

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

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

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

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

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

* INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ
POLITECHNIKA ŁÓDZKA, ŁÓDŹ

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

Streszczenie

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

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

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

Wstęp

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

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

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

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

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

Abstract

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

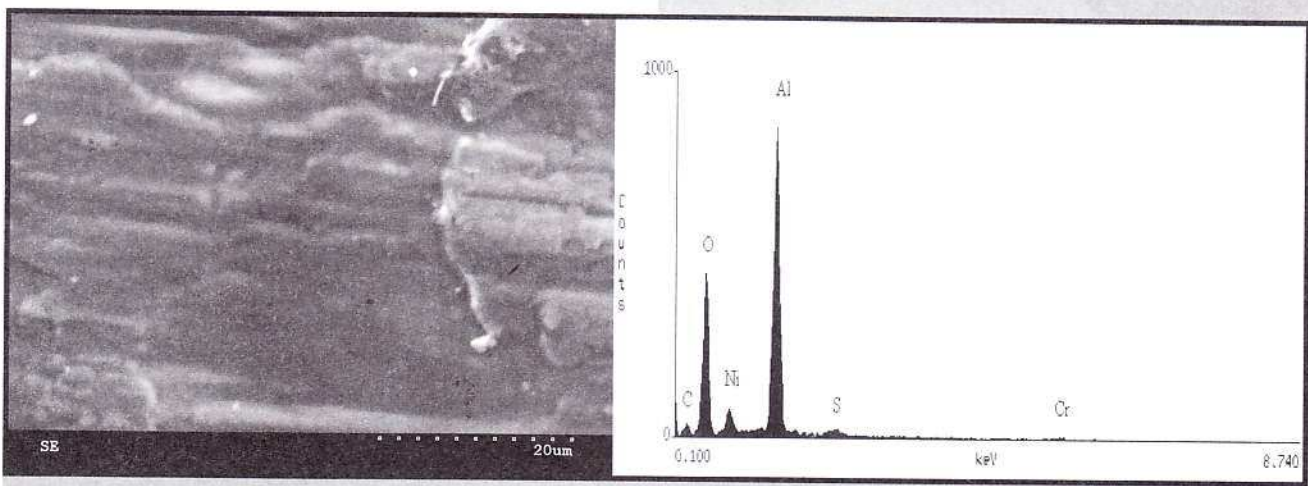
The obtained results allow to think that dual coatings $Al_2O_3-TiO_2$ are very perspective material for improvement of metal implants and interesting subject for next studies.

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

Introduction

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

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



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

na zrośnięcie implantu z kością.

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

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

Badania

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

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

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

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

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

Experimental

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

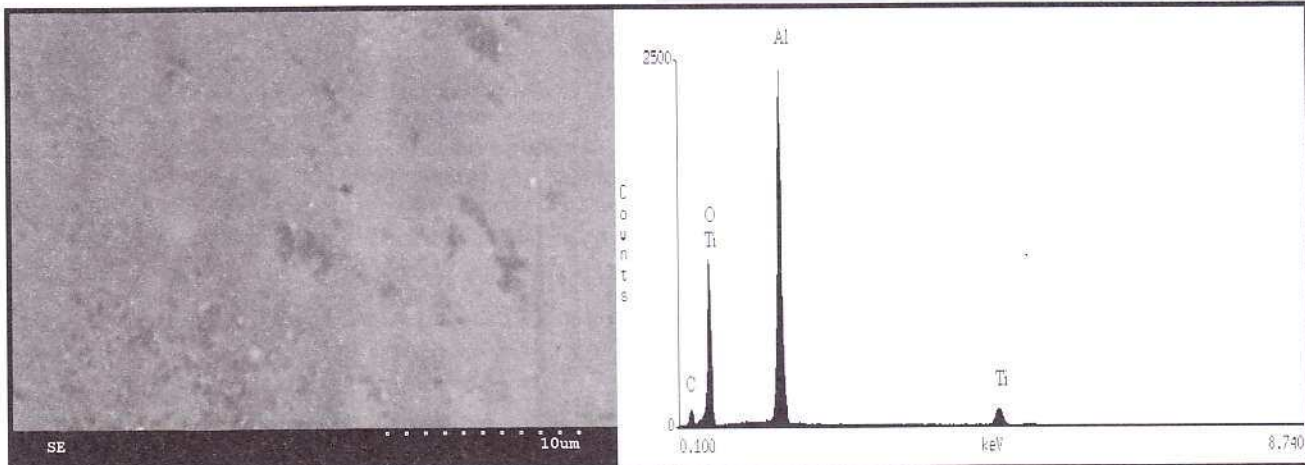
Substrates with double Al_2O_3 - TiO_2 coating and comparatively with Al_2O_3 coating were soaked in simulated body fluid (SBF) [7] and in simulated oral fluid at 37°C by 30 days.

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

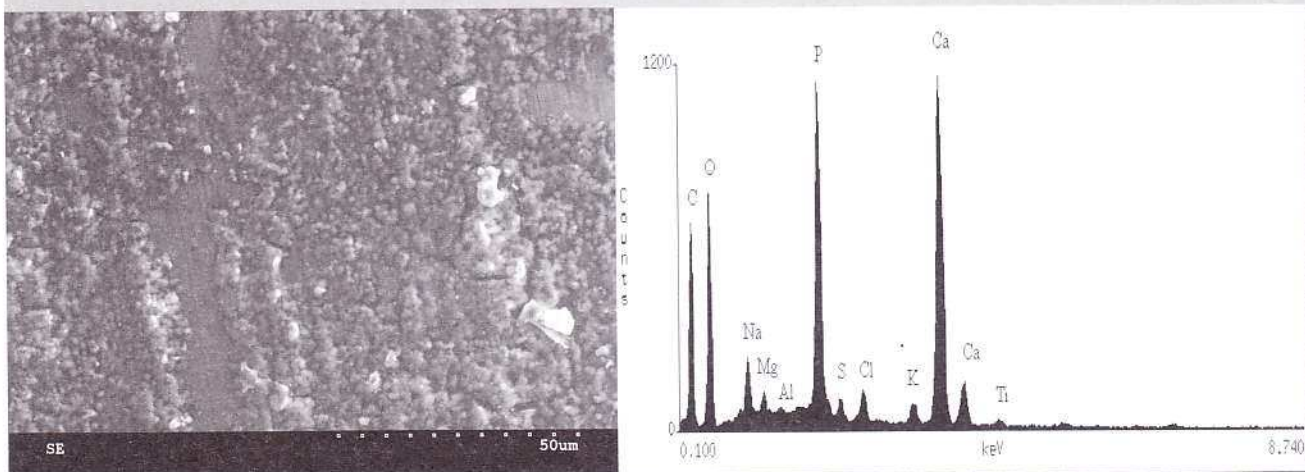
Results and Discussion

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

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



RYS.2. Morfologia powierzchni (a) i spektrogram (b) dwuwarstwowej powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$.
FIG.2. SEM image of surface (a) and EDX spectrum (b) of dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating.



RYS. 3. Morfologia powierzchni powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ o inkubacji w SBF.
FIG. 3. SEM image of dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating surface after incubation in SBF

RYS. 4. Spektrogram wydzieleni powstałych po inkubacji w SBF na powierzchni dwuwarstwowej powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$.
FIG. 4. EDX spectrum of precipitation formed on the surface of dual $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ coating after incubation in SBF

Wyniki badań i dyskusja

Badanie morfologii powierzchni powłok przeprowadzono dla próbek z powłoką Al_2O_3 , oraz z powłoką dwuwarstwową $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$; stwierdzono, że powłoka Al_2O_3 jest zwarta i ma strukturę warstwową (RYS. 1a), powłoka dwuwarstwową $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ jest gładka, lecz o pewnym stopniu porowatości, co widoczne jest na RYS. 2a. Skład chemiczny powłok potwierdzono za pomocą mikroanalizy rentgenowskiej (odpowiednio RYS. 1b i RYS. 2b).

Dla powłoki Al_2O_3 oraz dwuwarstwowej powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ przeprowadzono próby przyczepności metodą scratch-testu. Stwierdzono, że dla powłoki dwuwarstwowej $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ siła przy której następuje początek uszkodzenia powłoki jest 2 do 2,5 krotnie wyższa niż dla powłoki Al_2O_3 i wynosi około 150G. Wydaje się, że ten ciekawy efekt wynika z dodatkowego uszczelnienia powłoki Al_2O_3 przez warstwę TiO_2 i zmiany rozkładu naprężeń w powłoce, co powoduje wzrost jej przyczepności.

Próbie odporności korozyjnej próbek z dwuwarstwową powłoką $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ prowadzono przez inkubację w sztucznej ślinie przez okres 30 dni. Nie stwierdzono zmian w morfologii, ani zmiany masy próbek. Wynik ten oznacza pozytywną wstępną ocenę odporności korozyjnej badanych próbek.

Badanie morfologii próbek z dwuwarstwową powłoką $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ po inkubacji w SBF wykazało, że niemal cała powierzchnia próbek została pokryta wydzieleniami o ziarnistej budowie, o ziarnach średnicy około 1–2 μm . Morfologie

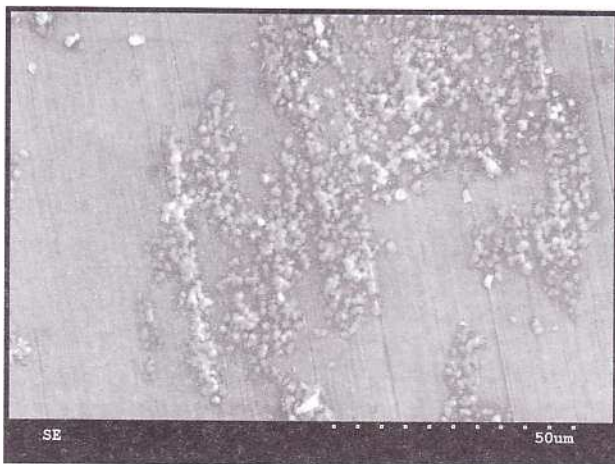
typowe dla wydzieleni powstających w SBF na powierzchni dwuwarstwowej powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ i zmiana rozkładu naprężeń, które przyczyniają się do zwiększenia przyczepności.

Korozyjność próbek z dwuwarstwową powłoką $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ była testowana w symulowanym płynie ustnym przez 30 dni. Nie stwierdzono zmian w morfologii ani w masie próbek. Oznacza to pozytywne wstępne oceny odporności korozyjnej badanych próbek.

SEM obraz powierzchni powłoki dwuwarstwowej $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ po 30 dniach namoczenia w SBF pokazał, że niemal cała powierzchnia została pokryta wydzieleniami o kształcie kulistym o średnicy ziaren około 1–2 μm . Morfologia tej powierzchni została pokazana na RYS. 3. Skład chemiczny wydzieleni obejmował dużo Ca i P oraz ślady pozostałych elementów SBF. W badanych wydzieleniach odnotowano stosunek $\text{Ca/P} = 1,73$, który jest podobny do stosunku Ca/P w apatycie. EDX spektrogram wydzieleni został pokazany na RYS. 4.

Wystąpienie podobnych wydzieleni obserwowano również na powierzchni powłoki Al_2O_3 , która została namoczona w SBF, ale ilość wydzieleni była mniejsza: nie więcej niż 25–30% powierzchni została zajęta przez nie. Jedną z większych aglomeracji zostało pokazane na RYS. 5.

Aby ocenić wiązanie chemiczne wydzieleni do powierzchni powłoki Al_2O_3 i dwuwarstwowej powłoki $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$, próbki zostały poddane ultrasonicznej czyszczeniu w destylowanej wodzie. Wykazano, że wydzielenia zostały całkowicie usunięte z powierzchni powłoki Al_2O_3 . Na powierzchni powłoki dwuwarstwowej $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-TiO}_2$ obserwowano tylko niektóre aglomeracje, które zajęły nie więcej niż 15% powierzchni.



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

powierzchni powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ przedstawiono na RYS. 3. Skład chemiczny osadzonych wydzielań zawiera znaczące ilości wapnia i fosforu, oraz niewielkie ilości pozostałych pierwiastków wchodzących w skład roztworu SBF. Stosunek ilości wapnia do fosforu w badanych wydzieleniach wynosi $Ca/P = 1,73$ i jest nieco wyższy niż wartość Ca/P dla apatytu. Zatem za literaturą [4,8] przyjęto, że powstałe wydzielenia są wydzieleniami apatytu. Spektrogram badanych wydzielań przedstawiono na RYS. 4.

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

Celem oceny stopnia związania obserwowanych wydzielań z podłożem zarówno próbki z powłoką Al_2O_3 jak i z powłoką dwuwarstwową $Al_2O_3-TiO_2$ poddano procesowi mycia w wodzie destylowanej w myjce ultradźwiękowej. Stwierdzono, że z powierzchni powłoki Al_2O_3 obserwowane wydzielenia zostały całkowicie usunięte. Na powierzchni powłoki dwuwarstwowej $Al_2O_3-TiO_2$ pozostały jedynie nieliczne, wielowarstwowe skupiska wydzielań, które nie zajmują więcej niż 15% powierzchni próbki. Wynik ten wskazuje na słabe związanie wydzielań apatytu z badanymi powłokami. Morfologię powierzchni powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ po płukaniu w wodzie destylowanej przedstawia RYS. 6.

Podsumowanie i wnioski

W wyniku wstępnych badań dwuwarstwowej powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ nakładanej metodą sol-żel na podłoża Ni-Cr-Mo otrzymano szereg interesujących wyników.

Stwierdzono, że otrzymane powłoki charakteryzują się dobrą przyczepnością do podłoża - lepszą niż powłoki Al_2O_3 . Odporność korozyjna metalowych podłoży pokrytych powłoką $Al_2O_3-TiO_2$ w środowisku sztucznej śliny wydaje się być zadowalająca: po 30 dniach inkubacji nie stwierdzono zmian morfologii, ani masy badanych próbek. W środowisku SBF na powierzchni powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ zaobserwowano tworzenie się licznych wydzielań fosforowo-wapniowych o relacji Ca/P zbliżonej do apatytu, co świadczy o zdolności badanej powłoki do indukowania zarodkowania i wzrostu struktur kostnych. Jednak możliwość częściowego usunięcia wydzielań apatytu z powierzchni powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ przez mycie w myjce ultradźwiękowej w wodzie destylowanej, świadczy o słabym chemicznym związaniu tych wydzielań z badaną powłoką.



RYS. 6. Morfologia powierzchni powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ po inkubacji w SBF i myciu w myjce ultradźwiękowej w wodzie destylowanej.
FIG. 6. SEM image of dual $Al_2O_3-TiO_2$ coating surface after incubation in SBF and ultrasonic washing in distilled water.

sample surface. This result indicates on week chemical bonding apatite precipitation to investigated coatings. SEM image of dual $Al_2O_3-TiO_2$ coating surface after washing is presented in FIG. 6.

Summary and conclusions

In result of preliminary investigation of dual $Al_2O_3-TiO_2$ coating deposited by sol-gel method on Ni-Cr-Mo substrates a lot of interesting results have been taken.

It was found that received coatings show good adhesion - better than Al_2O_3 coating. Corrosion resistance of metal substrates with dual $Al_2O_3-TiO_2$ coating in environment of simulated oral fluid seems to be satisfactory; after 30 days of incubation neither morphology nor mass changes have been found. Formation of numerous precipitation with relation Ca/P close to apatite have been observed in SBF environment. This effect testify for ability of investigated coatings to nucleation and growth of bone-like structures, but possibility of partly removing these precipitation show theirs week chemical bonding to coating surface.

Taken results lead to conclusion that dual $Al_2O_3-TiO_2$ coatings obtained by sol-gel method are promising bioactive material for application on surfaces of metal implants. However further investigation on producing process are required in the direction of identification and increase of active chemical group bonding apatite precipitations to the coating surface.

Piśmiennictwo

References

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

Otrzymane wyniki prowadzą więc do wniosku, że dwuwarstwowe powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ otrzymane metodą zol-żel są obiecującym materiałem bioaktywnym do zastosowania na metalowych podłożach, jednak proces ich wytwarzania wymaga dalszych badań w kierunku identyfikacji i zwiększenia ilości aktywnych grup chemicznych wiążących do powierzchni tworzące się apatyty.

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

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

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

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

* ZAKŁAD BIOMECHANIKI, PRACOWNIA BIOKINETYKI AWF W KRAKOWIE

** SPECJALISTYCZNY SZPITAL IM. S. ŻEROMSKIEGO W KRAKOWIE

*** ZAKŁAD ODNOWY BIOLOGICZNEJ AWF W KRAKOWIE

Wstęp

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

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

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

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

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

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

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

** SPECIALIZED S. ŻEROMSKI HOSPITAL IN KRAKÓW

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

Introduction

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

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

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

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