

I N Ż Y N I E R I A **BIOMATERIAŁÓW**

ENGINEERING OF BIOMATERIALS
CZASOPISMO POLSKIEGO STOWARZYSZENIA BIOMATERIAŁÓW

Numer 11
Rok III
ISSN 1429-7248

WRZESIEŃ 2000

WYDAWCA:

Polskie
Stowarzyszenie
Biomateriałów
w Krakowie

**KOMITET
REDAKCYJNY:**

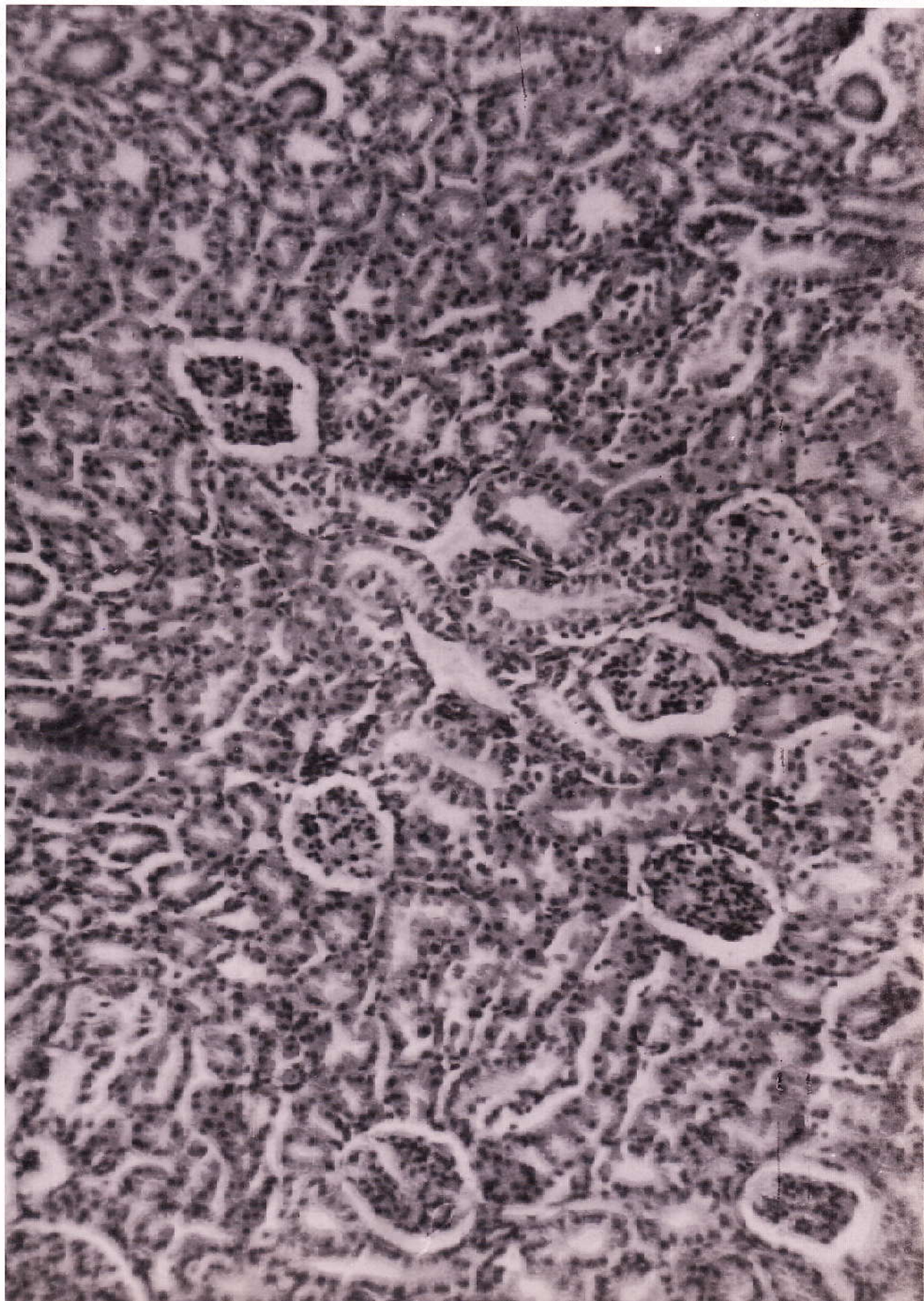
Redaktor naczelny
Stanisław Błazewicz
Sekretarz redakcji,
Skład komputerowy
Augustyn Powroźnik
Redaktorzy
Elżbieta Godlewska
Cezary Wajler

**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



SPIS TREŚCI

CHARAKTERYSTYKI TRIBOLOGICZNE
BIOMATERIAŁÓW 3

JAN R. DĄBROWSKI, EUGENIUSZ SAJEWICZ

DIFFERENT REACTIONS OF MACROPHAGES
CULTURED WITH THE SAMPLES FROM NEW
AND OLD POLYETHYLENE CUPS OF THE HIP
PROSTHESIS 8B. CZAJKOWSKA, J. OTFINOWSKI, M. PTAK, A. PAWELEC,
J. LEKKISTAW SKOKOWO-GOLENIOWY W ASPEKCIE
LECZENIA USZTYWNIENIEM,
LUB ALLOPLASTYKĄ 11

JANUSZ KUBACKI

ANALIZA AKTYWNOŚCI BIOELEKTRYCZNEJ
MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO
REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI
PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA 18

WIESŁAW CHWAŁA, EMIL STASZKÓW, ROBERT WALASZEK

BIOTOLERANCJA IMPLANTÓW ZE STALI
AISI 316L Z WARSTWAMI PASYWNYMI
I PASYWNO-DIAMENTOWYMI 23

BOGDAN KOCZY, JAN MARCINIAK

CONTENTS

TRIBOLOGICAL CHARACTERISTICS
OF BIOMATERIALS 3

JAN R. DĄBROWSKI, EUGENIUSZ SAJEWICZ

DIFFERENT REACTIONS OF MACROPHAGES
CULTURED WITH THE SAMPLES FROM NEW
AND OLD POLYETHYLENE CUPS OF THE HIP
PROSTHESIS 8B. CZAJKOWSKA, J. OTFINOWSKI, M. PTAK, A. PAWELEC,
J. LEKKIANKLE - JOINT IN THE ASPECT OF
THEARTHRODESIS TREATMENT OR
ARTHROPLASTY 11

JANUSZ KUBACKI

ANALYSIS OF BIOELECTRICAL ACTIVITY
OF TRICEPS SURAE AFTER
RECONSTRUCTION OF RUPTURED
ACHILLES 18

WIESŁAW CHWAŁA, EMIL STASZKÓW, ROBERT WALASZEK

BIOTOLERANCE OF IMPLANTS FROM THE
AISI 316L STEEL WITH THE PASSIVE AND
PASSIVE-DIAMOND COATINGS 23

BOGDAN KOCZY, JAN MARCINIAK

CHARAKTERYSTYKI TRIBOLOGICZNE BIOMATERIAŁÓW

JAN R. DĄBROWSKI, EUGENIUSZ SAJEWICZ
KATEDRA MATERIAŁOZNAWSTWA
POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ

Streszczenie

W pracy przedstawione zostały refleksje Autorów dotyczące struktury i funkcji systemów biotribologicznych człowieka: stawowego oraz stomatognatycznego (zębowego). Wskazano przy tym na znaczenie charakterystyk tribologicznych materiałów na implanty biomechaniczne i wypełnienia stomatologiczne. Zamieszczone w pracy wyniki badań wskazują na złożoność oceny właściwości tribologicznych omawianych biomateriałów.

Słowa kluczowe: systemy biotribologiczne, biomateriały, tarcie, zużycie

Wprowadzenie

W systemach tribologicznych wykonywane są złożone funkcje, związane głównie z realizacją ukierunkowanego ruchu, przenoszeniem mocy, formowaniem materiałów. Dotyczy to zarówno technicznych układów tribologicznych, jak też biosystemów człowieka, szczególnie stawów i narządu zębowego [1,2]. Biomateriałom stosowanym do zabiegów naprawczych, w obrębie tych biosystemów, stawia się szereg wymogów [3], w tym również w odniesieniu do charakterystyk tribologicznych. Odpowiednie właściwości tribologiczne biomateriałów (poprawnie, układów kinematycznych zbudowanych z tych materiałów), stanowiły w dużej mierze o przełomie w endoprotezoplastyce stawu biodrowego człowieka - co skutkowało w szerokim wprowadzeniu do praktyki klinicznej tzw. "low friction arthroplasty" [4]. Jednakże nadal brak jest ustalonych kryteriów oceny jakości tribologicznej biomateriałów, zarówno na implanty biomechaniczne (przenoszące wysokie obciążenia dynamiczne), jak też na wypełnienia stomatologiczne. Dla rzetelnej oceny kryterialnej charakterystyk tribologicznych biomateriałów, niezbędna jest analiza działania odnośnych systemów biotribologicznych. Dopiero na podstawie wyników takiej analizy można formułować kryteria oraz związane z tym uwarunkowania metodyczne oceny jakości tribologicznej biomateriałów.

Celem niniejszej pracy jest omówienie aspektów tribologicznych oceny biomateriałów na sztuczne stawy i wypełnienia stomatologiczne. Omówienia dokonano w oparciu o analizę systemową tarcia stawów i narządu zębowego oraz badania własne w tym zakresie.

Systemy biotribologiczne

Wobec złożoności strukturalnej i funkcjonalnej systemów biotribologicznych człowieka (stawy, narząd zębowy), ich opisy teoretyczne należy traktować jako modele interpretacyjne [5, 6]. Wymusza to z kolei planowanie eksperymentów tribologicznych na podstawie modelu tzw. "czarnej skrzynki" - podobieństwa funkcjonalnego obiektu i modelu [7]. W odróżnieniu jednakże od obiektów technicznych, występują poważne trudności budowy takich modeli, głównie ze względu na nie do końca poznane związki przyczyn-

TRIBOLOGICAL CHARACTERISTICS OF BIOMATERIALS

JAN R. DĄBROWSKI, EUGENIUSZ SAJEWICZ
KATEDRA MATERIAŁOZNAWSTWA
POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ

Abstract

The paper presents the authors' discussion concerning the structure and function of human biotribological systems: joint and dental. Additionally, the authors pointed out the significance of biotribological characteristics of materials for biomechanical implants and dental fillings. The results of tests show complexity of estimating the tribological properties of the discussed biomaterials.

Key words: biotribological systems, biomaterials, friction, wear

Introduction

Tribological systems comprise complex functions, mainly concerned with the implementation of directed motion, relocation of power and material forming. The above concerns both technological tribological systems and human biosystems, especially joints and dental system [1, 2]. Biomaterials used for reparations have to meet a number of requirements [3], also in reference to tribological properties. The right tribological properties of biomaterials (more accurately, kinematic systems constructed of these materials), largely contributed to the dramatic advance in endoprostheses of human hip joint - which resulted in the common application of 'low friction arthroplasty' in clinical treatment [4]. However, it is still essential to set the criteria of tribological quality assessment of biomaterials, both for biomechanical implants (which are subject to immense dynamic pressure) and for dental fillings. For the accurate criterion assessment of tribological properties of biomaterials, it is crucial to analyse the performance of the relevant biotribological systems. Only on the basis of the results of such an analysis one can set the criteria and the methodological implications of tribological quality assessment of biomaterials.

The aim of the present paper is to discuss the tribological aspects of biomaterial assessment for artificial joints and dental fillings. The discussion is based on the system analysis of joint friction and dental system and the authors' own research in this field.

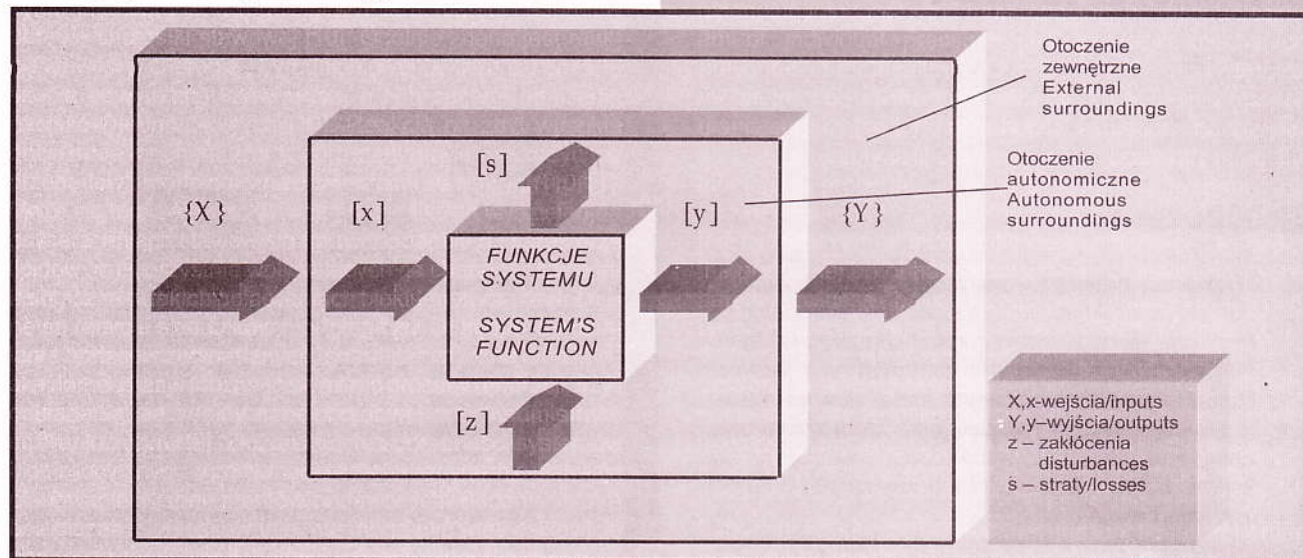
Biotribological systems

Due to the structural and functional complexity of human biotribological systems (joints, dental system) their theoretical descriptions ought to be treated as interpretational models [5, 6]. This, in turn, makes it necessary to plan tribological experiments on the basis of 'black box' model - functional similarity between the object and the model [7]. Contrary to technological objects, however, there exist serious difficulties in constructing such models, mainly due to the insufficient knowledge of cause-and-effect relation in the so called 'autonomous' surroundings of a biokinematic system. The autonomous surroundings is characteristic to

...3...

nowo-skutkowe, w tzw. "autonomicznym" otoczeniu danego układu biokinematycznego. Otoczenie autonomiczne jest charakterystyczne dla zjawiska homeostazy (sprzężenia zwrotnego), otwartego względem napływającej informacji i zamkniętego dla energii i materii [8].

the phenomenon of homeostasis (feedback), open for the oncoming information and closed for the energy and matter [8].



RYS. 1. Ogólny model funkcjonalny systemu biotribologicznego.
FIG. 1. The general functional model of the biotribological system.

Na RYS. 1 przedstawiona została graficzna prezentacja systemowego opisu układów biokinematycznych człowieka, z zaznaczeniem, obok klasycznego otoczenia zewnętrznego, również otoczenia o charakterze autonomicznym, wraz ze sprzężeniem zwrotnym parametrów charakterystycznych dla funkcji wejścia - wyjścia. Jest to propozycja modelu funkcjonalnego systemu, typu "czarna skrzynka" [5, 7]. Rozważania szczegółowe dotyczące struktury i funkcji przedstawionego modelu, wykraczają poza ramy tej pracy. Elementy tych rozważań zostały przedstawione we wcześniejszych publikacjach Autorów [6, 9]. W tym miejscu należy wszakże zwrócić uwagę na niektóre odrębności pomiędzy omawianymi biosystemami i technicznymi systemami tribologicznymi. Przede wszystkim chodzi o nieporównywalnie wysoki poziom samoorganizacji procesów w systemach biotribologicznych, w tym o znaczenie zjawiska homeostazy. Dla przykładu, znamieną rolę chondrocytów jako ośrodków regulacji wymiany materii i energii w obrębie chrząstki stawowej [10]. Ogólnie znana jest reakcja stawów w chorobie zwyrodnieniowej, w kierunku powiększenia powierzchni stawowych, a tym samym obniżenia nacisków jednostkowych [10]. Reakcją na zbyt wysokie obciążenia mechaniczne w zdrowym stawie może być też przebudowa morfologiczna powierzchni stawowych [10, 11]. Może się to przejawiać w tworzeniu kulistych wydzieli na powierzchniach stawowych (prawdopodobnie o charakterze lipidowym), korzystnie wpływających na charakterystyki tribologiczne w takich połączeniach biokinematycznych. Znałe są reakcje składników morfologicznych zębów na działanie bodźców zewnętrznych, charakterystyczne dla zjawiska homeostazy. Można tu wymienić procesy reparacji, czyli odkładania się zębiny trzeciorzędowej przy nadmiernym ścieraniu zębów [9]. Złożoność oraz odrębności systemów biotribologicznych w porównaniu z technicznymi, nie ułatwiają planowania eksperymentów badawczych. Badania biotribologiczne i wnioskowanie nie mogą być więc całkowicie oparte na teorii i metodologii opracowanej dla technicznych systemów tribologicznych. Wydaje się przy tym, że lepsze poznanie cech strukturalnych i funkcjonalnych, szczególnie w obrębie otoczenia autonomicznego badanych układów biotribologicznych, może korzystnie wpłynąć

FIG. 1 presents the graphic representation of systematic description of human biokinematic systems, and, besides the classic external surroundings, also the autonomous surroundings along with the feedback of parameters characteristic for the input-output function. This is the suggestion of the functional model of the system, of 'black box' type [5, 7]. The detailed discussion concerning the structure and the function of the presented model surpass the scope of the present paper. Some elements of that discussion were presented in the authors' earlier publications [6, 9]. Still, some discrepancies between the discussed biosystems and the technological tribo-systems ought to be pointed out. First of all, one ought to note the high level of process self-organisation within biotribological systems, eg. the significance of homeostasis. For example, the role of chondrocytes as the centre of matter and energy exchange within the joint cartilage [10]. The reaction of joints resulting in extending joint area, and thus reducing the mechanical loads of individual pressures [10]. Excessive mechanical pressures in the healthy joint may result in morphological reconstruction of the joint surface [10, 11]. This may be manifested by the form of spherical excretions on the joint surface (probably of lipid type), which positively affect the tribological properties in such biokinematic systems. It is known how morphological components in teeth are affected by the external stimuli. These reactions are typical of the phenomenon of homeostasis, one of the being the reparation process - basically: accumulating the tertiary dentine, which happens at excessive abrasive action affecting teeth [9]. The complexity and distinction of biotribological systems in comparison with the technological ones, does not make the scheduling of tests any easier. Thus, tribological research and inference cannot be fully based on the theory and methodology worked out for the technologically-oriented tribological systems. At the same time, it seems, better understanding of structural and functional properties, especially within the autonomous surroundings in the analysed biotribological systems, may affect positively the scientific quality and the practical relevance of the conducted tests.

Badania własne

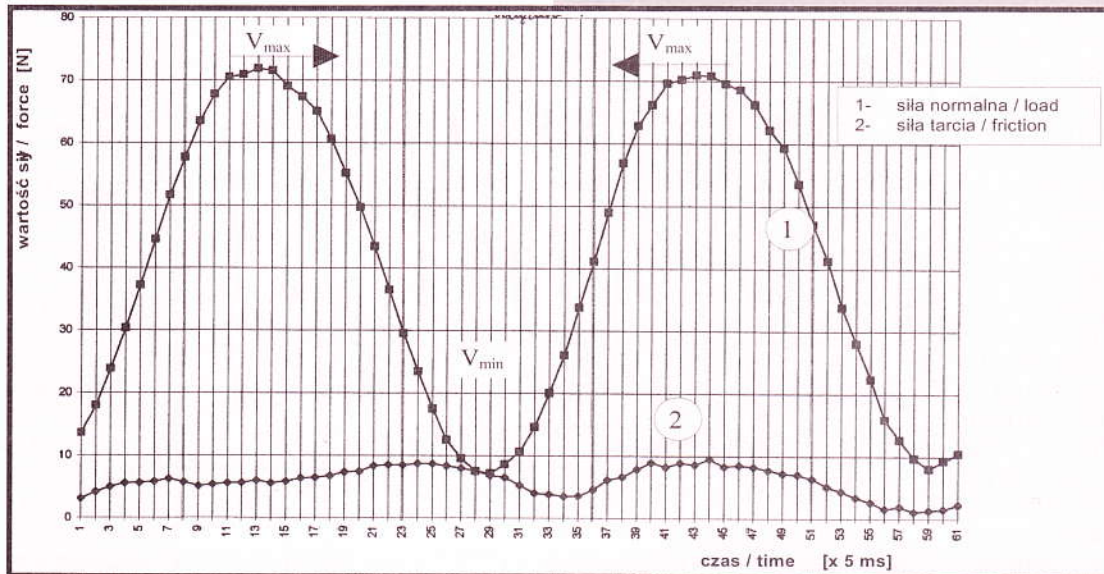
Wykonano badania modelowe tarcia w odniesieniu do stawu biodrowego człowieka oraz układu zębowego. W pierwszej grupie eksperymentów oceniano charakterystyki tribologiczne następujących układów materiałowych: chrząstka/polietylen wysokomolekularny (PE) oraz chrząstka /stop implantacyjny Co-Cr-Mo. Ponadto, oceniano charakterystyki tribologiczne dla pary tarciowej : wypełnienie stomatologiczne (Valux)/szkliwo zęba.

The authors' own research

The authors carried out model tests on friction in reference to human hip joint and dental system. In the first group of experiments, the tribological characteristics of the following components were estimated: cartilage/highly molecular polyethylene (PE) and cartilage/ implant alloy Co-Cr-Mo. Additionally, the tribological characteristics were assessed for the abrasive couple: dental filling (Valux)/ dental enamel.

The tests were conducted with a tribometer described in the previous paper [12]. The friction pair is pin-on -disc.

Biological samples (joint cartilage, enamel) were fixed



RYS. 2. Zmiany siły normalnej i siły tarcia w układzie chrząstka/PE.

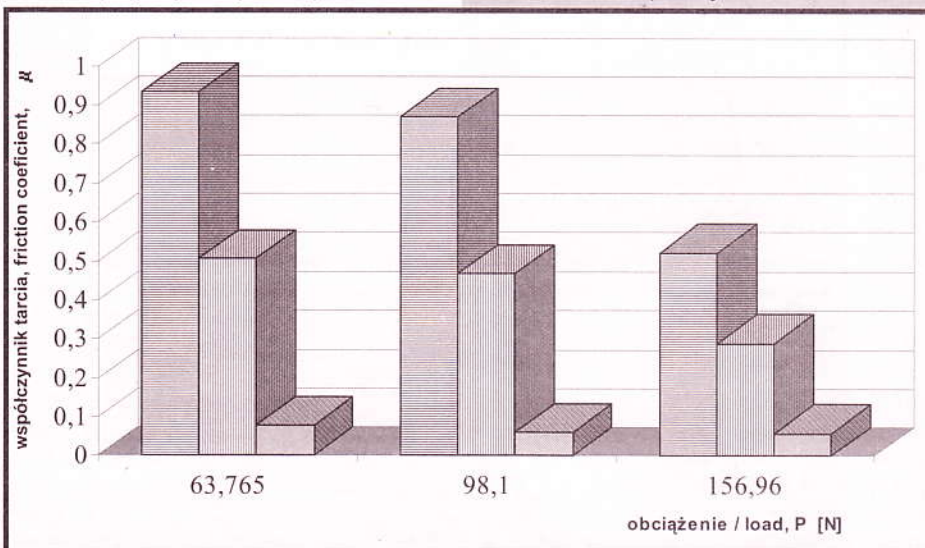
FIG.2. The changes in load and friction force in joint cartilage/ PE system.

Badania prowadzono za pomocą tribometru, opisanego szczegółowo w pracy [12]. Układ tarciowy stanowiła para trzpień/tarcza. Preparaty biologiczne (chrząstka stawowa, szkliwo zębów) mocowano specjalnym klejem do powierzchni trzpień ($\varnothing$ 4mm). Testy tribologiczne prowadzono w warunkach przemennych obciążeń normalnych trzpień (0...200 N), przy ruchu oscylacyjnym tarczy (100 cykli/min, droga tarcia 4mm). Badania tarcia chrząstek i materiałów implantacyjnych prowadzone były w obecności 1% roztworu wodnego karboksymetylocelulozy, natomiast wypełnienia ze szkliwem - przy smarowaniu wodnym roztworem buforowym (pH = 6,5). Prowadzono również obserwacje mikroskopowe powierzchni tarcia.

Na RYS. 2 przedstawiona została część zapisu komputerowego zmian obciążenia normalnego i siły tarcia dla układu

with a special glue to the surface of the cup ($\varnothing$ 4mm). Tribological tests were conducted in the conditions of alternating standard load on the cup (0 ... 200 N) at the oscillating motion of disk (100 cycles/min, the abrasive passage 4 mm).

The tests on the abrasive action of cartilage and the implant materials were conducted in the presence of 1% water solution of carboxymethylcellulose, while the fillings and enamel at lubricating with the water buffer solution (pH = 6.5). In addition to the above, the abraded surface of friction was examined using a microscope.



RYS. 3. Zmienność współczynnika tarcia w układzie chrząstka/PE.

FIG. 3. Changeability of friction coefficients in joint cartilage/ PE system.

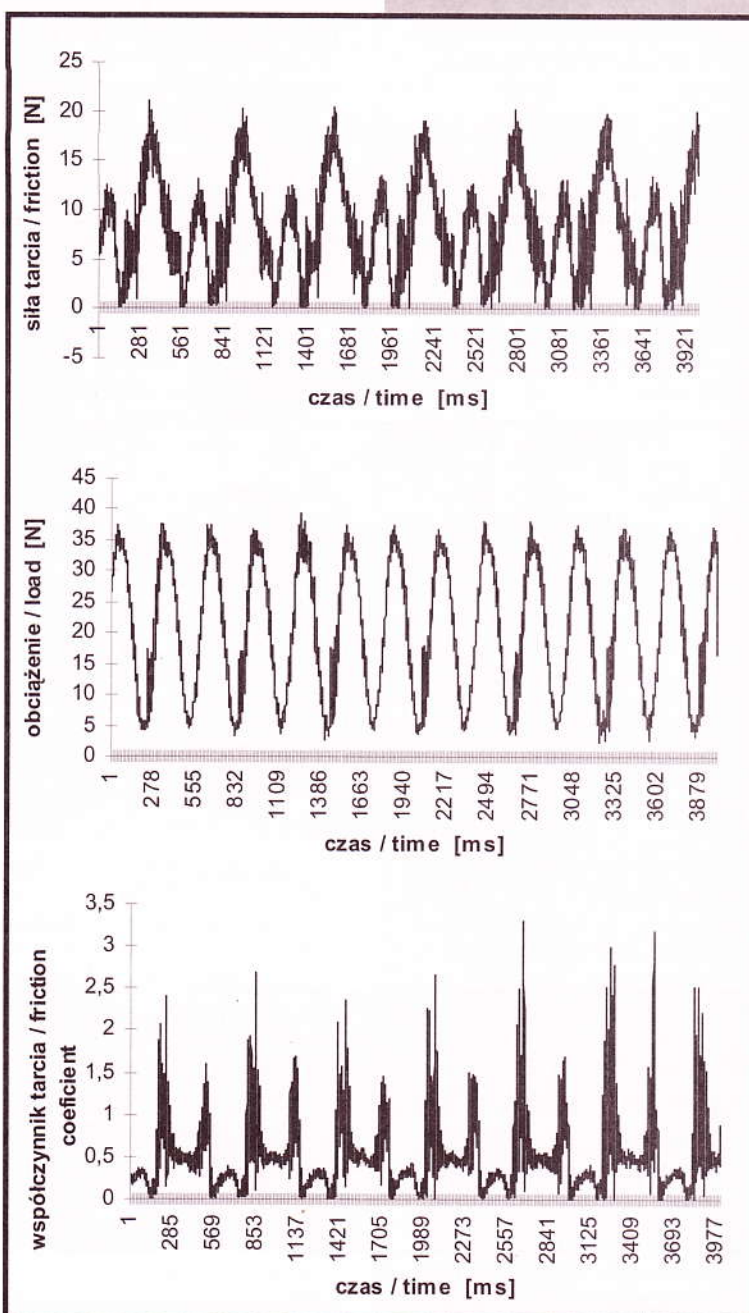
FIG. 2 shows an example part of computer records indicating the changes of standard load and the friction force for the cartilage/ PE system. The system's working cycles reach the maximum values of standard forces at the highest

du chrząstka/PE. Cykle pracy układu charakteryzują się zmiennością kierunków ruchu oraz maksymalnymi wartościami sił normalnych przy największych prędkościach ruchu.

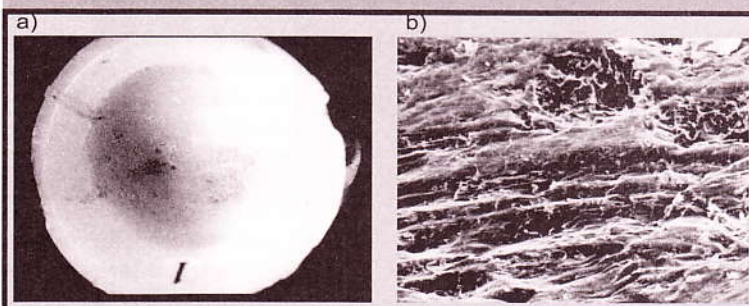
Zamieszczone na RYS. 2 dane świadczą o braku znaczących zmienności siły tarcia przy wyraźnie zmieniennych obciążeniach próbki i zmianie kierunku ruchu ($v \sim 0$). Oszacowane współczynniki tarcia dla maksymalnych, średnich i minimalnych obciążeń normalnych, przedstawione są na RYS. 3. Widoczne są tu znaczące różnice wartości współczynników tarcia w zakresie poszczególnych poziomów obciążeń (maksymalnych).

Podobny charakter zmienności wartości współczynników tarcia zaobserwowano dla pozostałych badanych układów materiałowych, również pary tarcowej: wypełnienie stomatologiczne (Valux)/szkliwo zęba. Wyniki tych ostatnich badań przedstawione zostały na RYS. 4.

Podobnie jak w przypadku badań materiałów implantacyjnych, również tutaj wyraźnie widoczna jest zmienność obciążenia i współczynników tarcia, które osiągają wartości maksymalne przy najniższym poziomie obciążeń. W odróżnienie od wyników poprzednich badań, również tu wyraźnie zaakcentowana jest zmienność siły tarcia. Należy podkreślić, że warunki pracy węzłów biokinematycznych silnie zależą od interakcji w otoczeniu autonomicznym. W dużej mierze związane jest to z procesami chorobowymi, cechami osobniczymi, reakcją na oddziaływania zewnętrzne. Przykładem tego mogą być wyniki badań powierzchni dna panewek polietylenowych po realloplastyce endoprotez typu Wellera [13].



RYS. 4. Zmiany obciążenia i siły tarcia w układzie tribologicznym: Valux / szkliwo zęba.
FIG. 4. The changes in load and friction force in the tribological system: Valux/ enamel.



RYS.5. Zdjęcia powierzchni tarcia panewki polietylenowej: a) widok dna panewki, b) struktura ziarniny (SEM, 200x).
FIG.5. Friction surface of PE-cup : a) cup bottom, b) structure of granular tissue (SEM, 200x).

speed of motion and feature changeable directions of motion.

The data in FIG. 2 indicate the lack of significant changes in the friction force at apparently changeable load in the sample and changed direction of motion ($v \sim 0$). The estimated friction coefficients for maximum, medium and minimum standard load are shown in FIG. 3. One can notice considerable differences of the values of friction coefficients within the respective levels of (maximum) load. A similar type of coefficient value changeability was observed in the other analysed material systems, e.g. the abrasive couple: dental filling (Valux)/enamel. The results of the latter tests are shown in FIG. 4.

As in the case of tests on implant materials, the load and friction coefficient changeability is apparent - they reach maximum values at the minimum level of load. Contrary to the results of the former tests, the changeability of friction force is clearly accentuated here.

It ought to be stressed that the operating conditions of biokinematic pairs largely depend on the interactions in autonomous surroundings. It is mainly associated with the course of a disease, personal features, reactions to the external stimuli. An example of the above can be the results of tests on the bottom of the polyethylene bearing after the realloarthoplasty of Weller's endoprostheses [13].

Microscopic observations and histological tests indicate numerous deposits of granular tissue on the bottom of some bearings. FIG. 5 shows photographs of such a surface with visible granular tissue. These deposits create a sort

of 'border layer' on the contact surface, which strongly affects the conditions of friction.

W obserwacjach mikroskopowych i badaniach histologicznych, stwierdzono liczne złogi ziarniny na powierzchniach dna niektórych panewek. Zdjęcia takiej powierzchni, z widoczną ziarniną, przedstawione są na RYS. 5. Złogi te tworzą swoistą "warstwę graniczną" na powierzchniach kontaktowych - silnie oddziałujących na warunki tarcia.

Podsumowanie

Przenoszenie osiągnięć metodologii badań tribologicznych w systemach technicznych do układów biologicznych, musi być poprzedzone analizą odrębności tych systemów, szczególnie w odniesieniu do ich cech strukturalnych i funkcjonalnych. Obok wyboru podstawowych dla takiej analizy parametrów, głównie w odniesieniu do kinematyki ruchu i dynamiki obciążeń, należałoby również uwzględniać zjawiska i skutki oddziaływań w otoczeniu autonomicznym danego układu biotribologicznego. Trzeba tu jednak podkreślić, że ten ostatni postulat - aczkolwiek ważny z punktu widzenia poziomu naukowego wnioskowania - z uwagi na złożoność i niewielki stopień rozpoznania interakcji w otoczeniu autonomicznym układów tarcia stawów i zębów, jest trudny do spełnienia.

W tym kontekście, wyniki badań własnych wskazują na wątpliwe znaczenie naukowe i użytkowe wielu charakterystyk tribologicznych materiałów implantacyjnych i wypełnień stomatologicznych - najczęściej w oparciu o wielkość zużycia i wartości współczynników tarcia - otrzymanych w warunkach obciążeń statycznych i prostej kinematyce ruchu (ruch jednostajny, prostoliniowy). Wydaje się więc, że zdecydowanie korzystniejsze dla oceny jakości wymienionych biomateriałów, byłoby badanie ich charakterystyk tribologicznych w warunkach obciążeń dynamicznych i złożonej kinematyce ruchu - zbliżonych do rzeczywistych warunków tarcia. Należałoby również ustalić inne, ważne z punktu widzenia poziomu merytorycznego wnioskowania czynniki, związane z cechami charakterystycznymi danego układu biotribologicznego, takie jak: rodzaj smaru, geometria próbek, przygotowanie powierzchni trących, wymiana ciepła z otoczeniem, drgania i inne..

Trudnym do rozwiązania problemem, podobnie zresztą jak i w tribotechnice, jest wybór właściwych metod i narzędzi badawczych. Większość znanych symulatorów tarcia stawów i układu zębowego, w stopniu niewystarczającym odwzorowują kinematykę ruchu i dynamikę obciążeń w rzeczywistych układach biotribologicznych. Wydaje się więc, że niezbędna jest tu unifikacja metod i narzędzi badawczych.

Podziękowania

Autorzy składają podziękowania Pani doc.dr hab.med.Wandzie Stokowskiej i Panu doc.dr hab.med.Januszowi Popko z Akademii Medycznej oraz Panu dr med. Zbigniewowi Mazurkiewiczowi z Wojewódzkiego Szpitala Zespolonego im. Z.Śniadeckiego w Białymstoku za pomoc w pozyskaniu preparatów biologicznych do badań.

Piśmiennictwo

- [1] Downson J.at al.: Thin films in tribology. Tribology Series, 25. Els. Sc. Publ.Co., Amsterdam-London-New York-Tokyo 1993.
- [2] Dumbleton J.H.: Tribology of natural and artificial joints. Tribology Series, 4. Els.Sc.Publ.Co., Amsterdam-Oxford-New York 1981.
- [3] Ungethuen M.: Technologische und biomechanische Aspekte der Hueft- und Kniealloarthoplastik. Verlag Haus Huber, Bern-Stuttgart-Wien 1978.
- [4] Charnley J.: Low friction arthroplasty of the hip. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1979.

Conclusion

The transfer of tribological research methodology in technological to biological systems, should be preceded by the analysis of such systems' distinctiveness, especially in reference to their functional and structural properties. Apart from the choice of basic parameters for such an analysis, mainly concerning the kinematics of motion and dynamics of load, also the phenomena and effects of its performance in the autonomous surroundings of a biotribological system. It should be emphasized, however, that it is difficult to meet the latter condition - considering its complexity and insufficient knowledge of interactions in the autonomous surroundings of friction systems of joints and teeth, although it is important from the point of view of scientific inference.

Taking that into account, the results of the authors' own tests indicate that there is little scientific and practical merit of numerous tribological characteristics of implant materials and dental fillings - which are as a rule based on the extent of wear and the values of friction coefficient obtained in the conditions of static load and simple kinematics of motion (uniform and straight-line motion). Thus, it seems that tests on the tribological characteristics in conditions of dynamic load and complex kinematics of motion - close to the actual conditions of friction, would be far more useful. It should also be establish other factors, important for the inference, associated with the characteristic features of a biotribological system e.g. the type of lubricant, the shape of samples, preparation of abrasive surface, heat exchange with the surroundings, vibrations etc.

As in tribotechnology, the choice of the right research methods and devices is another problem to be solved. Most simulators of friction in joint and dental system now in use, are not able to imitate the kinematics of motion and dynamics of load to a satisfactory degree in the actual biotribological systems. It seems necessary then to unify the research methods and devices.

References

- [5] Leszek W.: Metodologiczne podstawy badań trybologicznych. PWN, Warszawa-Poznań 1981.
- [6] Dąbrowski J.R., Sajewicz E.: Wybrane zagadnienia metodyczne badań biotribologicznych. Tribologia, 5, (1995), 593-600.
- [7] Marczak R.: Smarowanie w warunkach specyficznych wymuszeń. Materiały XV Jesiennej Szkoły Tribologicznej, Kołobrzeg, 1992, cz.I., 45-62.
- [8] Bertalanffy L.: Ogólna teoria systemów. PWN, Warszawa 1984
- [9] Sajewicz E.: Tribologiczne aspekty działania układu stomatognatycznego człowieka. Zeszyty Naukowe PŁ, Seria Mechanika, 85 (996), 133-140.
- [10] Małydyk E., Wagner T.: Patomorfologia stawów. PZWL, Warszawa 1991.
- [11] Popko J., Dąbrowski J., Dudarew A., Sajewicz A., Iwaszkiewicz B.: Badania tribologiczne stawu biodrowego po założeniu endoprotezy połowicznej w obserwacjach eksperymentalnych. Chir.Narz.Ruchu Ortop.Pol., LXI Supl.3A, (1996), 127-131
- [12] Sajewicz E., Dudarew A., Dąbrowski J.R., Popko J.: Urządzenie do badań biotribologicznych, Materiały IV Seminarium Naukowego: "Mechanika w medycynie", Rzeszów, 1998, 241-244.
- [13] Dąbrowski J.R., Mazurkiewicz Z., Szostakowski T.: Artificial human joints -imperfect bearings. Biocybernetics and Biomed.Eng., 16, (1996), 117-125.

8 ... OF MACROPHAGES CULTURED WITH THE SAMPLES FROM NEW AND OLD POLYETHYLENE CUPS OF THE HIP PROSTHESIS

CZAJKOWSKA B.*, OTFINOWSKI J.***, PTAK M.*, PAWELEC A.***,
LEKKI J.****

*DEPARTMENT OF IMMUNOLOGY
COLLEGIUM MEDICUM OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY IN
CRACOW

**DEPARTMENT OF TRAUMATOLOGY
COLLEGIUM MEDICUM OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY IN
CRACOW

***DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS
COLLEGIUM MEDICUM OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY IN
CRACOW

****INSTITUTE OF NUCLEAR PHYSICS IN CRACOW

Abstract

We estimated release of cytokines IL-6 and TNF α and tested viability of macrophages cultured with the samples of polyethylene obtained from new acetabular cup of the hip prostheses and from the cups retrieved 4-6 years after implantation. The macrophages cultured with old polyethylene showed decreased viability and released more IL-6 and TNF α .

Key words: Hip prostheses, polyethylene, macrophages, inflammatory reaction

Introduction

Numerous observations have shown that polyethylene acetabular cups of the hip prostheses gradually undergo visible macroscopic changes associated with delamination and desquamation of the bearing surface, fracturing, and even fragmentation of the polyethylene [3,4,15,2,24,25]. Increasing number of reports have also showed that implanted high density polyethylene which is used for production of the acetabular cups may change over time its internal structure and its level of oxidation [16,17,28]. New polyethylene is generally regarded as biologically neutral but the question arises whether or not the macroscopic changes and alteration of the internal structure of the polyethylene can modify tissue response to the implanted material [11,12].

We have made an attempt to answer this question by testing the macrophages reaction to the samples from new, unused polyethylene acetabular cups, and to the samples obtained from old cups retrieved from the patients at the time of revision surgery. Macrophages are multipotential cells, which act in both, initial and final phases of the acquired immunity as well as in innate immunity. In contact with the material of appropriate size, macrophages begin the phagocytosis and when the object is too large, they attach to the surface and release many biologically very strong substances, such as IL-6 and TNF α . [2,6,7,8]. Macrophages

are sensitive not only to chemical composition of the surface but also to its shape and size. The viability of macrophages on the tested materials and their excitation level measured as concentration of released IL-6 and TNF α were evaluated. To analyse the structure of the surface that was in contact with cultured macrophages we used scanning force microscope - SFM.

Materials and methods

We analysed two groups of samples of high-density polyethylene Chirulen DIN 58834 (Aesculap, Tuttlingen, Germany) of the same weight, obtained from both new and old acetabular polyethylene cups, removed 4-6 years after implantation because of loosening of the prostheses.

Macrophages were cultured with the samples of the polyethylene, their vitality was tested and the release of IL-6 and TNF α was estimated. The surfaces of each sample were analysed by means of scanning force microscope (SFM).

Determination of macrophages viability

The percentage of living cells was determined after 3 days of Mf culture without or with polyethylene samples. Viability was determined using a modification of MTT [3-(4,5 dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyl tetrazolium bromide dye metabolism method [5] in the living cells mitochondria. One ml of supernatant from culture was removed and 100 μ l of 0.5% solution of MTT was added and left for 3.5 hours. The plate was then frozen and thawed twice and treated with 1,9 ml of isopropanol solution in HCl (100 ml of isopropanol + 4 ml 1M HCl). It was then shaken vigorously in order to completely break up the cells. The extracted supernatants were centrifuged and absorbance at 570 nm was measured. The results were presented as percentage of viable cells on polyethylene in comparison to Mf cultured alone.

IL-6 and TNF α tests

Cytokine concentration in culture supernatants was measured using capture ELISA.

For IL-6 the microtiter plates (Corning, NY) were coated with rat monoclonal antibody against mouse IL-6, Genzyme USA, (capture antibody) and biotinylated antibody against IL-6, Pharmingen USA, (detecting antibody). The ELISA was developed with a horseradish peroxidase streptavidin, Vector USA, followed by o-phenylenediamine and H₂O₂ as substrates. For TNF α a peroxidase-conjugated goat anti rabbit IgG, Sigma USA, was used to develop the reaction. The reaction was stopped with 3M H₂SO₄ and the optical density of each well at 492 nm was measured in a 96-well plate reader.

Recombinant murine cytokines were used as standards.

Results

The results showed marked difference in the behaviour of the macrophages cultured with the samples of new and old polyethylene. Forty percent of macrophages cultured with the samples of old polyethylene died after three days and only 20% of those cultured with the samples of new polyethylene (FIG.1). Both, the new and the old polyethylene fragments of acetabular cups of hip prostheses caused a release of interleukine from macrophages higher than that in control cells. The level of IL-6 and TNF α released from

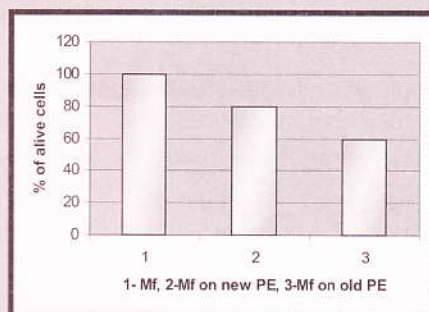


FIG. 1. Viability of macrophages line J774 on new and old polyethylene samples.

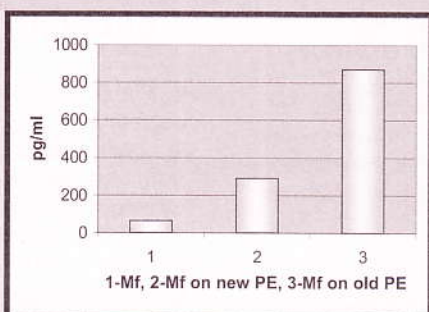


FIG. 2. IL-6 release from macrophages cultured on new and old polyethylene samples.

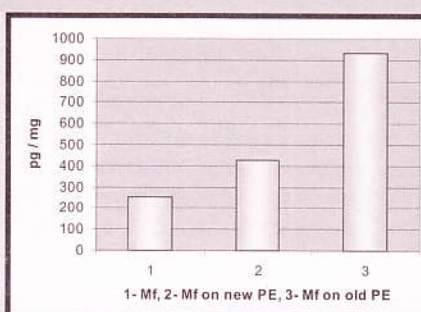


FIG. 3. TNFα release from macrophages cultured on new and old polyethylene samples.

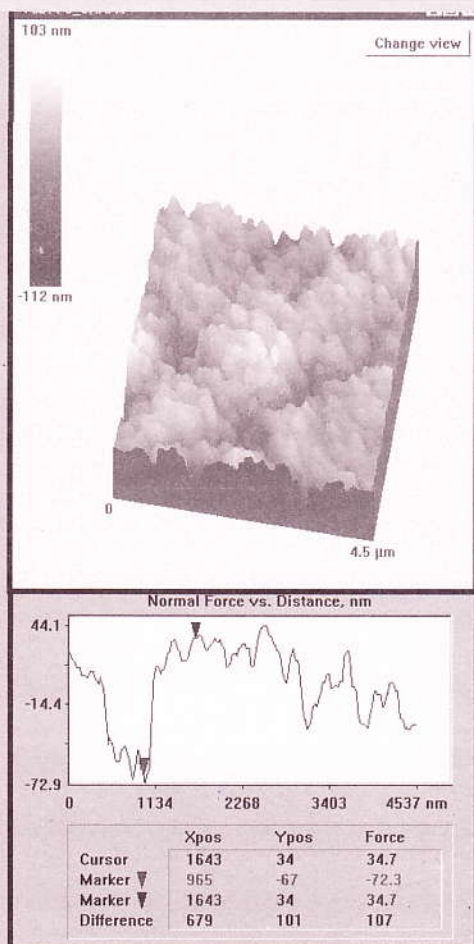


FIG. 4. Surface of new polyethylene (SFM).

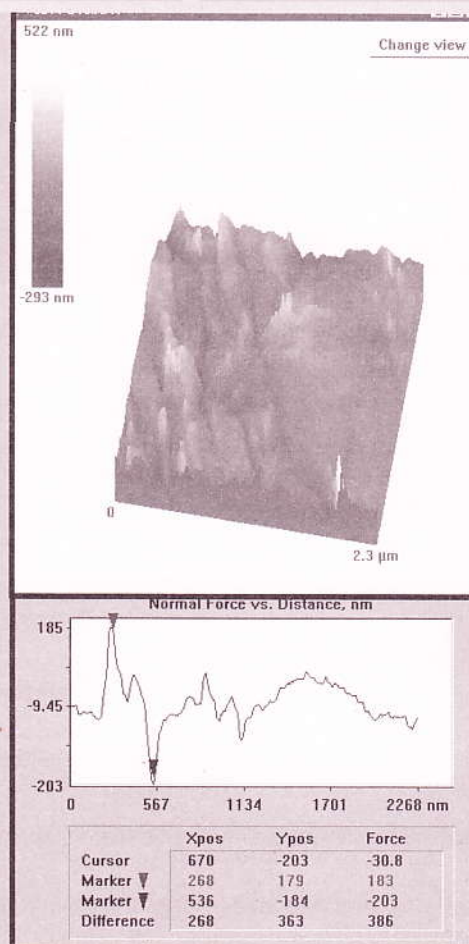


FIG. 4. Surface of old polyethylene.

cells cultured on the old polyethylene is nearly twice higher than on the new one. (FIGS.2, 3). The results of SFM studies (FIG.4) showed differences in the surface of estimated samples. It has been stated however, that the scanning force microscope (SFM) is not a suitable tool for the analysis of this type; the analysed area being very small compared with the whole surface of the sample subjected to the biological test.

Discussion

At present, polyethylene has become a commonly used implantation material in the joint replacement surgery. Years ago, when it was first introduced to orthopaedic surgery, it was regarded as biologically neutral. However, there have been increasing number of reports indicating that this material after long implantation can produce harmful biological

reactions in the periprosthetic tissues [9,10,20,22,23,26]. This especially refers to small polyethylene fragments, which are rubbed off and released from the surface of the cup of the hip prosthesis and evoke an inflammatory reaction, induced by prolonged irritation of the surrounding tissues [13,14,18,19]. It is well known that the internal structure of polyethylene is non-uniform and contains crystalline and amorphous phases [1]. It is not unlikely that these two phases may cause different biological reactions in the periprosthetic tissues. Since we know that the ageing polyethylene changes its internal structure and degree of crystallisation [16,17,28] we may ask whether or not such alteration of the polyethylene structure could evoke different tissue reactions. The obtained results show that the viability of macrophages cultured with the samples of old polyethylene, from the retrieved cups, was lower and that

10
.....

release of proinflammatory cytokines was increased. It cannot be excluded that the deep internal structural changes of polyethylene may have influence on the structure of the cup surface, which is in contact with the host body fluids and the cells responsible for inflammatory reactions. This could be an additional factor that, independently of the irritating influence of small polyethylene fragments, causes harmful inflammatory tissue reactions and provokes aseptic loosening of the hip prostheses.

References

- [1] Boenig HV. Structure and properties of polymers. In: Niedenzu K, Zimmer H, eds. Thieme Editions in chemistry and related areas. Stuttgart, etc; Georg Thieme Publishers, 1973;140-77.
- [2] Callery P.M., Kamei T., Flye M.W.: Endotoxin stimulates IL-6 production by human Kupffer cells; *Circ Shock* 37, (1992), 185-188
- [3] Collins DN, Chetta SG, Nelson CL. Fracture of the acetabular cup; a case report. *J Bone Joint Surg [Am]*, 64-A, (1982), 939-40.
- [4] Cooper J.R., Dowson D., Fisher J. Macroscopic and microscopic wear mechanism in ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear*, 162-164, (1993), 378-384.
- [5] Denizot F., Lang R.: Rapid colorimetric assay for cell growth and survival. Modification to the tetrazolium dye procedure giving improved sensitivity and reliability. *J. Immunol Methods* 89, (1986), 271-277.
- [6] Darlington G.J., Wilson D.R., Lachman B.: Monocyte-conditioned medium, interleukin-1, and tumor necrosis factor stimulate the acute phase response in human hepatoma cells in vitro. *J Cell Biol*, 103, (1986), 787-793.
- [7] Durum S.K., Oppenheim J.J.: Macrophage derived mediators: Interleukin-1, Tumor Necrosis Factor α , Interleukin-6, interferon and related cytokines. *Fund Immunol.* (1986), 639-642.
- [8] Frokjaer J., Deleuran B., Lind M.: Polyethylene particles stimulate monocyte chemotactic and activating factor production in synovial mononuclear cells in vivo. An immunohistochemical study in rabbits. *Acta Orthop Scand.* 66, (1995), 303-307.
- [9] Howie D.W., Haynes D.R., Rogers S.D., McGee M.A., Pearsy M.J.: The response to particulate debris. *Orthopedic Clinics of North America*, 24, 4, (1993), 571-581.
- [10] Jasty M., Smith E. Wear particles of total joint replacement and their role in periprosthetic osteolysis. *Current opinion in rheumatology*, 4, (1992), 204-209.
- [11] Maloney W., Jasty M., Rosenberg A., Harris W.: Bone analysis in well-fixed cemented femoral components. *J Bone Joint Surg.* 72-B, (1990), 966-970.
- [12] McKellop HA, Shen FW, Campbell P, Ota T.: Effect of molecular weight, calcium stearate, and sterilization methods on the wear of ultra high molecular weight polyethylene acetabular cups in a hip joint simulator. *J Biomed Mater Res.* 33(2), (1996), 73-82.
- [13] Mirra J.M., Amstutz H.C., Matos M., Gold R.: The pathology of the tissues and its clinical relevance in prosthesis failure. *Clin Orthop.* 117, (1976), 221-5.
- [14] Murray D., Rushton N.: Macrophages stimulate bone resorption when they phagocytose particles. *J Bone Joint Surg.* 72-B, (1990), 988-992.

Conclusions

1. Viability of macrophages cultured with the samples of polyethylene from retrieved hip prostheses is decreased.
2. Macrophages cultured with the samples of polyethylene from retrieved hip prostheses release more proinflammatory cytokines IL-6 and TNF α .
3. Decreased vitality and increased release of cytokines indicate that the ageing polyethylene causes a more pronounced biological reaction.

- [15] Otfinowski J., Dutka J.: Złamanie panewki polietylenowej jako wczesne powikłanie całkowitej alloplastyki stawu biodrowego. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.*, 56, (1991), 150-4.
- [16] Otfinowski J., Dutka J., Pawelec A.: Zmiana krystaliczności polietylenu w uszkodzonych panewkach endoprotez stawu biodrowego typu Wellera. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.*, 57, (1992), 111-4.
- [17] Otfinowski J., Pawelec A.: Changing crystallinity of polyethylene in the acetabular cups of Weller hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 77-B, (1995), 802-805.
- [18] Pezzaglia U.E., Dell, Orbo C., Wilkinson M.J.: The foreign body reaction in total hip arthroplasties; a correlated light microscopy, SEM and TEM study. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 106, (1987), 209-19
- [19] Revell P.A., Weightman B., Freeman M.A., Roberts B.V.: The production and biology of polyethylene wear debris. *Arch Orthop Trauma Surg.* 91, (1978), 167-81.
- [20] Rudzki Z., Otfinowski J., Stachura J.: The histological appearance of the periprosthetic capsule in failed total hip arthroplasty differs depending on the presence of polyethylene acetabulum destruction, iliac bone damage and presence of infection. *Pol. J. Patholog.*, 47, 1, (1996), 19-25.
- [21] Salvati EA, Wright TM, Burstein AH, Jacobs B.: Fracture of polyethylene cups: report of two cases. *J. Bone Joint Surg [AM]* 61-A, (1979), 1239-42.
- [22] Schmalzried T.P., Jasty M., Harris W.H.: Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. *J. Bone joint Surg.* 74-A, (1992), 849-63.
- [23] Schmalzried T.P., Kwong L.M., Jasty M., et al.: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty: analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop* 274, (1992), 60-78.
- [24] Thirupathi R.G., Husted C.: Failure of polyethylene acetabular cups; two case reports. *Clin Orthop.* 179, (1983), 209-13.
- [25] Weightman B, Isherwood DP, Swanson SAV.: The fracture of ultrahigh molecular weight polyethylene in human body. *J. Biomed Mater Res.* 13, (1979), 669-72.
- [26] Willert H.G., Semlitsch M.: Reaction of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J. Biomed. Mater. Res.* 11, (1977), 157-164.
- [27] Williams R.P., McQueen Da.: A histopathologic study of late aseptic loosening of cemented total hip prosthesis. *Clin. Orthop.* 275, (1992), 174-9.
- [28] Witkiewicz H., Deng M., Vidovszky T., Bolander M.E., Rock M.G., Morrey B.F., Shalaby S.W.: A differential scanning calorimetry study of retrieved orthopedic implants made of ultrahigh molecular weight polyethylene. *Arch Orthop Trauma Surg.* 117(1-2),

STAW SKOKOWO-GOLENIOWY W ASPEKcie LECZENIA USZTYWNIENIEM LUB ALLOPLASTYKĄ

JANUSZ KUBACKI

ODDZIAŁ ORTOPEDII I CHIRURGII URAZOWEJ WOJEWÓDZKIEGO SZPITALA SPECJALISTYCZNEGO IM. NMP W CZĘSTOCHOWIE

Streszczenie

Omówiono przyczyny występowania zaawansowanych zmian chorobowych stawu skokowo-goleniowego. Podano wskazania i przeciwwskazania do usztywnienia stawu i alloplastyki. Na podstawie analizy wyników niektórych prac po endoprotezoplastyce, oraz zalet i wad artrodezy wyrażono pogląd, iż usztywnienie w stawie jest alternatywą alloplastyki.

Wstęp

Staw skokowo-goleniowy ze względu na swoje usytuowanie i obciążenia stopy, jest narażony na urazy o wiele częściej, aniżeli inne stawy kończyny dolnej. Rozległość uszkodzeń zależy od wielkości i kierunku działania siły, wytrzymałości tkanek kostnych i miękkich - w szczególności więzadeł.

Mechanizm urazów jest złożony, a różnorodność uszkodzeń jest niełatwa do sklasyfikowania. Występują skręcenia, podwichnięcia, złamania i wszystkie możliwe odmiany mniej, lub bardziej rozległego zaawansowania obrażeń.

Utrzymanie równowagi i przenoszenie ciężaru ciała na przegub skokowo-goleniowy, gdzie główną rolę odgrywa bloczek kości skokowej, jest przyczyną częstych urazów kostno-więzadłowych. Nierozpoznane, nieleczone, lub niewłaściwie leczone drobne urazy stawu i jego okolic, są czynnikiem powstawania zmian zwyrodnieniowych /OA/. Zmiany

ANKLE - JOINT IN THE ASPECT OF THE ARTHRODESIS TREATMENT OR ARTHROPLASTY

...11...

JAUSZ KUBACKI

ST.MARY'S HOSPITAL IN CZĘSTOCHOWA
ORTHOPAEDICS AND TRAUMATIC SURGERY DEPARTMENT

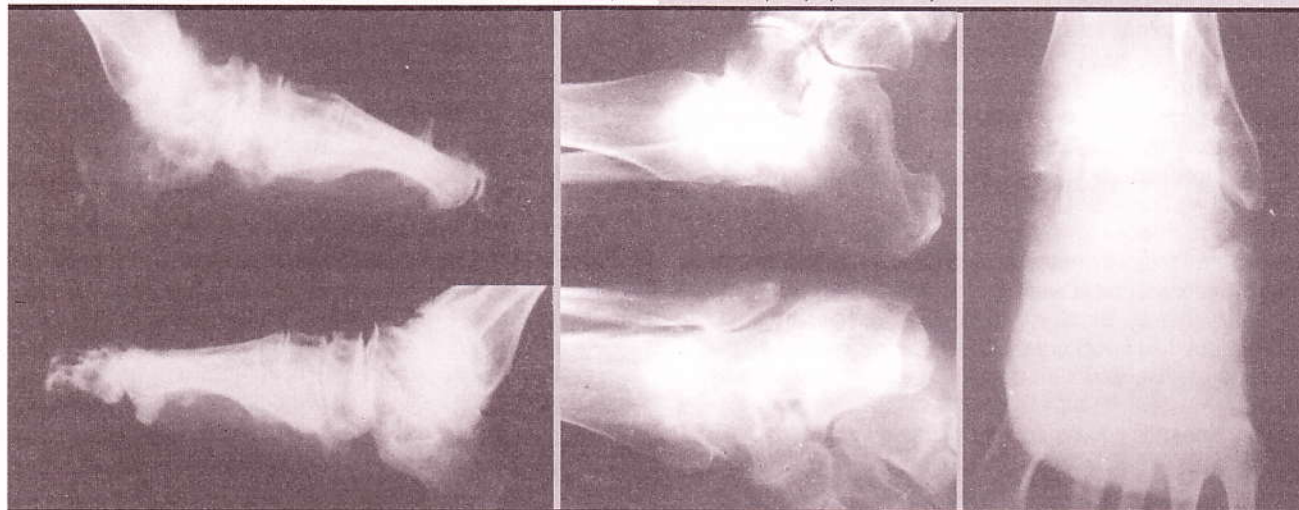
Summary

The reasons of lesions in the Ankle-joint have been discussed. Indications and contraindications for arthrodesis and arthroplasty have been given. On the basis of the result analysis of some works after arthroplasty the opinion has been expressed that arthrodesis is an alternative of arthroplasty.

Key words: functional anatomy, biomechanics, arthrodesis, arthroplasty.

Introduction

The Ankle-joint, because of its position and foot weight, is exposed to trauma much more frequently than other joints of the limb. The extent of injury depends on the amount and direction of the force resistance of bone and soft tissue, particularly ligaments. The trauma mechanism is complicated and diversity of injury is not easy to classify. These are distorsio, subluxatio, fracture and all the other varieties of more or less extensive progression of injury. Keeping balance and moving the body weight onto articulation talocruralis where trochlea talus plays the main function, is a frequent cause of ligamento-osseous traumas. Lack of diagnosis or treatment, or improper treatment of minor joint or its region traumas can cause degenerative lesion. Degenerative lesions of joint are secondary and are usually traumatic (OA), (FIGS.1,2).



RYS. 1. Zmiany zwyrodnieniowe stawów skokowych.

FIG. 1. Degenerative lesions of the ankle-joint (OA).

RYS. 2. Zmiany zwyrodnieniowe, pourazowe.

FIG. 2. Posttraumatic deformity.

RYS. 3. Zmiany reumatoidalne, śródstawowe.

FIG. 3. Rheumatoid changes (RA).

zwyrodnieniowe w stawie są wtórne i zwykle pochodzenia urazowego (RYS. 1, 2).

Zmiany reumatoidalne (RA) występują o wiele rzadziej, aniżeli w stawie kolanowym, są jednak istotną przyczyną destrukcji powierzchni stawowych i uszkodzeń więzadeł. Postępujący proces zapalny niszczy chrząstkę stawową, a ziarnina reumatoidalna rozwłóknia więzadła, ścięgna i uszkadza ich przyczepy kostne (RYS. 3).

Przyczyną zniekształceń śródstawowych, występowania cech niestabilności, mogą być zarówno zmiany zwyrodnieniowe, pourazowe i reumatoidalne [1,19,20].

Anatomia czynnościowa

Staw skokowo-goleniowy, zwany stawem skokowym górnym, jest połączeniem pomiędzy golenią a stopą, poprzez kość skokową i powierzchnie stawowe piszczeli, oraz obydwie kostki - boczną, przyśrodkową; kość skokowa oprócz łącznika spełnia rolę bufora.

Jest to typowy staw zawiasowy z poprzecznie ustawioną osią obrotu przebiegającą przez środek bloczka kości skokowej i obydwie kostki.

Ruchy kości skokowej w stosunku do goleni odbywają się dookoła tej osi w kierunku grzbietowym - zgięcia grzbietowego i podeszwowym - zgięcia podeszwowego. Jest to typ stawu jednoosiowego, bloczkowego.

Główkę stawu stanowi bloczek kości skokowej, panewkę - powierzchnia stawowa piszczeli i widełki obydwu kostek, które ujmują bloczek z obydwu boków nie pozwalając na ruchy boczne. Bloczek kości skokowej porównywany jest niekiedy do walca, nie jest jednak typowym sztywnym przegubem. Płaszczyzny prostopadłe do jego długiej osi, nie są do siebie równoległe, oddalają się od siebie w kierunku ku przodowi, zbliżają w kierunku ku tyłowi i dołowi. W zgięciu grzbietowym, pomiędzy kostki wklina się przednia, szersza część bloczka hamując dalsze zginanie przez oparcie szyjki o brzeg przedni powierzchni stawowej piszczeli. W zgięciu podeszwowym, tylna, węższa część bloczka wklinając się pomiędzy kostki, jest ograniczona oparciem wyrostka tylnego kości skokowej o brzeg tylny powierzchni stawowej piszczeli.

W pozycji zgięcia podeszwowego, kiedy w kleszczach kostek pozostaje węższa część powierzchni bloczka, powoduje to powstanie pewnego stopnia luzu, który jest hamowany przez napięcie mięśni, więzadła i przednią ścianę torebki stawowej. W obydwu pozycjach ustawienia stopy w stosunku do goleni, torebka stawowa wraz z silnymi więzadłami, stabilizują staw.

Pomimo wymienionych ograniczeń anatomicznych i mechanicznych ruchów zgięcia i wyprostu, cały układ jest o wiele bardziej złożony.

Hamilton twierdzi, że kluczem do zrozumienia fizjologii ruchomości w stawie, jest złożony ruch kości skokowej, który wywołuje ruch poślizgowy bloczka względem piszczeli z niewielką rotacją wewnętrzną lub zewnętrzną, na którą ma wpływ więzozrost piszczelowo-strzałkowy, jako część błony międzykostnej. Błona międzykostna jest silnym stabilizatorem obydwu kości goleni, oraz wpływa na ruchomość rotacyjną i teleskopową ku górze i ku dołowi kości strzałki [8].

Według Kapandji'ego, w zgięciu grzbietowym stopy, wklinająca się szersza część bloczka powoduje rozsuniecie się widełek, strzałka przesuwana się do góry, rotuje na zewnątrz i odstaje do boku o około 5 mm (RYS. 4,5).

Przy zgięciu podeszwowym, kostka boczna zbliża się do powierzchni stawowej piszczeli, przesuwana się ku dołowi i rotuje na zewnątrz. Ruchy rotacji w zgięciu i wyproście są dość znaczne i wynoszą około 30° [11]. Jak z tego wynika, przegub skokowo-goleniowy jest bardzo elastyczny i reaguje wielokierunkowo na zmiany położenia stopy w stosunku do

Rheumatoid changes (RA) occur much more seldom than in a knee-joint but they are a fundamental reason of joint surface destruction and ligament injury. Developing lesion destroys cartilage articular and rheumatoid granular fibrillose ligaments, tendons and destroys their bone attachment. The reason of intraarticular deformity, the occurrence of instability feature, can be both deformities posttraumatic and rheumatoid changes (FIG. 3) [1,19,20].

Functional anatomy

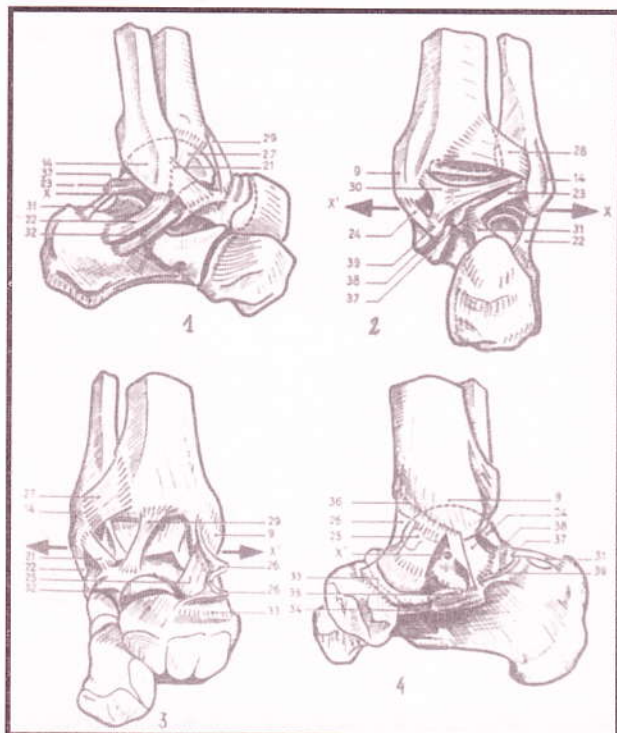
Total Ankle-joint, called ankle-joint superior is a junction between tibia and foot, along talus bone and articular surface and both ankles - lateral, medial; talus bone joints the function of connector and buffer. It's a typical hinge-joint with vertically set rotation axis running through trochlea talus and both ankles. The movements of a talus bone in relation to tibia, take place around this axis dorsum - flexion dorsal and plantar - flexion plantar. It's a one-axis trochlea joint type. Trochlea talus constitutes joint head acetabulum - tibia articular surface and fork of both ankles, which limit lateral movements. Trochlea talus is sometimes compared to a cylinder, but it isn't a typical stiff joint. The perpendicular surfaces along axis are not parallel, they move away from each other forwards, and approach backwards and downwards. In dorsal flexion, a wider part of trochlea wedges between ankles limitation further flexion by neck position front margin of articular tibia surface.

In plantar flexion, a posterior narrower part of trochlea wedging between ankles, is limited by the position processes posterior of talus bone, in relation to the posterior articular tibia surface. In plantar flexion position, when a narrow part of trochlea surface remains in the pincers some mobility is created, which is limited by muscular tension, ligaments and capsular articular. In both directions with strong ligaments, stabilize the joint. Apart from the above mentioned anatomical and mechanical movement, limitation of flexion and extension the whole system is much more complicated.

Hamilton claims that the key to understanding movement physiology is complicated movement of talus bone, which makes a sliding movement of trochlea in relation to tibia with a little intern or extern rotation, which is influenced by syndesmosis tibio-fibular, as a part interossea membrane. Interossea membrane is a strong stabilizer of both tibia bones, and influences rotational and telescopic mobility of personal bone, upwards and downwards [8].

According to Kapandji, in dorsal foot flexion, the wedging, wider part of trochlea makes the fork move away, peroneal bone moves upwards, rotates externally and it is pushed away about 5 mm sideways (FIGS. 4,5).

In plantar flexion, lateral malleolus approaches the tibial articular surface, moves downwards and rotates externally. The rotational movement in flexion and extension are quite considerable about 30° [11]. It's evident that total ankle-joint is very elastic and reacts in many directions to the foot position changes in relation to the tibia. On the other hand, it has advantageous strong actions, in which weight has a considerable influence on the whole posterior limb function. The influence of muscles on ankle joint and foot, in physiological position in the tibio-talar joint itself and also in hip and knee, protects the patient from falling forwards and backwards. As the centre of gravity is changeable, also due to superior limb influence, compensation in these three joints is the condition of protecting a standing position. Tibia flexion muscles influence a standing position in the following order: triceps surae, flexor hallucis longus, tibialis posterior, flexor digitorum longus and eroneus tertius. These muscles working against the gravity force, are almost four



RYS. 4. Budowa anatomiczna stawu skokowego wg Kapandji'ego.

1. rzut zewnętrzny: 21-więzadło skokowo-strzałkowe przednie, 22-więzadło strzałkowo-piętowe, 23-więzadło skokowo-strzałkowe tylne, 27-więzadło piszczelowo-strzałkowe przednie, 31-więzadło skokowo-piętowe tylne, 32-więzadło skokowo-piętowe boczne;
2. rzut tylny: 28-więzadło piszczelowo-strzałkowe tylne, 30-więzadło skokowo-piszczelowe tylne, linia X-X'-poprzeczna oś obrotu;
3. rzut przedni: 21-więzadło skokowo-strzałkowe przednie, 25-więzadło skokowo-piszczelowe przednie, 27-więzadło piszczelowo-strzałkowe przednie, 29-więzadło piszczelowo-skokowe przednie;
4. rzut wewnętrzny: 24-więzadło skokowo-piszczelowe tylne, 25-więzadło skokowo-piszczelowe przednie, 26-więzadło trójkątne.

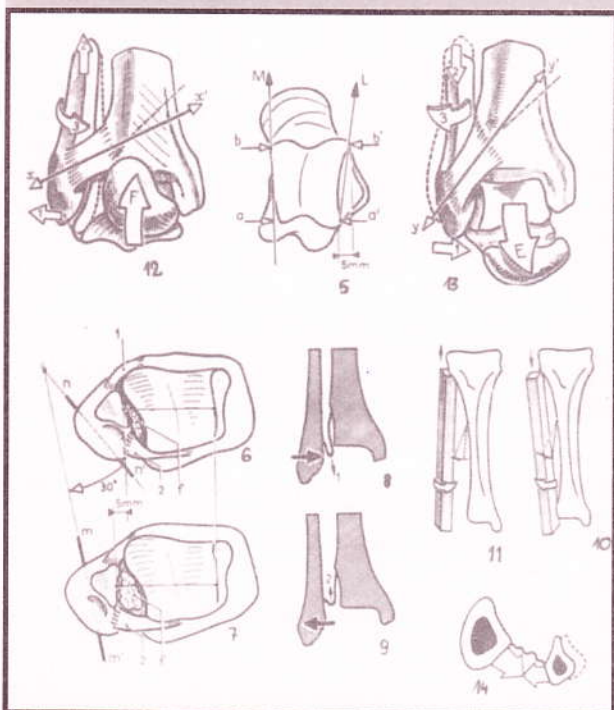
FIG. 4. Anatomic structures of the ankle according Kapandji.

1.projection externe: 21- lig.talo-peroneal anterior, 22-lig.calcaneo-peroneal, 23-lig.talo-peroneal post., 27-lig.tibio-peroneal ant., 31-lig.calcaneo-talar post., 32-lig.calcaneo-talar last.;

2.projection posterior: 28-lig.tibio-peroneal post., 30-lig.tibio-talar post., Line X-X' axial transversal;

3.projection anterior: 21-lig.talo-peroneal ant., 25-lig.tibio-talar ant., 27-lig.tibio-peroneal ant., 29-lig.tibio-talare post.;

4.projection intern: 26-lig.delloideum.



RYS. 5. Fizjologiczna ruchomość w stawie piszczelowo-strzałkowym dalszym wg Kapandji'ego.

5-bloczek kości skokowej ograniczony płaszczyznami: przyśrodkową M-M i boczną L-L. Różnica pomiędzy częścią przednią i tylną bloczka wynosi 5 mm: a-a', b-b';
6-rotacja strzałki /kostki bocznej/ przy ruchach zgięcia podaszewowym rotuje się na zewnątrz, przesuwa się ku dołowi i zbliża się do powierzchni stawowej piszczeli;
7-w zgięciu grzbietowym, kostka boczna oddala się do boku, przesuwa ku górze i rotuje do wewnątrz; wielkość rotacji ocenia się na 30°;
8,9,10,11,12,13,14-przedstawiają fizjologiczną ruchomość kostki bocznej podczas zgięcia i wyprostowania z wyrzutowaniem osi X-X' i Y-Y' działania więzozrostu piszczelowo-strzałkowego.

FIG. 5. Mobility functional for distal tibio-peroneal joint according Kapandji.

5.trochlea talus bone limited surfaces articular: medial M-M, lateral L-L. Difference among part anterior and posterior make for 5 mms: a-a', b-b';

6.in flexion plantar - rotation of the perone externe, bone approach at surface tibial articular;

7.in flexion dorsal - malleolus lateral go away for lateral, shift at superior side and is rotation intern;

8,9,10,11,12,13,14 - present movement physiologic malleolus lateral in tractu flexion and extension by line X-X' and Y-Y' activity syndesmosis tibio-peroneal.

goleni. Z drugiej strony ma korzystne, silne zabezpieczenia dla utrzymania funkcji w stawie, w którym obciążenie ma istotny wpływ na pracę całej kończyny dolnej.

Działanie mięśni na staw skokowy i stopę przy ustawieniu fizjologicznym w samym stawie skokowo-goleniowym, biodrowym i kolanowym, zabezpiecza człowieka przed upadkiem do przodu i do tyłu. Ponieważ środek ciężkości ciągle się zmienia, także pod wpływem kończyn górnych, kompensacja w tych trzech stawach, jest warunkiem zabezpieczenia pozycji stojącej. Na pozycję wyprostną, mają wpływ

times stronger than extensors.

In talo-tibial joint there is a constant process of balancing of tibia which is situated on trochlea talus bone. This balancing depends on foot position in relation to tibia and keeping the gravity centre in the best position will be important during surgical arthrodesis [17].

The aim of this work is the attempt to present surgical treatment methods in deformities, destruction of articular surfaces based on biomechanics and alloplasty joint possibilities. The methods of surgical treatment intraarticular defor-

również mięśnie zginacze goleni w kolejności ich znaczenia: trójgłowy łydki, zginacz długi palucha, strzałkowy długi, piszczelowy tylny, zginacz długi płaców i strzałkowy trzeci. Mięśnie te działając przeciwko sile ciężkości, są prawie 4-krotnie silniejsze od prostowników.

W stawie skokowo-goleniowym dochodzi do ciągłego balansowania goleni opartej na bloczku kości skokowej, które jest zależne od ustawienia stopy w stosunku do goleni i utrzymania środka ciężkości w najbardziej korzystnym urzutowaniu dla ciała pacjenta. To ustawienie, będzie miało znaczenie przy próbie operacyjnego usztywnienia stawu [17]. Celem pracy jest próba przedstawienia operacyjnych metod leczenia w zniekształceniach, destrukcji powierzchni stawowych w oparciu o biomechanikę i możliwości alloplastyczne stawu. W zaawansowanych śródstawowych zmianach zwyrodnieniowych, zniekształceniach pourazowych nasad, w reumatoidalnym zapaleniu stawów, które w sposób istotny upośledzają funkcje stawu i całej stopy, omówiono sposoby leczenia operacyjnego usztywnieniem - artrodezą i endoprotezoplastyką.

Usztywnienie stawu - artrodeza, endoprotezoplastyka

Izolowane ostre uszkodzenia więzadłowe, występujące częściej po stronie bocznej, lub współistniejące w złamaniach, leczone są zwykle nastawieniem i unieruchomieniem. Jeśli występują cechy niestabilności wówczas wymagają rekonstrukcji chirurgicznej, stabilizacji kostnej i dłuższego unieruchomienia.

Zaniedbane obrażenia więzadłowe, są także przyczyną wystąpienia objawów niestabilności, które w zależności od typu i stopnia uszkodzeń, kwalifikują się do operacji. Niestabilność w stawie prowadzi do trwałych zniekształceń, które mogą być wskazaniem do usztywnienia, lub endoprotezoplastyki. Uszkodzenia więzadłowe i kostne nawet niewielkiego stopnia, są przyczyną powstawania zmian zwyrodnieniowych.

Zmiany reumatoidalne z uszkodzeniem chrząstki stawowej, prowadzące do rozluźnienia zawartości stawu i nakładające się na nie zmiany zwyrodnieniowe, wpływają na stabilność stopy. Po dłuższym czasie występowania zaburzeń funkcjonalnych, pogłębienia się cech niestabilności, staw skokowo-goleniowy wymaga leczenia chirurgicznego o charakterze artrodezy, lub endoprotezoplastyki.

Wskazania do usztywnienia stawu podaje TABELA 1.

Zniszczenie powierzchni stawowych przez proces reumatoidalny (RA) Rheumatoid destruction of articular surface (RA)	Zmiany zwyrodnieniowe śród- i okołostawowe (OA) Degenerative changes intra- and periarticular (OA)	Zmiany pourazowe Posttraumatic changes
	- ból, obrzęki pain, cedemas - zrosty, częściowe usztywnienie stiffness, partial arthrodesis - bolesne ograniczenie ruchomości painful limited mobility - upośledzenie chodu handicapped walking	- zmiażdżenia, martwice kości skokowej conquassation, necrosis aseptica of talus bone - wadliwe wygojenie złamania deformities after fractures - niestabilność pourazowa pochodzenia więzadłowego ze zniekształceniem śród- i okołostawowym posttraumatic ligament instability with intra- and periarticular deformities

TABELA 1. Wskazania do usztywnienia stawu skokowo-goleniowego.
TABLE 1. Indications for arthrodesis total ankle-joint.

Ból, przewlekły obrzęk, bolesne ograniczenie ruchu, upośledzenie chodu, niestabilność, kwalifikują się do artrodezy.

mities posttraumatic a epiphysein RA which in great deal limit the functions of the joint and the whole foot.

Arthrodesis and Arthroplasty

Isolated acute ligament injury, situated more frequently on lateral side, or coexisting in fracture, is usually cured by adjustment and immobilisation.

In there are instability symptoms, surgical reconstruction, bone fixation and a longer period of immobilization are required. Neglected ligament injuries can also cause instability symptoms, which according to the type and degree of deformity - are qualified for an operation. Joint instability leads to permanent deformities, which may indicate arthrodesis or arthroplasty. Ligament and bone injuries even of small degree cause degenerative changes.

RA changes with articular cartilage leading to congruence joint and degenerative changes, foot influence stability. After a long period of dysfunction increasing instability symptoms, total ankle requires arthrodesis or arthroplasty. Indications to joint arthrodesis are shown in TABLE 1.

Pain, chronic oedema, painful movement limitations, handicapped walking, instability are qualified for arthrodesis. Arthrodesis eliminates pain and joint movement, continuous inflammatory states and stiff acts as support (FIG. 6). Different methods of eliminating joint movement have been used: bone resections, mobile bone elements, single implants and liofilises fragments. Functional foot position in relation to tibia is the main condition of walking efficiency. Talo-calcaneo, navicularis and talo-calcaneo joint take over to a certain extend - the movement of flexion and extension [4,6,7].

The research on talo-tibial prosthesis has been accelerated in the last 25 years. Works have been aimed at establishing the movement axis, the dependences of articular surfaces, their resistance and reaction to workload. Three geometrical types of joint surface contact have been classified: trochlear-concavo-convexo, convexo-concavo. It is considered that prosthesis should have a multiaxial and prosthesis durability (FIGS. 7,8,9). Indications to arthroplasty are shown in TABLE 2.

Up to the 1980s one-axial types of prosthesis were dominating: Mayo Oregon, St.Georg I, II, ICLH and the other ones. Then multi-axial types such as: Waugh's, TPR (Smith and Nephew Richards), Newton's and the others were used. Since mid - 80s, a continuously improved New Jersey LCS

type prosthesis has been implanted [5,9,13,15,16]. In 1974s New Jersey Centre published after a two year - observations the results of cylindrical prosthesis in which there were

Artrodeza znosi ból i ruch w stawie, powoduje ustąpienie ciągłych zaostrzeń stanów zapalnych, a usztywniony przegub spełnia rolę podporową (RYS. 6).

Ruch w stawie starano się wyeliminować różnymi metodami - resekcjami kostnymi, przesuwalnymi elementami kostnymi, wolnymi przeszczepami, liofilizowanymi. Ustawienie funkcjonalne stopy w stosunku do goleni, jest głównym warunkiem, którego spełnienie wpływa na wydolność i sprawność chodu. Ruchy zgięcia i wyprustu w pewnym stopniu przejmują stawy skokowo-piętowo-lódkowy i skokowo-piętowy [4,6,7].

Od 25 lat, nastąpiło przyspieszenie badań nad wprowadzeniem protezy stawu skokowo-goleniowego. Prace szły w kierunku ustalenia osi obrotu, wzajemnych zależności powierzchni stawowych, ich odporności i zachowań podczas obciążenia. Wyodrębniono trzy typy geometrycznego kontaktu powierzchni stawowych: bloczkowy, wklęsło-wypukły i wypukło-wypukły. Obecnie uważa się, że proteza powinna mieć wieloosiową oś obrotu, co zabezpiecza funkcje w stawie i trwałość protezy (RYS. 7,8,9). Wskazania do endoprotezoplastyki stawu przedstawia TABELA 2.

50% of implant loosening. Observations have been much better since then. The next following observations were much better. In 1979 at the meeting in San Francisco, Buechel presented the result of 292 prostheses and he stated only 6,4% of cases with loosened implants; the other complications didn't exceed 3% [2]. In 1981 Stauffer resented the results of Mayo type. He obtained 72% of good results. In the same year Lachiewicz and his co-workers published the results of arthroplasty in severe rheumatoid changes, getting good results [14,18]. In 1988 Buechel, Pappas and Iorio presented the first observations after the implant of a new generation prostheses, type New Jersey LCS Total Ankle (FIG. 10).

The prostheses consists of three components. Between two metal components covered with the bioactive layer on the bone side, there is an insert-plateau-tibial made polyethylene which works as an articular meniscus in the knee joint. The insert modelled to the shape metal components, may be of different size „slides” on the metal surfaces [3]. The first results of arthroplasty were not encouraging and in five cases there were complications.

Wskazania operacyjne do endoprotezoplastyki Surgical indications of arthroplasty	Przeciwwskazania do endoprotezoplastyki / Contraindications for arthroplasty	
	Bezwzględne Absolute	Względne Relative
- rozległe zmiany destrukcyjne powierzchni stawowych w RA i OA diffused destruction of articular surfaces in RA and OA - przewlekła niestabilność leczona zachowawczo lub operacyjnie bez efektu chronic instability without effects after surgical or conservative treatment - martwice aseptyczne kości skokowej necrosis aseptica of talus bone - rewizje po artroplastyce: przede wszystkim ból, upośledzenie funkcji stawu, niemożność chodzenia post arthroplasty revisions: pain, dysfunction of joint, impossible walking	- postępująca destrukcja stawu z absorpcją tkanki kostnej (martwica rozplywna) destruction of joint with absorption of bone tissue (colligative necrosis) - przewlekła infekcja lub stan po infekcji stawowej chronic infection or postinfection state - niewydolność krążeniowo-oddechowa i wydzielnicza renal cardiac and respiratory insufficiency - choroby mięśni, nerwowo-mięśniowe ze spastycznością diseases of muscles, neuromuscular spasticity - zakrzepica żył głębokich thrombosis	- wiek, nadwaga age, overweight - niewyjaśnione podwyższenie OB., leukocytoza elevated OB., leukocytosis - aktywność ruchowa wykluczająca ograniczenie poruszania się impossible reduction of motor activity - brak współpracy ze strony chorego, choroby psychiczne lack of co-operation from the patient, psychic disease

TABELA 2. Wskazania do endoprotezoplastyki.
TABLE 2. Surgical indications of arthroplasty.

Do lat 80-tych przeważały jednoosiowe typy protez: Mayo, Oregon, St. Georg I i II generacji, ICLH i inne. Później stosowano typy wieloosiowe jak: Waugh'a, TPR (Smith and Nephew Richards), Newtona i inne, a od połowy lat 80-tych, ciągle ulepszana proteza typu New Jersey LCS [5,9,13,15,16].

Począwszy od 1974 r. kiedy ośrodek w New Jersey opublikował po 2 latach obserwacji pierwsze wyniki endoprotezy cylindrycznej z 50% przypadków obluźowania implantów, następne obserwacje były już znacznie lepsze.

Już w 1979 r. na Zjeździe w San Francisco, Buechel przedstawił wyniki 292 endoprotezoplastyk i tylko w 6,4% przypadków stwierdził obluźowanie wszczepów; inne powikłania nie przekraczały 3% [2].

Stauffer w 1981 r. przedstawił wyniki po endoprotezie typu Mayo. Autor uzyskał 72% wyników dobrych. Lachiewicz i wsp. W tym samym roku opublikowali wyniki 3-letnich obserwacji po alloplastyce w ciężkich stanach reumatoidalnych, uzyskując dobre wyniki [14,18].

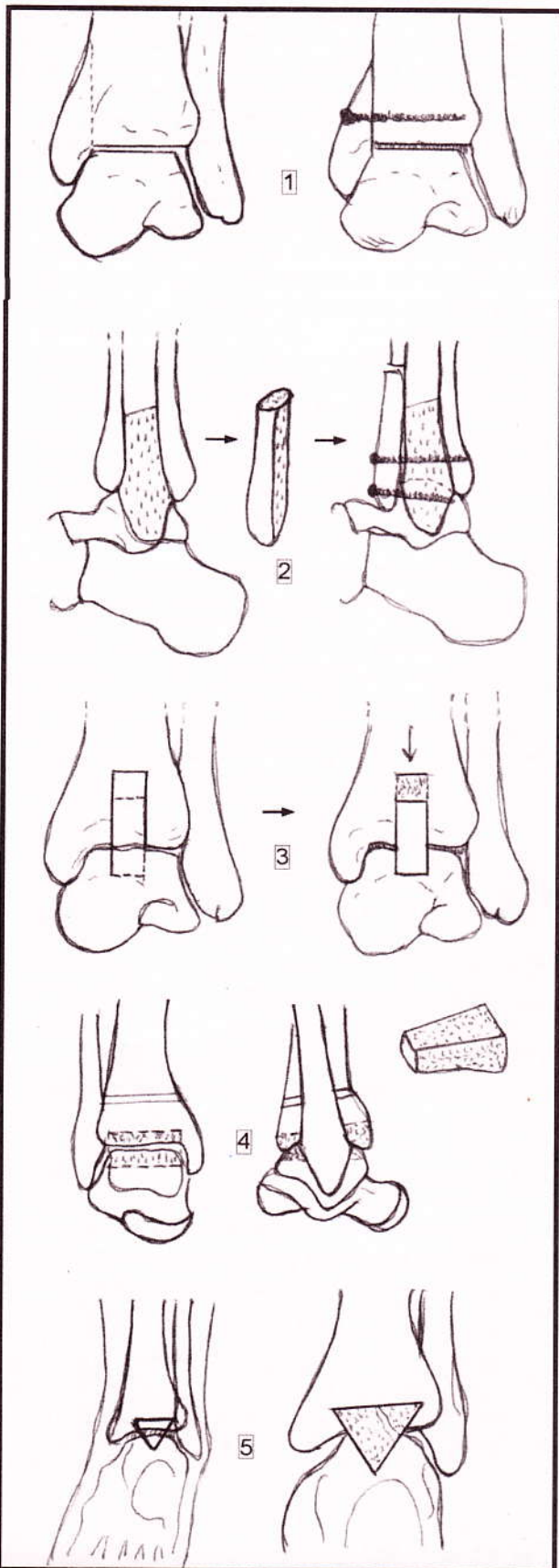
W 1988 r. Buechel, Pappas i Iorio przedstawili pierwsze obserwacje po protezie nowej generacji typu New Jersey LCS Total Ankle. Proteza składa się z trzech komponent: Pomiędzy dwoma komponentami metalowymi pokrytymi od strony kości warstwą bioaktywną - znajduje się wkładka z

In 1992 Jensen and Kroner gave the results of 30 prostheses type TPR carried out on 25 patients with the average five-year long observation. In this number there were 22 patients with RA. In 52% cases the authors stated the loosening of tibial components [10].

In 1996 Kitaoka and Patzer published the results of 160 arthroplasty type Mayo among 143 patients, 53% of good and satisfactory results and 119 unsatisfactory results were obtained. There were 36% of ablation (57 patients), and in 41% of cases (66 patients) reoperations were performed [12].

Final remarks

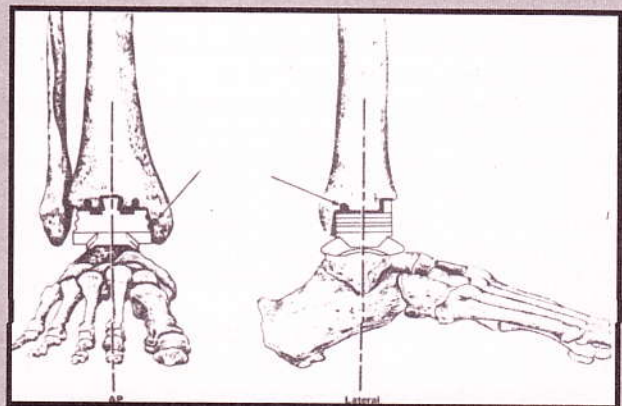
As it turns out from this review the results of total ankle alloplasty are not satisfactory because of the high percentage of failure. Prostheses of new generation, type New Jersey LCS are constantly modified. Prostheses need to be finish up and evaluated preferably after over a 5 year-long observation. In the country where prostheses have not been implanted yet, the single attempts which haven't been published or evaluated might have been carried out. Different factors influence the results, the level of rheumatoid changes - the activity and dynamics of inflammatory state,



RYS. 6. Sposoby usztywnień stawu, według:
1 - Glissana; 2 - Wilsona; 3 - Sorena; 4 - Chuinarda;
5 - Grucy.

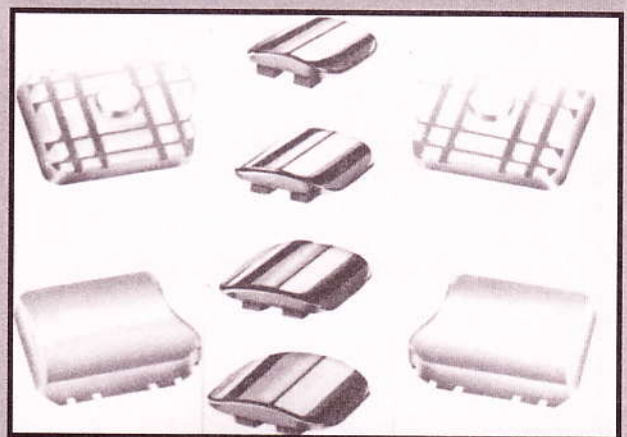
FIG. 6. Methods for arthrodesis according to:
1 - Glissan; 2 - Wilson; 3 - Soren; 4 - Chuinard;
5 - Gruca.

polietylenu, która działa jak łąkotka w stawie kolanowym.
Wkładka domodelowana do krzywizn stawowych kompo-



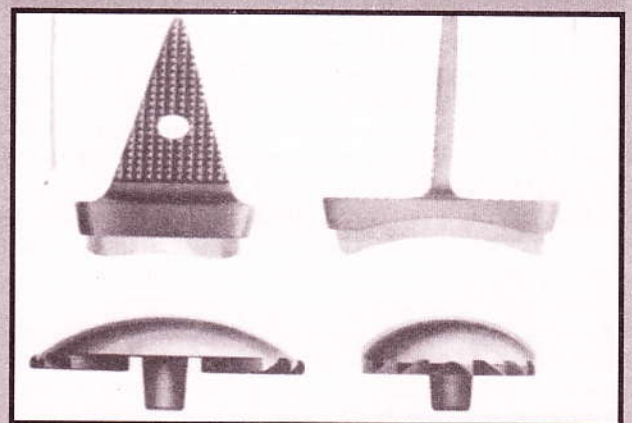
RYS. 7. Schemat A-P i bok protezy typu Oregon
(Oregon Total Ankle-Zimmer USA).

Strzałki wskazują warstwy cementu kostnego.
FIG. 7. Schemat A-P and lateral type Oregon
prosthesis (Oregon Total Ankle-Zimmer USA).
Arrows demonstrate the layers with a bone
cement.



RYS. 8. Proteza typu St. George-Link: Części
metalowe (w środku) na kość skokową, części
polietylenowe (po bokach) na powierzchnię
stawową piszczeli.

FIG. 8. Type St. George-Link prosthesis: metallic
parts (in the middle) for tatus bone, polyethylene
parts (on the sides) for tibial surface articular.



RYS. 9. Proteza typu Waugh'a (Howmedica): u
góry - część piszczelowa, u dołu - część
błoczkowa.

FIG. 9. Type Waugh (Howmedica) prosthesis: at
the top - tibial part, at the bottom - trochlear part.

also of other limb joint and the level of rheumatoid deformity
degree. In observations traumatic injuries are very sel-

ment, może być różnej wysokości, "ślizga się" na powierzchniach stawowych [3], (RYS. 10). Pierwsze wyniki po 23 endoprotezoplastykach były niezachęcające, w 5 przypadkach doszło do powikłań.

W 1992 r. Jensen i Kroner podali wyniki 30 endoprotezoplastyk typu TPR u 25 chorych ze średnim czasem obserwacji 5 lat. Przeważali chorzy z reumatoidalnym zapaleniem stawów w liczbie 22. W 52% przypadków autorzy stwierdzili obłuzowanie komponenty puszczelowej [10].

Kitaoka i Patzer w 1996 r. opublikowali wyniki 160 alloplastyk typu Mayo u 143 chorych. Uzyskano 53% wyników dobrych i zadawalających, 11% - złych.

Odklejeń było 36% (57 chorych), w 41% przypadków /66 chorych/ wykonano reoperacje [12].

Uwagi końcowe

Jak wynika z tego skróconego przeglądu, wyniki alloplastyki stawu skokowo-goleniowego nie satysfakcjonują ze względu na duży odsetek niepowodzeń. Endoprotezy nowej generacji typu New Jersey LCS są stale modyfikowane. Protezy wymagają dopracowania i oceny późnych wyników, najlepiej powyżej 5 lat obserwacji. W kraju, jeszcze do tej pory nie wszczepiano endoprotez; być może wykonywane pojedyncze próby nie były dotąd publikowane, ani oceniane.

Na wyniki wpływają różne czynniki, jak stopień zaawansowania zmian reumatoidalnych - aktywność i dynamika procesu zapalnego, także innych stawów kończyny, oraz stopień rozległości zmian zwyrodnieniowych.

W obserwacjach, bardzo rzadko jako pierwotną przyczynę zaawansowanych zmian śródstawowych, podaje się uszkodzenia urazowe.

W porównaniu z artrodezą, która wprowadza pewnego rodzaju zaburzenie mechaniki chodu, alloplastyka daje ruch i poprawę funkcji całej kończyny. Jednak w przypadkach zapalnych, poinfekcyjnych, kiedy jest przeciwwskazana, usztywnienie jest jedyną metodą pozwalającą choremu na swobodę poruszania się. Korzyści płynące z artrodezy są ogromne: zniesienie bólu i ustąpienie ciągłych zaostrzeń stanów zapalnych, zagojenie czynnych przetok.

Wykonanie endoprotezoplastyki powinno zakładać, iż w razie niepowodzenia, można będzie dokonać artrodezy. Stąd resekcje kostne przy wszczepianiu protezy, powinny być planowane oszczędnie.

Biorąc pod uwagę zalety i wady przedstawionych metod operacyjnego leczenia zaawansowanych zmian chorobowych w stawie skokowo-goleniowym, brak w kraju dostępu do endoprotez, artrodeza jest nie tylko alternatywą alloplastyki, ale w obecnym czasie, leczeniem z wyboru.

Piśmiennictwo

- [1] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia Człowieka. PZWL, Warszawa 1957.
- [2] Buechel F.F., Pappas M.J., Iorio L.I.: New Jersey low contact stress total ankle replacement: biomechanical rationale and review of 23 cementless cases. *Foot Ankle*, 1988; 8: 279-290.
- [3] Buechel F.F., Pappas M.J.: Total ankle replacement. *Joint replacement. State of the Art. /red/*: Coombs R., Gristina A., Hungerford D. Mosby Year Book. St. Louis-Baltimore-Boston-Chicago-Philadelphia-Sydney-Toronto. 1990; 357-362.
- [4] Chinard E.G., Peterson R.E.: Distraction-compression bone graft, arthrodesis of the ankle. A method especially applicable in Children. *J. Bone Jt Surgery*, 1963; 45-A: 481-490.
- [5] Elms S.N.: Total Ankle Arthroplasty. *J. Bone Jt Surgery*, 1982; 64-A: 104-111.
- [6] Mc Glamry E.D. /ed/ : Food Surgery. Williams and Wilkins, Baltimore, Hong-kong, London, Sydney. 1987.
- [7] Gruca A.: Chirurgia Ortopedyczna. PZWL, Warszawa 1983.

dom given as a primary reason of advanced intraarticular changes.

In comparison with arthrodesis which introduces a kind of walking disorder, arthroplasty gives movement and the improvement of the function of the whole limb. However, in inflammatory, post infection cases, when arthroplasty is not indicated, total ankle is the only method allowing the patients to move easily. There are great advantages of arthrodesis: pain removal and regression of continuous inflammatory conditions healing of active fistulas while implanting prosthesis it should be remembered that in

case of failure arthrodesis can be carried out. That's why bone resections during the implantation of prosthesis should be planned carefully.

Taking into consideration the advantages and disadvantages of surgical methods of treatment of advanced changes in talo-crural joint, the lack of prosthesis, arthrodesis is not only the alternative of arthroplasty, but it is also the best treatment available at the moment.



RYS. 10. Proteza typu New Jersey LCS składająca się z trzech części (wg Buechela i Pappasa).

FIG. 10. Type New Jersey LCS consisting of three components (according Buechel and Pappas).

References

- [8] Hamilton C.W.: Traumatic disorders of the ankle. Springer-Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, Tokyo. 1984.
- [9] Jakubowski S.: Dwadzieścia lat reumortopedii w Instytucie Reumatologii. *Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.*, 1986; 15: 333-343.
- [10] Jensen N.Chr., Kroner K.: Total Ankle Replacement: A Clinical Follow-Up Orthopedics. 1992; 15: 236-239.
- [11] Kapandji J.A.: Physiologie articulaire. Maloine, Paris 1975.
- [12] Kitaoka H.B., Patzer G.L.: Clinical Results of the Mayo Total Ankle Arthroplasty. *J. Bone Jt Surgery*, 1996; 78-A: 1658-1664.
- [13] Kubacki J.: Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych i rehabilitacyjnych. AWF, Katowice 1996.
- [14] Lachiewicz P.L., Inglis A.E., Romanof C.S.: Total ankle replacement in rheumatoid arthritis. *J. Bone Jt Surgery*, 1984; 66-A: 340-343.
- [15] Newton S.E.: Total Ankle Arthroplasty, clinical study of fifty cases. *J. Bone Jt Surgery*, 1982; 64-A: 104-111.
- [16] Samuelson K.M., Freeman M.A., Tuke M.A.: Development and evolution of the ICLH ankle replacement. *Foot Ankle*, 1982; 3: 32-36.
- [17] Sokołowska-Pituchowa J. /red/ : Anatomia Człowieka. PZWL, Warszawa 1983.
- [18] Stauffer R.N., Segal N.M.: Total Ankle Arthroplasty: four years experiences. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1981; 160: 217-221.
- [19] Tillman K.: Gelenkersatz. Aktueller Stand und Perspektiven. *Akt. Rheumatol.*, 1988; 13: 2-7.
- [20] Tylman D., Dziak A. /red/ : Traumatologia Narządu Ruchu. PZWL, Warszawa 1987.

ANALIZA AKTYWNOŚCI BIOELEKTRYCZNEJ MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA

WIESŁAW CHWAŁA, EMIL STASZKÓW, ROBERT WALASZEK

Wstęp

Ścięgno Achillesa jest najsilniejszym ścięgnem organizmu człowieka, jego wytrzymałość na obciążenie wynosi około 2000-3500 N [18]. Powstaje ono z połączenia ścięgniastych części m. brzuchatego łydki i m. płaszczkowatego w części dystalnej. Przyczepiając się do guza piętowego wykonuje 9/10 całej pracy wszystkich zginaczy podeszwowych stopy. W ciągu życia ukrwienie tego ścięgna ulega zmniejszeniu, co powoduje pogorszenie jego elastyczności i wytrzymałości mechanicznej [17]. Prowadzi to do zmian zwyrodnieniowych w obrębie ścięgna ułatwiających jego rozerwanie (nie zawsze przy wysiłkach o maksymalnej intensywności). Na patogenezę występowania uszkodzeń i całkowitego przerwania ciągłości ścięgna wskazują również Raunest i wsp. [12] oraz Thermann i wsp. [17].

Uprawianie sportu zwłaszcza wyczynowego, przebyte kilkakrotnie zapalenia ścięgna są czynnikami usposabiającymi do występowania zmian wstecznych w ścięgnię Achillesa [11]. Do przerwania ścięgna dochodzi zazwyczaj 2-6 cm powyżej guza piętowego. W 72% przypadków [6] do takiego uszkodzenia dochodzi w wyniku uprawiania sportu (w tym również sportu rekreacyjnego).

Rozpoznanie uszkodzenia ścięgna opiera się na wywiadzie, badaniu klinicznym i badaniu USG. W wywiadzie chory najczęściej skarży się na ostry, gwałtowny ból poniżej łydki, często powodujący upadek i uniemożliwiający dalszą aktywność ruchową.

Badaniem klinicznym stwierdza się: niezdolność stania na palcach stopy chorej kończyny, brak zgięcia podeszwowego stopy przy ucisku na mięsień brzuchaty łydki (test Thomsona) oraz wyczuwalny ubytek na przebiegu ścięgna [4]. Tylko leczenie operacyjne gwarantuje pełny powrót funkcji całkowicie przerwanego ścięgna Achillesa [6,7]. Wspólną cechą wszystkich metod leczenia operacyjnego tych uszkodzeń jest zbliżenie kikutów ścięgna mocnym szwem.

W pracy przedstawiamy wyniki badań elektromiograficznych w różnym czasie od wykonanego zabiegu zszycia przerwanych ścięgien Achillesa operowanych nićmi węglowymi w latach 1988-1998. Stosowano metodę Łukasika w modyfikacji własnej (szwy kotwiczące pojedyncze + pięć szwów ciągnących). Po operacji na okres czterech tygodni zastosowano gips udowy (ustawienie stopy 0° wg SFTR [14], staw kolanowy zgięcie 15-30°), następnie uwalniano kolana celem ćwiczenia zespolów mięśni działających na ten staw. Po 6-ciu tygodniach od operacji (średnio) wdrożono chodzenie bez unieruchomienia oraz intensywną - z dawkowanym obciążeniem - rehabilitację.

ANALYSIS OF BIOELECTRICAL ACTIVITY OF TRICEPS SURAE AFTER RECONSTRUCTION OF RUPTURED ACHILLES TENDON BY MEANS OF CARBON FIBRES

WIESŁAW CHWAŁA, EMIL STASZKÓW, ROBERT WALASZEK

Introduction

The Achilles tendon is the strongest one in the human body, its strength being as high as 2000-3500 N (Tylman and Idziak 1987). The tendon is formed as a result of joining of the tendinous parts of gastrocnemius muscle and the distal part of soleus muscle. Being attached to the calcanean tuber it takes over 9/10 of the overall work done by all plantar flexors. With age the blood supply to this tendon becomes lower, which adversely affects its elasticity and mechanical strength [17]. This in turn leads to degenerative changes, which may be a reason of rupture (not always associated with efforts of maximum intensity). Pathogenesis of injuries and breaking of the tendon continuity is also suggested by Raunest et al. [12] as well as Thermann et al [17].

Practising sports, especially professional, and repeated inflammatory processes are factors that favour the occurrence of retrogressive changes of the Achilles tendon [11]. Rupture of the tendon usually takes place 2-6 cm above the calcanean tuber. In 72% cases [6] the injury is a result of practising sports (also in recreation).

Diagnosis of tendon injury is established on the basis of the history of the patient, clinical and USG examinations. When the history is taken the patient complains about acute violent pains below the calf, which often cause falling down and disable further motor activity. Clinical examination indicates inability of standing on the toes of the sick limb, inability of plantar flexion of the foot when pressure is exerted on gastrocnemius muscle (Thomson test) and palpable defect along the tendon [4].

Exclusively surgical treatment guarantees full restoration of the totally ruptured Achilles tendon [6,7]. The common feature of all surgical treatment methods of such injuries is putting the tendon stumps together by means of strong sutures.

In this work we present the results of electromyographic examination after different time intervals from sewing-up of the ruptured Achilles tendons with carbon threads over the years 1988-1998. The method proposed by Łukasik was adopted with own modifications (single anchoring sutures + five pulling sutures). After the operation a plaster dressing was applied for four weeks (foot positioning at 0° SFTR [14], knee joint flexion at 15-30°) then the knees were liberated in order to exercise the muscles acting on this joint. Six weeks after the operation walking without the immobilising dressing was begun and intensive rehabilitation with dosed loading.

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

Badania obejmowały pomiary aktywności bioelektrycznej mięśni triceps surae [8] wykonywane podczas ruchów lokomocyjnych na bieżni o zmiennej prędkości i kącie nachylenia. Osoby badane wykonywały próby chodu przy następujących prędkościach bieżni: 2 km/h, 4 km/h, 6 km/h 4 km/h pod górę (kąt nachylenia bieżni 15,6% tj. 9°) oraz biegu z prędkością 8 km/h. Badanie wykonywano za pomocą elektromiografu Muscle Tester

Me3000. Otrzymane zapisy EMG analizowano za pomocą programu Me3000. Do analizy wykorzystano parametr pola powierzchni pod wykresem EMG (parametr A_i [mVs]) rejestrowany przy ustabilizowanej prędkości ruchu. Na podstawie otrzymanych wartości A_i obliczono względne różnice procentowe pomiędzy kończynami nieoperowanymi i operowanymi.

Wykonane badania pozwoliły na ocenę współpracy mięśni triceps surae ze ścięgnami Achillesa w obu kończynach dolnych w zakresie ich dynamicznej pracy.

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

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 który 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 [15].

W TABELI 2 zaprezentowano względne różnice procentowe aktywności bioelektrycznej mięśni gastrocnemius obu kończyn zarejestrowane w trakcie ruchów lokomocyjnych o różnych prędkościach i kącie nachylenia bieżni.

Wynika z nich zdecydowana przewaga przypadków, w których kończyna operowana jest silniej pobudzana od kończyny nie operowanej. Różnice względne w tym przypadku wahają się w granicach od (-2,5% do -60,8%). Największe różnice zanotowano dla przypadków: 7,8,17. Prawdopodobnie warunki mechaniczne współpracy ścięgna Achillesa z mięśniem gastrocnemius uległy dość znacznej zmianie, co spowodowało konieczność silniejszej aktywacji mięśni kończyn operowanych zwłaszcza w fazie odbicia. Mięsień wraz

The electromyographic examinations were carried out in a group of patients operated on the ruptured Achilles tendon. The injured tendons were sewn-up with carbon threads in the Żeromski Hospital in Kraków (Poland). Examined were 18 people, both sexes, age 36-59. Time interval after the operation varied between 4 months and 9 years. The Achilles tendon ruptures were mostly caused by injuries associated with intensive motor activity: high impulses in a short time along with fast changes of the character of muscular work (sudden run to the ball, jumps up, amortisation at jumps down, mechanical injuries). Characteristics of the examined group are given in TABLE 1.

The investigations involved measurements of bioelectrical activity of triceps surae muscles (Hausmanowa-Petrusewicz

1986) during locomotive tests on a running track with alternating velocity and angle of inclination. The examined people performed walking at different velocities of the running track: 2, 4, 6 km/h, 4 km/h uphill (angle of inclination 15.6%, i.e. 9°) and running at a rate of 8 km/h. The measurements were carried out by means of an electromyograph, Muscle Tester Me3000. The recorded EMG data were subsequently analysed with Me3000 software.

The parameter representing area under the EMG plot (parameter A_i [mVs]) recorded at stable motion velocity was used in the analysis. The obtained A_i values served for the calculation of relative differences in % between the non-operated and operated limbs.

The investigations allowed evaluating the co-operation of triceps surae muscles with the Achilles tendons in both lower limbs in the range of dynamic work.

The level of parameters obtained with the examined patients allowed estimating real functional differences between the operated and non-operated limb and efficiency of the method using carbon thread sutures.

The obtained results were subjected to statistical analysis. For the tested parameters calculated were the values of arithmetic mean, standard deviation, variation coefficient, minimum and maximum value within the group. These data were next used to calculate Spearman's and Pearson's linear correlation, in order to check how strong is the correlation between the values of determined parameters and time after the operation, declared motor activity after the operation and age of the examined people. The mean values of parameters for both limbs were compared by means of Student's test for the interdependent characteristics [15].

In TABLE 2 given are relative percent differences between the bioelectrical activity of gastrocnemius muscles of both limbs recorded in locomotion at varying velocity and angle of inclination of the running track.

In the majority of cases the operated limb is stimulated more than the non-operated one. The relative differences range from -2.5% to -60.8%. The biggest differences were noted for cases 7, 8 and 17. Probably the mechanical conditions of co-operation between the Achilles tendon and the gastrocnemius muscle underwent significant changes due to which stronger activation of the operated limbs was necessary, particularly at the stage of bouncing. The muscle along with the tendon constitutes a peculiar system that cumulates energy in the eccentric work of the muscle at the stage of amortisation and next it utilises the energy at the stage of bouncing to put in motion the biomechanism [2]. The efficiency of such an energy storage system seems to depend

Cecha Characteristic	$\bar{x} \pm s$	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 examined group.

Lp. No.	Płeć Sex	Wiek Age	Aktywność ruchowa Activity	Czas od operacji [miesiące] Time after operation [months]	Różnica aktywności bioelektrycznej kończyny nie operowanej i operowanej Difference of bioelectrical activity of the non-operated and operated limb [%]				
					2km/h	4km/h	6km/h	8km/h	4km/h
1	K	39	a	55	-57,5	-58,5	-57,4	-45,2	-54,3
2	M	54	n	114	-6,5	-26,1	-45,6	-7,8	-2,0
3	K	36	n	61	-16,9	-28,5	-19,5	-9,3	-26,5
4	K	41	a	83	-5,3	-8,9	-15,3	-20,2	-1,5
5	M	42	a	35	-17,5	-19,2	-33,6	-21,2	-16,8
6	M	41	a	78	-23,7	-14,5	-26,1	-7,8	1,0
7	M	40	a	90	-50,0	-39,4	-44,8	-41,6	-14,8
8	M	59	a	59	-57,5	-58,5	-57,4	-45,2	-58,5
9	K	50	n	4	37,1	18,4	25,3	15,2	89,8
10	M	39	a	104	-14,9	-8,3	1,5	-2,6	-7,7
11	M	43	a	19	-32,6	-25,8	-27,3	-15,0	-30,0
12	K	49	n	97	66,5	22,3	13,3	14,0	18,3
13	K	38	a	22	-50,0	-44,3	-29,0	-15,7	-30,3
14	M	36	n	22	-14,6	-2,5	-19,5	-10,7	-11,4
15	M	52	a	40	-6,8	0,0	0,6	1,9	4,9
16	M	53	a	75	-3,4	-19,1	-30,3	-34,8	-32,1
17	M	36	a	20	-60,8	-55,9	-55,9	-42,5	-36,0
18	M	46	a	24	-34,9	-38,0	-34,9	-29,2	-11,7

M – mężczyźni / male ; K – kobiety / female; a – aktywny / active; n – nieaktywny / non-active

TABELA 2. Wartości względnych różnic procentowych biopotencjałów czynnościowych mm triceps surae w lokomocji.

TABLE 2. Values of relative percent differences of functional biopotentials in triceps surae muscles in locomotion.

ze ścięgnem stanowi swoisty układ kumulujący energię w trakcie ekscentrycznej pracy mięśnia w fazie amortyzacji, a następnie wykorzystuje ją w fazie odbicia napędzając biomechanizm [2]. Sprawność wykorzystania zmagazynowanej energii wydaje się zależeć od wstępnego rozciągnięcia układu mięsień-ścięgno i stopnia pobudzenia jednostek motorycznych [9]. Wyraźne zachowanie różnicy w pobudzeniu jednostek motorycznych obu kończyn świadczy o zmniejszeniu sprawności tego układu. Wnioski te potwierdzają inne badania [10]. W większości obserwowanych przypadków różnice procentowe pobudzenia kończyn maleją znacznie podczas biegu z prędkością 8 km/h. Wynikać to może z odmiennych warunków mechanicznych pracy mięśni polegających na wystąpieniu fazy lotu i większego udziału innych zespołów mięśniowych w ruchach lokomocyjnych (szczególnie mięśni prostujących i zginających staw kolanowy) [3]. Odmienną zależność zaobserwowano dla przypadku 16, gdzie różnice względne zwiększały się wraz ze wzrostem prędkości. W dwu przypadkach (9 i 12) zaobserwowano przewagę biopotencjału po stronie kończyny nie operowanej, jeden z nich dotyczył krótkiego czasu od operacji (4 miesiące), a drugi bardzo wyraźnego zmniejszenia masy mięśniowej w kończynie operowanej. Silniejsze obciążanie pracą kończyny nie operowanej wydaje się w tych przypadkach podyktowane przejęciem przez nią części zadań lokomocyjnych od kończyny operowanej. W kolejnych dwóch przypadkach (10 i 15) różnice względne są niewielkie (bliskie pełnej kompensacji) - dotyczą jednak osób o wyjątkowej aktywności ruchowej i dość długim czasie od operacji (104 i 40 miesięcy). Zaobserwowano również nieco większe różnice u osób starszych i o krótszym czasie od operacji. Zmniejszanie aktywności bioelektrycznej kończyny opero-

on initial stretching of the muscle-tendon system and stimulation degree of the motor units [9]. Distinct disturbance of the difference in stimulation of motor units in both limbs is an indication of decreased efficiency of this system. These conclusions are in agreement with previous investigations [10]. In the majority of observed cases the percent differences in limb stimulation strongly decrease in running at a rate of 8 km/h. This may be related to different mechanical conditions of muscular work, the occurrence of flying stage and greater contribution of other muscular groups in locomotion (particularly extensors and flexors of the knee joint) [3]. Case 16 where the relative differences increased with the increasing velocity, was an exception. In two cases, 9 and 12, the biopotential of the non-operated limb was higher and in the first case it was connected with short time after the operation (4 months) whereas in the second one - with a significant decrease of muscular mass in the operated limb. Stronger loading of the non-operated limb in these two cases seems to be connected with partial taking over of the locomotive tasks from the operated limb. In the next two cases (10 and 15) the relative differences are small (close to full compensation) - but they concern people with exceptional motor activity and quite long time after the operation (104 and 40 months). Bigger differences were observed in the case of older patients and shorter time after the operation. Decreased bioelectrical activity of the operated limb (i.e. its more ergonomic work) seems to be dependent on time after the operation, motor activity and age of the patient. Standard statistical analysis was carried out in order to find the characteristic trends within the examined group. A sample of 17 people was used for statistical calculations. Case 9 was not taken into consideration because of very short

wanej (czyli jej bardziej ergonomiczna praca), wydaje się być uzależnione od czasu jaki upłynął od operacji, aktywności ruchowej i wieku osoby operowanej.

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. Przypadek ten został omówiony w analizie kazuistycznej przedstawionej powyżej.

TABELA 3 przedstawia wartości średnie w badanej grupie, poziom istotności różnic, względne różnice procentowe, procentowy współczynnik zmienności w kontekście porównania kończyn nie operowanych i operowanych.

time after the operation (4 months) compared to the other cases (mean value 58.7 months). In this way false effect of this case on the interrelation between the examined parameters within the group was avoided. The case was discussed in the casuistic analysis given above.

TABLE 3 presents mean values in the tested group, significance level of differences, relative percent differences, percent variation coefficient in the context of comparing the non-operated and operated limbs.

In all cases the mean values of biopotentials in non-operated limbs are significantly lower than in the operated limbs. The differences vary from 116.8 to 195.5 mVs. The relative differences remain at a constant level (about 30%) for EMG recorded at the velocities 2, 4 and 6 km/h but they are by 10% lower in the case of running at a velocity of 8 km/h and uphill walk. This is in agreement with the earlier discussed single cases. The statistical analysis of mean differences indicates that greater activity of the tested muscles, forced by an increased velocity or angle of inclination, causes

Parametr Parameter [μVs]	n	Kończyna Limb	$\bar{x} \pm s$	Istotność różnic Significance of differences	Różnica względna Relative difference	V [%]
A_2 km/h	17	Nie operowana / Non-operated Operowana / Operated	291.9 ± 84.9 409.5 ± 159.8	117.6 p = 0.012	-28.7%	29.1 39.0
A_4 km/h	17	Nie operowana / Non-operated Operowana / Operated	331.5 ± 85.5 468.7 ± 156.1	137.2 p = 0.003	-29.3%	25.8 33.3
A_6 km/h	17	Nie operowana / Non-operated Operowana / Operated	416.8 ± 115.8 609.5 ± 174.3	192.7 p = 0.000	-31.6%	27.8 28.6
A_8 km/h	17	Nie operowana / Non-operated Operowana / Operated	770.9 ± 276.0 966.4 ± 274.9	195.5 p = 0.049	-20.2%	35.8 28.4
A_G 4 km/h	17	Nie operowana / Non-operated Operowana / Operated	467.9 ± 155.1 584.7 ± 165.5	116.8 p = 0.041	-20.0%	33.1 28.3

TABELA 3. Średnie wartości biopotencjałów badanych zespołów mięśni.

TABLE 3. Mean values of biopotential in tested muscular systems.

We wszystkich przypadkach średnie wartości biopotencjałów w kończynach nie operowanych są istotnie mniejsze od średnich kończyn operowanych. Różnice te wahają się w granicach od 116.8 do 195.5 mVs. Względne różnice utrzymują się na stałym poziomie (ok. 30%) dla EMG rejestrowanych przy prędkościach 2,4,6 km/h, natomiast są mniejsze o ok. 10% dla biegu z prędkością 8 km/h i chodu pod górę. Potwierdza to wyniki, omówione wcześniej przy okazji analizy pojedynczych przypadków. Statystyczna analiza średnich różnic wskazuje, że w przypadku wymuszenia większej aktywności badanych mięśni poprzez zwiększenie prędkości lub kąta nachylenia bieżni, obserwujemy wystąpienie większej kompensacji biopotencjałów w obu kończynach.

Kolejnym etapem analizy statystycznej podjętym w tej pracy była próba znalezienia związków między wybranymi cechami (wiek, czas od operacji, aktywność ruchowa) a aktywnością bioelektryczną oraz określenie podobieństwa badanych kończyn pod kątem obliczonych parametrów (TABELA 4 i 5).

Spośród danych zawartych w TABELI 4 na uwagę zasługują istotne związki pomiędzy aktywnością ruchową po zabiegu operacyjnym badanych osób (intensywna rehabilitacja i aktywna rekreacja ruchowa), a wartościami badanych parametrów biomechanicznych. Współczynnik korelacji poziomu EMG kończyn nie operowanych i aktywności ruchowej rośnie wraz z rosnącą prędkością lokomocji od $r = 0.41$ przy $V = 2$ km/h do $r = 0.74$ przy $V = 8$ km/h. Wskazuje to na silniejszy wpływ aktywności ruchowej na ergonomiczne sterowanie pobudzaniem jednostek motorycznych w kończynie nie operowanej w porównaniu z kończyną operowaną, gdzie zanotowano niższe wartości współczynników

greater compensation of biopotentials in both limbs.

The subsequent stage of statistical analysis undertaken in this work was to find correlations between the selected characteristics (age, time after operation, motor activity) and bioelectrical activity and to determine similarities of the examined limbs in terms of the calculated parameters (TABLES 4 and 5).

Among the data collected in TABLE 4 attention should be drawn to the significant correlation between the motor activity after surgical treatment (intensive rehabilitation and active motor reaction) and the values of tested biomechanical parameters. The correlation coefficient of the EMG level of non-operated limbs and motor activity increases together with the increasing locomotion velocity from $r = 0.41$ at $V = 2$ km/h to $r = 0.74$ at $V = 8$ km/h. This indicates a stronger influence of motor activity on ergonomic control of the motor units stimulation in the non-operated limb compared to the operated one where lower values of correlation coefficients were noted [5].

As regards the relative percent differences between the examined parameters, their correlation with the motor activity remains at a similar level (correlation coefficient slightly increases). Only in the case of uphill walk the correlation is weaker $r = -0.39$.

On the basis of the obtained results it can be stated that intensive recreation (team games, swimming, biking, running etc.) advantageously affects both limbs although somewhat more the bioelectrical activity of the non-operated limb where the muscle work is more effective with the increasing effort.

The analysis of relation between the time after operation and EMG values has shown a moderate correlation for the

Cecha Characteristic	Kończyna Limb	A_2km/h [μVs]	Różnica Difference [%]	A_4km/h [μVs]	Różnica Difference [%]	A_6km/h [μVs]	Różnica Difference [%]	A_8km/h [μVs]	Różnica Difference [%]	A_G4km [μVs]	Różnica Difference [%]
Wiek [lata] Age [years]	operowana operated	- 0.05	- 0.38	0.01	- 0.20	0.12	0.03	0.31	- 0.14	0.27	- 0.22
	nie operowana non-operated	0.10		- 0.04		0.14		0.11		0.30	
Czas od operacji time after operation	operowana operated	- 0.38	- 0.30	- 0.40+	- 0.12	- 0.27	- 0.03	- 0.28	- 0.14	- 0.20	- 0.25
	nie operowana non-operated	- 0.05		- 0.10		- 0.14		- 0.03		0.03	
Aktywność ruchowa motor activity	operowana operated	- 0.12	- 0.49*	0.05	- 0.49*	0.05	- 0.57*	0.23	- 0.51*	0.44+	- 0.39
	nie operowana non-operated	0.41*		0.52		0.51*		0.74***		0.46*	
+ p < 0.10 * p < 0.05 ** p < 0.01 *** p < 0.001											

TABELA 4. Korelacja między wybranymi cechami charakteryzującymi badaną grupę a aktywnością bioelektryczną badanych mięśni

TABLE 4. Correlation between selected characteristics of the examined group and bioelectrical activity of tested muscles.

korelacji [5].

Jeśli chodzi o względne różnice procentowe pomiędzy badanymi parametrami to ich związek z aktywnością ruchową utrzymuje się na zbliżonym poziomie (współczynnik korelacji nieznacznie rośnie). Tylko dla chodu pod górę siła związku jest mniejsza $r = -0.39$.

Na podstawie wyników można zatem stwierdzić, że oddziaływanie na układ ruchu poprzez intensywną rekreację ruchową (gry zespołowe, pływanie, jazda na rowerze, bieganie itp.) wpływa korzystnie na obie kończyny, choć nieco silniej na aktywność bioelektryczną kończyny zdrowej, powodując efektywniejszą pracę jej mięśni w przypadku zwiększającej się intensywności wysiłku.

Analiza korelacji pomiędzy czasem od operacji a wartościami EMG wykazała umiarkowany związek dla kończyn operowanych (szczególnie przy mniejszych prędkościach: 2, 4 km/h). Przy większych prędkościach siła związku maleje. Należy pamiętać, że średnia czasu od operacji wynosi 58.7 miesiąca, zatem progresja badanych parametrów jest zapewne niższa niż w początkowym okresie rehabilitacji pooperacyjnej. Wskazuje to na konieczność rozpoczęcia monitorowania parametrów układu ruchu niezwłocznie po zdjęciu unieruchomienia kończyny operowanej.

Nie stwierdzono również istotnych związków statystycznych pomiędzy wiekiem badanych osób a wartościami parametrów biomechanicznych. Na związki takie wskazano jedynie przy okazji analizy pojedynczych przypadków.

W analizie związków pomiędzy parametrami charakteryzującymi kończynę operowaną i nie operowaną (TABELA 5) stwierdzono, że wszystkie współczynniki korelacji (oprócz poziomu EMG przy prędkości 2 km/h) są statystycznie istotne, a siła związku rośnie wraz z prędkością lokomocji (od $r = 0.35$ przy 2 km/h do $r = 0.98$ przy 8 km/h), potwierdzając w ten sposób poprzednie spostrzeżenia.

Wnioski

1. Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na istnienie istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami badanych parametrów w mięśniach kończyn operowanych i nie operowanych.
2. Różnice w poziomie aktywności bioelektrycznej mięśni brzuchatych łydki obu kończyn maleją wraz ze wzrostem intensywności ich pracy.
3. W miarę upływu czasu od operacji oraz przy większej

operated limbs (particularly at lower velocities 2 and 4 km/h). At higher velocities the correlation is weaker. It should be remembered that average time after operation was 58.7 months, so the progression of the examined parameters is probably lower than in the early postoperative rehabilitation. This suggests that it would be advisable to start monitoring the parameters of the motor system immediately after removal of the immobilising dressing.

No significant correlation has been found between the age of patient and the values of biomechanical parameters. Such relations were demonstrated only on analysing individual cases.

On analysing the correlation between the parameters characteristic for the operated and non-operated limb (TABLE 5) it has been stated that all correlation coefficients (except EMG level at 2 km/h) are statistically significant and that the correlation becomes stronger as the locomotion velocity increases (for $r = 0.35$ at 2 km/h to $r = 0.98$ at 8 km/h) which confirms the earlier observations.

O_2 km/h N_2 km/h	O_4 km/h N_4 km/h	O_6 km/h N_6 km/h	O_8 km/h N_8 km/h	O_G4km N_G4km
0.35	0.78 ***	0.94 ***	0.98 ***	0.78 ***

TABELA 5. Korelacja między wybranymi wynikami kończyn operowanej i nie operowanej.

TABLE 5. Correlation between selected parameters for the operated and non-operated limb.

Conclusions

1. Results of the presented investigations indicate statistically significant differences between the mean values of tested parameters in the muscles of operated and non-operated limbs.
2. Differences in bioelectrical activity level in the gastrocnemius muscle of both limbs decrease with the increasing intensity of work.
3. Longer time after operation and greater motor activity advantageously affect muscle work economy.
4. Intensive recreation favourably affects both limbs (although more the bioelectrical activity of the sound limb) bringing about a more effective work of muscles at increasing

aktywności ruchowej stwierdza się lepszą ekonomikę pracy mięśni.

4. Intensywna rekreacja ruchowa wpływa korzystnie na obie kończyny, (choć nieco silniej na aktywność bioelektryczną kończyny zdrowej), powodując efektywniejszą pracę mięśni w przypadku zwiększającej się intensywności wysiłku.

5. Istnieje konieczność porównania uzyskanych wyników z wynikami chorych, których przerwane ścięgna Achillesa łączono innymi materiałami.

6. Otrzymane wyniki badań nie zawsze potwierdzały indywidualne odczucia badanych, co do stanu funkcjonalnego operowanej kończyny.

7. Koniecznym jest objęcie dalszymi badaniami osób bezpośrednio po usunięciu unieruchomienia, celem monitorowania układu ruchu w początkowym okresie rehabilitacji. Okres ten może charakteryzować się najbardziej dynamicznymi, korzystnymi dla kończyny zmianami.

effort intensity.

5. It is necessary to compare the obtained results with other cases when the ruptured Achilles tendon was repaired with different materials.

6. The obtained results were not always in agreement with individual feelings of patients about functioning of the operated limb.

7. It is necessary to include in the tested group patients directly after removal of the immobilising dressing in order to monitor the motor system at the initial stage of rehabilitation. This early period may be characterised by the most dynamic changes advantageous for the limb.

Piśmiennictwo

- [1] Bober T., Hay J.G.: Topografia siły mięśni kończyn człowieka. Wychowanie Fizyczne i Sport, 3, 1990.
- [2] Bosco C., Tarkka I., Komi P.V.: Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. Int. J. Sports Med., 3, (1982), 137-40.
- [3] Doński D.D.: Biomechanika ćwiczeń fizycznych. Sport i Turystyka, Warszawa, 1963.
- [4] Dziak A.: Zamknięte uszkodzenia tkanek miękkich narządu ruchu. PZWL, Warszawa, 1985.
- [5] Finni T., Komi P.V., Lukkariniemi J.: Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. Eur. J. Appl. Physiol., 77, (1998), 289-91.
- [6] Garlicki J., Kuś W.M.: Traumatologia Sportowa. Wyd. I. PZWL, Warszawa 1978.
- [7] Garlicki M.: Chirurgia urazowa. Wyd. I, PZWL, Warszawa 1987.
- [8] Hausmanowa-Petrusewicz I.: Elektromiografia kliniczna. PZWL, Warszawa 1986.
- [9] Komi P.V., Bosco C.: Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. Med. Sci. Sports Winter, 10, (1978), 261-5.
- [10] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. PWN, Warszawa, 1971.

References

- [11] Nikitin G.D., Lyskovets-Chernetskaia L.E., Linnik S.A.: Treatment of Achilles tendon injuries in athletes. Vestn. Khir., 123, (1979), 84-8.
- [12] Raunest J., Burriq K.F., Derra E.: Pathogenesis of Achilles tendon rupture. Chirurg, 61, (1990), 815-9.
- [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] Rylko A.: Metody analizy statystycznej. Wydawnictwo Skrytowe AWF Kraków, nr 104, 1989.
- [16] Szopa J., Chwała W., Ruchlewicz T.: Identification structure and validity of testing of motor abilities, Journal of Human Kinetics. Kraków 1999.
- [17] Thermann H., Frerichs O., Biewener A., Krettek C., Schandelmaier P.: Biomechanical studies of human Achilles tendon rupture. Unfallchirurg, 98, (1998), 570-5.
- [18] Tylman D., Dziak A.: Traumatologia Narządu Ruchu. T.2, cz. 2, Wyd. I, PZWL, Warszawa, 1987.

BIOTOLERANCJA IMPLANTÓW ZE STALI AISI 316L Z WARSTWAMI PASYWNYMI I PASYWNO - DIAMENTOWYMI

BOGDAN KOCZY*, JAN MARCINIAK**

* SAMODZIELNY PUBLICZNY WOJEWÓDZKI SZPITAL CHIRURGII
URAZOWEJ W PIEKARACH ŚLĄSKICH

** ZAKŁAD INŻYNIERII MATERIAŁÓW BIOMEDYCZNYCH
POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ W GLIWICACH

Streszczenie

Przedstawiono wyniki badań biotolerancji implantów metalicznych ze stali AISI 316L uszlachetnionych warstwami pasywnymi i pasywno - diamentowymi w doświadczeniach na modelach zwierzęcych jakim były

BIOTOLERANCE OF IMPLANTS FROM THE AISI 316L STEEL WITH THE PASSIVE AND PASSIVE - DIAMOND COATINGS

BOGDAN KOCZY*, JAN MARCINIAK**

* INDEPENDENT PUBLIC PROVINCIAL HOSPITAL FOR THE TRAUMATIC
SURGERY IN PIEKARY ŚLĄSKIE

** DIVISION OF BIOMEDICAL MATERIALS ENGINEERING, SILESIAN
UNIVERSITY OF TECHNOLOGY IN GLIWICE

Abstract

Results of biotolerance investigations are presented of the metallic implants from the AISI 316L steel improved with the passive and passive-diamond coatings in experiments on the animal models fea-

świnki morskie. Badania miały na celu wykazanie przydatności tego materiału dla chirurgii urazowo - ortopedycznej i szczękowo - twarzowej. Doświadczenia przeprowadzono według zaleceń normy ASTM 981-86. Implanty wszczepiono do tkanek podskórnych, mięśniowych i kostnych zwierząt. Obserwacje histopatologiczne tkanek zwierząt grupy kontrolnej i doświadczalnej prowadzono po okresach 12, 26 i 52 tygodni. Oprócz badań tkanek okołowszczepowych prowadzono także badania histopatologiczne tkanek mięszo- wych organów detoksykacyjnych.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że warstwy pasywne i pasywno - diamentowe, wytworzone sposobem opracowanym w Zakładzie Materiałów Biomedycznych Politechniki Śląskiej oraz Zakładzie Materiałów Cienkowarstwowych Politechniki Łódzkiej cechują dobre właściwości zaporowe. Blokują skutecznie inicjację i rozwój korozji implantów, a w konsekwencji infiltrację jonów metalicznych do tkanek. Uzyskane wyniki są więc obiecujące do zastosowań wymienionych biomateriałów metalicznych dla praktyki klinicznej w chirurgii rekonstrukcyjnej, a w szczególności urazowo - ortopedycznej oraz szczękowo - twarzowej.

Słowa kluczowe: biomateriały metaliczne, stal austenityczna, badania doświadczalne, histopatologia, biotolerancja.

Wprowadzenie

Stal austenityczna Cr-Ni-Mo jest pospolitym biomateriałem metalicznym stosowanym na implanty krótkotrwałe w chirurgii rekonstrukcyjnej (traumatologii, ortopedii, torakochirurgii, szczękowo - twarzowej, kardiologii zabiegowej) oraz protetyce stomatologicznej i ortodontacji. Jest najtańszym biomateriałem metalicznym lecz jej odporność korozyjna nie jest w pełni zadowalająca [1-4]. Skład chemiczny tej stali został ustalony na podstawie długoletnich obserwacji klinicznych, a przede wszystkim oceny biotolerancji w środowisku tkanek i płynów ustrojowych [4]. W zakresie przyjętej tolerancji pierwiastków stopowych, które występują w stali zagwarantowana jest struktura austenityczna, paramagnetyczna, a zespół własności mechanicznych w pełni dla różnych stanów umocnienia, gwarantuje zespół własności użytkowych (wytrzymałościowych i ciągliwości) dla wszelkich postaci implantów i techniki operacyjnej stosowanej w chirurgii rekonstrukcyjnej [5]. Problemem wciąż pozostaje niezadowalająca biotolerancja, której nie można zwiększyć przez modyfikację składu chemicznego i fazowego stali. Biotolerancję implantów z tej stali, która jest ściśle związana z odpornością korozyjną można zwiększyć poprzez uszlachetnianie ich powierzchni warstwami o dobrej adhezji, odporności korozyjnej i podatnymi do odkształcania [6]. Kwestią tą zajmują się liczne ośrodki inżynierii powierzchni. Szczególnie korzystnie prezentują się wyniki badań uzyskane w zakresie implantów uszlachetnionych powłokami pasywnymi i pasywno - diamentowymi. Wielokrotnie badania prowadzone w Instytucie Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych Politechniki Śląskiej wykazały prawie trzykrotny wzrost odporności implantów z tej stali pokrytej wymienionymi warstwami na korozję wżerową, dobrą odporność na korozję szczelinową i naprężeniową [7-9]. Kolejna faza badań oceny jakości tych biomateriałów wymaga więc badań biotolerancji w tkankach zwierząt doświadczalnych, co stanowiło cel kolejnych badań.

by guinea-pigs. The purpose was to demonstrate their applicability in the traumatic-orthopaedic and maxillofacial surgery. The experiments were carried out according to the ASTM 981-86 standard. The implants were inserted into the subcutaneous, muscular, and osseous tissues of the animals. Histopathological observations of tissues of the animals from the control and experimental groups were carried out after 12, 26 and 52 weeks. Apart from examination of the peri-implant tissues, the histopathological examinations were also made of the parenchymatous tissues of the detoxication organs.

Basing on these experiments, one can state that the passive and passive-diamond coatings deposited according to the method developed in the Division of Biomedical Materials Engineering of the Silesian University of Technology and in the Division of Thin-Layer Materials of the Technical University of Łódź have good barrier properties. They effectively block the initiation and development of the implant corrosion, and in consequence, infiltration of metal ions into the tissues. The obtained results are thus promising for application of the aforementioned metallic biomaterials in the clinical practice for the reconstructive surgery, and particularly for the traumatic-orthopaedic and maxillofacial surgery.

Key words: metallic biomaterials, austenitic steel, experimental investigations, histopathology, biotolerance.

Introduction

The Cr-Ni-Mo austenitic steel is a common metallic biomaterial used for the short-term implants in the reconstructive surgery (traumatology, orthopaedics, thoracosurgery, maxillofacial surgery, operative cardiology) and in the dental prosthetics and orthodontics. It is the least expensive metallic biomaterial, however its corrosion resistance is not fully satisfactory [1-4]. The chemical composition of this steel has been established basing on long-term clinical observations, and first of all on the evaluation of its biotolerance in the environment of body tissues and fluids [4]. Within the accepted tolerance range of alloying elements, the austenitic paramagnetic structure of the steel is guaranteed, and its mechanical properties at various strengthening states ensure good useful properties (strength and ductility) for all types of implants and operation techniques used in the reconstructive surgery [5]. There is one problem however, i.e. inadequate biotolerance, that cannot be improved by modification of chemical and phase composition. Biotolerance of implants made of this steel, which is closely connected with the corrosion resistance, can be improved by surface modification with coatings having good adhesion, corrosion resistance and deformability [6]. This problem has been studied in many laboratories dealing with surface engineering. The results of investigations obtained in the area of implants improved by passive and passive-diamond coatings are particularly advantageous. Multiple investigations carried out at the Institute of Engineering Materials and Biomaterials of the Silesian University of Technology demonstrated a nearly tripled pitting corrosion resistance of implants coated with the above-mentioned layers, as well as good crevice and stress corrosion resistance [7-9]. The next phase of evaluation of these biomaterials, i.e. biotolerance tests in the experimental animal tissues, was the goal of the present investigations.

Badano biotolerancję implantów wykonanych ze stali AISI 316 L, pochodzących z losowo wybranego wytopu o składzie chemicznym i strukturze oraz własnościach mechanicznych zgodnych z wymaganiami normy PN - ISO 5832-1.

Badaniom poddano implanty w postaci krążków o średnicy 5,0 mm i grubości 1,0 mm, o masie $0,750 \pm 0,010$ g. Krążki wycinano z prętów o średnicy 6,0 mm. Krążki były polerowane elektrolitycznie i pasywowane chemicznie dla grupy zwierząt kontrolnych, a dla grupy zwierząt badawczych dodatkowo pokryte zostały warstwą nanokrystalicznego węgla. Metoda polerowania elektrolitycznego i pasywacji została opracowana w Zakładzie Inżynierii Biomateriałów Politechniki Śląskiej. Do polerowania elektrochemicznego zastosowano elektrolit odmienny od powszechnie stosowanego kwasu ortofosforowego i bezwodnika kwasu chromowego. Warunki polerowania elektrochemicznego i pasywacji chemicznej zdecydowanie zwiększyły potencjały przebicia warstwy pasywnej [9]. Z kolei warstwa diamentowa nanoszona była metodą RFPCVD opracowaną w Zakładzie Materiałów Cienkowarstwowych Politechniki Łódzkiej. Ogólnie metoda wytwarzania warstwy pasywno - diamentowej zastrzeżona została patentem [10].

Do badań użyto świń morskich, a więc zwierząt, wykazujących podobną reaktywność w zakresie odczynów toksykologicznych i alergicznych do człowieka [11-13]. W grupie kontrolnej i badawczej użyto po 12 świń morskich, po połowie samców i samic w każdej grupie. Zwierzęta pochodziły z hodowli Centralnej Zwierzetarni Śląskiej Akademii Medycznej. Przeciętny wiek zwierząt wynosił 6 miesięcy, a przeciętna waga zwierzęcia ok. 400 g. Zwierzęta podzielone zostały na grupy - TABELA 1.

U wszystkich zwierząt, na których wykonano zabieg przeprowadzono premedykację, podając im domięśniowo kataminę, a następnie uśpiono je eterem. Przed wykonaniem za-

biegu dokładnie ogolono skórę w miejscu wykonania nacięcia. Zabieg przeprowadzono dwoma zestawami jałowymi narzędzi po uprzednim przemyciu skóry benzyną i odkażeniem jej jodalkoholem. Pierwszym zestawem przecinano skórę i mięśnie u wszystkich zwierząt, a drugim wprowadzono po 2 krążki do tkanki podskórnej w okolicy międzyłopatkowej i do mięśni piersiowych.

Wszczepienie jednego krążka do kości piszczelowej wykonano w następujący sposób: z cięcia prostego nad przednią krawędzią piszczeli odsunięto do boku grupę mięśni strzałkowo - piszczelowych i odsłonięto od strony strzałkowej bliższą nasadę kości piszczelowej. Wiertłem stomatologicznym wykonano rynnę w kości długości 5-6 mm, szerokości 1 mm, obejmującą część zbitą i gąbczastą kości. Do przygotowanej rynny wkładano krążek metalowy, umieszczając go częściowo w kanale szpikowym, jak i w części zbitą kości.

Przez cały okres doświadczenia prowadzono obserwacje kliniczne zwierząt, a przed ich uśmierceniem wykonano w znieczuleniu ogólnym radiogramy świń morskich z wszczepionymi krążkami. Zwierzęta wszystkich grup po za-

Biotolerance was investigated on implants made of the AISI 316L steel, from randomly selected melt, with the chemical composition and structure, as well as mechanical properties, conforming to the PN-ISO 5832-1 standard.

Experiments were made with implants in the form of disks, 5.0 mm in diameter and 1.0 mm thick, with 0.750 ± 0.010 g mass. The disks were cut from steel rods, 6.0 mm in diameter. The disks were electrolytically polished and chemically passivated for the control group of animals, and for the experimental group of animals they were in addition coated with a layer of nanocrystalline carbon. The method of electrolytic polishing and passivation was developed in the Division of Biomedical Materials Engineering of the Silesian University of Technology. For the electrolytic polishing, another electrolyte was used, not the common orthophosphoric acid and chromic acid anhydride. Conditions of the electrochemical polishing and chemical passivation raised significantly the breakdown potentials of the passive coating [9]. Next, a diamond coating was deposited by the RFPCDV method developed in the Division of Thin-Layer Materials of the Technical University of Łódź. The method of manufacturing the passive-diamond coating has been patented [10].

Guinea pigs were used in the experiments, as animals displaying similar reactivity in respect to toxicological and allergic reactions as that of humans [11-13]. Twelve guinea pigs were used in each group, the control and experimental one, with half males and females in each group. The animals came from the Central Animal Farm of the Silesian Medical Academy. The average age of these animals was 6 months and their average weight was about 400 g. The animals were divided into the groups as listed in TABLE 1.

Premedication was carried out on all animals on which operation was done, by intramuscular administering of catamine, and afterwards they were anaesthetised with

Ilość tygodni po zabiegu Number of weeks after operation	Ilość świń, grupa kontrolna Number of guinea pigs – control group	Ilość świń, grupa badana Number of guinea pigs – experimental group
12	4	4
26	4	4
52	4	4

TABELA 1. Liczba zwierząt kontrolnych i doświadczalnych.
TABLE 1. Number of control and experimental animals

ether. The skin in the incision area was shaved carefully before the operation. The operation was done using two sets of sterile instruments after washing the skin with benzine and disinfecting it with iodine. The first set of instruments was used for cutting the skin and muscles of all animals, and the second one was used for inserting 2 discs into the subcutaneous tissue in the interscapular zone and into the pectoral muscles.

Implantation of one disc into the tibial bone was made in the following way: from the straight cut over the front edge of the tibial bone, the group of the fibular and tibial muscles was moved aside and the proximal epiphysis of the tibial bone was exposed. The dental drill was used for making a groove in the bone, about 5-6 mm long, and 1 mm wide, encompassing the compact and spongy bone parts. The metal disc was inserted into the prepared groove, and placed partly in the marrow cavity and partly in the compact part of the bone.

Clinical observations of the animals were carried out for the entire time span of the investigations, and before their sacrificing, in general anaesthesia the radiograms were

kończonym okresie obserwacji uśmiercano przez skrwawienie z tętnic biodrowych w oszłomieniu eterowym. Z miejsc operowanych pobierano wycinki do badań histopatologicznych. Usunięto również wszczepione krążki i przekazano je do badań metalograficznych celem obserwacji uszkodzeń korozyjnych. Dodatkowo pobrano wycinki z następujących organów wewnętrznych: wątroby, nerek, płuc i śledziony. Wycinki z kości poddano demineralizacji w 7% roztworze kwasu azotowego przez 14 dni. Pozostałe wycinki utrwalone w 10% roztworze formaliny. Cały materiał opracowano metodą parafinową, krojąc na mikrotomie skrawki o grubości 6 μm , które następnie zabarwiono metodą rutynową. Preparaty obserwowano na mikroskopie świetlnym skaningowym i mikroanalizatorze rentgenowskim. Badania histopatologiczne przeprowadzono w Zakładzie i Katedrze Patomorfologii Śląskiej Akademii Medycznej w Zabrze.

Wyniki badań

Po wykonaniu zabiegu operacyjnego zwierzęta pozostały do wybudzenia. U żadnego zwierzęcia w obserwacjach codziennych nie stwierdzono procesu zakażenia pooperacyjnego rany. W grupach: kontrolnej i badanej nie stwierdzono różnic w zachowaniu się zwierząt.

Badania radiologiczne wykazały prawidłowe wstawienie krążków. Nie stwierdzono również odczynów ani zmian w obrazie rtg wokół krążków. Po upływie jednego miesiąca stwierdzono całkowitą przebudowę tkanek w wykonanych rynnach kostnych. Badania histopatologiczne prowadzone dla zwierząt grupy kontrolnej i badawczej po 12, 26 i 52 tygodniach zgodnie z zaleceniami normy ASTM 981-86 [14].

W grupie kontrolnej po 12 tygodniach w badaniach histopatologicznych w podskórnej tkance tłuszczowej stwierdzono wokół wszczepów cienką torebkę łącznotkankową. W warstwie zewnętrznej wyróżniono liczne fibroblasty, a także nieliczne włókna kolagenowe. Zewnętrzna warstwa natomiast zawierała szklawicę ogniskowo włókna kolagenowe.

Po 26 tygodniach wokół wszczepów wytworzyła się dobrze wykształcona torebka łącznotkankowa zbudowana z licznych włókien kolagenowych oraz fibrocytów.

Po 52 tygodniach wokół wszczepów wytworzyła się gruba torebka łącznotkankowa z cechami szklawienia włókien kolagenowych bez zmian morfologicznych w obszarze tkanek otaczających torebkę - RYS. 1.

W mięśniach po 12 tygodniach w tkankach wokół wszcze-

taken of the guinea pigs with the implanted disks. The animals from all groups were sacrificed after completion of the observation period by exsanguination from the iliac artery in the light ether anaesthesia. Specimens were taken from the operated places for histopathological examinations. Implanted disks were removed also and passed to metallographic examination of corrosion damages. In addition, specimens of the following internal organs were taken: liver, kidneys, lungs, and spleen. The bone specimens were demineralized in a 7% nitric acid solution for 14 days. Other specimens were fixed in 10% formalin solution. The entire material was worked out using the paraffin method, slicing the microtome sections 6 μm thick and routine staining. The specimens were examined by means of light scanning microscope and in the X-ray micro-analyser.

The histopathological examinations were made in the Division and Chair of Pathomorphology of the Medical Academy in Zabrze.

Results

After the operation the animals were left for awakening. In the daily observations no animal revealed postoperative infecting of the wound. No differences were noticed in behaviour of animals in the control and experimental groups.

The radiological examination revealed correct insertion of the discs. No reactions or lesions were found either in the X-ray image around the discs. After one month, total texture restructuring was observed in the grooves. The histopathological examinations were carried out on animals from the control and experimental groups alike after 12, 26 and 52 weeks, according to the recommendations of the ASTM 981-86 standard [14].

In the control group after 12 weeks, in the histopathological examinations, a thin connective tissue capsule in the subcutaneous fatty tissue was found around the implants. In the outer layer, numerous fibroblasts were found, and also some collagen fibres. The outer layer, however, contained the focally hyalinising collagen fibres.

After 26 weeks, a properly developed connective tissue capsule formed, composed of multiple collagen fibres and fibrocytes.

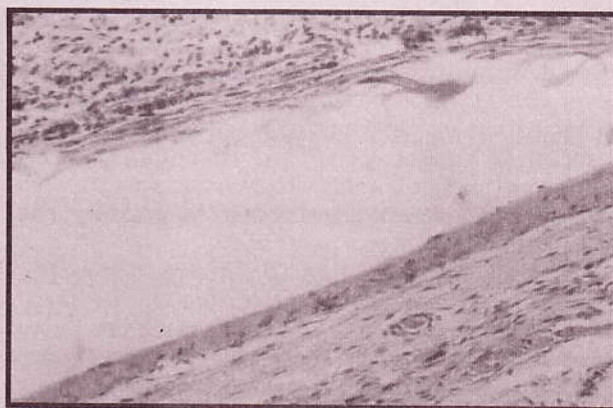
After 52 weeks, a thick connecting tissue capsule developed around the implants, with traits of hyalinising collagen fibres and no morphological changes in the area of tissues surrounding the capsules - FIG. 1.

In muscles, after 12 weeks, in tissues around the implants,



RYS. 1. Tkanka podskórna. Struktura ścianki torebki. Wszczep spasywowany po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 400x).

FIG. 1. Subcutaneous tissue. Structure of the capsule wall. Implant with the passive layer after 52 weeks of using (H&E, 400x).



RYS. 2. Tkanka podskórna. Struktura ścianki torebki. Wszczep spasywowany po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 400x).

FIG. 2. Subcutaneous tissue. Structure of the capsule wall. Implant with the passive layer after 52 weeks of using (H&E, 400x).

pów wytworzyła się wyraźna torebka łącznotkankowa zawierająca liczne komórki o cechach dojrzałych fibrocytów z nielicznymi włóknami kolagenowymi ułożonymi podłużnie. Nie stwierdzono zmian morfologicznych w otaczających torebki mięśniach. Po 26 tygodniach w otoczeniu wszczepów stwierdzono średnio grube torebki łącznotkankowe zawierające liczne włókna kolagenowe i nieliczne fibrocyty. Nie stwierdzono także zmian morfologicznych w otaczających torebki mięśniach.

Po 52 tygodniach z kolei wokół wszczepów stwierdzono cienie i zeszkliwione torebki łącznotkankowe bez zmian w otaczających mięśniach - RYS. 2.

W tkance kostnej po 12 tygodniach wokół wszczepów wytworzyły się grube torebki łącznotkankowe zawierające podłużnie przebiegające włókna kolagenowe i fibrocyty o dużych jądrach komórkowych. W tkankach kostnych, gąbczastych wyróżniono cechy odbudowy.

Po 26 tygodniach w otoczeniach wszczepów wykazano obecność grubych i nieregularnych torebek złożonych z bardzo licznych fibrocytów i nielicznych włókien kolagenowych. W ich składzie stwierdzono także dojrzałe tkanki kostne.

Po 52 tygodniach w pobliżu wszczepów stwierdzono cienie torebki łącznotkankowe przylegające ściśle do przebudowanych kości - RYS. 3. Torebki zbudowane były z nielicznych fibrocytów i delikatnych, podłużnych włókien kolagenowych. W strukturach kości wyróżniono grube beleczki kostne zawierające dość liczne osteocyty i niewielkie, owal-



RYS. 3. Kość. Cienka torebka łącznotkankowa przylegająca do kości. Wszczep spasywowany po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 100x).

FIG. 3. Bone. Thin connective tissue capsule adjacent to the bone. Implant with the passive layer after 52 weeks of using (H&E, 100x).

ne przestrzenie między beleczkowe z licznymi, drobnymi naczyniami.

W grupie badanej po 12 tygodniach w tkance podskórnej, tłuszczowej tkance łącznej wytworzyły się wokół wszczepów dość grube torebki łącznotkankowe zbudowane z delikatnej tkanki łącznej. Warstwa wewnętrzna zawierała liczne fibroblasty i fibrocyty oraz mniej liczne włókna kolagenowe. Natomiast w warstwach zewnętrznych obserwowano grube, ogniskowo szkliwiejące włókna kolagenowe.

Po 26 tygodniach utworzone w tkankach podskórnych torebki łącznotkankowe były dobrze wykształcone i złożone z licznych włókien kolagenowych i fibrocytów. W tkankach znajdujących się w otoczeniu tkanek tłuszczowych nie stwierdzono zmian.

Po 52 tygodniach w otoczeniu wszczepów wyróżniono grube, dobrze wykształcone torebki łącznotkankowe z cechami szkliwienia włókien kolagenowych - RYS. 4. Poza toreb-

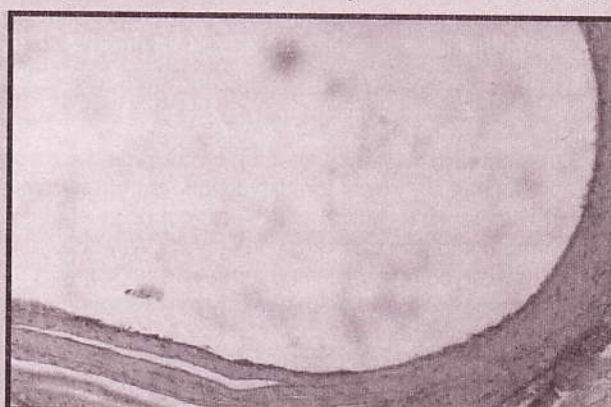
there developed a distinct connective tissue capsule containing numerous cells of mature fibrocyte character, with a few collagen fibres arranged longitudinally. No morphological changes were found in muscles surrounding the capsules.

After 26 weeks, in the vicinity of implants the medium-thick connective tissue capsules were found containing numerous collagen fibres and some fibrocytes. No morphological changes were found in muscles surrounding the capsules. After 52 weeks, thin and hyalinised connective tissue capsules were found around implants with no changes in the surrounding muscles - FIG. 2.

In the osseous tissue, after 12 weeks, thick connective tissue capsules developed, containing the longitudinally arranged collagen fibres and fibrocytes with large cell nuclei. Reconstruction traits were found in the spongy bone tissues.

After 26 weeks, in the vicinity of implants thick and irregular capsules were revealed, composed of multiple fibrocytes and a few collagen fibres. Mature osseous tissues were also found.

After 52 weeks, in the vicinity of implants, thin connective tissue capsules were found adhering closely to the reconstructed bones - FIG. 3. The capsules were built of few fibrocytes and delicate longitudinal collagen fibres. Thick osseous beams were revealed in the bone structures, containing rather numerous osteocytes and small oval inter-



RYS. 4. Tkanka podskórna. Gruba torebka łącznotkankowa z cechami szkliwienia włókien kolagenowych. Wszczep pokryty nanokrystalicznym diamentem po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 100x).

FIG. 4. Subcutaneous tissue. Thick connective tissue capsule with hyalinization collagen fibres features. Implant with the nanocrystalline diamond layer after 52 weeks of using (H&E, 100x).

beam spaces with numerous fine vessels.

In the experimental group, after 12 weeks, in the subcutaneous tissue, fatty connective tissue, rather thick connective tissue capsules developed around implants, built of a delicate connective tissue. The inner layer contained numerous fibroblasts and fibrocytes, and less numerous collagen fibres. In the outer layers, however, thick, focally hyalinising collagen fibres were observed.

After 26 weeks, the connective tissue capsules originated in the subcutaneous tissues were well developed and consisting of many collagen fibres and fibrocytes. No changes were found in tissues surrounding the fatty tissues.

After 52 weeks, well-developed thick connective tissue capsules were found in the vicinity of implants, with traits of hyalinising of the collagen fibres - FIG. 4. No changes were found apart from the capsules in the fatty tissues.

In muscles in turn, after 12 weeks, the implants were sur-

kami w tkankach tłuszczowych nie stwierdzono zmian morfologicznych.

W mięśniach z kolei po 12 tygodniach wszczepy były otoczone dobrze wykształconymi torebkami łącznotkankowymi. Zawierały liczne liniowo ułożone komórki typu dojrzałych fibrocytów z nielicznymi włóknami kolagenowymi o podłużnym przebiegu. Przylegająca do torebek tkanka mięśniowa nie wykazywała zmian.

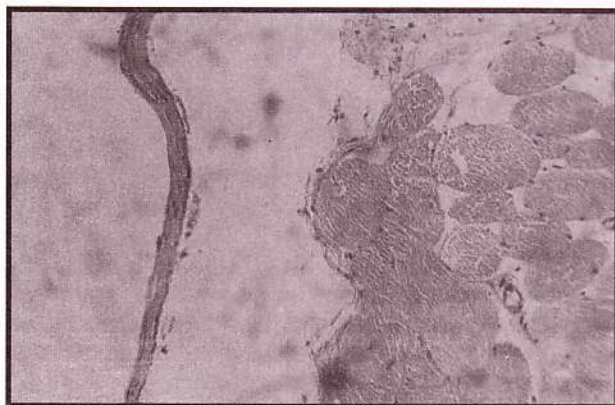
Po 26 tygodniach w utkaniu mięśni znaleziono w otoczeniu niezbyt grube torebki łącznotkankowe o strukturze licznych włókien kolagenowych i nielicznych fibrocytów. W tkankach przylegających do mięśni widoczne były przekroje drobnych naczyń krwionośnych. W mięśniach w otoczeniu torebek nie stwierdzono zmian.

Po 52 tygodniach wszczepy otaczały cienkie i zeszkliwione torebki łącznotkankowe. Utkanie przylegających mięśni nie wykazywało zmian - RYS. 5.

W kościach po 12 tygodniach w otoczeniach wszczepów wytworzyły się grube torebki łącznotkankowe, które zbudowane były z licznych włókien kolagenowych o podłużnym przebiegu oraz regularnie zlokalizowanych fibrocytów, charakteryzujących się wydłużonymi wrzecionowato jądrami komórkowymi. Sąsiadujące z torebkami tkanki kostne o budowie tkanki gąbczastej wykazywały cechy żywej odbudowy na co wskazywała obecność ułożonych zsnurów komórek osteoblastycznych, wyścielających beleczki kostne od strony przestrzeni międzybeleckowych.

Po 26 tygodniach w otoczeniu wszczepów znajdowały się grube, nieregularne torebki łącznotkankowe złożone z bardzo licznych fibrocytów i mniej licznych włókien kolagenowych. Ogniskowo wchodziły w ich skład dojrzałe tkanki kostne pokryte cienkimi warstwami tkanki łącznej.

Po 52 tygodniach w tkance kostnej w otoczeniu wszczepów wytworzyły się grube torebki złożone od strony wewnętrznej z tkanek łącznych, włóknistych, a od zewnątrz z dojrzałych, uwapnionych tkanek kostnych. W warstwach łącznotkankowych obserwowano zgrupowanie licznych fibroblastów. Tu włókna kolagenowe były mniej liczne - RYS. 6.



RYS. 5. Mięsień. Cienka, zeszkliwiona torebka łącznotkankowa. Wszczep pokryty nanokrystalicznym diamentem po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 100x).

FIG. 5. Muscle. Thin, hyalinized connective tissue capsule. Implant with the nanocrystalline diamond layer after 52 weeks of using (H&E, 100x).

rounded by well-developed connective tissue capsules. They contained numerous linearly arranged cells of the mature fibrocyte type, with a few collagen fibres aligned longitudinally. The muscle tissue adhering to the capsules revealed no changes.

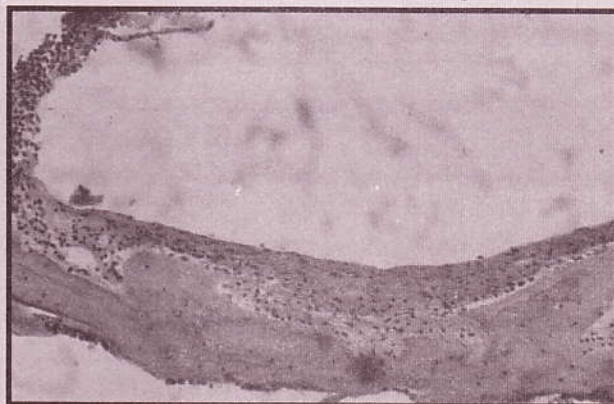
After 26 weeks, moderately thick connective tissue capsules were found in the muscle texture in the implant vicinity, with a structure of multiple collagen fibres and a few fibrocytes. Sections of fine blood vessels were visible in tissues adhering to muscles. No changes were found in muscles in the vicinity of capsules.

After 52 weeks, the implants were surrounded by thin and hyalinised connective tissue capsules. Texture of the adhering muscles revealed no changes - FIG. 5.

In bones, after 12 weeks, in the vicinity of implants, thick connective tissue capsules developed, built of numerous collagen fibres arranged longitudinally and regularly distributed fibrocytes, characterised by elongated fusiform cellular nuclei. The osseous tissues with spongy bone structure, neighbouring with the capsules, revealed traits of ongoing reconstruction, which was indicated by the presence of the arranged osteoblastic cell funicula, lining the bone beams from the inter-beam spaces side.

After 26 weeks, thick irregular connective tissue capsules were found in the vicinity of implants, consisting of abundant fibrocytes and a smaller amount of collagen fibres. They were composed of mature osseous tissues arranged focally, layered with thin connective tissue coatings.

After 52 weeks, thick irregular connective tissue capsules developed in the vicinity of implants, consisting of fibrous connective tissues on the inner side, and of the mature calcified osseous tissues on the outer side. Grouping of numerous fibroblasts was observed in the connective tissue layers. The collagen fibres were less numerous here - FIG. 6. No pathomorphological lesions were revealed in texture of internal organs, mostly liver and kidneys, of all examined animals. These organs had the correct texture, independent of the implant use period - FIGS. 7 and 8. The results of the pathomorphological examinations are given in tables.

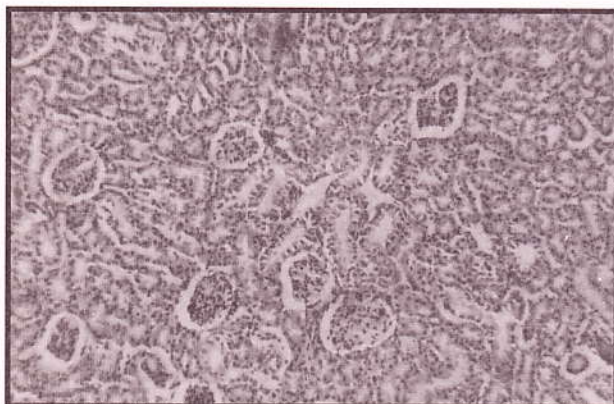


RYS. 6. Kość. Gruba torebka złożona częściowo z tkanki włóknistej oraz dojrzałej i uwapnionej tkanki kostnej. Wszczep pokryty nanokrystalicznym diamentem po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 100x).

FIG. 6. Bone. Thick capsule partly composed of the fibrous tissue as well as mature and calcified bone tissue. Implant with the nanocrystalline diamond after 52 weeks of using (H&E, 100x).

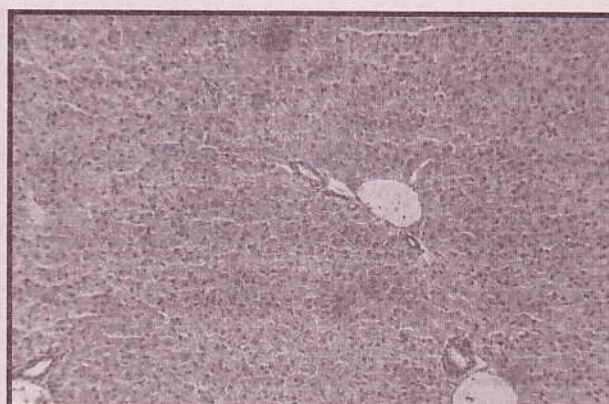
W utkaniu narządów wewnętrznych, głównie wątroby i nerek u wszystkich badanych zwierząt nie stwierdzono zmian patomorfologicznych. Narządy te miały prawidłowe utkanie niezależnie od czasu użytkowania wszczepu - RYS. 7 i 8. Wyniki badań patomorfologicznych zestawiono w tablicach.

The "-" mark denotes no observable qualitative changes. In turn "+" denotes observed qualitative changes of different intensity (from + to +++).



RYS. 7. Nerka. Obraz prawidłowy tkanek. Wszczep pokryty nanokrystalicznym diamentem po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 100x).

FIG. 7. Kidney. Tissue correct image. Implant with the nanocrystalline diamond after 52 weeks of using (H&E, 100x).



RYS. 8. Wątroba. Obraz prawidłowy tkanek. Wszczep pokryty nanokrystalicznym diamentem po 52 tygodniach użytkowania (H&E, 100x).

FIG. 8. Liver. Tissue correct image. Implant with the nanocrystalline diamond after 52 weeks of using (H&E, 100x).

Znak " - " oznacza brak zauważalnych zmian jakościowych. Z kolei " + " oznacza obserwowane zmiany jakościowe o różnicowanym nasileniu (od + do +++).

Zmiany w tkankach Changes in tissues	podskórnej subcutaneous			mięśniowej muscular			kostnej osseous		
	Okresy obserwacji [tygodnie] / Observation periods [weeks]								
	12	26	52	12	26	52	12	26	52
Torebka / Capsule	++	++	+++	++	++	+	+++	++	+++
Fibroblasty / Fibroblasts	++	-	-	+	-	-	-	-	++
Fibrocyty / Fibrocytes	++	++	+	+++	+	+	++	+++	++
Włókna kolagenowe / Collagen fibres	+	++	+++	+	++	+	+++	++	++
Szklwienie / Hyalinising	+	-	+++	-	-	+++	-	-	+
Metaplaszja kostna / Cementification	-	-	-	-	-	-	+	++	+
Otoczenie torebki Capsule surrounding									
Tkanka tłuszczowa / Fatty tissue	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mięsień / Muscle	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kość / Bone	-	-	-	-	-	-	-	-	-

TABELA 2. Wyniki badań histopatologicznych tkanek świnek morskich po implantacji wszczepów ze stali AISI 316 L polerowanych elektrolitycznie i spasywowanych.

TABLE 2. Results of the histopathological examinations of guinea pigs tissues after inserting the AISI 316L steel implants, electrolytically polished and passivated.

Zmiany w tkankach Changes in tissues	podskórnej subcutaneous			mięśniowej muscular			kostnej osseous		
	Okresy obserwacji [tygodnie] / Observation periods [weeks]								
	12	26	52	12	26	52	12	26	52
Torebka / Capsule	++	++	+++	++	++	+	+++	++	+++
Fibroblasty / Fibroblasts	++	-	-	+	-	-	-	-	++
Fibrocyty / Fibrocytes	++	++	+	+++	+	+	++	+++	++
Włókna kolagenowe / Collagen fibres	+	++	+++	+	++	+	+++	++	++
Szklwienie / Hyalinising	+	-	+++	-	-	+++	-	-	+
Metaplaszja kostna / Cementification	-	-	-	-	-	-	+	++	+
Otoczenie torebki Capsule surrounding									
Tkanka tłuszczowa / Fatty tissue	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mięsień / Muscle	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kość / Bone	-	-	-	-	-	-	-	-	-

TABELA 3. Wyniki badań histopatologicznych tkanek świnek morskich po implantacji wszczepów ze stali AISI 316 L pokrytych warstwą pasywno - węglową.

TABLE 3. Results of the histopathological examinations of guinea pigs tissues after inserting the AISI 316L steel implants, coated with the passive-carbon layer.

Wprowadzenie implantu metalowego do środowiska tkanek jak wiadomo może spowodować oprócz zakażenia bakteryjnego także reakcje toksykologiczne i alergiczne [1,6]. W przeprowadzonym cyklu badań uwzględniającym zalecenia normy ASTM 981 - 86 [14] stwierdzono, że zabieg był wykonywany w warunkach sterylnych, gdyż nie obserwowano procesu zakażenia pooperacyjnego rany.

Badania radiologiczne wykonane po zakończeniu 12, 26 i 52 tygodniowej obserwacji nie wykazały również żadnych zmian odczynowych wokół wszczepów, a całkowita przebudowa kości w wykonywanych rynnach w kości piszczelowej nastąpiła po ok. 4 tygodniach.

W badaniach histopatologicznych zwierząt grupy kontrolnej proces gojenia w tkance podskórnej, mięśniach i kostnej zakończył się wytworzeniem wokół wszczepów torebki łącznotkankowej, zbudowanej z fibrocytów i włókien kolagenowych. W ścianach torebek nie obserwowano odczynu fagocytarnego ani obecności produktów korozji.

Narządy wewnętrzne tej grupy zwierząt nie wykazywały żadnych zmian, co wskazywało na dobry stan zdrowia użytych do doświadczeń świnek morskich. Jest to szczególnie ważne w odniesieniu do wątroby i nerek, gdyż narządy te biorą czynny udział w przemianie soli wapnia i potasu, decydujących o stanie układu kostnego. Badania biochemiczne i morfologiczne układu kostnego u chorych na wątrobę i nerki wykazały zmiany w kościach spowodowane przewagą procesów resorpcyjnych nad regeneracyjnymi [15, 16]. Całość obrazu patomorfologicznego wskazywała na bardzo dobrą biotolerancję wszczepionych biomateriałów metalicznych, a także ich odporność na korozję w środowisku tkanek i płynów ustrojowych. Wykazana została także we wcześniejszych badaniach Marciniaka [11] i ocenach klinicznych innych autorów.

W odniesieniu do grupy zwierząt kontrolnych, którym wszczepiano krążki z dodatkowo naniesioną warstwą nanokryształicznego węgla już po trzech miesiącach obserwacji stwierdzono wokół wszczepów torebkę łącznotkankową, której skład tkankowy zmieniał się stosownie do czasu trwania eksperymentu. Na ogół występowała tendencja do pogrubiania torebki, zwiększenia udziału fibrocytów kosztem fibroblastów, ciągły wzrost liczby włókien kolagenowych i wreszcie po 12 miesiącach pojawiły się cechy szklawienia torebki. Obserwowano wyraźne różnice grubości torebki w szczepach domięśniowych, w których ścienienie torebki mogło być spowodowane efektem drażnienia mięśnia grzbietowego, przyczyniając się do zakłócenia prawidłowego rozwoju torebki łącznotkankowej. W końcowym okresie obserwacji w torebkach łącznotkankowych pojawiła się metaplasja kostna zewnętrznej warstwy torebki, co prowadziło do pełnego zespolenia torebki z tkanką kostną.

Oceniając biotolerancję wszczepów ze stali AISI 316 L pokrytych warstwą pasywno - diamentową należy stwierdzić na podstawie wyników badań, że cechowały je bardzo dobre właściwości zaporowe, blokujące skutecznie przed rozwojem korozji i infiltracji jonów metalicznych do tkanek. U żadnego zwierzęcia nie stwierdzono produktów korozji w torebce i otaczających ją tkankach (w tkance tłuszczowej, mięśniowej i kostnej), w których nie ujawniono zauważalnych zmian strukturalnych, do których dochodzi w toku toksycznego oddziaływania na ustrój metali w wyniku rozwoju metalozy.

W podsumowaniu można stwierdzić, że wszczepy ze stali AISI 316 L uszlachetnione warstwą pasywną lub kompozytowo pasywno - diamentową cechuje bardzo dobra biotolerancja wykazana w eksperymencie wykonanym przez Zakład i Klinikę Patomorfologii Śląskiej Akademii Medycznej zgodnie z zaleceniami obowiązujących przepisów normatywnych wydanych przez Komitet Medyczny ASTM. Wpro-

Discussion

As it is known, introducing a metalli implant into the tissue environment may cause, apart from the bacterial infection, also toxicological and allergic reactions [1, 6]. It was found out, in the cycle of experiments obeying the recommendations of the ASTM 981-86 standard [14], that the operation was carried out in the sterile conditions, as no postoperative infection process of the wound was noticed.

Radiological examinations after 12, 26, and 52 weeks from operation, did not reveal any reactions around the implants, and total bone reconstruction in the grooves made in the tibial bone occurred after about 4 weeks.

In the histopathological examination of animals from the control group, the healing process in the subcutaneous tissue, muscles, and osseous tissue ended up in developing the connective tissue capsule around the implants, built of fibrocytes and collagen fibres. Neither phagocytic reaction nor corrosion products were observed in the capsule walls.

The internal organs of animals from this group did not reveal any changes, which indicated good health of the guinea pigs used for the experiments. It is especially important in regard to the liver and kidneys, as these organs participate actively in the metabolism of calcium and potassium salts, deciding about the condition of the osseous system. Biochemical and morphological examinations of the osseous system of animals with liver and kidneys disease revealed changes in bones caused by the prevalence of resorption processes over the regeneration ones [15,16]. The overall patomorphological picture indicated very good biotolerance of the inserted metallic implants, and also their corrosion resistance in the environment of tissues and body fluids. The same was also stated in previous investigations by Marciniak [11] and clinical evaluations reported by other authors.

As regards the control group of animals, to which the discs with the additionally deposited nanocrystalline carbon coating were implanted, already after three months of observation the connective tissue capsule was revealed around the implants, the tissue composition changing with the duration of experiment. Generally, the capsule grew thicker, the fibrocyte portion increased at the cost of fibroblasts, the number of collagen fibres continuously increased, and, finally, after 12 months, the traits of capsule hyalinising appeared. Distinct differences in capsule thickness were observed in the intramuscular implants, in which thinning of the capsule might have been caused by irritation of the dorsum muscle, that disturbed correct development of connective tissue. At the final period of observation, cementification occurred in the outer capsule layer, which led to the complete union of the capsule with the osseous tissue.

Evaluating the biotolerance of implants from the AISI 316L steel coated with the passive-diamond layer, one has to state that they were characterised by very good barrier properties, blocking effectively corrosion and infiltration of metal ions into the tissues. Corrosion products were never revealed in the capsule and surrounding tissues (in the fatty, muscular, and osseous tissues) and no observable structural changes of these tissues were found, which might have occurred due to toxic effect of metals on the organism, i.e. development of metalosis.

In conclusion, one may state that implants from the AISI 316L steel, improved by the passive or composite passive-diamond coatings are characterised by very good biotolerance revealed in the experiment carried out in the Division and Chair of Pathomorphology of the Medical Academy in Zabrze, according to standard regulations issued by the Medical Committee of ASTM. The implants introduced into the tissue environment of the experimental animals did

wadzone do środowiska tkankowego zwierząt doświadczalnych implanty nie wywołały zmian patogennych w otaczających tkankach (podskórnej tkance tłuszczowej, mięśniowej i kostnej) oraz nie wywarły także wpływu toksycznego na narządy mięsiste (wątrobę, nerki, śledzionę i płuca). Zastosowana technika wytwarzania implantów ze stali AISI 316 L, uszlachetnionych warstwami pasywną lub pasywno-diamentową jest obiecująca i perspektywiczna dla chirurgii kostnej.

not develop any lesions in the surrounding tissues (in the subcutaneous fatty tissue, muscular, and osseous ones), and did not have any toxic effect on the parenchymal organs (liver, kidneys, spleen, and lungs). The technique of implant manufacturing from the AISI 316L steel improved with the passive or passive-diamond coating is promising for future application in the bone surgery.

Piśmiennictwo

- [1] Ungenthün M., Winkler - Gniewek W.: Toxykologie der Metalle und Biokompatibilität metallischer Implantwerkstoffe. Z.Orthop., 122, (1984), 99-105.
- [2] Marciniak J.: Niektóre aspekty uszkodzeń korozyjnych płytek i wkrętów kostnych implantowanych do kości. Arch. Techn. Bud. Maszyn PAN 8, (1990), 55-61.
- [3] Zitter H.: Schadensfälle an chirurgischen Implantaten und ihre Ursachen. Werkstoffe und Korros., 42, (1991), 455-466.
- [4] Marciniak J.: Perspectives of employing of the metallic biomaterials in the reconstruction surgery. Inżynieria Biomateriałów 1, (1997), 12- 19.
- [5] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992, 193 -210.
- [6] Marciniak J.: Biotolerancja implantów metalicznych w środowisku tkanek i płynów ustrojowych. II Sympozjum nt. "Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna - IOP, 99", Białystok, 213 - 219.
- [7] Niedzielski P., Mitura S., Paszenda Z., Marciniak J.: Diamond coated implants for medicine. 8th International Scientific Conference "Achievements in Mechanical and Materials Engineering", Rydzyna 1999, 569 -574.
- [8] Mitura S., Marciniak J., Niedzielski P., Paszenda Z.: Diamond coatings on implants for traumatology. International Conference of Biomaterials, Kraków 1999, Engineering of Biomaterials 7 - 8, (1999), 65 - 72.

References

- [9] Marciniak J., Boba J., Paszenda Z., Mitura S.: Einfluß von Passivierungs- und Kohlenstoffschichten auf austenitischen CrNiMo - Stählen auf die Beständigkeit gegen Lochfraß und Spannungsrisskorrosion. Werkstoffe und Korros. 44, (1992), 379 - 383.
- [10] Patent P 314 703.
- [11] Marciniak J. i współ.: Biomechaniczne, metaboliczne i biomechaniczne aspekty złamań. Praca badawcza Instytutu Metaloznawstwa Politechniki Śląskiej NB-207/RMT-286-90, Gliwice 1986. Praca badawcza Instytutu Metaloznawstwa Politechniki Śląskiej NB - 206/RMT-2/86.
- [12] Koczy B.: Badania nad własnym modelem oceny biotolerancji stopów metalicznych stosowanych w chirurgii kostnej. Praca doktorska Śląskiej Akademii Medycznej 1986.
- [13] Szczurek Z., Koczy B., Myrcik H., Marciniak J.: Ocena biotolerancji implantatów ze stali Cr-Ni-Mo. Ogólnopolska Konferencja Biomechaniki. Gdańsk 1987, 537 - 541.
- [14] Norma ASTM 981 - 86.
- [15] Gburek Z., Szczurek Z., Sośnierz M., Ciołkorz I.: Badania biochemiczne i oligo- biopsyjne kości w marskości wątroby. Wiad. Lek., 29, (1976), 2115 - 2119.
- [16] Gburek Z., Szczurek Z., Sośnierz M., Ciołkorz I.: Badania biochemiczne i oligobiopsyjne kości w przewlekłym odmienniczkowym zapaleniu nerek. Wiad. Lek. 28. (1976), 1715 - 1719.

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 prenumeratora.

Konto

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

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

Opłata

roczna - 48.- zł
półroczna - 24.- zł

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.

CHARAKTERYSTYKI TRIBOLOGICZNE BIOMATERIAŁÓW

Jan R. Dąbrowski, Eugeniusz Sajewicz

Katedra Materiałoznawstwa Politechniki Białostockiej

Streszczenie

W pracy przedstawione zostały refleksje Autorów dotyczące struktury i funkcji systemów biotribologicznych człowieka: stawowego oraz stomatognatycznego (zębowego). Wskazano przy tym na znaczenie charakterystyk tribologicznych materiałów na implanty biomechaniczne i wypełnienia stomatologiczne. Zamieszczone w pracy wyniki badań wskazują na złożoność oceny właściwości tribologicznych omawianych biomateriałów.

Słowa kluczowe: systemy biotribologiczne, biomateriały, tarcie, zużycie

[Inżynieria Biomateriałów, 11, (2000), 3-7]

TRIBOLOGICAL CHARACTERISTICS OF BIOMATERIALS

Jan R. Dąbrowski, Eugeniusz Sajewicz

Katedra Materiałoznawstwa Politechniki Białostockiej

Abstract

The paper presents the authors' discussion concerning the structure and function of human biotribological systems: joint and dental. Additionally, the authors pointed out the significance of biotribological characteristics of materials for biomechanical implants and dental fillings. The results of tests show complexity of estimating the tribological properties of the discussed biomaterials.

Key words: biotribological systems, biomaterials, friction, wear

[Engineering of Biomaterials, 11, (2000), 3-7]

DIFFERENT REACTIONS OF MACROPHAGES CULTURED WITH THE SAMPLES FROM NEW AND OLD POLYETHYLENE CUPS OF THE HIP PROSTHESIS

Czajkowska B.*, Otfinowski J.**, Ptak M.*, Pawelec A.***, Lekki J.****

*Department of Immunology Collegium Medicum of the Jagiellonian University in Cracow

**Department of Traumatology Collegium Medicum of the Jagiellonian University in Cracow

***Department of Orthopaedics Collegium Medicum of the Jagiellonian University in Cracow

****Institute of Nuclear Physics in Cracow

Abstract

We estimated release of cytokines IL-6 and TNF α and tested viability of macrophages cultured with the samples of polyethylene obtained from new acetabular cup of the hip prostheses and from the cups retrieved 4-6 years after implantation. The macrophages cultured with old polyethylene showed decreased viability and released more IL-6 and TNF α .

Key words: Hip prostheses, polyethylene, macrophages, inflammatory reaction

[Engineering of Biomaterials, 11, (2000), 8-10]

STAW SKOKOWO-GOLENIOWY W ASPEKCIE LECZENIA USZTYWNIENIEM LUB ALLOPLASTYKĄ

Janusz Kubacki

Oddział Ortopedii i Chirurgii Urazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego im. NMP w Częstochowie

Streszczenie

Omówiono przyczyny występowania zaawansowanych zmian chorobowych stawu skokowo-goleniowego. Podano wskazania i przeciwwskazania do usztywnienia stawu i alloplastyki. Na podstawie analizy wyników niektórych prac po endoprotezoplastyce, oraz zalet i wad artrodezy wyrażono pogląd, iż usztywnienie w stawie jest alternatywą alloplastyki.

[Inżynieria Biomateriałów, 11, (2000), 11-17]

ANKLE - JOINT IN THE ASPECT OF THE ARTHRODESIS TREATMENT OR ARTHROPLASTY

Jausz Kubacki

St.Mary's Hospital in Częstochowa, Orthopaedics and Traumatic Surgery Department

Summary

The reasons of lesions in the Ankle-joint have been discussed. Indications and contraindications for arthrodesis and arthroplasty have been given. On the basis of the result analysis of some works after arthroplasty the opinion has been expressed that arthrodesis is an alternative of arthroplasty.

Key words: functional anatomy, biomechanics, arthrodesis, arthroplasty.

[Engineering of Biomaterials, 11, (2000), 11-17]

ANALIZA AKTYWNOŚCI BIOELEKTRYCZNEJ MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA

Wiesław Chwała, Emil Staszków, Robert Walaszek

[Inżynieria Biomateriałów, 11, (2000), 18-23]

ANALYSIS OF BIOELECTRICAL ACTIVITY OF TRICEPS SURAE AFTER RECONSTRUCTION OF RUPTURED ACHILLES TENDON BY MEANS OF CARBON FIBRES

Wiesław Chwała, Emil Staszków, Robert Walaszek

[Engineering of Biomaterials, 11, (2000), 18-23]

BIOTOLERANCJA IMPLANTÓW ZE STALI AISI 316L Z WARSTWAMI PASYWNYMI I PASYWNO -DIAMENTOWYMI

Bogdan Koczy*, Jan Marciniak**

* Samodzielny Publiczny Wojewódzki SzpitalChirurgii Urazowej w Piekarach Śląskich

** Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych Politechniki Śląskiej w Gliwicach

Streszczenie

Prezentowane wyniki badań biotolerancji implantów metalicznych ze stali AISI 316L uszlachetnionych warstwami pasywnymi i pasywno - diamentowymi w doświadczeniach na modelach zwierzęcych jakim były świnki morskie. Badania miały na celu wykazanie przydatności tego materiału dla chirurgii urazowo - ortopedycznej i szczękowo - twarzowej. Doświadczenia przeprowadzono według zaleceń normy ASTM 981-86. Implanty wszczepiono do tkanek podskórnych, mięśniowych i kostnych zwierząt. Obserwacje histopatologiczne tkanek zwierząt grupy kontrolnej i doświadczalnej prowadzono po okresach 12, 26 i 52 tygodni. Oprócz badań tkanek okołowszczepowych prowadzono także badania histopatologiczne tkanek mięsnych organów detoksykacyjnych.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że warstwy pasywne i pasywno - diamentowe, wytworzone sposobem opracowanym w Zakładzie Materiałów Biomedycznych Politechniki Śląskiej oraz Zakładzie Materiałów Cienkowarstwowych Politechniki Łódzkiej cechują dobre właściwości zaporowe. Blokują skutecznie inicjację i rozwój korozji implantów, a w konsekwencji infiltrację jonów metalicznych do tkanek. Uzyskane wyniki są więc obiecujące do zastosowań wymienionych biomateriałów metalicznych dla praktyki klinicznej w chirurgii rekonstrukcyjnej, a w szczególności urazowo - ortopedycznej oraz szczękowo - twarzowej.

Słowa kluczowe: biomateriały metaliczne, stal austenityczna, badania doświadczalne, histopatologia, biotolerancja.

[Inżynieria Biomateriałów, 11, (2000), 23-31]

BIOTOLERANCE OF IMPLANTS FROM THE AISI 316L STEEL WITH THE PASSIVE AND PASSIVE - DIAMOND COATINGS

Bogdan Koczy*, Jan Marciniak**

* Independent Public Provincial Hospital for the Traumatic Surgery in Piekary Śląskie

**Division of Biomedical Materials Engineering, Silesian University of Technology in Gliwice

Abstract

Results of biotolerance investigations are presented of the metallic implants from the AISI 316L steel improved with the passive and passive-diamond coatings in experiments on the animal models featured by guinea-pigs. The purpose was to demonstrate their applicability in the traumatic-orthopaedic and maxillofacial surgery. The experiments were carried out according to the ASTM 981-86 standard. The implants were inserted into the subcutaneous, muscular, and osseous tissues of the animals. Histopathological observations of tissues of the animals from the control and experimental groups were carried out after 12, 26 and 52 weeks. Apart from examination of the peri-implant tissues, the histopathological examinations were also made of the parenchymatous tissues of the detoxication organs.

Basing on these experiments, one can state that the passive and passive-diamond coatings deposited according to the method developed in the Division of Biomedical Materials Engineering of the Silesian University of Technology and in the Division of Thin-Layer Materials of the Technical University of Łódź have good barrier properties. They effectively block the initiation and development of the implant corrosion, and in consequence, infiltration of metal ions into the tissues. The obtained results are thus promising for application of the aforementioned metallic biomaterials in the clinical practice for the reconstructive surgery, and particularly for the traumatic-orthopaedic and maxillofacial surgery.

Key words: metallic biomaterials, austenitic steel, experimental investigations, histopathology, biotolerance.

[Engineering of Biomaterials, 11, (2000), 23-31]