłębień, wżerów.

Obliczona szerokość włókna jest wielkością wyliczoną automatycznie przez program analizy obrazu, (wielkością kalkulacyjną, a nie bezpośrednią), która posiada szczególne zastosowanie w przypadku oceny włókien, pasm. Odpowiada szerokości prostokąta o polu powierzchni oraz obwodzie mierzonego włókna. Pomiar tej wartości oddaje niejako średnią szerokość włókna bez obciążenia wyniku pomiaru wżerami, wypukłościami obwodu czy innymi nieregularnościami obrazu. Obie wymienione wielkości zaliczane są do tak zwanego najmniejszego wymiaru liniowego włókna.

Współczynnik wypełnienia, zwany również **wypełnieniem** jest wartością bezwymiarową, współczynnikiem kształtu, oceniającym nieregularności obwodu tj. wklęsłości czy wypukłości. W przypadku braku wklęsłości czy wypukłości współczynnik ten równy jest 1. Obliczany jest jako pierwiastek ilorazu tzw. obwodu wypukłego do obwodu. Obwodem wypukłym jest obwód danego włókna pozbawiony wspomnianych nieregularności obrysów [6]. Analiza staty-

eters reflecting, with time, dynamics of carbon thread biodegradation.

Material and methods

The study included morphometric measurements conducted on the fragments of carbon threads implanted into 24 rabbits of 2500–3500 g body weight, under half-open anesthetic, in a canal of surgery wound, in soft tissues surrounding the mandible on the border of subcutaneous tissue, muscles and submucous connective tissue. The surgical suture made with carbon thread No 4 produced by The Chair of Special Ceramics, Academy of Mining and Metallurgy in Kraków was implanted. The wound was totally closed with a surgical suture Ethicon. The animals were subjected to euthanasia after I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI week after the surgery. The specimens were taken from the surgical wound area and then fixed in 10% buffered formalin. Then the tissue was subjected to such a treatment as to reveal a macroscopically visible dark fragment of carbon thread and part of the surrounding tissues. The prepared sample was next subjected to routine automatic histological procedure of dehydration in alcohol series and soaking up with xylene and finally immersing in paraffin. Paraffin blocks were cut into slices 6mm thick and stained with hematoxylin and eosin. Morphometric study concerned the fragments of carbon thread visible in overview preparations stained with hematoxylin and eosin. To achieve this the images of carbon fibers received in the optical microscope 500x were copied into color 24-bit graphic files *.tif and were analyzed with the system Quantimet 500+ Color Option. All parameters were calculated excepting subjective role of an observer as automatic measurements. The detection of carbon threads was carried out with a function "Auto-detect" showing the most diverse elements of the image, i.e. black and grey carbon fibers. Following the assumption that during the carbon fibers implantation, they will gradually be subjected to disintegration, the authors decided to illustrate this process morphometrically and mathematically. It was also assumed that during biodegradation processes the fibers will gradually get thinner, maybe with varied intensification, and moreover the fiber structure will disappear. The measurements included:

- the breadth of carbon fibers,
- the curve width of carbon fibers,
- the fullness factor of the carbon fiber filling.

The breadth is a value that does not relate to fiber breadth but the smallest distance between the external outlines of the fiber. Therefore, this value seems to be lowered during measurements accompanied with bilateral hollows and erosions.

The curve width of the fiber is calculated automatically by a computer program (calculated, not direct value) and has a special application in case of fiber or band evaluation. It corresponds to the width of the oblong of the square area and perimeter of the measured fiber. Calculating this value shows in some way a mean fiber width without burdening the measurement result with erosions, perimeter convexities or other image irregularities. Both above described values are included in so called smallest linear fiber measurement.

The fullness factor of filling, also called a **fullness**, is a dimensionless value, shape coefficient evaluating irregularities of the perimeter, i.e. concavity or convexity. In case of no concavity or convexity, the coefficient equals 1. It is calculated as a quotient root of the so-called convex perimeter to perimeter. The convex perimeter means a perimeter of a fiber without the above-mentioned irregular outlines [6].

styczna wyników badań morfometrycznych obejmowała:

1. określenie zgodności rozkładu wartości morfometrycznej z rozkładem normalnym testem Liliefors [7,8],
2. obliczenie statystyki opisowej danego parametru dla poszczególnego okresu obserwacji czyli tygodnia od zabiegu; zakładając wstępnie typową dla danych morfometrycznych niezgodność z rozkładem normalnym nie podawano wartości błędu standardowego co zastąpiono wartością 25 percentyla (kwartyla dolnego) i 75 percentyla (kwartyla górnego). Należy zaznaczyć że w przypadku zgodności rozkładu eksperymentalnego z rozkładem normalnym wartości kwartyla dolnego i górnego odpowiadają w zasadzie dolnemu i górnemu zakresowi ufności.
3. porównanie pomiędzy sobą kolejnych tygodni z zastosowaniem testów nieparametrycznych czyli dopuszczających niezgodność rozkładu badanych wartości z rozkładem normalnym.
4. określenie korelacji badanych wartości morfometrycznych z czasem upływającym od zabiegu celem przybliżonego prognozowania zmian morfometrycznych; uwzględniając nieciągłość osi czasu (badania przeprowadzono m.in w VI, VIII, XII i XVI tygodniu a nie co tydzień) posłużono się testem Kendalla;

Za wyniki statystycznie znamienne przyjęto wyniki o prawdopodobieństwie $P < 0.05$.

Analizę statystyczną przeprowadzono w oparciu o oprogramowanie statystyczne Statistica for Windows.

Wyniki badań

Przeanalizowano 72 preparaty histopatologiczne tkanek miękkich okolicy szwu z zastosowaniem nici węglowej pochodzących od 24 królików, w tym analizowano morfometrycznie 8691 fragmentów włókien węglowych. Wyniki oceny histopatologicznej oraz pomiarów morfometrycznych zestawiono poniżej.

Wymiar najkrótszy włókien węglowych

Rozkłady wartości wymiaru najkrótszego włókien węglowych w poszczególnych tygodniach obserwacji wskazują na brak zgodności badanych wyników z rozkładem normalnym w każdym z badanych okresów obserwacji ($p < 0.01$) (TAB. 1). Pozostałe parametry określające rozkład wartości eksperymentalnych, skośność i kurtoza także wskazują na odstępstwa od rozkładu normalnego. Wartość przeciętna ilustrowana jest najlepiej przez medianę, zaś wartość dolna i górna przedziału ufności przez 25 i 75 percentyl, obejmując 50% analizowanych przypadków. Wartość przeciętna wymiaru najkrótszego wykazywała taką samą wielkość w I i II tygodniu obserwacji (5 μm), w tygodniu III i IV następował stopniowy spadek wielkości przeciętnej (3 i 1,154 μm), po czym w tygodniu VI zaznaczył się wzrost tej wartości (2 μm). Obserwowano kolejny spadek wielkości przeciętnej w tygodniu VIII oraz jej nieznaczny stopniowy wzrost w XII i XVI tygodniu obserwacji (odpowiednio 1,538, 1,923, 2,308 μm). Wahanie przedziału ufności oraz wartości przeciętnej, wskazują na najszerszy przedział ufności w II tygodniu, najwęższy w VI. Test Manna-Whitneya badający zależność pomiędzy kolejnymi rozkładami wartości (tygodniami obserwacji) wskazuje na podobieństwo I i II tygodnia ($P > 0.1$) i zna mierności różnic pomiędzy pozostałymi obserwacjami/tygodniami (TAB. 2).

Obliczona szerokość włókien węglowych

Stosowanie parametru, jakim jest obliczona szerokość zalecane jest przy analizie morfometrycznej włókien, odcińków, pasm. Podobnie jak w przypadku wymiaru najkrótszego, rozkłady wartości szerokości obliczonej włókien węglowych w poszczególnych tygodniach wykazały brak zgodności badanych wyników w każdym z badanych

The statistic analysis of the morphometric study included:

1. defining a compatibility of morphometric value distribution with a normal distribution by a Liliefors' test [7,8],
2. calculating descriptive statistics of a parameter from a certain observation period, i.e. a week after the surgery; initially assuming a typical for morphometric data incompatibility with a normal distribution, a standard deviation value was not given and was replaced with a value of 25 percentile (lower quadrille) and 75 percentile (upper quadrille). It should be underlined that in case of compatibility of experimental distribution with normal distribution, the lower and upper quartile values correspond to lower and upper trust range.
3. comparing the following weeks among one another using nonparametrical tests, which is accepting incompatibility of the studied values distribution with the normal distribution.
4. defining a correlation between the morphometric values and a time following after the surgery in order to prognose approximately morphometric changes; respecting a lack of continuity of the time axis (the study was conducted also in VI, VIII, XII and XVI week, not each week) the Kendall's test was used;

For the statistically significant result, a probability $P < 0.05$ was assumed.

The results were processed statistically with the Statistica program for Windows.

Results

The analysis included 72 histopathological specimens of the soft tissues of the carbon thread suture area from 24 rabbits, 8691 fragments of carbon fibers were analyzed morphometrically. The results of histopathological evaluation and morphometric measurements are compared below.

The breadth of carbon fibers

The distributions of the carbon fiber breadth values in particular observation weeks indicate a lack of compatibility of the studied results with a normal distribution in each observation period ($p < 0.01$) (TAB. 1). The other parameters defining the distribution of experimental values, skewness and kurtosis, also indicate difference as compared to normal distribution. The mean value is best illustrated by a median, while the lowest and the upmost value of the trust range by 25 and 75 percentile including 50% of the analyzed cases. The mean value of the breadth showed the same value both in I and II week of the observation (5 μm), in the III and IV week a gradual decrease of the mean value occurred (3 and 1.154 μm) and in the VI week it increased again (2 μm). Another decrease of the mean value was observed in VIII week and its slight gradual increase in XII and XVI week of observation (respectively 1.538, 1.923, 2.308 μm). The fluctuations of the trust range and the mean value indicate the widest trust range in the II week, the narrowest in the VI. The Mann-Whitney's test examining relations between consecutive distributions of values (observation weeks) indicates a similarity between the I and II week ($P > 0.1$) and significance of differences among other observations/weeks (TAB. 2).

The curve width of carbon fibers

The application of the parameter, such as curve width, is recommended for the morphometric analysis of the fibers, sections, and bands. Similarly, as in the case of the breadth, the value distributions of the curve width of carbon fibers in particular weeks showed a lack of result compatibility in each observation period ($p < 0.01$) (TAB. 3).

The fluctuations of the smallest and the biggest value indicate the biggest changeability range in the XVI week

Wartość / Value	Tydzień / Week							
	I	II	III	IV	VI	VIII	XII	XVI
Liczba pomiarów Number of measurements	981	599	1410	880	1068	1224	1305	1244
Średnia / Mean [μm]	8.0838	8.8427	6.1433	3.326	3.2753	3.6274	4.2281	6.4556
Mediana / Median [μm]	5	5	3	1.154	2	1.538	1.923	2.308
Najmniejsza / Minimum [μm]	0.385	1	1	0.385	1	0.385	0.385	0.385
Największa / Maximum [μm]	236	156	137	18.462	12	48.461	88.846	152
25 percentyl / Lower quartile [μm]	2.222	2	2	0.769	2	0.769	0.769	1.154
75 percentyl / Upper quartile [μm]	9	11	7	3.846	4	3.462	4.615	6.923
Skośność / Skewness	8.8102	5.3269	6.246	2.0016	1.7679	3.8909	6.2445	6.0676
Kurtoza / Kurtosis	135.3604	47.7107	60.2759	3.4677	2.6251	18.4706	53.5265	46.2938
Liliefors test p	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01

TABELA 1. Wymiar najkrótszy włókien węglowych w poszczególnych tygodniach biodegradacji

TABLE 1. Carbon fiber breadth in successive weeks of biodegradation

Grupy porównywane Compared groups/weeks	Mann-whitney test	Kruskal-wallis test (anova)	Median test
I vs II	p>0.1	p<0.0001	p<0.0001
II vs III	p<0.0001		
III vs IV	p<0.0001		
IV vs VI	p<0.0001		
VI vs VIII	p<0.0001		
VIII vs XII	p<0.0001		
XII vs XVI	p<0.0001		

TABELA 2. Porównanie wymiaru najkrótszego włókien węglowych w poszczególnych tygodniach biodegradacji

TABLE 2. The comparison of the carbon fiber breadth in successive weeks of biodegradation

Grupy porównywane Compared groups/weeks	Mann-whitney test	Kruskal-wallis test (anova)	Median test
I vs II	p>0.6	p<0.0001	p<0.0001
II vs III	p<0.0001		
III vs IV	p<0.0001		
IV vs VI	p<0.0001		
VI vs VIII	p<0.0001		
VIII vs XII	p<0.0001		
XII vs XVI	p<0.006		

TABELA 4. Porównanie obliczonej szerokości włókien węglowych w poszczególnych tygodniach biodegradacji

TABLE 4. The comparison of the carbon fiber breadth in successive weeks of biodegradation

Wartość / Value	Tydzień / Week							
	I	II	III	IV	VI	VIII	XII	XVI
Liczba pomiarów Number of measurements	981	599	1410	880	1068	1224	1305	1244
Średnia / Mean [μm]	3.8113	3.8236	3.2596	2.0454	2.3146	1.7684	1.9485	2.9138
Mediana / Median [μm]	3	3	2	0.769	2	1.154	1.154	2
Najmniejsza / Minimum [μm]	0.385	1	1	0.385	1	0.385	0.385	0.385
Największa / Maximum [μm]	15	13	16	10.385	7	9.231	11	16
25 percentyl / Lower quartile [μm]	2	2	2	0.769	1	0.769	0.769	0.769
75 percentyl / Upper quartile [μm]	5	5	4	2.308	3	2.308	2.308	4
Skośność / Skewness	1.0837	0.8756	1.7137	1.8077	1.4638	2.0388	1.8776	1.4826
Kurtoza / Kurtosis	0.8647	0.3347	3.6172	2.4292	1.9416	4.3369	3.6074	1.8671
Liliefors test p	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01

TABELA 3. Obliczona szerokość włókien węglowych w poszczególnych tygodniach biodegradacji

TABLE 3. Carbon fiber curve length in successive weeks of biodegradation

okresów obserwacji ($p < 0,01$).

Wahania zarówno wartości najmniejszej jak i największej wskazują na największy zakres zmienności w XVI tygodniu i najmniejszego w VI tygodniu (TAB. 3). Wartość przeciętna wymiaru najkrótszego wykazywała taką samą wielkość w I i II tygodniu obserwacji (3 μm), spadek w tygodniu III i IV (odpowiednio 2 i 0,769 μm) wzrost do 2 μm w tygodniu VI, stabilizację wartości w VIII i XII tygodniu (1,154 μm) i wzrost w XVI tygodniu (2 μm). Test Manna-Whitneya badający zależność pomiędzy kolejnymi rozkładami wartości (tygodniami obserwacji) wskazuje na podobieństwo I i II tygodnia ($p > 0,6$) i znaczącość różnic pomiędzy pozostałymi obserwacjami/tygodniami (TAB. 4).

and the smallest in the VI week. The mean value of the curve width was the same in the I and II week of observation (3 μm), decreased in the III and IV (respectively 2 and 0.769 μm), increased up to 2 μm in the VI week, was stabilized in the VIII and XII week (1.154 μm) and increased in the XVI week (2 μm). The Mann-Whitney's test examining relations among consecutive value distributions (observation weeks) indicates a similarity between the I and II week ($p > 0.6$) and significance of differences among other observations/weeks (TAB. 4).

The fullness factor of carbon fibers

The fullness factor pictures the edges of carbon fibers being parallelless, which is marked by the concavities and convexi-

Wartość / Value	Tydzień / Week							
	I	II	III	IV	VI	VIII	XII	XVI
Liczba pomiarów Number of measurements	981	599	1410	880	1068	1224	1305	1244
Srednia / Mean [μm]	0.9209	0.9338	0.979	0.9499	1.0349	0.9661	0.9661	0.9592
Mediana / Median [μm]	0.93	0.941	0.983	0.9665	1.055	0.971	0.97	0.9655
Najmniejsza / Minimum [μm]	0.303	0.309	0.414	0.39	0.612	0.515	0.384	0.357
Największa / Maximum [μm]	1.371	1.371	1.371	1.371	1.371	1.371	1.371	1.371
25 percentyl / Lower quartile [μm]	0.802	0.811	0.861	0.8375	0.951	0.863	0.846	0.855
75 percentyl / Upper quartile [μm]	1.044	1.058	1.101	1.087	1.131	1.0815	1.09	1.083
Skośność / Skewness	-0.2258	-0.1126	-0.0818	-0.6248	-0.2685	-0.1859	-0.1751	-0.2489
Kurtoza / Kurtosis	0.2696	-0.0441	-0.1001	0.6561	0.0576	-0.2557	0.0119	0.0914
Lilipors test p	P<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01	p<0.01

TABELA 5. Współczynnik wypełnienia włókien węglowych w poszczególnych tygodniach biodegradacji
TABLE 5. Carbon fiber fullness factor length in successive weeks of biodegradation

Grupy porównywane Compared groups/weeks	Mann-w hitney test	Kruskal-wallis test (anova)	Median test
I vs II	p>0.23	p<0.0001	p<0.0001
II vs III	p<0.0001		
III vs IV	p<0.0001		
IV vs VI	p<0.0001		
VI vs VIII	p<0.0001		
VIII vs XII	p>0.96		
XII vs XVI	p>0.36		

TABELA 6. Porównanie współczynnika wypełnienia włókien węglowych w poszczególnych tygodniach biodegradacji

TABLE 6. The comparison of the carbon fiber breadth in successive weeks of biodegradation

Współczynnik wypełnienia włókien węglowych

Współczynnik wypełnienia obrazuje nierównoległość obrzeży włókien węglowych zaznaczoną poprzez wklęsłości i wypukłości na ich przebiegu. Rozkłady wartości współczynnika wypełnienia włókien węglowych w poszczególnych tygodniach nie wykazały zgodności z rozkładem normalnym badanych wyników w każdym z badanych okresów obserwacji ($p < 0,01$) (TAB. 5). Dalsze wartości określające rozkład wartości eksperymentalnych, skośność i kurtoza również wskazują na odstępstwa od rozkładu normalnego (TAB. 3). Wartość przeciętna współczynnika wypełnienia wykazywała wzrost począwszy od wartości 0,93 (I tydzień) do 0,983 w III tygodniu, spadek w IV tygodniu do 0,9665, wzrost do 1,055 w VI tygodniu, kolejny spadek do wartości najbliższej jedności w VIII tygodniu wynoszącej 0,971, następnie spadek poprzez 0,97 w XII tygodniu do 0,9665 w XVI tygodniu. Porównania obserwacji kolejnych tygodni testem Manna-Whitneya wskazują na podobieństwo I i II tygodnia oraz VIII, XII i XVI tygodnia. Tym samym istotne zmiany współczynnika wypełnienia zachodzą pomiędzy II a III, III a IV, IV a VI i VI a VIII tygodniem (TAB. 6).

Korelacja poszczególnych wartości morfometrycznych włókien węglowych z czasem obserwacji

Korelacja poszczególnych mierzonych wartości morfometrycznych z czasem obserwacji została obliczona z zastosowaniem testu Kendalla, uwzględniającego nieciągłość szeregu czasowego. Wyniki analizy korelacyjnej, obejmujące wartość korelacji, τ Kendalla oraz znamienność prawdopodobieństwa zestawiono w tab. Wszystkie analizowane wartości morfometryczne wykazują znamienne kore-

Wielkość Parameter	Kendall τ	Prawdopodobieństwo Probability
Wymiar najkrótszy Breadth	-0.285	p<0.001
Obliczona szerokość Curve width	-0.326	p<0.001
Współczynnik wypełnienia Fullness factor	0.061	p<0.001

TABELA 7. Korelacja poszczególnych wartości morfometrycznych włókien węglowych z czasem biodegradacji

TABLE 7. The correlation of the carbon fiber morphometric parameters with the time of biodegradation

ties in their pattern. The distributions of the values of the carbon fiber fullness factor in particular weeks were not compatible with the normal distribution of the studied results in each observation period ($p < 0,01$) (TAB. 5). The other parameters defining the distribution of experimental values, skewness and kurtosis, also indicate a difference as compared to normal distribution. The mean value of the fullness factor showed an increase starting from 0.93 (I week) to 0.983 in the III week, decrease in the IV week to 0.9665, an increase to 1.055 in the VI week, another decrease to the value closest to one in the VIII week, namely 0.971, next a decrease through 0.97 in the XII week to 0.9665 in the XVI week. The comparisons of results with the Mann-Whitney's test show a similarity in the I and II week and among the VIII, XII and XVI week. Similarly, significant changes of the fullness factor occur between the II and III, III and IV, IV and VI and VI and VIII week (TAB. 6).

The correlation of the morphometric values of carbon fibers and observation time

Correlation of the measured morphometric values and observation time was calculated with the Kendall's test, including noncontinuity of time series. The results of correlation analysis including τ Kendall correlation and probability significance are presented in the table. All the analyzed morphometric values show significant correlation with the observation time ($P < 0.001$) (TAB. 7).

Among the analyzed parameters describing carbon fibers, only fullness factor correlates positively with the observation time, the others correlate negatively.

The strongest correlation with the observation time occurs in the curve width of the fibers ($\tau=0.326$) and in the breadth ($\tau=0.285$). The fullness factor correlates significantly but very weakly ($\tau=0.061$).

lację z czasem obserwacji ($p < 0,001$) (TAB. 7).

Wśród analizowanych parametrów opisujących włókna węglowe, jedynie współczynnik wypełnienia koreluje dodatnio z czasem obserwacji, pozostałe wartości korelują ujemnie.

Najsilniej z czasem obserwacji koreluje obliczona szerokość włókien ($r=0,326$) i wymiar najkrótszy ($r=0,285$). Współczynnik wypełnienia koreluje znacznie lecz bardzo słabo ($r=0,061$).

Dyskusja

Włókniste postacie węgla będące zasadniczym i jedynym składnikiem nici węglowych zachowują wspólną cechę węgla pierwiastkowego, biogodność z tkanką kostną, tkanką łączną, krwią [9,10]. Podobnie zachowują się inne biomateriały węglowe wykorzystywane w chirurgii stomatologicznej i w ortopedii pod postacią śrub, płytek, gwoździ wykonanych z kompozytów węglowych [11,12]. Generalnie rzecz biorąc, wykorzystanie biomateriałów wykonanych z węgla pirolitycznego, w tym turbostratycznego okazało się korzystne klinicznie w takich dziedzinach jak chirurgia i ortopedia [13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24]. Uzyskane dane pomiarowe jak również wahania wartości przeciętnej i zakresu zmienności mogą przemawiać za niehomogennością nici węglowej, polegającą na zmiennej grubości, zmiennej gęstości, nieregularności przekroju, co ulega uwydatnieniu już po dwóch tygodniach implantacji, przy działaniu zarówno sił mechanicznych jak i procesów biologicznych degradacyjnych. Obrazy mikroskopowe, wskazujące na zmieniającą się grubość nici węglowych powtarzają się w kolejnych tygodniach obserwacji, trzecim, czwartym, natomiast w tygodniu VI pojawiają się owalne drobiny resztek nici węglowej, odpowiadające drobinom grafitu. Procesowi rozpadu włókien w następnych tygodniach również towarzyszą zmiany wymiarów geometrycznych nici, przy czym pojawiają się coraz liczniejsze owalne drobiny węgla. Pomiar morfometryczny, cyfrowy biodegradacji może uwzględniać zarówno długość fragmentów nici, ich szerokość, tak zwaną szerokość kalkulacyjną czyli wyliczoną z pomiarów pola i obwodu, współczynnik kształtu oceniający regularność obwodu – współczynnik wypełnienia. Pomiar długości fragmentów nici będzie jednak obciążony błędem wynikającym z przecięcia lub złamania nożem mikrotomowym fragmentów nici w trakcie uzyskiwania preparatów histologicznych. Dlatego właśnie posłużono się w ocenie biodegradacji szwu wykonanego z nici węglowej pozostałymi wskaźnikami analizy cyfrowej obrazu mikroskopowego, w miarę niezależnymi od techniki histologicznej. Bezpośrednio oceniany wymiar najkrótszy włókien węglowych nie wykazuje zgodności z rozkładem normalnym, z tego też względu mediana najlepiej charakteryzuje wartości przeciętne. Wyniki pomiarów oraz porównań statystycznych wskazują na początkową wartość 5 mikrometrów, utrzymującą się przez okres 2 tygodni, po którym zaczynają się istotne statystycznie wahania: spadek wartości najmniejszej trwający do IV tygodnia, wzrost od VI tygodnia, spadek w VIII tygodniu i wzrost w XII i XVI tygodniu. W przypadku wartości kalkulacyjnej, obliczonej szerokości włókien węglowych obserwowano nieznamienność wyników porównując również I i II tydzień, niemniej wartość przeciętna była mniejsza niż w przypadku wymiaru najkrótszego i wynosiła 3 mikrometry. Zachowanie się tej wartości w kolejnych tygodniach także przejawiało naprzemiennie spadki i wzrosty wartości przeciętnej. Można wnosić, że zachodzi naprzemienna zmiana "średnicy" włókien węglowych wyrażana zarówno przez wymiar najkrótszy obciążony wpływem nieregularności czyli odzwierciedlający się we współczynniku wypełnienia bądź sumarycznie w obliczonej szerokości. Można to zjawisko tłumaczyć przepojeniem włókien płynami tkankowymi oraz następnym zagęszczaniem ich struktury, względnie zmianą kon-

Discussion

The fibrous forms of carbon, which are a basic and sole ingredient of carbon threads, maintain a common feature of elementary carbon, biocompatibility with bone tissue, connective tissue and blood [9,10]. Other carbon biomaterials used in dental surgery and orthopedics such as bolts, plates and nails made of carbon composites behave in a similar way [11,12]. Summing up, the use of biomaterials made of pyrolytic carbon, including turbostatic carbon, appeared to be very beneficial clinically in surgery and orthopedics [13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24]. The obtained measurement data as well as mean value fluctuations and changeability range fluctuations can support the idea of nonhomogeneity of carbon thread consisting in changeable thickness, changeable density, irregularity of the section, which seems to be emphasized as early as two weeks after the implant, with simultaneous presence of mechanical forces and biologic biodegradation processes. Microscopic pictures indicating the changing thickness of carbon threads are repeated in the consecutive observation weeks, in the third, fourth. However, in the VI week, oval particles of the thread remains, similar to graphite particles, appear. The process of fiber disintegration in the next weeks is accompanied by the changes of geometric parameters of the thread, and consequently more numerous oval carbon particles appear. Morphometric, digital measurement of biodegradation can include both a length of the thread fragments and their width, the so called calculated width, namely calculated from the parameters of the area and perimeter, and a coefficient of the shape evaluating regularity of the perimeter - the so called fullness factor. The measurement of the thread fragments length will include an error resulting from cutting or breaking with a microtome knife the thread fragments while sampling histopathological preparations. Therefore for the biodegradation evaluation of the suture made of carbon thread the other indicators of the digital analysis of microscope picture were applied, relatively independent of histopathological technique. The directly assessed breadth of carbon fibers is not compatible with normal distribution, therefore the median characterizes mean values best. The results of measurements and statistical analysis indicate the initial value of 5 micrometers persisting for 2 weeks, after which the statistically significant fluctuations began; the smallest value decrease lasting till the IV week, the increase from the VI week, the decrease in the VIII week and increase in the XII and XVI week. In case of the calculated value, the calculated width of carbon fibers, the observed results were insignificant, the observation also included the I and II week. Still the mean value was smaller than the breadth and was 3 micrometers. The behavior of this value in the consecutive weeks showed alternating falls and rises of the mean value. It can be assumed that an alternating change of carbon fiber "diameter" expressed both by the breadth burdened by irregularities, i.e. reflected in the fullness factor or calculated by summing up the width. This phenomenon can be explained by fiber saturation with tissue fluids and consecutive densification of their structure, or by a change in conformation of turbostatic structures making up a thread or carbon fiber coming out along with time or during biodegradation [1,3]. The whole of the described measurement results speaks for uneven and cyclic biodegradation of carbon fibers occurring with changes of fiber density and appearing alternately. The correlation analysis shows that the relation of the curve width of carbon fibers with the observation time is the strongest one. Skulski [1] points that the increase of the carbon fiber thickness begins as early as in the I week after the thread implantation till the IV week, after which in the VI week a slight decrease in fiber thickness occurs lasting till the X

formacji struktur turbostratycznych tworzących nić lub włókno węglowe, ujawniającymi się podczas upływu czasu, czy biodegradacji [1,3]. Całokształt powyżej opisanych wyników pomiarów przemawia za nierównomierną i cykliczną biodegradacją włókien węglowych, przebiegającą ze zmianami gęstości włókien, pojawiającą się naprzemiennie. Analiza korelacji przemawia przy tym za najsilniejszym związkiem obliczonej szerokości włókien węglowych czasem obserwacji. Skulski [1] wskazuje na przyrost grubości włókien węglowych, rozpoczynający się już w I tygodniu od wszczepienia nici aż do IV tygodnia, po czym w VI tygodniu nastąpił nieznaczny spadek grubości włókien trwający do X tygodnia, oraz wykazany przyrost grubości włókna węglowego w XVI tygodniu. Powyższe zmiany grubości włókien węglowych wykazano jedynie pomiarami pojedynczych włókien węglowych dostrzegalnych w mikroskopie skaningowym, co nie pozwalało na statystyczne zanalizowanie zjawiska. Analizę zmian grubości elementów włókniny węglowej wchodzącej w skład kompozytów węgiel-węgiel analizuje również Cieślík [3,4,25,26]. Ocena płytek oraz śrub po 4 tygodniach wskazuje na zacieranie się struktury włókienkowej, fragmentację włókien węglowych, pęknięcia włókien węglowych. Po 12 tygodniach od implantacji zauważano ogniskowe ubytki oraz pogrubienie włókien węglowych. Późniejsze okresy obserwacji, 20 i 24 tydzień od implantacji wykazywały postępujące zacieranie się struktury włókienkowej kompozytu oraz pęknięcie włókien węglowych.

Obserwacje własne wskazują na przydatność parametrów geometrycznych w ocenie procesu biodegradacji, zwłaszcza obliczonej szerokości włókien węglowych, silnie korelującej z czasem implantacji.

Wnioski

1. Włókna węglowe nici od drugiego tygodnia ulegają zwężeniu i powolnej fragmentacji, ulegając w końcowej fazie rozpadowi.
2. Geometryczne wykładniki procesów biodegradacji włókien węglowych (wymiar najkrótszy, obliczona szerokość, i współczynnik wypełnienia) ulegają cyklicznym wahaniom (naprzemienny wzrost i spadek badanych parametrów). Wszystkie parametry korelują z czasem obserwacji.

Piśmiennictwo

References

- [1] Skulski S.: "Ocena przydatności nici węglowej do zespolenia odcinków żuchwy na podstawie badań doświadczalnych" rozprawa doktorska, Śl.A.M. Zabrze 1993
- [2] Cieślík T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Sabat D.: "Obserwacje nad wpływem włókniny węglowej na gojenie się tkanki kostnej w ubytkach pooperacyjnych wyrostków zębodołowych szczęk" Materiały III Konferencji "Biomateriały Węglowe" Ryto 1992, s. 23-28
- [3] Cieślík T.: "Płytki i śruby z kompozytu węgiel-węgiel do zespolenia odcinków żuchwy. Badania doświadczalne i kliniczne." Rozprawa habilitacyjna. Śl.A.M. Katowice 1993
- [4] Cieślík T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Skulski S., Sabat D.: "Technika skaningowa w ocenie płytek i śrub z kompozytu węgiel-węgiel stosowanych do zespolenia żuchwy" Inż Mater 1993;5:142-3
- [5] Pogorzelska-Stronczak B., Skulski S., Szczurek Z., Cieślík T.: "Ocena powierzchni nici węglowej umieszczonej w tkance kostnej żuchwy królików na podstawie badań w mikroskopie skaningowym" Inż Mater 1993; 5: 127-8
- [6] Oberholzer M.: "Shape descriptors in diagnosis" Acta Stereol 1992;11:63
- [7] Siegel P.: "Nonparametric statistics". McGraw Hill New York 1957
- [8] SPSS v.6.0 for Windows. MANUAL. SPSS Inc. 1993
- [9] Donnet J.B., Bansal R.C.: "Carbon fibers". Marcel Dekker Inc. N.Y. 1990
- [10] Haubold A.: "Carbon in Prosthetics". Ann N.Y. Acad Sci 1977; 283: 383-395

week and the increase of carbon fiber thickness in the XVI week. The above mentioned changes of the carbon fiber thickness were shown only through measurements of individual carbon fibers perceptible in a scanning microscope, which did not allow for statistic analysis of the phenomenon. The analysis of the thickness changes in carbon fiber elements being a part of carbon-carbon composites is also studied by Cieślík [3,4,25,26]. The evaluation of plates and bolts after 4 weeks indicates fading away of the fiber structure of carbon fibers, breaking of carbon fibers. Twelve weeks after the implantation, focal defects and thickening of carbon fibers were noticed. The later observation periods, the 20th and 24th week after the implantation showed progressive fading away of the composite fiber structure and breaking of carbon fibers.

The own observations show a usefulness of geometric parameters in the evaluation of biodegradation processes, especially of the calculated width of carbon fibers very strongly correlating with implantation time.

Conclusions

1. From the second week the carbon filaments of the thread undergo thinning process and slow fragmentation, while with the time they are disintegrated.
2. Geometrical parameters (the shorted diameter, curve breadth, fullness coefficient) correlate with the time of observations showing the cyclic alteration (increase and decrease of the value).

[11] Jenkins G.M., Carvalho F.X.: "Biomedical applications of carbon fibre reinforced carbon in implanted prostheses". Carbon 1977; 15: 33-37

[12] Prakash R., Marwah S., Goel S.C., Tuli S.M.: "Carbon fibre reinforced epoxy implants for bridging large osteoperiosteal gaps". Biomaterials 1988; 9: 198-202

[13] Benke G., Kuś W.M., Górecki A., Pykało R., Powroźnik A.: "Wypełnianie ubytków chrzęstnych włókniną węglową - obserwacje odległe" Materiały II Konferencji "Biomateriały Węglowe" Ryto 91 s. 1-3

[14] Górecki A., Kuś W.M., Błażewicz S., Chłopek J., Powroźnik A., Pykało R.: "Węglowa proteza więzadła krzyżowego przedniego w badaniach doświadczalnych". Kolano 1991; 1: 87-94

[15] Guiral J., Fernandez L., Curto J.M., Basora J., Vincente P.: "Carbon and polyester fibers as a scaffold for bone repair - studies of segmentary implants in the rabbit radius". Acta Orthop Scand 1990;61:16-20

[16] Jenkins D.H.R., McKibbin B.: "The role of flexible carbon fibre implants as tendon and ligament substitute in clinical practice. A preliminary report." J. Bone Joint Surg 1980; 62: 497-9

[17] Kapińska-Mrowiecka M., Staszko E., Płatowicz-Indyk A.: "Próba leczenia żyłakowatych owrzodzeń podudzi z zastosowaniem opatrunkowych materiałów węglowych" Materiały III Konferencji "Biomateriały Węglowe" Ryto 1992 s. 29-31

[18] Kotela I.: "Wyniki operacyjnego leczenia złamanych kostek goleni kompozytowymi materiałami węglowymi". Inżynieria Materiałowa 1993; 5: 137-8

[19] Kusz D., Tokarowski.: "Plastyka torebkowo-więzadłowa nawracającego zwichnięcia stawu ramiennie-promieniowego z użyciem biomateriału węglowego". Inżynieria Materiałowa 1993; 5: 126

[20] Milka S., Tokarowski A., Papież M., Mrowiec A.: "Ocena wyników rekonstrukcji więzadła kruczo-obojszkowego więzadłową protezą węglową". Inżynieria Materiałowa 1993; 5: 121-2

[21] Minns R.J., Flynn M.: "Intraarticular implant of filamentous carbon fibre in the experimental animal" J Bioeng 1978;2:279-286

[22] Mrowiec A., Tokarowski A., Milka S., Papież M.: "Materiały węglowe w leczeniu przetrwania ciągłości ścięgna Achillesa". Inżynieria Materiałowa 1993; 5: 124-5

[23] Rushton N., Dandy D.J., Naylor C.P.E.: "The clinical arthroscopic and histological findings after replacement of the anterior cruciate ligament with carbon fibre" J Bone Joint Surg 1983; 65: 308-9

[24] Staszów E., Kuś W.M., Górecki A., Błażewicz S.: "Zastosowanie plecionki węglowej w rekonstrukcji uszkodzonego więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego". Materiały XXIX Zjazdu Naukowego Polskiego Towarzystwa Ortopedycznego i Traumatologicznego, Gdańsk 1992, s. 86

[25] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Skulski S., Chłopek J., Sabat D.: "Zastosowanie płytek i śrub z kompozytu węgiel-węgiel w zespoleniu odłamów żuchwy u królików". Inż Mater 1993; 5: 138-140

[26] Cieślak T., Pogorzelska-Stronczak B., Szczurek Z., Sabat D., Chłopek J., Skulski S.: "Kliniczna i histopatologiczna ocena zespolenia złamanej żuchwy przy pomocy płytek i śrub wykonanych z kompozytu węgiel-węgiel". Inż Mater 1993; 5: 140-2

OCENA ZACHOWANIA DWUWARSTWOWYCH POWŁOK $Al_2O_3-TiO_2$, NAKŁADANYCH METODĄ SOL-GEL NA PODŁOŻA Ni-Cr-Mo, W ŚRODOWISKU SZTUCZNYCH PŁYNÓW USTROJOWYCH

B. PIETRZYK*, L. KLIMEK*, J. SOKOŁOWSKI**

* INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ
POLITECHNIKA ŁÓDZKA, ŁÓDŹ

** ZAKŁAD PROPEDEUTYKI I DIAGNOSTYKI STOMATOLOGICZNEJ,
INSTYTUT STOMATOLOGII, AKADEMIA MEDYCZNA W ŁÓDZI

Streszczenie

W niniejszej pracy badano zachowanie dwuwarstwowych powłok $Al_2O_3-TiO_2$ otrzymanych metodą zol-żel na podłożach Ni-Cr-Mo. Prowadzono badania zmian morfologii powierzchni i jej składu chemicznego w środowisku sztucznych płynów ustrojowych (sztucznej plazmy krwi i sztucznej śliny) za pomocą odpowiednio mikroskopu skaningowego (SEM) i mikroanalizatora rentgenowskiego (EDX). Adhezję powłoki oceniano poprzez scratch-test.

Otrzymane wyniki pozwalają sądzić, że powłoki dwuwarstwowe $Al_2O_3-TiO_2$ stanowią niezwykle obiecujący materiał poprawiający właściwości metalowych implantów, a także interesujący przedmiot dalszych badań.

Słowa kluczowe: $Al_2O_3-TiO_2$, powłoka, zol-żel, hydroksyapatyt, materiały bioaktywne, implanty

Wstęp

Mimo wielu lat stosowania stopów metali na wszczepy w chirurgii kostnej, jak i w stomatologii, ich tolerancja przez organizm ludzki nie jest wciąż zadowalająca. W ostatnich latach prowadzone są intensywne badania nad poprawą właściwości biomateriałów metalowych poprzez nakładanie powłok ceramicznych. Jednym z najważniejszych problemów jakie można rozwiązać tym sposobem są: polepszenie odporności korozyjnej materiałów metalowych, które zapobiegać ma wnikaniu jonów metali do organizmu oraz taka modyfikacja powierzchni metalu, która pozwoliłaby

BEHAVIOUR ESTIMATION OF $Al_2O_3-TiO_2$ DUAL COATINGS, DEPOSITED BY SOL-GEL METHOD ON Ni-Cr-Mo SUBSTRATES, IN ENVIRONMENT OF SIMULATED SYSTEMIC FLUIDS

B. PIETRZYK*, L. KLIMEK*, J. SOKOŁOWSKI**

* INSTITUTE OF MATERIALS ENGINEERING,
TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ, ŁÓDŹ

** DEPT. OF PRE-CLINICAL DENTISTRY AND DENTAL DIAGNOSTIC,
INSTITUTE OF DENTISTRY, MEDICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ, ŁÓDŹ

Abstract

In this paper behaviour of dual coating $Al_2O_3-TiO_2$ deposited by sol-gel method on Ni-Cr-Mo substrates has been investigated. Changes of surface morphology and composition in the simulated body and oral fluids have been studied by scanning electron microscopy (SEM) and energy disperse X-ray microanalysis (EDX) respectively. Adhesion of coatings have been evaluated by scratch-test.

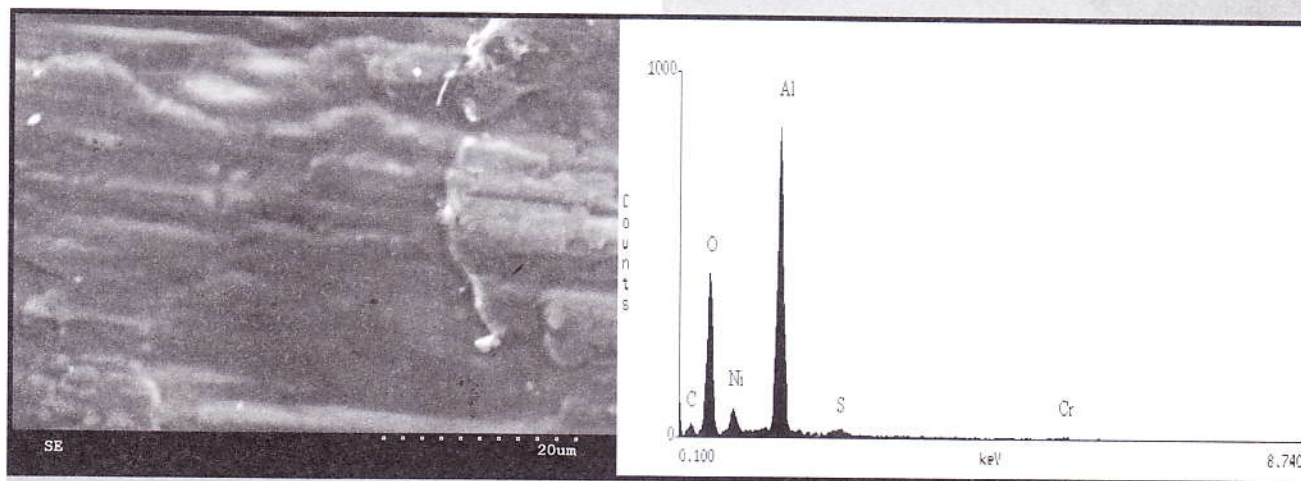
The obtained results allow to think that dual coatings $Al_2O_3-TiO_2$ are very perspective material for improvement of metal implants and interesting subject for next studies.

Key words: $Al_2O_3-TiO_2$, coating, sol-gel, hydroxyapatite, bioactive materials, implants

Introduction

Despite the metal implants have been used in medical applications for many years, their biotolerance has not been completely satisfactory yet. In the last years the intensive study on improvement of metal biomaterials properties by deposition the ceramic coatings have been made. One of the most important problems which can be solved by this way are: corrosion resistant improvement of metals (which is to protect from penetration metals ions into the body) and surface modification, which would let bond implant to the living bone.

Material, which remarkably improve corrosion resistance of metals and concurrently is highly biocompatible, is Al_2O_3 [1,2]. But it is not bioactive material. So called bioactive materials as hydroxyapatite and bioglass are known



RYS. 1. Morfologia powierzchni (a) i spektrogram (b) powłoki Al_2O_3 .
FIG. 1. SEM image of surface (a) and EDX spectrum (b) of Al_2O_3 coating.

na zrośnięcie implantu z kością.

Materiałem, który znakomicie polepsza odporność korozyjną metali i jest przy tym doskonale tolerowany przez organizm jest tlenek glinu Al_2O_3 [1,2]. Nie jest on jednak materiałem bioaktywnym. Tak zwane materiały bioaktywne jak np. hydroksyapatyty, czy bioglass spontanicznie wiążą się z kością. Wiązanie to następuje poprzez zarodkowanie i wzrost struktur kostnych na tych materiałach [3]. Także niektóre grupy funkcyjne np. Ti-OH, Si-OH, Nb-OH wykazują podobne właściwości [4]. Tak więc umieszczenie tych grup na powierzchni implantu powinno prowadzić do jego związania z żywą kością. Powłoki TiO_2 otrzymywane metodą sol-gel i obrabiane cieplnie w niezbyt wysokich temperaturach (poniżej 800°C) powinny zawierać pewną ilość grup Ti-OH i stymulować wzrost struktur kostnych. Jednak powłoki TiO_2 nakładane bezpośrednio na podłoże metalowe nie stanowią dostatecznej ochrony korozyjnej, natomiast TiO_2 stosowany jako domieszka do powłok Al_2O_3 dodatkowo podnosi ich właściwości ochronne i adhezyjne [2]. Zatem dwuwarstwowa powłoka Al_2O_3 - TiO_2 powinna z jednej strony stanowić zabezpieczenie przed korozją implantów, a z drugiej posiadać właściwości materiału bioaktywnego.

Celem niniejszej pracy jest wstępna ocena właściwości dwuwarstwowej powłoki Al_2O_3 - TiO_2 jako materiału do zastosowania na powierzchniach metalowych implantów.

Badania

Na podłoża Ni-Cr-Mo nakładano powłoki Al_2O_3 i TiO_2 . Powłoki nanoszono metodą zanurzeniową z zoli przygotowanych odpowiednio z $\text{Al}[\text{OCH}(\text{CH}_3)_2]_3$ i $\text{Ti}[\text{O}(\text{CH}_2)_3\text{CH}_3]_4$ [5,6]. W pierwszej kolejności próbki podłoża powlekano zolem Al_2O_3 , suszono w temperaturze 95°C , a następnie spiekano w temperaturze 750°C . Następnie na podłoża z powłoką Al_2O_3 nakładano warstwę TiO_2 , suszono w temperaturze pokojowej, a następnie spiekano w temperaturze 550°C . Dla obu etapów przygotowywania powłoki przeprowadzono próbę scratch-testu przy obciążeniach od 10 do 500G.

Podłoża z dwuwarstwową powłoką Al_2O_3 - TiO_2 , oraz porównawczo z powłoką Al_2O_3 inkubowano w sztucznym osoczku krwi (SBF) [7] i w sztucznej ślinie przez okres 30 dni w temperaturze 37°C .

Zarówno przed jak i po inkubacji badano morfologię przygotowanych próbek i skład chemiczny powłoki, za pomocą odpowiednio mikroskopu scanningowego Hitachi S3000N i mikroanalizy rentgenowskiej (EDS-Noran).

to bond spontaneously to living bone. This bonding is realized by nucleation and growth bonelike layer on their surface [3]. Also some of the function groups as Ti-OH, Si-OH, Nb-OH show similar properties [4]. So that putting these groups on the implant surface should lead to its bonding to living bone. TiO_2 coatings deposited by sol-gel method and heat treated in the middle temperature (below 800°C) should include some quantity of Ti-OH groups and stimulate bonelike structure growth. But TiO_2 coatings put directly on metal substrate are not sufficient good corrosion protection, while TiO_2 as second component in Al_2O_3 coatings improve their protection and adhesion properties [2]. So that Al_2O_3 - TiO_2 dual coating should be on one hand corrosion protection of implants, and on the other hand should be the bioactive material.

The aim of this work was the preliminary estimation of Al_2O_3 - TiO_2 dual coating as material for application on the surfaces of metal implants.

Experimental

The Al_2O_3 - TiO_2 coatings on Ni-Cr-Mo substrates have been deposited by dipping method. As the precursors for preparing both kinds of sol $\text{Al}[\text{OCH}(\text{CH}_3)_2]_3$ and $\text{Ti}[\text{O}(\text{CH}_2)_3\text{CH}_3]_4$ were used, respectively [5,6]. First, samples were coated by Al_2O_3 sol, dried at 95°C and next fired at 750°C . Following, on samples coated by Al_2O_3 , TiO_2 sol was deposited, dried at room temperature and fired at 550°C .

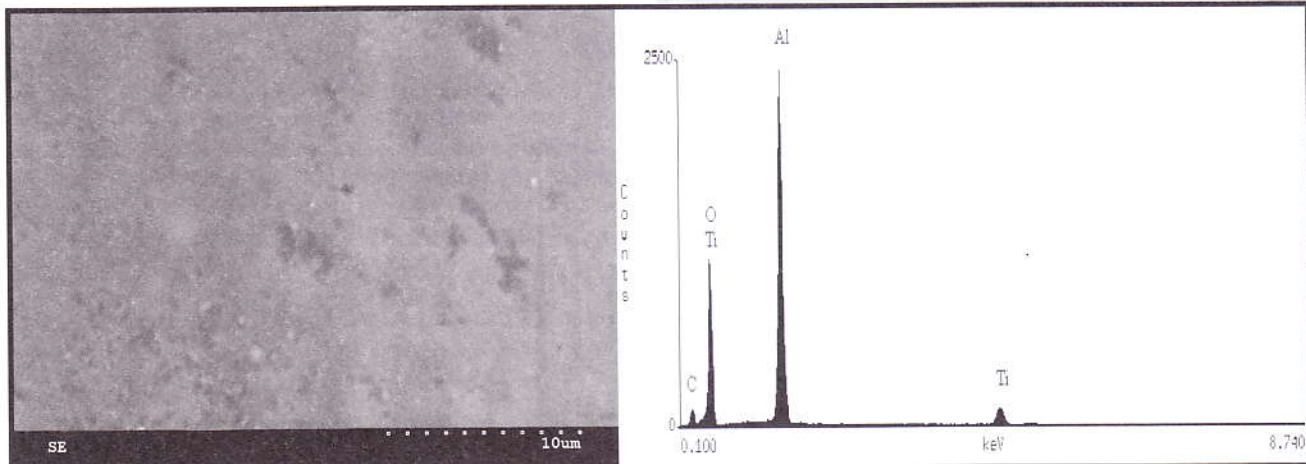
Substrates with double Al_2O_3 - TiO_2 coating and comparatively with Al_2O_3 coating were soaked in simulated body fluid (SBF) [7] and in simulated oral fluid at 37°C by 30 days.

Morphology and chemical composition surface of samples were examined on fresh samples and after soaking, by scanning electron microscopy (SEM) and X-ray microanalysis (EDS - Noran), respectively. The scratch-test was carried with load from 10G to 500G.

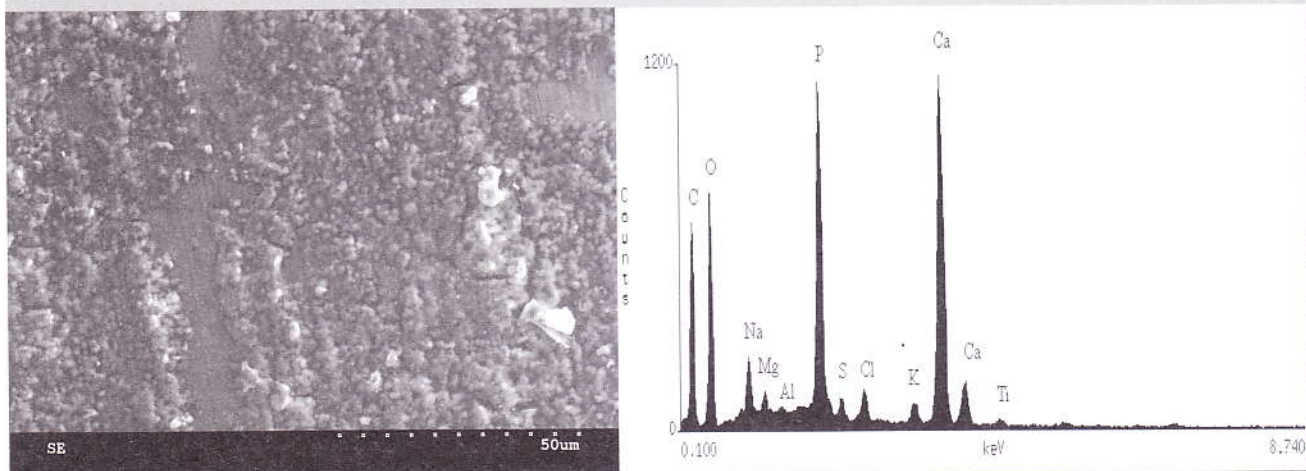
Results and Discussion

Surface morphology was examined for both stage of dual coating deposition. Al_2O_3 was found to be compact and has laminar structure (FIG. 1a). The surface of dual coating Al_2O_3 - TiO_2 was smooth but a little porous which is seen on FIG 2a. Chemical composition of coatings was confirmed by X-ray microanalysis (FIG. 1b and FIG. 2b).

For Al_2O_3 coating and dual Al_2O_3 - TiO_2 coating the adhesion was evaluated by scratch-test. It was found, that the load of the first damage for dual Al_2O_3 - TiO_2 coating is 2-2,5 times higher than for Al_2O_3 coating and is worth about 150G. It has been supposed, that this interesting effect is caused by addi-



RYS.2. Morfologia powierzchni (a) i spektrogram (b) dwuwarstwowej powłoki Al_2O_3 - TiO_2 .
FIG.2. SEM image of surface (a) and EDX spectrum (b) of dual Al_2O_3 - TiO_2 coating.



RYS. 3. Morfologia powierzchni powłoki Al_2O_3 - TiO_2 o inkubacji w SBF.
FIG. 3. SEM image of dual Al_2O_3 - TiO_2 coating surface after incubation in SBF

RYS. 4. Spektrogram wydzieleni powstałych po inkubacji w SBF na powierzchni dwuwarstwowej powłoki Al_2O_3 - TiO_2 .
FIG. 4. EDX spectrum of precipitation formed on the surface of dual Al_2O_3 - TiO_2 coating after incubation in SBF

Wyniki badań i dyskusja

Badanie morfologii powierzchni powłok przeprowadzono dla próbek z powłoką Al_2O_3 , oraz z powłoką dwuwarstwową Al_2O_3 - TiO_2 ; stwierdzono, że powłoka Al_2O_3 jest zwarta i ma strukturę warstwową (RYS. 1a), powłoka dwuwarstwową Al_2O_3 - TiO_2 jest gładka, lecz o pewnym stopniu porowatości, co widoczne jest na RYS. 2a. Skład chemiczny powłok potwierdzono za pomocą mikroanalizy rentgenowskiej (odpowiednio RYS. 1b i RYS. 2b).

Dla powłoki Al_2O_3 oraz dwuwarstwowej powłoki Al_2O_3 - TiO_2 przeprowadzono próby przyczepności metodą scratch-testu. Stwierdzono, że dla powłoki dwuwarstwowej Al_2O_3 - TiO_2 siła przy której następuje początek uszkodzenia powłoki jest 2 do 2,5 krotnie wyższa niż dla powłoki Al_2O_3 i wynosi około 150G. Wydaje się, że ten ciekawy efekt wynika z dodatkowego uszczelnienia powłoki Al_2O_3 przez warstwę TiO_2 i zmiany rozkładu naprężeń w powłoce, co powoduje wzrost jej przyczepności.

Próbę odporności korozyjnej próbek z dwuwarstwową powłoką Al_2O_3 - TiO_2 prowadzono przez inkubację w sztucznej ślinie przez okres 30 dni. Nie stwierdzono zmian w morfologii, ani zmiany masy próbek. Wynik ten oznacza pozytywną wstępną ocenę odporności korozyjnej badanych próbek.

Badanie morfologii próbek z dwuwarstwową powłoką Al_2O_3 - TiO_2 po inkubacji w SBF wykazało, że niemal cała powierzchnia próbek została pokryta wydzieleniami o ziarnistej budowie, o ziarnach średnicy około 1–2 μm . Morfologię

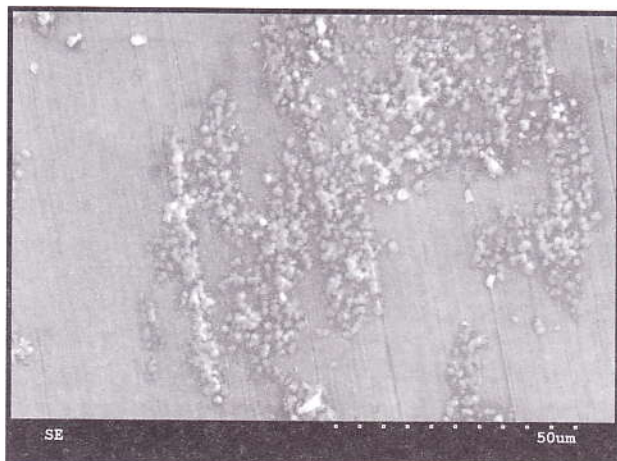
tional packing Al_2O_3 coating by TiO_2 film and change stress distribution which result in adhesion increasing.

Corrosion resistance of samples with dual Al_2O_3 - TiO_2 coating was tested in simulated oral fluid by 30 days. There were change neither in morphology nor in mass of samples. It means positive preliminary evaluating of corrosion resistance of investigated samples.

SEM image of surface of dual Al_2O_3 - TiO_2 coatings after 30 days soaking in SBF showed that nearly all surface was covered by globular precipitation with grain diameter about 1–2 μm . Morphology of this surface has been shown in FIG. 3. Chemical composition of precipitation included a lot of Ca and P and trace of the others elements of SBF. In investigated precipitation the relation $\text{Ca/P} = 1,73$ which is similar to relation Ca/P in apatite. EDX spectrum of precipitations has been shown in FIG. 4.

Formation of analogous precipitations was observed also on the surface Al_2O_3 coatings which were soaked in SBF, but quantity of precipitation was lower: no more then 25–30% of surface was occupied by them. One of the larger agglomeration has been shown in FIG. 5.

In order to evaluate chemical bonding of precipitation to the surface of Al_2O_3 and dual Al_2O_3 - TiO_2 coatings, the samples were submitted to ultrasonic washing process in distilled water. It was found that observed precipitation were completely removed from the surface of Al_2O_3 coating. On the surface of dual Al_2O_3 - TiO_2 coating only some agglomeration were observed, which occupied no more then 15% of



RYS. 5. Morfologia powierzchni powłoki Al_2O_3 po inkubacji w SBF; skupisko wydzieliń
FIG. 5. SEM image of Al_2O_3 coating surface after incubation in SBF; precipitations agglomeration

powierzchni powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ przedstawiono na RYS. 3. Skład chemiczny osadzonych wydzieliń zawiera znaczące ilości wapnia i fosforu, oraz niewielkie ilości pozostałych pierwiastków wchodzących w skład roztworu SBF. Stosunek ilości wapnia do fosforu w badanych wydzieleniach wynosi $\text{Ca/P} = 1,73$ i jest nieco wyższy niż wartość Ca/P dla apatytu. Zatem za literaturą [4,8] przyjęto, że powstałe wydzielenia są wydzieleniami apatytu. Spektrogram badanych wydzieliń przedstawiono na RYS. 4.

Także na inkubowanych w SBF próbkach pokrytych powłoką Al_2O_3 zaobserwowano tworzenie się analogicznych wydzieliń fosforowo-wapniowych, jednak ich ilość była znacznie mniejsza: obejmowały nie więcej niż 25-30% powierzchni próbki. Większe ich skupisko przedstawiono na RYS. 5.

Celem oceny stopnia związania obserwowanych wydzieliń z podłożem zarówno próbki z powłoką Al_2O_3 jak i z powłoką dwuwarstwową $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ poddano procesowi mycia w wodzie destylowanej w myjce ultradźwiękowej. Stwierdzono, że z powierzchni powłoki Al_2O_3 obserwowane wydzielenia zostały całkowicie usunięte. Na powierzchni powłoki dwuwarstwowej $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ pozostały jedynie nieznaczne, wielowarstwowe skupiska wydzieliń, które nie zajmują więcej niż 15% powierzchni próbki. Wynik ten wskazuje na słabe związanie wydzieliń apatytu z badanymi powłokami. Morfologię powierzchni powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ po płukaniu w wodzie destylowanej przedstawia RYS. 6.

Podsumowanie i wnioski

W wyniku wstępnych badań dwuwarstwowej powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ nakładanej metodą sol-żel na podłoża Ni-Cr-Mo otrzymano szereg interesujących wyników.

Stwierdzono, że otrzymane powłoki charakteryzują się dobrą przyczepnością do podłoża - lepszą niż powłoki Al_2O_3 . Odporność korozyjna metalowych podłoży pokrytych powłoką $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ w środowisku sztucznej śliny wydaje się być zadowalająca: po 30 dniach inkubacji nie stwierdzono zmian morfologii, ani masy badanych próbek. W środowisku SBF na powierzchni powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ zaobserwowano tworzenie się licznych wydzieliń fosforowo-wapniowych o relacji Ca/P zbliżonej do apatytu, co świadczy o zdolności badanej powłoki do indukowania zarodkowania i wzrostu struktur kostnych. Jednak możliwość częściowego usunięcia wydzieliń apatytu z powierzchni powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ przez mycie w myjce ultradźwiękowej w wodzie destylowanej, świadczy o słabym chemicznym związaniu tych wydzieliń z badaną powłoką.



RYS. 6. Morfologia powierzchni powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ po inkubacji w SBF i myciu w myjce ultradźwiękowej w wodzie destylowanej.
FIG. 6. SEM image of dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating surface after incubation in SBF and ultrasonic washing in distilled water.

sample surface. This result indicates on week chemical bonding apatite precipitation to investigated coatings. SEM image of dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating surface after washing is presented in FIG. 6.

Summary and conclusions

In result of preliminary investigation of dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating deposited by sol-gel method on Ni-Cr-Mo substrates a lot of interesting results have been taken.

It was found that received coatings show good adhesion - better than Al_2O_3 coating. Corrosion resistance of metal substrates with dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating in environment of simulated oral fluid seems to be satisfactory; after 30 days of incubation neither morphology nor mass changes have been found. Formation of numerous precipitation with relation Ca/P close to apatite have been observed in SBF environment. This effect testify for ability of investigated coatings to nucleation and growth of bone-like structures, but possibility of partly removing these precipitation show theirs week chemical bonding to coating surface.

Taken results lead to conclusion that dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coatings obtained by sol-gel method are promising bioactive material for application on surfaces of metal implants. However further investigation on producing process are required in the direction of identification and increase of active chemical group bonding apatite precipitations to the coating surface.

Piśmiennictwo

References

- [1] Marciniak J, Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992
- [2] Gluszek J. Tlenkowe powłoki ochronne otrzymywane metodą sol-gel, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1998
- [3] Neo M., Kotani S., Nakamura T., Yamamuro T, Ohtsuki C., Kokubo T., Bando Y. J.Biomed. Mater. Res. 26 (1992) p.1419
- [4] Miyazaki T., Kim H.M., Kokubo T., Kato H., Nakamura N., Ohtsuki C. Bioceramics 13 (2001) p.43
- [5] Zieliński S., Sikorska-Sobiegraj E. Inżynieria Powierzchni 4 (1998) p.25
- [6] Piveteau L.-D., Girona M.I., Schlapbach L., Barboux P., Boilot J.-P., Gasser B. J. Mat. Sci.:Materials in medicine 10 (1999) p.161

Otrzymane wyniki prowadzą więc do wniosku, że dwuwarstwowe powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ otrzymane metodą zol-żel są obiecującym materiałem bioaktywnym do zastosowania na metalowych podłożach, jednak proces ich wytwarzania wymaga dalszych badań w kierunku identyfikacji i zwiększenia ilości aktywnych grup chemicznych wiążących do powierzchni tworzące się apatyty.

[7] Kim H.M., Miyazaki T., Kokubo T., Nakamura T., *Bioceramics* 13 (2001) p. 47

[8] Takadama H., Kim H.M., Kokubo T., Nakamura T., *Bioceramics* 13 (2001) p.51

BIOMECHANICZNA ANALIZA PARAMETRÓW SIŁOWYCH, SZYBKOSĆ- OWYCH I WYTRZYMAŁOŚ- CIOWYCH MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA

WIESŁAW CHWAŁA*, EMIL STASZKÓW**, ROBERT WALASZEK***

* ZAKŁAD BIOMECHANIKI, PRACOWNIA BIOKINETYKI AWF W KRAKOWIE

** SPECJALISTYCZNY SZPITAL IM. S. ŻEROMSKIEGO W KRAKOWIE

*** ZAKŁAD ODNOWY BIOLOGICZNEJ AWF W KRAKOWIE

Wstęp

Ścięgno Achillesa będące najsilniejszym mechanicznie ścięgnem ciała człowieka, jako element łączący mięsień trójgłowy łydki z guzem piętowym, spełnia bardzo ważną rolę w mechanizmie prawidłowego chodu, biegu czy skoku. Jego wytrzymałość na obciążenie wynosi około 2000-3500 N (Tylman i Dziak 1987). U ludzi między 30-40 rokiem życia zanika tętnica centralna ścięgna, czego efektem są zmiany wsteczne oraz gorsza wytrzymałość mechaniczna.

Uszkodzenie ścięgna piętowego wynika przede wszystkim z sumowania się mikrourazów mechanicznych działających na nieoosłonięte ścięgno oraz przeciążeń jakim ono podlega, będąc jednocześnie objęte procesami zwyrodnieniowymi na tle zaburzeń odżywczych. Do takich procesów należy zapalenie przyczepów ścięgna Achillesa, powstające najczęściej w wyniku przeciążenia mięśnia trójgłowego łydki (Malcewicz i wsp. 1994).

Operacyjne zszycie zerwanego ścięgna Achillesa, pozwalające przywrócić pierwotnie właściwą, funkcjonalną długość jednostki ścięgniasto-mięśniowej mięśnia trójgłowego łydki jest współcześnie metodą z wyboru (Tomaszewski i wsp. 1996, Świerczyński 1994, Sotowski i wsp. 2000). Warunkiem powodzenia leczenia chirurgicznego jest właściwy dobór metody zespolenia, zależny od rodzaju uszkodzenia ścięgna oraz uzyskanie wartościowej mechanicznie blizny. Ostateczny efekt funkcjonalny czyli pooperacyjna sprawność kończyny w dużym stopniu zależy od właściwie ukierunkowanej rehabilitacji (Góralczyk i wsp. 2000, Walaszek i wsp. 2000).

Na początku lat siedemdziesiątych prof. Łukasik wprowadził szew, który prawidłowo kształtuje kikuty nie zabu-

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPEED, FORCE AND STRENGTH PARAMETERS FOR THE SURAL TRICEPS MUSCLE AFTER THE RECONSTRUCTION OF A TORN ACHILLES TENDON USING CARBON FIBERS

WIESŁAW CHWAŁA*, EMIL STASZKÓW**, ROBERT WALASZEK***

* DEPARTMENT OF BIOMECHANICS, BIOKINETICS LABORATORY
ACADEMY OF PHYSICAL EDUCATION IN KRAKÓW

** SPECIALIZED S. ŻEROMSKI HOSPITAL IN KRAKÓW

*** DEPARTMENT OF BIOLOGICAL REGENERATION
ACADEMY OF PHYSICAL EDUCATION IN KRAKÓW

Introduction

Achilles tendon, being the element connecting the sural triceps muscle with the calcaneal tuber, is the strongest tendon in the human body and vital to proper walking, running or jumping. Its strength equals about 2000-35000 N (Tylman and Dziak 1987). In men between the ages 30 and 40 the central artery of the tendon disappears resulting in regressive changes and lowered strength.

Damages to the calcaneal tendon results mainly from the combination of mechanical micro-injuries to the bare tendon, its overload as well as the degenerative processes related to nourishment disturbances. These processes include the inflammation of Achilles tendon attachments, most often occurring as a result of overloading the triceps sural muscle (Malcewicz et al 1994).

The surgical reconstruction of torn Achilles tendon restoring the original, appropriate, functional length of the tendon-muscle unit is nowadays the method of choice (Tomaszewski et al 1996, Świerczyński 1994, Sotowski et al 2000). The success of the operation hinges on a suitable choice of the joining method, which depends on the kind of tendon damage and mechanically benign scarring. The final functioning results (i.e. post-operative functional efficiency of the limb) depend strongly on proper rehabilitation therapy (Góralczyk et al 2000, Walaszek et al 2000).

In the early seventies, prof. Łukasik developed the so-called Łukasik's tiered suture, which ensures a proper shape of the tendon stumps, does not disturb the blood flow and is sufficiently strong (Łukasik and Pietrzyk 1971). The individual fibers

rzając jednocześnie krążenia w ich obrębie, a także posiada odpowiednią wytrzymałość - tzw. szew piętrowy Łukasika (Łukasik i Pietrzyk 1971). Wiąże się poszczególne włókna, przesywając je wielokrotnie okrężnym szwem nierozpuszczalnym i tak uformowane kikutki ścięgna łączy się szwem piętrowym wzdłuż włókien ścięgna (Malcewicz i wsp. 1994).

W pracy przedstawiamy wyniki badań parametrów siłowo-wytrzymałościowych mięśni trójgłowych łydki w różnym czasie od wykonanego zabiegu szycia przerwanych ścięgien Achillesa operowanych materiałem węglowym w latach 1988-1998 (Walaszek i wsp. 2000). Stosowano metodę Łukasika w modyfikacji własnej (szywy kotwiczące pojedyncze plus pięć szwów ciągnących). Po operacji na okres czterech tygodni zastosowano gips udowy (ustawienie stopy 0° wg SFTR) (Russe i Gerhardt 1975), staw kolanowy zgjęcie 15-30°, następnie zwolniono kolano celem ćwiczenia zespołów mięśni działających na ten staw. Po 6?ciu tygodniach od operacji (średnio) wdrożono chodzenie bez unieruchomienia oraz intensywną - z dawkowanym obciążeniem - rehabilitację.

Celem niniejszego opracowania jest ocena stopnia kompensacji funkcjonalnej układu mięśni trójgłowy łydki - ścięgno Achillesa, po zerwaniu i szyciu go włóknami węglowymi. Układem odniesienia dla kończyny operowanej jest współpraca mięśnia triceps surae ze ścięgnem piętrowym w kończynie zdrowej. Poziom uzyskiwanych parametrów biomechanicznych przez osoby badane (siłowych, szybkościowych i wytrzymałościowych), charakteryzujących współpracę mięśni brzuchatych łydki ze ścięgnami piętrowymi pozwolił ocenić aktualne różnice funkcjonalne pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną, a także skuteczność metody szycia z zastosowaniem włókien węglowych.

Materiał i metoda badań

Badania parametrów biomechanicznych przeprowadzono wśród osób po przebytej operacji zerwanego ścięgna Achillesa. Uszkodzone ścięgna szyto materiałem węglowym w Szpitalu im. Stefana Żeromskiego w Krakowie.

Cecha Characteristics	$\bar{x} \pm s$	min - max	V [%]
Wiek [lata] Age [years]	41.1 $\pm$ 7.1	36 - 59	16.0
Masa [kg] Mass [kg]	78.7 $\pm$ 14.5	49 - 103	18.4
Czas od operacji [miesiące] Time after operation [months]	58.7 $\pm$ 32.3	19 - 114	55.0

TABELA 1. Charakterystyka badanej grupy
TABLE 1. Characteristics of the studied group

Badano 18 osób obojga płci w wieku od 36 do 59 lat. Czas od przebytej operacji do przeprowadzenia badania wahał się w granicach od 4 miesięcy do 9 lat. Zerwania ścięgna piętowego spowodowane były najczęściej urazem powstałym w wyniku aktywności ruchowej o wysokiej intensywności. Prowadziło to do powstania wysokiej wartości impulsu siły w krótkim czasie w powiązaniu z szybkimi zmianami charakteru pracy mięśni ("start do piłki", "wyskok do piłki", "amortyzacja przy zeskoku", "uraz mechaniczny").

Charakterystykę badanej grupy przedstawiono w TABELI 1.

are sutured many times over using circular non-dissolvable stitches. The thus formed tendon stumps are next joined using tiered sutures applied along the tendon fibers (Malcewicz et al 1994).

In this paper we present the force-strength parameters study results for triceps sural muscles at various times following the surgical Achilles tendons suturing using carbon material. The study concerns surgeries performed between 1988 and 1998 (Walaszek et al 2000). The authors' own modification of the Łukasik's method was used (anchoring single sutures plus five pulling sutures). Following the surgery, a plaster cast was applied for 4 weeks (foot set at 0° according to SFTR) (Russe and Gerhard 1975), knee joint flexion 15-30°. Next the knee was released in order to allow exercising of the affecting muscles. After 6 weeks (on the average) unhampered walking and intensive rehabilitation using dosed weights were implemented.

The objective of this paper was to assess recovery of function in the triceps sural muscle-Achilles tendon system after its tearing and subsequent suturing with carbon fibers. The performance of the sural triceps muscle and the calcaneal tendon in the healthy limb is used as the reference point. Since biomechanical parameters (force, speed, strength) characterize the cooperation of calf muscle and calcaneal tendon, their values, obtained from the studied patients, allowed the assessment of differences in functioning between the operated and non-operated limb as well as of the efficiency of suturing with carbon fibers.

Materials and methods

The biomechanical parameter studies were carried out on patients who had had surgical treatment of torn Achilles tendon. The damaged tendons were sutured using carbon material in the S. Żeromski Hospital in Kraków.

Eighteen patients of both sexes, 36-59 year of age were studied. The time elapsed between surgery and the study ranged from 4 months to 9 years. In the majority of cases the tendon tearing was caused by injuries resulting from strenuous physical activity where sudden short force impulses are

Staw Joint	Mierzony zespół mięśni Muscles studied	Pozycja pomiarowa Position	Kąt pomiędzy sąsiednimi członami Angle between body parts
goleniowo-skokowy talocrural joint	zginacze poduszki stopy plantar flexor	Siedząca, kończyna dolna wyprostowana Sitting, lower limb straight	90° tułów-udło trunk-thigh 90° podudzie-stopa lower leg- foot 0° udo-podudzie thigh-lower leg

TABELA 2. Charakterystyka pozycji pomiarowej momentów maksymalnych sił mięśniowych oraz odporności na zmęczenie mięśni triceps surae
TABLE 2. Body position for measurements of the maximum moments of force and of the resistance to fatigue for triceps sural muscles

combined with a quick change of the character of the muscle activity ("taking off after a ball", "jumping up after a ball", "amortization at landing", "mechanical injury").

TABLE 1 gives the characteristics of the studied group of patients.

The studies included the following parameters:

1. Maximum moments of muscle force of the sural triceps in static standard positions. The measurements were done in

Badania obejmowały pomiary:

1. Maksymalnych momentów sił mięśniowych mm. triceps surae w warunkach statyki z wykorzystaniem pozycji standardowych. Pomiary wykonywano w pozycji siedzącej. Ułożenia kątowne sąsiadujących części ciała przedstawiono w TABELI 2.

Wartość momentów maksymalnych sił mięśniowych obliczono posługując się zależnością:

gdzie:

$M_{\max}$ - wartość maksymalnego momentu siły mierzonej grupy mięśniowej,

$$M_{\max} = F_{\max} d$$

$F_{\max}$ - maksymalna wartość siły zarejestrowana podczas skurczu izometrycznego,

d - ramię działania siły zewnętrznej.

Na ich podstawie obliczono wartości momentów względnych z zależności:

gdzie::

M_w - wartość względnego momentu siły zespołu mięśni,

$M_{\max}$ - wartość maksymalnego momentu siły,

m - masa osoby badanej.

$$M_w = \frac{M_{\max}}{m}$$

Linie pomiarową stanowiły: tensometryczny przetwornik siły, wzmacniacz sygnału, karta analogowo-cyfrowa, komputer PC oraz pakiet oprogramowania Rejestrator Sygnałów Analogowych.

2. Szybkości rekrutacji jednostek motorycznych mm. triceps surae do pracy w próbie skurczu izometrycznego. Do realizacji pomiaru wykorzystano linię pomiarową z dynamometrem tensometrycznym stosowaną przy pomiarach momentów maksymalnych sił mięśniowych. Zwiększono jedynie częstotliwość rejestracji impulsów pomiarowych do tysiąca w ciągu sekundy.

Poprawne wykonanie próby polegało na maksymalnie szybkim osiągnięciu siły maksymalnej przez badaną grupę mięśniową.

Otrzymane przebiegi pomiarowe rozwijanej siły w funkcji czasu $F = f(t)$ posłużyły do obliczenia szeregu parametrów charakteryzujących szybki skurcz izometryczny. Do analizy wykorzystano reprezentatywny parametr maksymalnej wartości pochodnej siły w funkcji czasu - $F'_{\max}$, który określa maksymalną prędkość skurczu mięśni (Chwała 1997).

3. Odporności na zmęczenie wymienionych wyżej mięśni w próbie 20 sekundowego skurczu izometrycznego o maksymalnej intensywności. Eksperyment pomiarowy polegał na osiągnięciu siły maksymalnej przez badaną grupę mięśniową, a następnie jej utrzymaniu przez dwadzieścia sekund (Chwała 1997). Warunkiem rzetelności przeprowadzenia eksperymentu było osiągnięcie na wstępie poziomu siły maksymalnej. Badany nie miał możliwości obserwowania na ekranie komputera przebiegu zmian siły w trakcie trwania próby. Wykluczyło to możliwość zwiększania motywacji do wysiłku pod wpływem bodźców wzrokowych.

Otrzymane wykresy zmian siły względem czasu posłużyły do obliczenia wielkości współczynnika spadku siły w czasie próby z zależności (Ruchlewicz i wsp 1998):

$$\operatorname{tg} F = \left| \frac{F_{\min} - F_{\max}}{t} \right|$$

gdzie:

$\operatorname{tg} F$ - tangens nachylenia aproksymowanej funkcji $F(t)$ do osi czasu,

$F_{\min}$ - wartość siły na końcu próby (po 20 sekundach),

the sitting position. The angular placement of adjacent parts of the body is shown in TABLE 2.

Maximum moments of muscle force were calculated according to the formula:

where:

$M_{\max}$ - value of the maximum moment of force for the studied

$$M_{\max} = F_{\max} d$$

group of muscles

$F_{\max}$ - the maximum value of force recorded during isometric contraction

d - arm of the external force

Relative moments of force were calculated from the following relation:

where:

M_w - value of the relative moment of force for the studied group

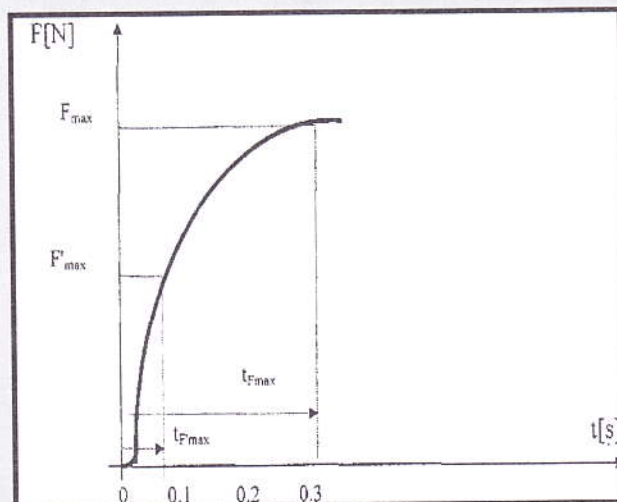
$$M_w = \frac{M_{\max}}{m}$$

of muscles

$M_{\max}$ - the maximum moment of force

m - mass of the studied patient.

The test stand consisted of: tensometric force converter, signal amplifier, analog-to-digital card, PC computer and the Analog Signals Recorder software package.



RYS. 1. Zależność zmian siły względem czasu $f = F(t)$ w szybkim skurczu izometrycznym ($F'_{\max}$ - maksymalna prędkość skurczu mięśni, $t_{F'_{\max}}$ - czas wystąpienia maksymalnej prędkości skurczu mięśni, $F_{\max}$ - maksymalna wartość siły w skurczu izometrycznym, $t_{F_{\max}}$ - czas uzyskania siły maksymalnej)

FIG. 1. Time function of force $f = F(t)$ during a fast isometric contraction ($F'_{\max}$ - the maximal speed of muscle contraction, $t_{F'_{\max}}$ - time at which the maximal muscle contraction speed occurs, $F_{\max}$ - the maximal value of force during the isometric contraction, $t_{F_{\max}}$ - time taken to reach the maximal force)

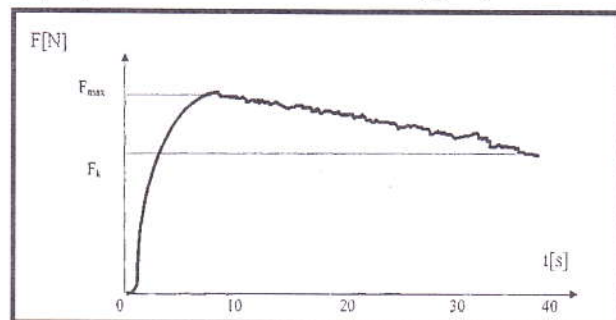
2. The speed with which the motor units of sural triceps muscle engage to work under isometric contraction test conditions. The measurements were performed using the test stand equipped with a tensometric dynamometer used in the measurements of maximum moments. Only the frequency of impulse recording was increased to one thousand per second.

The correct test procedure consisted in the studied muscles achieving the maximum force as fast as possible.

F_{max} - maksymalna wartość siły na początku próby,
 t - czas próby w zakresie liniowych zmian siły w funkcji czasu.

Wykonane badania pozwoliły na obliczenie szeregu parametrów charakteryzujących współpracę mięśni triceps surae ze ścięgnami Achillesa w obu kończynach dolnych, w zakresie ich statycznej pracy.

Poziom uzyskiwanych przez osoby badane parametrów pozwolił ocenić aktualne różnice funkcjonalne pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną, a także skuteczność metody szycia z zastosowaniem włókien węglowych.



RYŚ. 2. Zależność spadku siły względem czasu $f=F(t)$ w próbie odporności na zmęczenie mięśnia brzuchatego łydki (F_{max} - maksymalna wartość siły mięśniowej na początku próby, F_k - najmniejsza wartość siły mięśniowej w zakresie jej liniowego spadku)

FIG. 2. The decrease of force as a function of time in the endurance test, performed on the gastrocnemius muscle (F_{max} - maximum value of muscle force at the start of the test, F_k - minimal value of muscle force within its linear decrease)

Otrzymane wyniki poddano następnie analizie statystycznej. Dla badanych parametrów obliczono średnie arytmetyczne, odchylenia standardowe, współczynniki zmienności oraz wartości maksymalne i minimalne w grupie. Na ich podstawie obliczono korelacje rang Spearmana oraz liniową Pearsona, celem określenia siły związku pomiędzy badanymi parametrami w obu kończynach oraz pomiędzy wartościami parametrów a czasem którym upłynął od operacji, deklarowaną aktywnością ruchową po operacji i wiekiem osób badanych. Dla porównania średnich wartości parametrów dla obu kończyn posłużono się testem t Studenta dla cech zależnych (Ryłko 1989).

Wyniki i dyskusja

W TABELI 3 przedstawiono wartości momentów maksymalnych i względnych sił mięśniowych zginaczy podszwowych stopy dla kończyn operowanych i nieoperowanych (O_Mmax , O_Mw , N_Mmax , N_Mw) oraz bezwzględne i względne różnice pomiędzy kończynami dla tych parametrów ($N-O_Mmax$, $N-O_Mw$, $N-O_%$). Dodatkowo zawarto informacje o płci (1- mężczyźni, 2 - kobiety) wieku, deklarowanej aktywności ruchowej po zabiegu (1- aktywny ruchowo, 2- nieaktywny ruchowo) i czasie, który upłynął od operacji (w miesiącach).

Na podstawie wyników obliczonych parametrów największe różnice bezwzględne dla $Mmax$, Mw oraz względne zaobserwowano dla przypadku nr 9, gdzie czas od operacji był najkrótszy (4 miesiące). Najmniejsze różnice pomiędzy badanymi kończynami (poniżej 10%) stwierdzono dla osób oznaczonych 4-6, 8, 12, 14, 15 i 18, dla których czas od operacji zawierał się w przedziale od 24-97 miesięcy. W przypadku niektórych osób pomimo długiego czasu, który upłynął od operacji utrzymują się znaczące różnice w zakresie możliwości siłowych (2 i 16), lecz są to osoby naj-

The dependence of force on time $F=f(t)$ obtained from the tests was used in calculating the numerous parameters characteristic of rapid isometric contraction. Maximum value of the time derivative F'_{max} , equivalent to maximum speed of the muscle contraction was singled out for analysis because of it being a representative parameter (Chwała 1997).

3. Fatigue resistance of the above muscles in the test of 20 sec isometric contraction at maximum intensity. The test consisted in the studied muscles reaching the maximum force and holding it for 20 seconds. (Chwała 1997). Reaching maximum force at the start of this experiment was crucial to its reliability. The patient could not see the computer monitor showing the force changes during the test. This excluded the possibility of enhanced effort due to visual stimuli.

The change of force with time, obtained in the experiment was used to calculate the coefficient of force decrease during the test. The following relation was used (Ruchlewicz et al 1998):

$$tgF = \left| \frac{F_{min} - F_{max}}{t} \right|$$

where:

tgF - tangent of the inclination angle of the approximated function $F(t)$ relative to the time axis

F_{min} - value of force at the conclusion of the test (after 20 sec)

F_{max} - maximum value of force at the start of the test

t - duration of the test within the linear range of force variations versus time

The studies allowed the calculation of numerous parameters characteristic of the cooperation between sural triceps muscles and the Achilles tendon in both lower limbs, in the range of their static work.

The value of the parameters achieved by the patients permitted the assessment of the actual functional differences between the operated and non-operated limb. The efficiency of suturing with carbon fibers was also evaluated.

Statistical analysis was then applied to the results. Standard deviations, the arithmetic mean, coefficients of variation as well as maximum and minimum values in the group were calculated. The Spearman correlation of the ranks as well as the Pearson linear correlation were calculated in order to determine the strength of the relationship between the studied parameters in both limbs as well as between the parameter values and time after surgery, declared post-operative physical activity and also the patients' age. To compare the average parameter values the Student test for dependent features was used (Ryłko 1989).

Results and discussion

TABLE 3 shows the values of the following parameters: maximum and relative moments of muscular forces for the plantar flexor in both operated and non-operated limbs (O_Mmax , O_Mw , N_Mmax , N_Mw) as well as their relative differences ($N-O_Mmax$, $N-O_Mw$, $N-O_%$). In addition, information on gender (1- men, 2- women), age, declared post-operative physical activity (1-physically active, 2- physically inactive) and time (in months) elapsed after surgery is also provided.

The biggest absolute and relative differences for $Mmax$, Mw were found in case 9, where time elapsed after surgery was the shortest (4 months). The smallest differences between the limbs (below 10%) were detected in patients 4-6, 8, 12, 14, 15 and 18. In their case the time after operation ranged between 24 - 97 months. In some cases (2 and 16), in spite of the long time elapsed after surgery, there per-

bardziej zaawansowane wiekowo.

W TABELI 4 zaprezentowano względne różnice maksymalnej prędkości skurczu mięśni triceps surae dla obu badanych kończyn.

Wartości maksymalnej prędkości skurczu (F'_{max}) u dorosłych, zdrowych osób wynoszą ok. 4000 N/s u kobiet i 6000 N/s u mężczyzn.

Jeżeli chodzi o wyniki prędkości skurczu osiągane przez badane osoby, to w większości obserwowanych przypadków różnica względna przemawia na korzyść kończyn nieoperowanych (aż 10 przypadków w przedziale wartości od 11,2-97,6%). Największą, prawie dwukrotną różnicę zaobserwowano w przypadkach 3 i 8. Dotyczą one osób które deklarowały małą aktywność ruchową lub były zaawansowane wiekowo. Tylko w 4 przypadkach zaobserwowano nieznaczne różnice na korzyść kończyn operowanych, lecz różnice względne nie są tu wysokie.

Przytoczone wyżej wyniki wskazują na najniższy stopień kompensacji w zakresie zdolności do wykonywania szybkich ruchów przez mięśnie kończyny operowanej u tych osób. Świadczyć to może o znacznych zmianach sprężystości struktury ścięgna w obrębie blizny operacyjnej, czego następstwem jest mała prędkość aktywacji jednostek motorycznych mięśnia (Chwała i wsp. 2000).

Analizując wyniki zawarte w TABELI 4 należy również zwrócić uwagę na znaczne zróżnicowanie osiąganych wyników przez poszczególne osoby. Wyraźnie słabsze wyniki (poniżej 3000N/s) na tle całej grupy osiągają osoby: 1 (w obrębie obu kończyn), 3 i 12 (kończyna operowana). W przypadkach 3 i 12 osoby deklarowały niską aktywność ruchową. W przypadku 1 deklarowana wysoka aktywność ruchowa jest wątpliwa (zdecydowanie niższe wartości parametru niż notowane u innych osób w tej samej grupie wiekowej).

Generalnie niższe wartości parametru (wolniejsza rekrutacja mięśni do pracy) posiadają osoby mało aktywne ruchowo.

W TABELI 5 zawarto wyniki próby odporności kończyn na zmęczenie w submaksymalnej izometrycznej pracy mięśni.

Z danych zawartych w TABELI 5 wynika, że uzyskane wartości współczynnika spadku siły są znacznie zróżnicowane w badanej grupie (od 1,66 N/s do 35,26 N/s). Ujemna wartość różnic procentowych świadczy o większej odporności na zmęczenie w zakresie anaerobowej pracy mięśni kończyn nieoperowanych. Największe różnice procentowe w odporności na zmęczenie badanych zespołów mięśni zaobserwowano w przypadkach 3, 9, 11 (osoby o mniejszej odporności na zmęczenie mięśni kończyny operowanej) oraz 16 i 17 (bardziej wytrzymała kończyna operowana). Na plan pierwszy wysuwa się jednak przypadek 9, gdzie kończyna nieoperowana jest ponad czterokrotnie bardziej odporna na zmęczenie, niż kończyna operowana. Dotyczy to osoby starszej (50 lat), mało aktywnej ruchowo i w krótkim czasie od operacji (4 miesiące). Z punktu widzenia funkcji badanych mięśni istotny jest przede wszystkim poziom wskaźnika spadku siły. Należy zauważyć, że u zdrowych dorosłych osobników nie uprawiających wyczerpującego sportu, wartości tych współczynników wahają się w granicach kilku N/s i rzadko znacznie przekraczają wartość 10 N/s (Chwała 1997). Dlatego w analizie kazuistycznej należy zwrócić uwagę na te przypadki, które wykraczają poza tę normę. W analizowanej grupie należą do nich: 4, 14, 17 (obie kończyny szybko się męczą podczas skurczu), 3, 6, 11 (mniej odporna na zmęczenie kończyna operowana), 1, 16, 17 (obserwujemy tu mniejszą odporność na zmęczenie kończyny nieoperowanej). W powyższych przypadkach zanotowano również stosunkowo wysoki poziom M_{max} , lub największą dysproporcję wyników M_{max} w obu kończynach (różnice powyżej 20%). Prawdopodobnie koń-

sist considerable differences in the feasibility of strength-requiring efforts but it concerns patients most advanced in age.

The relative differences of maximum sural triceps muscle contraction speed for both limbs are shown in TABLE 4.

In adult healthy people the maximum contraction speed (F'_{max}) equals about 4000 N/s in women and 6000N/s in men.

As far as the contraction speeds achieved by the persons studied are concerned, the relative difference in most cases points in favor of the non-operated limbs (10 cases in the relative difference range of 11.2% - 97.6%). The highest difference, almost double, was found in cases 3 and 8. They concern older patients and those who declared low physical activity. Only in four cases a slightly better performance of the operated limb was noted, but the relative differences were not significant.

The above results indicate that the muscle's ability to perform fast movements in the operated limb is restored in the smallest degree. This may suggest that there are considerable changes to tendon elasticity in the scar area as a result of which the activation speed of muscle motor units is low (Chwała et al 2000).

From the inspection of TABLE 4 it is also apparent that there are large differences between the results obtained from individual patients. Significantly worse results, (below 3000N/s) compared to the rest of the group are seen in the following patients: 1 (both limbs), 3 and 12 (the operated limb). In cases 3 and 12 the patients declared low physical activity. A high level of physical activity declared by patient 1 seems dubious (considerably lower parameter value compared to the other patients in the same age group).

Generally lower parameter values (slower muscle engagement to work) are found in patients who are not very active physically.

TABLE 5 shows the results of the limb fatigue resistance test, performed under the conditions of sub-maximum isometric muscle work.

From the data in TABLE 5 it is apparent that the achieved values of the coefficient of force decrease are noticeably differentiated in the studied group (from 1.66 N/s to 35.26 N/s). Negative percentage difference value indicates higher fatigue resistance during anaerobic muscle-work in the non-operated limb. The greatest percentage differences of the muscles fatigue resistance were recorded in the following cases: 3, 9, 11 (lower resistance to fatigue for the operated limb) and 16, 17 (operated limb appears more resistant). Case 9 is, however, the most conspicuous. Here, the non-operated limb is almost four times as resistant as the operated one. This is the case of an older patient (50 years) with low level of physical activity and short time after surgery (4 months). From the point of view of the functions performed by the studied muscles, the value of the coefficient of force decrease is the most essential characteristic. It should be noted that in healthy adults who do not play sport professionally, these coefficients are within the range of several N/s and seldom exceed 10 N/s (Chwała 1997). In the casuistic analysis the cases exceeding this norm should be inspected more closely. In the present study they are: 4, 14, 17 (both limbs tire quickly during contractions), 3, 6, 11 (the operated limb is less resistant to fatigue) and 1, 16, 17 (here the non-operated limb is less resistant to fatigue). In the above cases a relatively high value of M_{max} or the biggest disproportionality in M_{max} values between the limbs (differences above 20%) was also noted. It seems probable that, since the non-operated limbs bear greater loads, they reach higher values of M_{max} and hence use up the energy substrates, present in the muscles, more rapidly which results in lower resistance to fatigue. Lower M_{max} values permit the maintaining of maximum force for longer periods of time, which means reaching

No	Płeć Sex	Wiek Age [lata years]	A	t	O _{M_{max}}	N _{M_{max}}	O _{M_w}	N _{M_w}	N-O
				[miesiąc months]	[Nm]	[Nm]	[Nm/kg]	[Nm/kg]	[%]
1	2	39	1	55	96,1	115,7	1,55	1,87	17,0
2	1	54	1	114	79,6	106,2	0,81	1,08	25,1
3	2	36	2	61	89,5	112,3	1,19	1,50	20,3
4	2	41	1	83	81,1	85,8	1,45	1,53	5,5
5	1	42	1	35	173,4	184,6	2,12	2,25	6,1
6	1	41	1	78	138,9	146,6	1,96	2,06	5,2
7	1	40	1	90	151,4	171,8	1,47	1,67	11,9
8	1	59	1	59	106,8	112,2	1,30	1,37	4,8
9	2	50	2	4	64,6	116,4	0,92	1,66	44,5
10	1	39	1	104	135,0	151,8	1,48	1,67	11,1
11	1	43	1	19	100,6	117,2	1,40	1,63	14,2
12	2	49	2	97	64,4	64,2	1,31	1,31	-0,2
13	2	38	1	22	88,0	104,1	1,16	1,37	15,4
14	1	36	2	22	122,7	133,6	1,39	1,52	8,2
15	1	52	1	40	117,4	120,0	1,22	1,25	2,2
16	1	53	1	75	106,8	141,9	1,35	1,80	24,7
17	1	36	1	20	122,0	169,0	1,34	1,86	27,8
18	1	46	1	24	116,0	124,8	1,55	1,66	7,1

N-O [%]: względne różnice pomiędzy kończyną nieoperowaną i operowaną,
relative differences between the operated and non-operated limb
Płeć / sex: 1 – mężczyźni / men, 2 – kobiety / women,
A: 1 - aktywny ruchowo / physically active, 2 - nieaktywny ruchowo /
physically inactive,
t - czas w miesiącach jaki upłynął od operacji / time in months elapsed after
surgery

TABELA 3. Wartości momentów maksymalnych i względnych zginaczy podszwowych stopy kończyn operowanej i nieoperowanej
TABLE 3. Maximum and relative moments for plantar flexors in the operated and non-operated limb

czynny nieoperowane, ze względu na przenoszenie większego obciążenia osiągają wyższe wartości Mmax, stąd też szybciej wykorzystują substraty energetyczne zawarte w mięśniach, co pociąga za sobą mniejszą odporność na zmęczenie. Niższy poziom Mmax pozwala w dłuższym czasie utrzymywać maksymalny poziom siły, a tym samym uzyskać korzystniejszą wartość współczynnika spadku siły (Ruchlewicz i wsp. 1998).

W dalszym etapie przeprowadzono standardową analizę statystyczną w celu znalezienia charakterystycznych tendencji w badanej grupie. Do obliczeń statystycznych wykorzystano próbę 17 osób. Przypadek 9 został usunięty z analizy ze względu na zdecydowanie krótszy czas jaki upłynął od zabiegu operacyjnego (4 miesiące) w porównaniu z pozostałymi osobami (średnia wartość 58,7 miesiąca). Podyktowane to zostało koniecznością uniknięcia sztucznego wpływu tego przypadku na rzeczywisty obraz siły związków badanych parametrów w grupie.

TABELA 6 przedstawia wartości średnie w badanej grupie, poziom istotności różnic, względne różnice procentowe, procentowy współczynnik zmienności dla kończyn nieoperowanych i operowanych.

Średnia M_{max} kończyn nieoperowanych jest większa o 18 Nm od średniej kończyn operowanych, co stanowi 16,6%. Różnica pomiędzy średnimi Mmax jest istotna statystycznie (p = 0,000).

Podobna sytuacja występuje w przypadku wartości momentów względnych, gdzie różnica na korzyść kończyn nieoperowanych wynosi 0,22 Nm/kg (15,8%); różnica ta jest również istotna statystycznie na poziomie p = 0,000.

Lp	Płeć No Sex	Wiek Age [lata years]	A	t	O _{F_m}	N _{F_m}	N-O _{F_m}
				[mies. Months]	[N/s]	[N/s]	[%]
1	2	39	1	55	2169	1928	-11,1
2	1	54	1	114	6318	6361	0,7
3	2	36	2	61	2400	4742	97,6
4	2	41	1	83	5143	5518	7,3
5	1	42	1	35	8293	8005	-3,5
6	1	41	1	78	3354	3730	11,2
7	1	40	1	90	6033	7001	16,0
8	1	59	1	59	3633	6936	90,9
9	2	50	2	4	3501	5748	64,2
10	1	39	1	104	7551	6770	-10,3
11	1	43	1	19	3874	5190	34,0
12	2	49	2	97	2376	3065	29,0
13	2	38	1	22	7166	5337	-25,5
14	1	36	2	22	5866	7230	23,3
15	1	52	1	40	7696	8024	4,3
16	1	53	1	75	3595	3017	-16,1
17	1	36	1	20	6162	8781	42,5
18	1	46	1	24	5335	6174	15,7

TABELA 4. Wartości parametrów oceniających szybkość skurczu mięśnia triceps surae w kończynie operowanej i nieoperowanej
TABLE 4. Values of parameters characterizing the contraction speed of the sural triceps muscle in the operated and non-operated limb.

Lp	Płeć No Sex	Wiek Age [lata years]	A	t	O _{tgF}	N _{tgF}	N-O
				[miesiące months]	[N/s]	[N/s]	[%]
1	2	39	1	55	11,21	18,95	40,8
2	1	54	1	114	9,00	7,37	-22,1
3	2	36	2	61	20,07	11,07	-81,3
4	2	41	1	83	15,46	18,76	17,6
5	1	42	1	35	3,37	4,43	23,9
6	1	41	1	78	15,16	11,51	-31,7
7	1	40	1	90	6,65	8,10	17,9
8	1	59	1	59	5,69	9,31	38,9
9	2	50	2	4	8,86	1,66	-433,7
10	1	39	1	104	6,61	6,09	-8,5
11	1	43	1	19	22,00	12,50	-76,0
12	2	49	2	97	10,28	9,54	-7,8
13	2	38	1	22	11,66	9,53	-22,4
14	1	36	2	22	16,17	17,39	7,0
15	1	52	1	40	13,64	11,17	-22,1
16	1	53	1	75	8,55	17,70	51,7
17	1	36	1	20	15,29	35,26	56,6
18	1	46	1	24	9,48	12,02	21,1

TABELA 5. Wartości współczynnika spadku siły mięśniowej w próbie 20 sekundowego skurczu izometrycznego
TABLE 5. Coefficient of the muscle force decrease in the 20 sec. isometric contraction test

Parametr Parameter	N	Kończyna Limb	$\bar{x} \pm s$	Istotność różnic Significance of differences	Różnica względna Relative difference [%]	V
M_{max} [Nm]	17	N O	126.6 ± 30.5 108.6 ± 29.4	18.0 $p=0.000$	16.6	27.1 24.1
M_w [Nm/kg]	17	N O	1.61 ± 0.29 1.39 ± 0.31	0.22 $p=0.000$	15.8	18.0 22.3
TgF [Ns]	17	N O	12.4 ± 7.5 11.6 ± 5.0	0.8 $p=0.659$	6.9	60.5 43.1
F _{max} [Ns]	17	N O	5854 ± 1928 4924 ± 1900	3.37 $p=0.0036$	15.9	35.0 38.0

Kończyna / limb: N – nieoperowana / non-operated; O – operowana / operated

TABELA 6. Średnie wartości parametrów biomechanicznych badanych kończyn

TABLE 6. Mean values of biomechanical parameters of the studied limbs

Cecha Characteristics	Kończyna Limb	M_{max} [Nm]	M_w [Nm]	F _m	tgF [Ns]
Wiek [lata] Age [years]	O	-0.30	-0.36	-0.02	-0.47
	N	-0.31	-0.31	-0.17	-0.31
Czas od operacji Time after surgery [miesiące / months]	O	-0.02	-0.01	-0.01	-0.31
	N	-0.15	-0.14	-0.31	-0.20
Aktywność Activity	O	-0.44*	-0.33*	-0.41*	0.26
	N	-0.36*	-0.30*	-0.18	-0.15

* $p < 0.10$; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

TABELA 7. Korelacja między wybranymi cechami a parametrami biomechanicznymi badanych kończyn

TABLE 7. Correlation between selected characteristics and biomechanical parameters of the studied limbs

Podobne istotne statystycznie różnice $p = 0,0036$, zanotowano dla zmiennej charakteryzującej maksymalną prędkość skurczu obu badanych kończyn. Różnica względna wynosi tu ok. 16%.

W przeciwieństwie do poprzednio analizowanych parametrów średnie wartości współczynnika spadku siły w obu kończynach są do siebie zbliżone i nieistotne statystycznie. Rozproszenie pomiarów w grupie kończyn nieoperowanych jest wysokie i wynosi 60.5%. Z tego względu istotniejsze znaczenie dla analizy posiada omówienie różnic występujących w poszczególnych przypadkach przedstawione w TABELI 5.

O_M_{max} N_M_{max}	O_M_w N_M_w	O_tgF N_tgF	O_F_m N_F_m
0.88 ***	0.76 ***	0.64 **	0.72 ***

* $p < 0.10$; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Kończyna / limb: O – operowana / operated;
N – nieoperowana / non operated

TABELA 8. Korelacja między wybranymi wynikami kończyn operowanej i nieoperowanej

TABLE 8. Correlation between the selected results obtained for the operated and non-operated limb

Ostatnim etapem analizy statystycznej podjętym w tej pracy była próba znalezienia związków wybranych cech (wiek, czas od operacji, aktywność ruchowa) z parametrami biomechanicznymi oraz określenie podobieństwa badanych kończyn pod kątem obliczonych parametrów (TABELA 7 i 8).

Spśród danych zawartych w TABELI 7 na uwagę zasługują jedynie słabe związki aktywności ruchowej po zabiegu operacyjnym badanych osób (intensywna rehabilitacja i aktywna rekreacja ruchowa) z wartościami rozwijanych M_{max} ; deklarowanej aktywności ruchowej z prędkością skurczu koń-

better values of the force decrease coefficient (Ruchlewicz et al 1998).

Standard statistical analysis was used to find characteristic trends in the studied group. A group of 17 patients was used in the analysis. Case 9 was excluded from the study because of a distinctly shorter time (4 months) elapsed after surgery as compared to other patients (the average of 58.7 months). This exclusion was necessary in order to avoid biasing the real strength of parameter correlation.

TABLE 6 shows mean values in the studied group, the level of significance of differences, relative differences and the percentage coefficient of variation for the operated and non-operated limbs.

The mean M_{max} value for the non-operated limbs is greater than that of the operated ones by 18 Nm, which is 16.6%. The difference between mean values is statistically significant ($p=0.000$).

Similar is true for relative moments. The value for the non-operated limbs is higher by 0.22 Nm/kg (15.8%) and this difference is also statistically significant at the level of $p=0.000$.

Similar statistically significant differences $p=0.0036$ were found for the variable which characterizes the maximal contraction speed for both limbs. Relative difference here is equal to about 16%.

Contrary to the above-mentioned parameters, the mean values of the coefficient of force decrease in both limbs are similar and statistically insignificant. The scattering of measurements in the non-operated limb group is high and equals 60.5%. Discussion of the differences found in particular cases and shown in TABLE 5 is therefore more vital to the analysis.

The final stage of statistical analysis performed in this study was an attempt to find the correlation between selected characteristics (age, time after surgery, physical activity) and biomechanical parameters as well as the comparison of the studied limbs from the point of view of the calculated parameters (TABLES 7 and 8).

Among the data from Table 7 attention should be given only to: weak correlation between the post-operative physical activity (intensive rehabilitation therapy, active physical recreation) and the values of M_{max} ; declared physical activity and contraction speed of the operated limb, the patients' age and resistance to fatigue in the isometric contraction test. The significance level of the Spearman rank correlation is however rather low, except for the last case ($p < 0.05$). Therefore one should not jump to conclusions that significant correlations exist between biomechanical parameter values and the declared quality characteristics.

Conclusions

1. The results of this study indicate the presence of statistically significant differences between the mean values of the studied parameters in muscles of both operated as well as non-operated limbs.
2. The statistically significant differences were noted in the case of variables characterizing the level of force potential and the contraction speed in the studied muscle groups. Differences in the fatigue resistance of both limbs turned out to be insignificant.
3. As far as the force potential is concerned, the differences between limbs, non-operated and operated on using carbon materials, were found to be decreasing with the passage of time following surgery.
4. The greatest disproportions were found for the maximum muscle contraction speed, which could indicate the decrease in tendon elasticity in the area of the joining. Similar observations were made in the bioelectrical activity analysis of the studied muscle groups as reported in the previous paper (Chwała et. al. 2000)

czynny operowanej oraz wieku osób badanych z odpornością na zmęczenie w próbie skurczu izometrycznego. Poziom istotności korelacji rang Spearmana jest jednak dość niski, za wyjątkiem ostatniego przypadku ($p < 0,05$). Dlatego nie należy wyciągać wniosków o występowaniu istotnych związków pomiędzy wartościami parametrów biomechanicznych a deklarowanymi cechami jakościowymi.

Z analizy wartości współczynników korelacji Pearsona pomiędzy odpowiednimi parametrami kończyn operowanych i nieoperowanych TABELA 8 wyłania się zgoła odmienny obraz, niż w przypadku korelacji rang Spearmana. Wszystkie współczynniki korelacji są statystycznie istotne, a siła związku zmienia się od korelacji umiarkowanej $r = 0,64$ (tgF) do wysokiej $r = 0,88$ dla zmiennej Mmax, wskazując na istotne podobieństwo obu kończyn.

Wnioski

1. Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na występowanie istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami badanych parametrów w mięśniach kończyn operowanych i nieoperowanych.
2. Istotne statystycznie różnice odnotowano w przypadku zmiennych charakteryzujących poziom możliwości siłowych i prędkości skurczu badanych zespołów mięśni, nieistotne natomiast okazały się różnice w odporności na zmęczenie obu kończyn.
3. W zakresie możliwości siłowych w miarę upływu czasu od operacji stwierdzono wyrównywanie różnic pomiędzy kończynami nieoperowanymi a operowanymi materiałem węglowym.
4. Największe dysproporcje wśród analizowanych parametrów dotyczyły maksymalnej prędkości skurczu mięśni, co może być przejawem zmniejszenia się sprężystości ścięgna w strefie zespolenia. Podobnych spostrzeżeń dokonano w przypadku analizy aktywności bielektrycznej badanych zespołów mięśni, przedstawionych w poprzedniej pracy (Chwała i wsp. 2000).
5. W zakresie pomiaru odporności na zmęczenie badanych zespołów mięśni obserwujemy znacznie niższe wartości tego parametru, niż u osób zdrowych.

5. Fatigue resistance of the studied muscle groups was found to be considerably lower than that of healthy people.

Piśmiennictwo

References

- [1] Bober T., Hay J.G.: Topografia siły mięśni kończyn człowieka. Wychowanie Fizyczne i Sport, 3, 1990.
- [2] Chwała W.: Badania nad strukturą energetycznych zdolności motorycznych i trafność ich testowania. Praca doktorska, AWF Kraków 1997.
- [3] Chwała W., Staszaków E., Walaszek R.: Analiza aktywności bioelektrycznej mięśni trójgłowych łydki po rekonstrukcji włóknami węglowymi zerwanego ścięgna Achillesa. Inżynieria Biomateriałów, nr 11, 2000, s. 18-23.
- [4] Doński D.D.: Biomechanika ćwiczeń fizycznych. Sport i Turystyka, Warszawa, 1963.
- [5] Dziak A.: Zamknięte uszkodzenia tkanek miękkich narządu ruchu. PZWL, Warszawa 1985.
- [6] Garlicki J., Kuś W.M.: Traumatologia Sportowa. Wyd. I. PZWL, Warszawa 1978.
- [7] Garlicki M.: Chirurgia urazowa. Wyd. I, PZWL, Warszawa 1987.
- [8] Góralczyk B., Kiwerska-Jagodzińska K., Mikula W.: Diagnostyka i leczenie uszkodzeń ścięgna Achillesa. Medycyna Sportowa, Nr 103, 2000.
- [9] Kurek J., Tomaszewski W., Deszczyński J.: Zastosowanie tkanekowych klejów fibrynowych w operacyjnym leczeniu podskórnego zerwania ścięgna Achillesa. Medycyna Sportowa, Nr. 35; 1994, s. 9-10.
- [10] Łukasik S., Pietrzyk A.: Urazowe uszkodzenia ścięgna Achillesa - zmiany histologiczne i wyniki leczenia operacyjnego metodą własną. Ch.N.R.iO.P., t. 36; 1971, s. 153-15.
- [11] Malcewicz M., Malcewicz S., Stępień G.: Leczenie operacyjne metodą Łukasika rozerwań podskórnych ścięgien Achillesa powstałych w związku z uprawianiem sportu. Medycyna Sportowa, Nr 32; 1994, s. 6-7.
- [12] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. PWN, Warszawa, 1971.
- [13] Ruchlewicz T., Staszewicz R., Chwała W., Nosiadek L.: Spadek siły i wytrzymałość w warunkach skurczu izometrycznego. Biology of Sport, Volume 15, 1998.
- [14] Russe O.A., Gerhardt J.J.: International SFTR method of measuring and recording motion. Bern, Stuttgart, Wien, H. Hubert Publishers, 1975.
- [15] Rytko A.: Metody analizy statystycznej. Wydawnictwo Skryptowe AWF Kraków, Nr. 104, 1989.
- [16] Sotowski R., Porębski P., Gałaszewski M., Fleming J., Król M.: Uszkodzenia ścięgna piętowego w wyniku rekreacyjnego uprawiania sportu. Medycyna Sportowa, Nr 102, 2000.
- [17] Szopa J., Chwała W., Ruchlewicz T.: Identification structure and validity of testing of motor abilities, Journal of Human Kinetics, Kraków 1999.
- [18] Świerczyński R.: Uszkodzenia ścięgna piętowego u sportowców. Medycyna Sportowa, Nr. 40; 1994, s. 2-4.
- [19] Tomaszewski W., Kurek J., Deszczyński J.: Kleje fibrynowe w operacyjnym leczeniu zerwanego ścięgna Achillesa - doświadczenia własne. Medycyna Sportowa, 1996.
- [20] Tylman D., Dziak A.: Traumatologia Narządu Ruchu. T.2, cz.2, wyd. I, PZWL, Warszawa 1987.
- [21] Walaszek R., Staszaków E., Chwała W.: Rekonstrukcja włóknami węglowymi zerwanego ścięgna Achillesa. Mechanika w Medycynie. Zbiór Prac V Seminarium Naukowego, s. 242-246, Rzeszów 2000.

Wskazówki dla autorów

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

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

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

Rozmiar artykułu:

- przeglądowego i pracy oryginalnej - do 10 stron standardowego maszynopisu,
 - komunikatu - do 5 stron,
 - noty technicznej - do 3 stron
- Obowiązuje układ jednostek SI.
Rysunki, tabele i równania powinny być kolejno ponumerowane.

Struktura artykułu:

- streszczenie (do 200 słów),
 - słowa kluczowe (3-10 słów),
 - wprowadzenie,
 - materiał i metodyka,
 - wyniki,
 - dyskusja,
 - wnioski,
 - piśmiennictwo (wg systemu Harvard).
- Odnosniki literaturowe w tekście należy podawać jako kolejne liczby arabskie w nawiasach kwadratowych.

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

Nie przewiduje się wypłacania honorariów autorskich.

Prace należy nadsyłać na adres:

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

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 prenumeratę.

Konto

Polskie Stowarzyszenie Biomateriałów
30-059 Kraków, al. Mickiewicza 30/A-3
Bank Śląski S.A. O/Kraków,
nr rachunku 10501445-1200856001

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

Opłata

roczna - 48,- zł

Instructions to authors

Contributions in English language version should be submitted to:

Editorial Office

"Engineering of Biomaterials"

University of Mining and Metallurgy,

Special Ceramics Department,

Al. Mickiewicza 30/A-3, 30-059 Kraków, Poland

fax. (48-12) 633-46-30, tel. (48-12) 617-24-62,

e-mail: apowroz@uci.agh.edu.pl

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

Advised paper length is:

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

SI units should be used in the text.

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

Layout of the paper should be the following:

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

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

The journal makes no page charges.

Subscription terms

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

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

Earlier issues will be supplied if available.

Subscription rates:

12 months - 48,0 zł

6 months - 24,0 zł

Payment should be made to:

Polish Society for Biomaterials,

Al. Mickiewicza 30/A-3,

30-059 Kraków, Poland

Bank Śląski S.A. O/Kraków,

account no. 10501445-1200856001

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

PROBLEMATYKA TWORZYW METALOWYCH STOSOWANYCH NA IMPLANTY W KARDIOLOGII ZABIEGOWEJ

Zbigniew Paszenda

Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych

Politechnika Śląska, Gliwice

Streszczenie

Prezentowana praca dotyczy problematyki biomateriałów metalowych przeznaczonych na implanty stosowane w leczeniu choroby niedokrwiennej serca. W pracy przedstawiono własności, którymi powinny charakteryzować się stenty wieńcowe oraz klasyfikację uwzględniającą technikę ich rozprężania, technologię wykonania oraz rodzaje stosowanych kształtów. Ponadto omówiono kryteria oceny jakości stali Cr-Ni-Mo stosowanej jako biomateriał w kardiologii zabiegowej.

Słowa kluczowe: biomateriały metalowe, stale Cr-Ni-Mo, stenty wieńcowe, kardiologia zabiegowa

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 3-9]

ISSUES OF METAL MATERIALS USED FOR IMPLANTS IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY

Zbigniew Paszenda

Institute of Engineering Materials and Biomaterials

Silesian University of Technology, Gliwice

Abstract

The presented work is connected with issues of metal biomaterials designed for implants used in treatment of the ischaemic heart disease. There are presented the properties that should characterize coronary stents and classification taking into account their method of deployment, manufacturing technology, and types of the shapes used. Moreover, criteria are discussed of evaluation of the Cr-Ni-Mo steel used as a material in the interventional cardiology.

Keywords: metal biomaterials, Cr-Ni-Mo steels, coronary stents, interventional cardiology

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 3-9]

BIOMORFOZA BLIZNY PO IMPLANTACJI NICI WĘGLOWEJ

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław

Błażewicz***, Zbigniew Szczurek*

* Katedra i Zakład Patomorfologii Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

** Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze

*** Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków

Streszczenie

Celem pracy była ocena powstawania blizny w tkankach podśluzówkowych po implantacji nici węglowej. Nicią węglową będącą szwem chirurgicznym implantowano królikom w okolice podśluzówkowa żuchwy. Badanie histopatologiczne tkanek okolicy implantacji przeprowadzano w I, II, III, IV, VI, VIII, XII i XVI tygodniu. We wczesnym tygodniu pozabiegowym stwierdzano obecność mieszanego nacieku zapalnego, zanikającego w II tygodniu. Następnie obserwowano cechy zapalenia przewlekłego z cechami resorpcji (skąpe nacieki limfocytarne i limfoplazmocytarne, makrofagi). Powstawanie blizny łącznotkankowej zauważano w II tygodniu po zabiegu, równolegle z wytwarzaniem skolagenizowanej łącznotkankowej torebki wokół włókien węglowych. Torebka łącznotkankowa grubiała na skutek zwiększenia ilości luźnych włókien kolagenu. Kolejnym etapem przebudowy blizny była waskularyzacja torebki łącznotkankowej. Począwszy od IV tygodnia następowało stopniowe przegrupowywanie układu włókien łącznotkankowych tworzących grube równoległe układy pasm blisko włókien węglowych zaś luźne układy w oddaleniu od okolicy

szycia. Ostatecznie wytwarzała się zwarta struktura blizny łącznotkankowej obejmująca elementy włókien węglowych.

Słowa kluczowe: nici węglowe - blizna - tkanka łączna – patologia

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 10-14]

THE BIOMORPHOSIS OF THE SCAR AFTER THE IMPLANTATION OF CARBON THREAD

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław Błażewicz***, Zbigniew Szczurek*

* Department of Pathology Silesian Medical Academy, Zabrze

** Silesian Center for Heart Diseases, Zabrze

*** Faculty of Materials Science and Ceramics University of Mining and Metallurgy, Cracow

Summary

The aim of the work was the study of the scar formation after the carbon thread implantation in submucosal tissue. A carbon thread surgical suture was implanted in submandibular region in rabbits. The histopathological studies of the tissues around the carbon threads were taken at I, II, III, IV, VI, VIII, XII XVI week after the implantation. In the early postoperative period, mixed inflammatory infiltrations were present, vanished at week II. Then the chronic resorptive inflammation was observed (lymphocytic infiltrations, plasma cells and macrophages). The cicatrization process started at the week II, paralelly to the production of the collagenized capsule around the carbon fibres. This capsule became thicker because of the increasing of the collagen fibres. The next phase of the scar remodelling was the vascularization of the collagen capsule. From the IV week the gradual reorganization of the connective tissue fibres was took place, the thicker fibres were closer to the carbon fibres and the loose fibre structure was at the periphery of the scar. Finally, the compact scar structure involved carbon fibers has been created.

Key words: carbon thread - scar - connective tissue – pathology

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 10-14]

STATYSTYCZNA ANALIZA MORFOMETRYCZNA WARTOŚCI GEOMETRYCZNYCH WŁÓKIEN WĘGLOWYCH PODCZAS PROCESU BIODEGRADACJI NICI WĘGLOWYCH WSZCZEPIONYCH KRÓLIKOM W TKANKI OKOŁOŻUCHWOWE

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław Błażewicz***

* Katedra i Zakład Patomorfologii Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

** Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze

*** Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków

Streszczenie

Celem pracy była morfometryczna ocena parametrów geometrycznych włókien węglowych (wymiar najkrótszy obliczona szerokość włókien, współczynnik wypełnienia) podczas procesu biodegradacji nici węglowej. Badano wycinki tkankowe pochodzące od 24 królików uzyskano w I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI tygodniu od operacji. Proces biodegradacyjny badano morfometrycznie analizatorem obrazu QUANTIMET 500, zaś pomiary porównano statystycznie. Wniosek: Włókna węglowe stają się cieńsze i ulegają fragmentacji począwszy od drugiego dnia obserwacji. Qwszystkie parametry morfometryczne korelują z czasem obserwacji, wykazując cykliczne wahania. (wzrost i spadek wartości).

Słowa kluczowe: biomateriał - węgiel - biodegradacja – morfometria

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 15-22]

STATISTICAL MORPHOMETRIC ANALYSIS OF THE GEOMETRIC VALUES OF CARBON FIBERS DURING THE BIODEGRADATION PROCESS OF CARBON THREADS IMPLANTED IN SUBMANDIBULAR TISSUE OF RABBITS

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław Błażewicz***

* Department of Pathology Silesian Medical Academy, Zabrze

** Silesian Center for Heart Diseases, Zabrze

*** Faculty of Materials Science and Ceramics University of Mining and Metallurgy, Cracow

Summary

The aim of the work was the morphometric characterization of the geometric values (the shortest diameter, curve breadth, and fullness coefficient/ratio), as factors of the biodegradative processes of the carbon thread used as a surgical suture in submandibular region in rabbits. The carbon thread suture was placed between the muscular tissue (masticators) and submucosal tissue. The tissue fragments from 24 rabbits harvested and were studied I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI week after the operation. The biodegradative process was studied morphometrically with image analyser QUANTIMET 500 and the measurements were compared statistically. Conclusion: The carbon fibers became thinner and fragmented from the second week of observation. All morphometric parameters correlates with the time of the observation, showing the cyclic alterations (increase and decrease of the values).

Key words: biomaterial - carbon - biodegradation – morphometry

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 15-22]

OCENA ZACHOWANIA DWUWARSTWOWYCH POWŁOK $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, NAKŁADANYCH METODĄ SOL-GEL NA PODŁOŻA Ni-Cr-Mo, W ŚRODOWISKU SZTUCZNYCH PŁYNÓW USTROJOWYCH

B. Pietrzyk*, L. Klimek *, J. Sokołowski**

* Instytut Inżynierii Materiałowej Politechnika Łódzka, Łódź

** Zakład Propedeutyki i Diagnostyki Stomatologicznej, Instytut Stomatologii, Akademia Medyczna w Łodzi

Streszczenie

W niniejszej pracy badano zachowanie dwuwarstwowych powłok $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ otrzymanych metodą zol-żel na podłożach Ni-Cr-Mo. Prowadzono badania zmian morfologii powierzchni i jej składu chemicznego w środowisku sztucznych płynów ustrojowych (sztucznej plazmy krwi i sztucznej śliny) za pomocą odpowiednio mikroskopu skaningowego (SEM) i mikroanalizatora rentgenowskiego (EDX). Adhezję powłoki oceniano poprzez scratch-test.

Otrzymane wyniki pozwalają sądzić, że powłoki dwuwarstwowe $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ stanowią niezwykle obiecujący materiał poprawiający właściwości metalowych implantów, a także interesujący przedmiot dalszych badań.

Słowa kluczowe: $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, powłoka, zol-żel, hydroksyapatyt, materiały bioaktywne, implanty

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 22-26]

BEHAVIOUR ESTIMATION OF $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ DUAL COATINGS, DEPOSITED BY SOL-GEL METHOD ON Ni-Cr-Mo SUBSTRATES, IN ENVIRONMENT OF SIMULATED SYSTEMIC FLUIDS

B. Pietrzyk*, L. Klimek *, J. Sokołowski**

* Institute of Materials Engineering, Technical University of Łódź, Łódź

** Dept. of Pre-Clinical Dentistry and Dental Diagnostic, Institute of Dentistry, Medical University of Łódź, Łódź

Abstract

In this paper behaviour of dual coating $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ deposited by sol-gel method on Ni-Cr-Mo substrates has been investigated. Changes of surface morphology and composition in the simulated body and oral fluids have been studied by scanning electron microscopy (SEM) and energy dispersive X-ray microanalysis (EDX) respectively. Adhesion of coatings have been evaluated by scratch-test.

The obtained results allow to think that dual coatings $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ are very perspective material for improvement of metal implants and interesting subject for next studies.

Key words: $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, coating, sol-gel, hydroxyapatite, bioactive materials, implants
[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 22-26]

BIOMECHANICZNA ANALIZA PARAMETRÓW SIŁOWYCH, SZYBKOŚCIO-WYCH I WYTRZYMAŁOŚCOWYCH MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA

Wiesław Chwała*, Emil Staszaków**, Robert Walaszek***

* Zakład Biomechaniki, Pracownia Biokinezyki AWF w Krakowie

** Specjalistyczny Szpital im. S. Żeromskiego w Krakowie

*** Zakład Odnowy Biologicznej AWF w Krakowie

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 26-33]

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPEED, FORCE AND STRENGTH PARAMETERS FOR THE SURAL TRICEPS MUSCLE AFTER THE RECONSTRUCTION OF A TORN ACHILLES TENDON USING CARBON FIBERS

Wiesław Chwała*, Emil Staszaków**, Robert Walaszek***

* Department of Biomechanics, Biokinetics Laboratory Academy of Physical Education in Kraków

** Specialized S. Żeromski Hospital in Kraków

*** Department of Biological Regeneration Academy of Physical Education in Kraków

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 26-33]

PROBLEMATYKA TWORZYW METALOWYCH STOSOWANYCH NA IMPLANTY W KARDIOLOGII ZABIEGOWEJ

Zbigniew Paszenda

Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych

Politechnika Śląska, Gliwice

Streszczenie

Prezentowana praca dotyczy problematyki biomateriałów metalowych przeznaczonych na implanty stosowane w leczeniu choroby niedokrwiennej serca. W pracy przedstawiono własności, którymi powinny charakteryzować się stenty wieńcowe oraz klasyfikację uwzględniającą technikę ich rozprężania, technologię wykonania oraz rodzaje stosowanych kształtów. Ponadto omówiono kryteria oceny jakości stali Cr-Ni-Mo stosowanej jako biomateriał w kardiologii zabiegowej.

Słowa kluczowe: biomateriały metalowe, stale Cr-Ni-Mo, stenty wieńcowe, kardiologia zabiegowa

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 3-9]

ISSUES OF METAL MATERIALS USED FOR IMPLANTS IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY

Zbigniew Paszenda

Institute of Engineering Materials and Biomaterials

Silesian University of Technology, Gliwice

Abstract

The presented work is connected with issues of metal biomaterials designed for implants used in treatment of the ischaemic heart disease. There are presented the properties that should characterize coronary stents and classification taking into account their method of deployment, manufacturing technology, and types of the shapes used. Moreover, criteria are discussed of evaluation of the Cr-Ni-Mo steel used as a material in the interventional cardiology.

Keywords: metal biomaterials, Cr-Ni-Mo steels, coronary stents, interventional cardiology

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 3-9]

BIOMORFOZA BLIZNY PO IMPLANTACJI NICI WĘGLOWEJ

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław

Błażewicz***, Zbigniew Szczurek*

* Katedra i Zakład Patomorfologii Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

** Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze

*** Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków

Streszczenie

Celem pracy była ocena powstawania blizny w tkankach podśluzówkowych po implantacji nici węglowej. Nicią węglową będącą szwem chirurgicznym implantowano królikom w okolice podśluzówkowa żuchwy. Badanie histopatologiczne tkanek okolicy implantacji przeprowadzano w I, II, III, IV, VI, VIII, XII i XVI tygodniu. We wczesnym tygodniu pozabiegowym stwierdzano obecność mieszanego nacieku zapalnego, zanikającego w II tygodniu. Następnie obserwowano cechy zapalenia przewlekłego z cechami resorpcji (skąpe nacieki limfocytarne i limfoplazmocytarne, makrofagi). Powstawanie blizny łącznotkankowej zauważano w II tygodniu po zabiegu, równolegle z wytwarzaniem skolagenizowanej łącznotkankowej torebki wokół włókien węglowych. Torebka łącznotkankowa grubiała na skutek zwiększenia ilości luźnych włókien kolagenu. Kolejnym etapem przebudowy blizny była waskularyzacja torebki łącznotkankowej. Począwszy od IV tygodnia następowało stopniowe przegrupowywanie układu włókien łącznotkankowych tworzących grube równoległe układy pasm blisko włókien węglowych zaś luźne układy w oddaleniu od okolicy

szycia. Ostatecznie wytwarzała się zwarta struktura blizny łącznotkankowej obejmująca elementy włókien węglowych.

Słowa kluczowe: nici węglowe - blizna - tkanka łączna – patologia

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 10-14]

THE BIOMORPHOSIS OF THE SCAR AFTER THE IMPLANTATION OF CARBON THREAD

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław Błażewicz***, Zbigniew Szczurek*

* Department of Pathology Silesian Medical Academy, Zabrze

** Silesian Center for Heart Diseases, Zabrze

*** Faculty of Materials Science and Ceramics University of Mining and Metallurgy, Cracow

Summary

The aim of the work was the study of the scar formation after the carbon thread implantation in submucosal tissue. A carbon thread surgical suture was implanted in submandibular region in rabbits. The histopathological studies of the tissues around the carbon threads were taken at I, II, III, IV, VI, VIII, XII XVI week after the implantation. In the early postoperative period, mixed inflammatory infiltrations were present, vanished at week II. Then the chronic resorptive inflammation was observed (lymphocytic infiltrations, plasma cells and macrophages). The cicatrization process started at the week II, paralelly to the production of the collagenized capsule around the carbon fibres. This capsule became thicker because of the increasing of the collagen fibres. The next phase of the scar remodelling was the vascularization of the collagen capsule. From the IV week the gradual reorganization of the connective tissue fibres was took place, the thicker fibres were closer to the carbon fibres and the loose fibre structure was at the periphery of the scar. Finally, the compact scar structure involved carbon fibers has been created.

Key words: carbon thread - scar - connective tissue – pathology

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 10-14]

STATYSTYCZNA ANALIZA MORFOMETRYCZNA WARTOŚCI GEOMETRYCZNYCH WŁÓKIEŃ WĘGLOWYCH PODCZAS PROCESU BIODEGRADACJI NICI WĘGLOWYCH WSZCZEPIONYCH KRÓLIKOM W TKANKI OKOŁOŻUCHOWE

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław Błażewicz***

* Katedra i Zakład Patomorfologii Śląska Akademia Medyczna, Zabrze

** Śląskie Centrum Chorób Serca, Zabrze

*** Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków

Streszczenie

Celem pracy była morfometryczna ocena parametrów geometrycznych włókien węglowych (wymiar najkrótszy obliczona szerokość włókien, współczynnik wypełnienia) podczas procesu biodegradacji nici węglowej. Badano wycinki tkankowe pochodzące od 24 królików uzyskano w I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI tygodniu od operacji. Proces biodegradacyjny badano morfometrycznie analizatorem obrazu QUANTIMET 500, zaś pomiary porównano statystycznie. Wniosek: Włókna węglowe stają się cieńsze i ulegają fragmentacji począwszy od drugiego dnia obserwacji. Qwszystkie parametry morfometryczne korelują z czasem obserwacji, wykazując cykliczne wahania. (wzrost i spadek wartości).

Słowa kluczowe: biomateriał - węgiel - biodegradacja – morfometria

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 15-22]

STATISTICAL MORPHOMETRIC ANALYSIS OF THE GEOMETRIC VALUES OF CARBON FIBERS DURING THE BIODEGRADATION PROCESS OF CARBON THREADS IMPLANTED IN SUBMANDIBULAR TISSUE OF RABBITS

Krzysztof Dąbrówka*, Ewa Zembala - Nożyńska*, Jerzy Nożyński**, Stanisław Błażewicz***

* Department of Pathology Silesian Medical Academy, Zabrze

** Silesian Center for Heart Diseases, Zabrze

*** Faculty of Materials Science and Ceramics University of Mining and Metallurgy, Cracow

Summary

The aim of the work was the morphometric characterization of the geometric values (the shortest diameter, curve breadth, and fullness coefficient/ratio), as factors of the biodegradative processes of the carbon thread used as a surgical suture in submandibular region in rabbits. The carbon thread suture was placed between the muscular tissue (masticators) and submucosal tissue. The tissue fragments from 24 rabbits harvested and were studied I, II, III, IV, VI, VIII, XII, XVI week after the operation. The biodegradative process was studied morphometrically with image analyser QUANTIMET 500 and the measurements were compared statistically. Conclusion: The carbon fibers became thinner and fragmented from the second week of observation. All morphometric parameters correlates with the time of the observation, showing the cyclic alterations (increase and decrease of the values).

Key words: biomaterial - carbon - biodegradation – morphometry

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 15-22]

OCENA ZACHOWANIA DWUWARSTWOWYCH POWŁOK $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, NAKŁADANYCH METODĄ SOL-GEL NA PODŁOŻA Ni-Cr-Mo, W ŚRODOWISKU SZTUCZNYCH PŁYNÓW USTROJOWYCH

B. Pietrzyk*, L. Klimek *, J. Sokołowski**

* Instytut Inżynierii Materiałowej Politechnika Łódzka, Łódź

** Zakład Propedeutyki i Diagnostyki Stomatologicznej, Instytut Stomatologii, Akademia Medyczna w Łodzi

Streszczenie

W niniejszej pracy badano zachowanie dwuwarstwowych powłok $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ otrzymanych metodą zol-żel na podłożach Ni-Cr-Mo. Prowadzono badania zmian morfologii powierzchni i jej składu chemicznego w środowisku sztucznych płynów ustrojowych (sztucznej plazmy krwi i sztucznej śliny) za pomocą odpowiednio mikroskopu skaningowego (SEM) i mikroanalizatora rentgenowskiego (EDX). Adhezję powłoki oceniano poprzez scratch-test.

Otrzymane wyniki pozwalają sądzić, że powłoki dwuwarstwowe $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ stanowią niezwykle obiecujący materiał poprawiający właściwości metalowych implantów, a także interesujący przedmiot dalszych badań.

Słowa kluczowe: $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, powłoka, zol-żel, hydroksyapatyt, materiały bioaktywne, implanty

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 22-26]

BEHAVIOUR ESTIMATION OF $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ DUAL COATINGS, DEPOSITED BY SOL-GEL METHOD ON Ni-Cr-Mo SUBSTRATES, IN ENVIRONMENT OF SIMULATED SYSTEMIC FLUIDS

B. Pietrzyk*, L. Klimek *, J. Sokołowski**

* Institute of Materials Engineering, Technical University of Łódź, Łódź

** Dept. of Pre-Clinical Dentistry and Dental Diagnostic, Institute of Dentistry, Medical University of Łódź, Łódź

Abstract

In this paper behaviour of dual coating $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ deposited by sol-gel method on Ni-Cr-Mo substrates has been investigated. Changes of surface morphology and composition in the simulated body and oral fluids have been studied by scanning electron microscopy (SEM) and energy dispersive X-ray microanalysis (EDX) respectively. Adhesion of coatings have been evaluated by scratch-test.

The obtained results allow to think that dual coatings $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ are very perspective material for improvement of metal implants and interesting subject for next studies.

Key words: $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, coating, sol-gel, hydroxyapatite, bioactive materials, implants
[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 22-26]

BIOMECHANICZNA ANALIZA PARAMETRÓW SIŁOWYCH, SZYBKOŚCIO-WYCH I WYTRZYMAŁOŚCOWYCH MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA

Wiesław Chwała*, Emil Staszaków**, Robert Walaszek***

* Zakład Biomechaniki, Pracownia Biokinezyki AWF w Krakowie

** Specjalistyczny Szpital im. S. Żeromskiego w Krakowie

*** Zakład Odnowy Biologicznej AWF w Krakowie

[Inżynieria Biomateriałów, 21, (2002), 26-33]

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPEED, FORCE AND STRENGTH PARAMETERS FOR THE SURAL TRICEPS MUSCLE AFTER THE RECONSTRUCTION OF A TORN ACHILLES TENDON USING CARBON FIBERS

Wiesław Chwała*, Emil Staszaków**, Robert Walaszek***

* Department of Biomechanics, Biokinetics Laboratory Academy of Physical Education in Kraków

** Specialized S. Żeromski Hospital in Kraków

*** Department of Biological Regeneration Academy of Physical Education in Kraków

[Engineering of Biomaterials, 21, (2002), 26-33]