

Podziękowania

Badania finansowane przez Komitet Badań Naukowych
- projekt nr 7T08C 01918

Piśmiennictwo

References

- [1]. Doundoulakis JH, D.M.D., M.S., J. Prosth. Dent, 58(4): 471-478, 1987.
- [2]. Czarnowska E, Wierzchoń T, Sowińska A, et al., Annales Academiae Medicae Silesiensis, Supl. 31: 87-92, 2000.
- [3]. Lopes MA, Knowles JC, Kuru L, et al., J. Biomed. Mater. Res., 41: 649-656, 1998.
- [4]. Czarnowska E, Wierzchoń T, Sikorska A, et al., EuroMat 2001 Conference Proceedings, Rimini 310-315, 2001
- [5]. Wierzchoń T, Czarnowska E, Sikorska E, et al., 15th Int. Symp. Plasma Chemistry Proceedings, Orleans, France, 5: 2001-2006, 2001

WPŁYW OBRÓBEK JARZENIOWYCH NA STRUKTURĘ, WŁAŚCIWOŚCI I BIOZGODNOŚĆ WARSTW NIKLOWO - FOSFOROWYCH NA STOPIE TYTANU Ti- 1Al-1Mn

E. SIKORSKA-MATYSIAK*, E. CZARNOWSKA**, T. WIERZCHOŃ*

*WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,

POLITECHNIKA WARSZAWSKA, WARSZAWA.

**INSTYTUT POMNIK "CENTRUM ZDROWIA DZIECKA", WARSZAWA.

Wprowadzenie

Tytan i jego stopy charakteryzują się bardzo dobrą odpornością korozyjną, biogodnością, dobrą wytrzymałością zmęczeniową oraz niską gęstością, co kwalifikuje ten materiał do grupy najbardziej perspektywicznych biomateriałów metalicznych. Wymaga on jednak dodatkowej obróbki powierzchniowej ze względu na niską odporność na zużycie przez tarcie, a także zjawisko przechodzenia tytanu do otaczających tkanek [1,2,3].

W artykule przedstawiono wyniki badań metalograficznych, mikrotwardości, składu fazowego, odporności na zużycie przez tarcie i korozję oraz badania biologiczne in vitro prowadzone na ludzkich fibroblastach warstw kompozytowych typu $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(Ti,Ni)$ wytworzonych na stopie tytanu Ti-1Al-1Mn poprzez połączenie chemicznego niklowania bezprądowego z obróbką jarzeniową [3,4].

Metodyka badawcza

Próbki ze stopu tytanu Ti-1Al-1Mn o następującym składzie chemicznym (1.0%Al, 0.9%Mn, 0.3%Cr, 0.3%Fe, 0.12%Si, reszta Ti) zostały pokryte warstwą niklowo-fosfo-

sion independent of sterilization. Taking into consideration that $(Ti,Ni)_3P$ surface layers are characterised by good corrosion resistance and significantly better wear resistance than titanium alloy [4,5] it can be assumed that these layers produced on titanium alloy could find applications in medicine.

Acknowledgements

These investigation are supported by the Polish State Committee for Scientific Research - project 7T08C1918

EFFECT OF GLOW- DISCHARGE ASSISTED TREATMENTS ON THE STRUCTURE, PROPERTIES AND BIOCOMPATIBILITY OF THE NICKEL- PHOSPHORUS LAYERS FORMED ON A TITANIUM ALLOY Ti-1Al-1Mn

E. SIKORSKA-MATYSIAK*, E. CZARNOWSKA**, T. WIERZCHOŃ*

*FACULTY OF MATERIALS SCIENCE,

WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, WARSZAWA, POLAND.

**THE CHILDREN'S MEMORIAL HEALTH INSTITUTE, WARSAW,
POLAND.

Introduction

Titanium and its alloys are characterised by a very good corrosion resistance, good biocompatibility, high fatigue strength and low density, properties which qualify these materials to be included in the group of the most prospective metallic biomaterials. Because, however of their low frictional wear resistance and the release of elements of titanium alloys into the surrounding human tissues, they require an additional surface treatment [1,2,3].

The paper presents the results of examination of the properties of composite layers of the $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(NiTi)$ type produced on Ti-1Al-1Mn titanium alloy by a combination of electroless chemical nickel plating and a glow-discharge assisted treatment. The properties examined included: metallographical features, microhardness, phase composition, resistance to frictional wear and corrosion, and in vitro biological properties [3,4].

Materials and methods

Titanium samples with chemical composition (1.0%Al, 0.9%Mn, 0.3%Cr, 0.3%Fe, 0.12%Si, Ti-balance) were

rową metodą chemiczną bezprądową. Następnie przeprowadzono obróbkę w warunkach wyładowania jarzeniowego w atmosferze argonu w temperaturze 700°C przy ciśnieniu w komorze roboczej 3 hPa w czasie 4h.

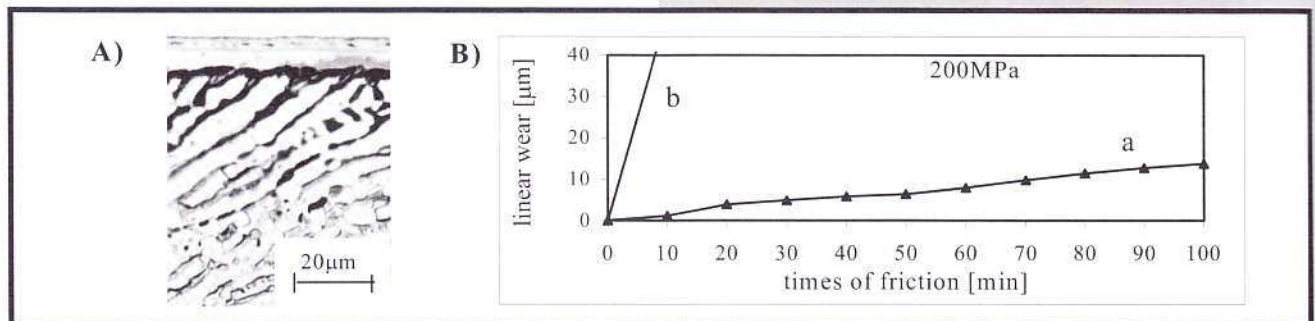
Wytworzone warstwy poddano badaniom:

- odporności korozyjnej metodą potencjodynamiczną w środowisku 0,5M NaCl i roztworze Dulbecco stosując skomputeryzowany zestaw do badań elektrochemicznych firmy Atlas-Sollich. Krzywe polaryzacji określano polaryzując badane próbki od potencjału -1000 mV z szybkością zmian potencjału -50 mV/min. Elektroda odniesienia była nasyczona elektroda kalomelowa (NEC).
- metalograficznym z zastosowaniem mikroskopu Neophot 2.
- biogodności w warunkach in vitro prowadzonych na ludzkich fibroblastach hodowanych przez 12 dni w płynie inkubacyjnym Dulbecco z dodatkiem płodowej surowicy cielęcej i antybiotyków, w atmosferze 95% powietrza i 5%CO₂ w temperaturze 37°C. Liczbę komórek zliczano w komorze Burkera. Wykonano również mikroanalizę składu pierwiastkowego komórek i płynów inkubacyjnych przy użyciu mikroanalizatora AN 10000 (Link System Oxford).
- zużycia przez tarcie metodą "trzy wałeczki + stożek"[5].

coated with a nickel-phosphorus layer by the chemical electroless method and then subjected to a glow-discharge assisted treatment carried out in an argon atmosphere at a temperature of 700°C under a pressure of 3hPa for 4 hours.

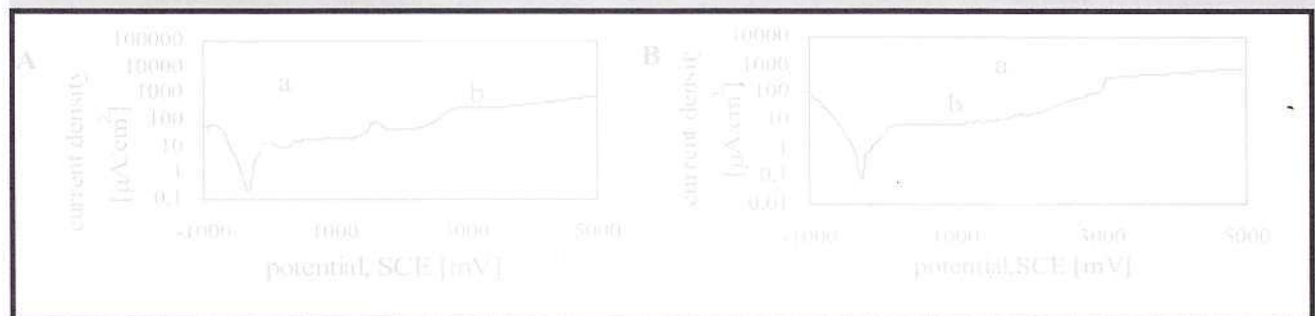
The surface layers obtained were examined regards:

- corrosion resistance by the potentiodynamic method in a 0.5 M NaCl and Dulbecco solution. The potentiodynamic curves were determined at a temperature of 25°C beginning from a potential of 1000 mV and passing towards the anodic direction with a potential varying rate of 50 mV/min and 10 mV/min within the potential region. A saturated calomel electrode (SCE) was used as the reference electrode.
- metallographic cross-sectional examination - by Neophot microscope.
- biocompatibility was examined in vitro, using human fibroblasts grown in a Dulbecco incubation fluid added with a foetal bovine serum and antibiotics, in an atmosphere composed of 95% of air and 5% of CO₂ at a temperature of 37°C. The number of cells was counted using a Burkert's camera. The contents of elements in the cells and in the incubation fluids were analysed with the use of a microanalyser AN 10000 (Link System Oxford).
- resistance to frictional wear using the three rollers + taper method[5].



RYS.1. Mikrostruktura (A) oraz odporność na zużycie przez tarcie (B) warstw typu $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(Ti,Ni)$ (a) w porównaniu do stopu tytanu Ti-1Al-1Mn (b).

FIG.1. The microstructures of $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(NiTi)$ layers (A) and a comparison of the values of the frictional wear resistance (B) of these layers (a) and of Ti-1Al-1Mn alloy (b).



RYS.2. Krzywe polaryzacji w 0,5M NaCl (A) i w roztworze Dulbecco (B) warstw typu $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(Ti,Ni)$ (a) oraz stopu Ti-1Al-1Mn (b).

FIG.2. Polarisation curves determined in 0.5M NaCl (A) and in the Dulbecco (B) solution for $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(NiTi)$ layers

Wyniki badań i dyskusja

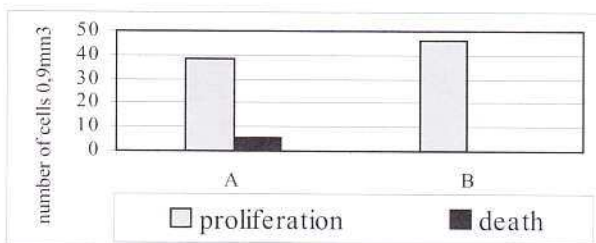
Na rysunku 1 przedstawiono mikrostrukturę warstwy typu $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(Ti,Ni)$ oraz wyniki badań odporności na zużycie przez tarcie. Twardość wytworzonej warstwy powierzchniowej wynosiła około 900HV0,05 (stopu tytanu ok.350HV0,05). Były to warstwy o wysokiej odporności na zużycie przez tarcie (RYS.1B) i na korozję (RYS.2), których topografie powierzchni, skład fazowy można kontrolować parametrami procesu [3].

Warstwy typu $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(Ti,Ni)$ charakteryzują się dobrą biogodnością (RYS.3.)

Results

FIGURE 1 shows the microstructure of $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(NiTi)$ layers and the measured values of their frictional wear resistance. The hardness of the surface layers produced on titanium is about 900 HV0.05 (and those on the titanium alloy - about 350 HV 0.05). The layers have a high resistance to frictional wear and corrosion. Their surface topography and phase composition can be controlled by modifying the process parameters[3].

The $(Ti,Ni)_3P+Ti_3P+(NiTi)$ layers show a good biocompatibility (FIG.3).



RYS.3. Proliferacja i liczba komórek martwych w populacji fibroblastów na badanych materiałach po 12 dniach hodowli na stopie Ti-1Al-1Mn (A) i na warstwach typu (Ti,Ni)₃P+Ti₃P+(Ti,Ni) (B).

FIG.3. The proliferation and the number of dead cells in a fibroblast population after a 12 day culture on Ti-1Al-1Mn alloy (A) and on (Ti,Ni)₃P+Ti₃P+(NiTi) layer (B).

Jak wynika z RYS.3. w populacji fibroblastów rosnących na warstwach typu (Ti,Ni)₃P+Ti₃P+(Ti,Ni) nie występowały komórki martwe, a liczba wszystkich komórek była wyższa niż na stopie tytanu. Mikroanaliza składu pierwiastkowego komórek i płynów inkubacyjnych z hodowli fibroblastów rosnących na próbkach pokrytych badaną warstwą nie wykazała w nich obecności Ni i Ti, co świadczy o ich odporności na korozję w warunkach biologicznych[3].

Warstwy typu (Ti,Ni)₃P+Ti₃P+(Ti,Ni) mają charakter dyfuzyjny, charakteryzują się dobrą odpornością na zużycie przez tarcie i korozję, są biogodne w warunkach in vitro oraz mogą chronić przed uwalnianiem składników stopu do otaczających komórek, tkanek i płynów.

Podziękowania

Praca finansowana jest przez KBN - projekt badawczy nr 7T08C 01918.

REKONSTRUKCJA NARZĄDU ŻUCIA U PACJENTKI Z ODONTOGENESIS HEREDITARIA CUM OCCLUSIO APERTA Z UWZGLĘDNIENIEM BIOESTETYKI I BIOME- CHANIKI ZASTOSOWA- NYCH MATERIAŁÓW CERAMICZNYCH

H EY-CHMIELEWSKA, E KIJAK, B FRĄCZAK

ZAKŁAD PROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ,
POMORSKA AKADEMIA MEDYCZNA W SZCZECINIE

Streszczenie

Szczególną trudność w leczeniu protetycznym mamy do czynienia w przypadkach, kiedy oprócz wro-

As can be seen from FIG.3, the fibroblast population growing on (Ti,Ni)₃P+Ti₃P+(NiTi) layers does not contain dead cells and the total number of cells is higher than that in the population grown on Ti-1Al-1Mn alloy. A microanalysis of the element contents in the cells and in the incubation fluids, taken from the culture of the fibroblasts grown on the coated samples, does not show the presence of Ni and Ti, which provides evidence that, in this biological environment, the samples are resistant to corrosion[3].

The (Ti,Ni)₃P+Ti₃P+(NiTi) layers have a diffusion character, are characterised by a good resistance to frictional wear and corrosion, are biocompatible under in vitro conditions and can prevent the release of the alloy constituents into the surrounding cells, tissues and fluids.

Acknowledgements

The study is supported by the KBN - grant No 7T08C 01918.

Piśmiennictwo

References

- [1]. J. J. Jacobs, A. K. Skipor, et al., "Release and excretion of metal in patients who have a total hip-replacement component made of titanium-base alloy", J. Bone Joint Surg. 73A(1991)1475.
- [2]. D. F. Williams, "Titanium: epitome of biocompatibility or cause for concern" J. Bone Joint Surg. 76B(1994)348.
- [3]. T. Wierzchoń, E. Czarnowska, E. Sikorska, A. Sowińska, W. Wołczyński "Structure and properties of the multicomponent surface layers produced by combined methods under glow discharge conditions" Proceedings of 15th International Symposium on Plasma Chemistry, Orleans, France vol.V (2001), 2001.
- [4]. T. Wierzchoń, E. Sikorska, Sposób wytwarzania kompozytowych warstw powierzchniowych na tytanie i jego stopach, zgłoszenie patentowe nr P351835 z dn. 23.01.2002r
- [5]. Polska Norma PN-83/H-04302, 1983.

RECONSTRUCTION OF THE MASTICATORY SYSTEM IN A PATIENT WITH ODONTOGENESIS HEREDITARIA CUM OCCLUSIO APERTA REGARDING BIOETHETICS AND BIOMECHANICS OF USED CERAMIC MATERIALS

H EY-CHMIELEWSKA, E KIJAK, B FRĄCZAK

DEPARTMENT OF PROSTHETICS
OF THE POMERANIAN MEDICAL ACADEMY IN SZCZECIN

Abstract

Particular difficulties in prosthetic treatment are cases in which apart from congenital enamel hypoplasia also in complete total overbite occurs. Authors present a description of a therapeutic procedure in a