

wpływem ciepła ciała można wykonać z drutów wyżarzanych w zakresie temperatur 400-500°C w czasie 30-60 minut.

· Z drutów o małych średnicach można wykonać implanty o różnych kształtach i rozmiarach wywierające pożądane siły potrzebne do wewnętrznej stabilizacji różnych złamań w układzie kostnym narządów ruchu.

· Klamry z pamięcią kształtu o większych rozmiarach można wykorzystać do wewnętrznej stabilizacji osteotomii kierunkowych.

Piśmiennictwo

[1] Y. Chu., Orthopaedic applications of NiTi shape memory alloys in China. Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, California, (2000) 619-628.

[2] R. G. Tang, K. R. Dai, J. Q. Chen., Application of a NiTi staple in the metatarsal osteotomy. Bio-Medical Materials and Engineering 6 (1996) 307-312.

[3] J. Musiałek, P. Filip, J. Nieslanik., Titanium-nickel shape memory clamps in small bone surgery. Arch. Orthop. Trauma Surg. 117 (1998) 341-344.

[4] K. Dai, Y. Chu., Studies and applications of NiTi shape memory alloys in the medical field in China. Bio-Medical Materials and Engineering 6 (1996) 233-240.

BIOZGODNE POWŁOKI TiN NA POLIURETANIE; MIKRO-STRUKTURA I WŁAŚCIWOŚCI

R.MAJOR*, E.CZARNOWSKA**, R.KUSTOSZ**, J.M.LACKNER****, W.WALDHAUSER****, P.LACKI****, B.MAJOR*

*INSTYTUT METALURGII I INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ POLSKA AKADEMIA NAUK W KRAKOWIE, KRAKÓW, POLSKA
NMMAJOR@IMIM-PAN.KRAKOW.PL

**INSTYTUT MATKI I DZIECKA, ODDZIAŁ PATOLOGII, WARSZAWA, POLSKA

***FUNDACJA ROZWOJU KARDIOCHIRURGII, ZABRZE, POLSKA

****JOANNEUM RESEARCH FORSCHUNGSGESELLSCHAFT MBH, LASER CENTER LOEBEN, AUSTRIA

*****POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA, CZĘSTOCHOWA, POLSKA

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),163-167]

Wstęp

Poliuretan stosowany jest klinicznie między innymi jako materiał kontaktujący się z krwią [1,2]. Nie ma jednak polimeru obojętnego na działanie czynników chemicznych i mechanicznych organizmu ludzkiego. Większość polimerowych biomateriałów degraduje, ponieważ czynniki organizmu ludzkiego atakują biomateriały w sposób bezpośredni lub poprzez interwencję czynników zewnętrznych. Niezbędna jest zatem zmodyfikacja warstwy wierzchniej biomateriału poliuretanowego w celu oddzielenia go od środowiska tkanek. Azotek tytanu (TiN) jest rozważany jako potencjalny materiał do kontaktu z krwią. Celem pracy było naniesienie azotku tytanu o bardzo dobrych właściwościach mechanicznych i biologicznych na podłoże poliuretanowe [3, 4] i przeprowadzenie kompleksowej diagnostyki struktural-

Conclusions

· Staples made of the tested TiNiCo alloy that regain shape being influenced by the body heat can be produced from the wire annealed in the temperature ranging from 400 to 500°C for 30-60 minutes.

· Wire of small diameter can be used for making implants of different shapes and sizes that exert required forces needed for internal stabilization of different fractures in the skeletal system of the motor organs.

· Shape memory staples of some size can be used for internal stabilization of directional osteotomies.

References

[5] W. Y. Ip, C. H. Cheng, S. Cheung, P. H. Ho., Potential use of NiTi implant for intra-articular fracture of phalanx. European Cells and Materials, vol. 1 (2001) 63.

[6] Y. Chu, K. Dai, M. Zhu, X. Mi., Medical Application of NiTi Shape Memory Alloy in China. Proceedings of the International Symposium on Shape Memory Materials held in Kanazawa, Japan (1999). Materials Science Forum 327-328 (2000) 55-62.

[7] J. Drugacz, Z. Lekston, H. Morawiec, K. Januszewski., Use of TiNiCo shape memory clamps in the surgical treatment of mandibular fractures. J. Oral Maxillofacial Surgery, 53 (1995) 665-701.

BIOCOMPATIBLE TiN COATINGS ON POLYURETHANE; MICRO-STRUCTURE AND PROPERTIES

R.MAJOR*, E.CZARNOWSKA**, R.KUSTOSZ**, J.M.LACKNER****, W.WALDHAUSER****, P.LACKI****, B.MAJOR*

*POLISH ACADEMY OF SCIENCES, INSTITUTE OF METALLURGY AND MATERIALS SCIENCES, CRACOW, POLAND,

NMMAJOR@IMIM-PAN.KRAKOW.PL

**THE CHILDREN MEMORIAL HEALTH INSTITUTE, DEPARTMENT OF PATHOLOGY, WARSAW, POLAND

***FOUNDATION OF CARDIAC SURGERY DEVELOPMENT, ZABRZE, POLAND

****JOANNEUM RESEARCH FORSCHUNGSGESELLSCHAFT MBH, LASER CENTER LOEBEN, AUSTRIA

*****CZESTOCHOWA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, CZESTOCHOWA, POLAND

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),163-167]

Introduction

Polyurethane is in clinical use as a blood contacting material [1,2]. No polymer is totally impervious to the chemical process and mechanical action of the body. Generally, polymeric biomaterials degrade, because body constituents attack the biomaterials directly or through other device components, sometimes with the intervention of external factors. Thus it was necessary to modify the surface to separate PU from body fluids. Titanium nitride (TiN) is regarded as a potential biomaterial for blood-contact applications, thus, the aim of the work was to deposit TiN on PU [3,4].

Część doświadczalna

Materiał i metoda badań

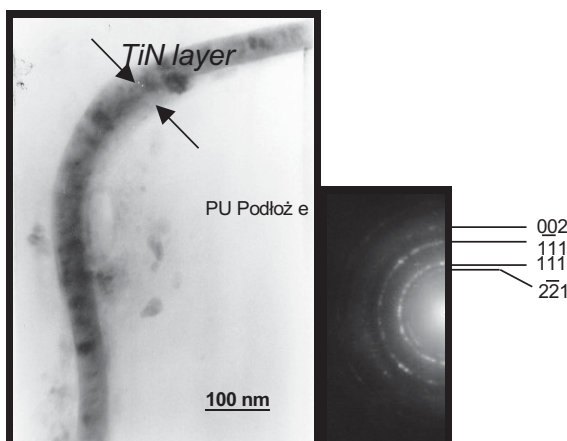
Cienkie warstwy na podłożu polimerowym zostały wytworzone wykorzystując ablację z tarcz uzyskanych metodą metalurgiczną z czystego tytanu, przy zastosowaniu lasera Nd-YAG (1064nm, czas impulsu 10ns) pracującego w Centrum Laserowym w Leoben w Austrii.

Badania strukturalne zrealizowano wykorzystując elektronową mikroskopię transmisyjną (TEM) oraz mikroskopię sił atomowych (AFM). Analizę fazową i pomiary naprężeń własnych wykonano za pomocą dyfraktometru rentgenowskiego (Philips PW 1710) sterowanego programem APD. Przeprowadzono badania tekstury metodą konwencjonalną oraz wykorzystując metodę tomografii teksturalnej. Oceniono rozkład naprężeń własnych na powierzchni przez zastosowanie detektora pozycyjnie czułego. Obserwacje komórek adhezujących, w badaniach biologicznych, wykonano za pomocą konfokalnego mikroskopu (Olympus, FV-500 system).

Wyniki i dyskusja

Tekstura krystalograficzna

Analizując teksturę krystalograficzną cienkich warstw niezbędne jest określenie orientacji na stałej głębokości wnikania, co przeprowadzono metodą tomografii tekstury. Metoda jest nieniszcząca pozwalająca na diagnostykę obszarów przypowierzchniowych. Ustalanie figury biegunowej dla stałej głębokości wnikania promieniowania rentgenowskiego może być jedynie zrealizowana gdy stały promień padania promieniowania na próbkę jest ściśle ustalony. To może być zrealizowane przy zastosowaniu goniometru z modemu skanującym $\theta-2\theta$ do $\omega-2\theta$. Metodę tomografii teksturalnej (X-ray Texture Tomography XTT) zastosowano do analizy warstw grubości $3\ \mu\text{m}$ naniesionych na podłożu poliuretanowe. Orientacja krystalitów analizowana była do głębokości $2\ \mu\text{m}$ oraz $3\ \mu\text{m}$. Badania przy podłożu (figury biegunowe różnicowe) pozwoliły określić charakter wczesnego mechanizmu wzrostu. Stwierdzono wysoką niejednorodność, gdzie dominująca składowa na głębokości $2\ \mu\text{m}$



RYS. 1. Mikrostruktura TEM przekroju poprzecznego warstwy TiN na podłożu poliuretanowym wraz z dyfrakcją elektronową z warstwy.

FIG. 1. Cross section of the 50nm thick layer deposited on polyurethane substrate.

Experimental

Methods

Titanium nitride thin layers were fabricated by pulsed laser deposition with the Nd:YAG laser on biologically applied polyurethane. Transmission electron microscopy (TEM) studies considered layers 250 nm and 50 nm thickness. Finite element modeling was performed to establish the temperature distribution in the substrate and in the layer as well as a model of the crack formation. Biocompatibility examinations focused on the material contact with the human fibroblast. The fibroblasts were obtained from healthy donors. Cells from the 2-3 passage of the initial culture were moved to the surface of the investigated materials in the amount of 1.5×10^5 cells/ml.

Results and discussion

Crystallographic texture

Texture investigation of the thin films is very difficult to perform. It is necessary to apply additional rotation to the material to carry out the examination at the constant level of thickness. This process is called texture tomography (XTT, X-Ray Texture Tomography). XTT is a non-destructive method of texture analysis in the near the surface area, where the diameter is determined by the penetration depth of the applied radiation. The registration of the constant-depth pole figures can be realized only when a constant incidence angle of the beam on the sample is retained. It can only be achieved with the goniometer in the scanning mode $\theta-2\theta$ to the $\omega-2\theta$. The texture was observed to be inhomogeneous, but the dominant components for the 2 and $3\ \mu\text{m}$ were the same $\{112\}<011>$. In the initial stage of the deposition, TiN cluster of the $\langle 110 \rangle$ orientation was found at the depth of $3\ \mu\text{m}$.

TEM microstructure

250 nm thick layers were deposited on a polyurethane substrate. Transmission electron microscopy investigation of the cross section revealed columnar character of the deposited layer. During the deposition, there are two steps of the film growth: initial, typical for the very thin layers, and late model, characteristic for thick ones. The TEM microstructure presents deformation of the substrate, because of the process influence, cracking and additional secondary nucleation after cracking, typical for ceramic coating. A precise plasma diagnosis and numerical simulation resulted in the preparation of a new layer composition. The thickness was reduced to 50 nm. It caused even the change of the layer behavior (FIG.1).

The selected area electron diffraction pattern revealed nanocrystalline character of the titanium nitride, which proves the layer distribution was uniform. The samples for the TEM investigations were prepared with the microtom. The microtom knife did not damage the layer. The TiN layer was observed to be elastic. Even strong deformation did not lead to the delamination of the film (FIG.1).

Biocompatibility

The examination focused on the biocompatibility with the human fibroblast [5]. The fibroblasts were obtained from healthy donors. Cells from the 2-3 passage of the initial culture (the cells which were unstuck by trypsyna with EDTA) were moved to the surface of the investigated materials in the amount of 1.5×10^5 cells/ml in Dulbecco culture medium, consisting of 15% of serum (fetal bovine serum, from Gibco company BRL, UK) and antibiotics (penicillin and streptomycin, of the SIGMA company, UK). When the cell culture was completed, the incubation liquids were gathered and frozen in temp. -70°C . Then, the samples were washed 3 times in buffered physiological salt (of the SIGMA company, UK), the adhered cells on the samples were fixed

(1 μm powyżej warstwy) jak i 3 μm (tuż przy warstwie) była $\{112\}\langle 011 \rangle$ ale rozwinięta w różnym zakresie. Dodatkowo stwierdzono formowanie się charakterystycznego klasteru o orientacji $\langle 110 \rangle$ w początkowym zakresie wzrostu warstwy (na głębokości 3 μm).

Mikrostruktura TEM

Jako warstwę reprezentatywną dla warstw grubych wybrano grubość 0.25 mm; o połowę mniejszą od najcieńszej do tej pory rozpatrywanych i badanych transmisyjną mikroskopią elektronową (TEM). Cienkie folie z przekroju poprzecznego TiN 0.25 mm na poliuretanie przygotowano za pomocą ultramikrotomu. Badania za pomocą transmisyjnej mikroskopii elektronowej wykazały powstawanie deformacji podłoża podczas osadzania, pękanie warstwy lub jej mostkowanie oraz wtórne zarodkowanie wzrostu warstwy po pęknięciu. Powstawanie charakterystycznych kolumn dowodzi formowania się warstw późnym mechanizmem wzrostu, kolumnowym. Zmniejszenie grubości osadzanego azotku tytanu spowodowało przejście do wczesnego mechanizmu wzrostu (z mechanizmu kolumnowego do 2D lub 2D+3D). Spowodowało to zmianę właściwości warstwy. Stwierdzono, iż pomimo materiału ceramicznego, obserwuje się elastyczne odkształcenie powłoki i jej wysoką adhezję. (RYS.1).

Na podstawie dyfrakcji elektronowej (selected area electron diffraction pattern) wykazano nanokrystaliczny charakter warstwy TiN.

Biozgodność

Badano biologię ludzkich fibroblastów uzyskanych ze skóry zdrowych dawców [5]. Komórki z 2-3 pasażu hodowli pierwotnej (komórki odklejane trypsyną z EDTA), przeniesiono na badane materiały w ilości 1.5×10^5 komórek/ml w medium hodowlanym Dulbecco zawierającym 15% surowicy i antybiotyki (penicylina i streptomycyna).

Po zakończonej hodowli płyny inkubacyjne zbierano i zamrażano w temp. -70°C , następnie próbki przemywano 3x solą fizjologiczną buforowaną, komórki przylegające utrwalano 4% paraformaldehydem i 70% metanolem. Utrwalone komórki przemywano 0,5% surowicą (BSA), a następnie znakowano za pomocą pierwotnego przeciwciała (mouse anti-human CD49E; receptor dla fibronektyny) lub anti-FN (fibronektyna, firmy Chemicon) oraz wtórnego przeciwciała Alexa Fluor 488 (chicken anti-mouse IgG) i barwiono 7 amino-actinomyciną (7AAD). Próbki z wybarwionymi komórkami naklejono na szkiełka podstawowe i zamykano w medium do badań fluorescencyjnych. Preparaty analizowano w konfokalnym mikroskopie laserowym (Olympus FV-500 system) i w laserowym cytometrze skaningowym, gdzie źródłem światła są lasery. W płynach inkubacyjnych z hodowli komórek oznaczano metodą immunoenzymatyczną (ELISA) zawartość interleukiny -1β (IL- 1β).

Uzyskane wyniki dla danego biomateriału uśredniano i wyliczono błąd standardowy średniej. Kontrolę stanowiły badania komórek inkubowanych w komorach hodowlanych Lab-Tek (Nunc).

Adhezja komórek

Komórki przylegające do badanych materiałów oceniano w laserowym mikroskopie skaningowym. Najwięcej fibroblastów po 48 godzinach inkubacji przylegało do próbek poliuretanowych z warstwą tytanu. Uzyskane obrazy komórek przylegających na badanych próbkach biomateriałów i na szkle przedstawiono na RYS.2.

Ekspresja receptora w błonie komórkowej fibroblastów dla fibronektyny

Zakotwiczenie komórek w macierzy pozakomórkowej następuje poprzez połączenie receptora znajdującego się w błonie komórkowej z odpowiednim dla niego białkiem obecnym z macierzy pozakomórkowej lub biofilmie. Receptor fibronektyny (CD49e) łączy się z białkiem zw. fibronektyną,

by 4% paraformaldehyd and 70% methanol. Fixed cells were washed with 0.5% serum (BSA of the ATTC company, USA) and marked by the primary antibody mouse anti-human CD49E or anti-Fn and secondary antibody Alexa Fluor 488 chicken anti-mouse IgG, and colored by 7 amino-actinomycin (7AAD). The samples with the colored cells were glued onto the base glass and closed in the medium for the fluorescence investigations. The specimens were analyzed in laser confocal microscopy (Olympus FV-500) and in laser scanning cytometer (ComuCyte). In the incubation fluids from the cell cultivation the amount of interleukine -1β (IL- 1β) was marked by immunoenzymatic method (ELISA). The incubative media or the reference was put onto the microtitrative plates covered by antibody (anti-human) IL- 1β , incubated in 4°C . Further they were incubated with the secondary antibody of the goat IL- 1β . The appeared complexes were detached by streptavidyna associated with horseradish peroxidase. Colored reaction was caused by hydrochloride of o-fenylodiamin (OPD). The absorption was checked on the automatical reader of the microplates (Single-channel reader- assay system, type ELX 800; BIO-TEK INSTRUMENTS, INC, USA), with the wave length 492nm. The obtained results for the specific biomaterial were averaging and the accuracy was calculated. As a reference there were the cells incubated in the cultivation chambers Lab-Tek (Nunc). Biological examinations were performed on human fibroblast cells in 48 hours culture. Samples of each type of biomaterial were investigated with the same population of cells and analysed under light and confocal microscope. For light microscopical analysis the cells were harvested from the samples by nonenzymatic chemical Cell Dissociation Solution (Sigma), than analysed with trypan blue staining and counted using a Burcker's camera. For confocal microscopical investigations the cells adhered to the substrates were fixed in 4% paraformaldehyde followed by ice-cold 70% methanol, than cell nuclei were visualised by incubation with 7-aminoactinomycin D (Merck) and finally were imaged by confocal microscope (Olympus, FV-500 system).

Cell adhesion

The data show that the number of fibroblasts (FIG.2) adhering to polyurethane with a TiN layer was lower than on polyurethane with a Ti layer and the control substrate.

Receptor expression in the cell membrane of a fibroblast for fibronectine

Cells are anchored in the extra-cellular matrix through the receptor present in the cell membrane with the appropriate protein which is in the extra-cellular matrix or in the biofilm. The fibronectine receptor (CD49e) connects with the protein called fibronectin. Receptor expression (CD49e) was investigated in confocal microscopy in adhered fibroblasts on the investigated samples. Similar, slight expression of the receptor was observed in the cultivated cells on polyurethane covered by Ti and TiN, while the expression of the receptor cultivated on a glass substrate was well seen.

Fibronectine expression

Fibronectine is a glycoprotein which exists outside cells and on the cells surface. It exists also in blood and in other body fluids and on the surface of the cells of connective tissue. This protein associates with the other proteins of the extracellular matrix like fibrinogen, collagen, glicozaminoglicans and with suitable receptors which are in the cell membrane. The expression of the internal and external fibronectine was analyzed in confocal microscopy in fibroblasts adhering to the investigated samples. It created the net with a different structure on the investigated materials. Fibronectin on the Ti layer deposited on PU substrate created bands with dense fibers laying on the axis of the

Ekspresję receptora CD49e badano w mikroskopie konfokalnym w fibroblastach zadherowanych na badanych próbkach. Obserwowano podobną, śladową, punktową ekspresję receptora w komórkach hodowanych na poliuretanie pokrytym tytanem i TiN, podczas gdy w komórkach hodowanych na szkle jego ekspresja była wyraźnie zaznaczona.

Ekspresja fibronektyny

Fibronektyna jest glikoproteiną występującą pozakomórkowo oraz na powierzchni komórek. Występuje w krwi i innych płynach ustrojowych oraz na powierzchni komórek w tkance łącznej. Białko to łączy się z innymi białkami macierzy pozakomórkowej jak fibrynogen, kolagen, glikozaminoglikany oraz z odpowiednimi receptorami znajdującymi się w błonie komórkowej. Ekspresję fibronektyny, zarówno wewnątrzkomórkowej jak i pozakomórkowej analizowano w mikroskopie konfokalnym w fibroblastach przylegających do próbek. Tworzyła ona na badanych materiałach sieć o różnej strukturze. Fibronektyna na tytanie pokrywanym poliuretan tworzyła pasma gęstych włókien o przebiegu zgodnym z osią przylegających komórek, a na TiN pokrywanym poliuretan - sieć z oczkami o zagęszczonej strukturze, głównie wokół komórek. Na szkle -materiale kontrolnym - sieć fibronektyny tworzyła nieregularne, biegnące w różnych kierunkach połączenia.

Ekspresja winkuliny

Winkulina jest polipeptydem, który wiąże białka błony komórkowej do aktywnego cytoszkieletu części korowej cytoplazmy w miejscu powstającego połączenia komórka-macierz pozakomórkowa, a więc w miejscu formowania tzw. płytek przylegania (ang. focal contact). Stąd też jej duża ekspresja świadczy o silnym zakotwiczeniu komórek na substracie. Ekspresję winkuliny analizowano w mikroskopie konfokalnym w fibroblastach osadzonych na badanych próbkach. Większą ekspresję tego białka obserwowano w fibroblastach inkubowanych na poliuretanie pokrytym tytanem niż w komórkach rosnących na TiN wytworzonym na poliuretanie lub szkle (materiał kontrolny).

Liczba komórek żywych w populacji

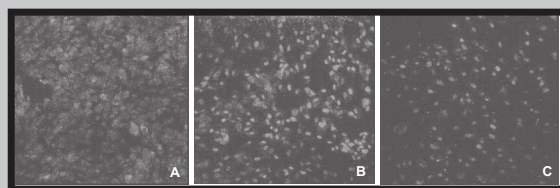
Żywotność komórek kontaktujących z biomateriałem jest jednym z podstawowych parametrów biogodności. Fibroblasty odklejone z badanych próbek po wybarwieniu barwnikiem przeżyciowym liczone w komorze Burckera. W populacjach fibroblastów rosnących na poliuretanie pokrytym tytanem lub warstwą TiN oraz w kontroli (szkło) występowały pojedyncze komórki martwe zaś ponad 99% komórek było żywych. Liczba komórek żywych na badanych biomateriałach była porównywalna.

Badania poziomu interleukiny-1 β w medium inkubacyjnym

Interleukina-1 β (IL-1 β) jest prawdopodobnie najsilniejszym immunostymulatorem odpowiedzi immunologicznej, w tym odpowiedzi na obecność obcego materiału w środowisku biologicznym lub w organizmie. Dlatego też jest, jednym z podstawowych czynników pozwalających ocenić immunogenność biomateriału. Przy niskiej biogodności biomateriału, komórki hodowane w jego obecności syntetyzują i wydzielają IL-1 β . Poziom IL-1 β oznaczano w płynach inkubacyjnych uzyskanych z 48 godzinnej hodowli fibroblastów na tytanie i TiN wytworzonych na poliuretanie. Badanie nie wykazało obecności IL-1 β w zebranych płynach.

Wnioski

Celem pracy było zaproponowanie nowego materiału biogodnego. Pierwszą propozycją było naniesienie warstwy o grubości 250nm, ale ze względu na budowę krystaliczną, charakteryzowała się ona znaczną kruchością. Na



RYS. 2. Jądra komórkowe fibroblastów przylegających do badanych materiałów widoczne w skaningowym mikroskopie laserowym (LSC). A-szkło, B- Tytan na poliuretanie, C-TiN na poliuretanie. Powiększenie mikroskopowe x20.

FIG. 2. Fibroblast proliferation on control culture dish substrate (A), on the polyurethane with Ti layer (B), and polyurethane with TiN layer (C).

adhered cells. In the TiN layer, a net with "dots" were formed with dense structure, mainly around the cells. On the control material-glass, the net of the fibronectin created irregular connections which were situated in different directions.

Winculin expression

Winculin is a polypeptid, which connects the proteins of the cell membrane with the active cytoskeleton of the cytoplasm cortex at the connection point between a cell and the extracellular matrix, i.e. in the place where the so-called adhesive plates are formed (focal contact). Thus, its huge expression provides strong anchoring of the cells in the substrate. The winculin expression was analyzed in confocal microscopy in the adhering fibroblasts on the investigated samples. Bigger expression of this protein was observed on Ti on PU then on TiN on PU or glass (control material).

The level of interleukin-1 β in the incubation medium

Interleukin-1 β (IL-1 β) is probably the strongest immunostimulator of the immunological "answer", including the "answer" for the strange material in the biological environment or in the organism. Thus, it is one of the basic factors, which allows to examine immunogenicity of a biomaterial. When the biocompatibility of the biomaterial is low, the cultivated cells synthesise and evolve IL-1 β . The level of IL-1 β was marked in the incubative liquids gained from 48 hours fibroblast proliferation (cultivation) on Ti and TiN deposited on polyurethane. The investigation did not show the presence of IL-1 β in the liquid gathered from the surface.

Conclusions

The aim of the work was to invent a new biocompatible material. The first examined layer was 250nm thick, but it turned out to be fragile. On the basis of the gained experience, the thickness was reduced and deposition conditions were improved. 50nm thick layers were observed to be elastic.

The performed investigations of biocompatibility show, that the probability of the cell adhesion to a Ti layer is higher than to the TiN on PU. It is proved by the number of the adhering cells and the high expression of winculin. Lack of IL-1 β in the incubated liquids proves high biocompatibility of Ti and TiN layers. It seems that TiN surface layer produced on polyurethane presents good biocompatibility and decreased surface affinity for cell adhesion, which is expected in blood applications.

podstawie uzyskanych doświadczeń i obliczeń numerycznych, zredukowano grubość do 50nm. Taka kompozycja warstwy wykazywała właściwości elastyczne. Przeprowadzone testy biogodności wykazały, że prawdopodobieństwo przylegania komórek do podłoża wzorcowego i podłoża z naniesioną warstwą Ti jest większe niż dla podłoża z warstwą TiN, co zostało potwierdzone ilością komórek przylegających oraz wysoką ekspresją winkuliny. Brak IL-1 β w płynach inkubowanych dowodzi wysokiej biogodności warstw Ti i TiN. Wydaje się, że warstwa TiN naniesiona na poliuretan posiada wysoką biogodność i obniżone powinowactwo do podłoża dla adhezji komórek. Taka właściwość materiału jest w zastosowaniu materiału do kontaktu z krwią korzystna.

Podziękowania

Praca finansowana w ramach projektu badawczego PBZ-KBN-082/T08/2002/ oraz PBZ-KBN-100/T08/2003 ze środków Polskiego Ministerstwa Nauki i Informatyzacji.

HYBRYDOWE MEMBRANY I GĄBKI CHITOZANOWE JAKO OPATRUNKI

Z. MODRZEJEWSKA*, H. STOBIŃSKA**

POLITECHNIKA ŁÓDZKA,
90-924 ŁÓDŹ UL. WÓLCZAŃSKA 213

*WYDZIAŁ INŻYNIERII PROCESOWEJ I OCHRONY ŚRODOWISKA
ZMODRZEJ@WIPOS.P.LODZ.PL

**INSTYTUT TECHNOLOGII FERMENTACJI I MIKROBIOLOGII

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),167-169]

Leczenie ran przewlekłych, a zwłaszcza zakażonych i obejmujących duże powierzchnie ciała stanowi nadal poważny problem. Klasyczne metody, w tym koncepcja leczenia ran w środowisku wilgotnym nie zapewniają skutecznego efektu terapeutycznego, zwłaszcza w przypadku ran zakażonych. W tym przypadku wymagane jest skojarzone działanie opatrunku i środka bakteriobójczego. Miejscowa antybiotykoterapia jest metodą mającą na celu zapewnienie właściwego stężenia leku i zwalczania infekcji w miejscu chorobowo zmienionym. Prowadzi to do ograniczenia działania ogólnoustrojowego antybiotyku i do zmniejszenia jego objawów ubocznych. Skuteczność tej metody jest uwarunkowana doбором odpowiedniego nietoksycznego, biogodnego i biodegradowalnego nośnika antybiotyku. Analiza literatury wskazuje, że jednym z bardziej interesujących polimerów może być chitozan. Chitozan jako materiał opatrunkowy jest szeroko badany. Z prezentowanych badań na zwierzętach wiadomo, że chitozan przyspiesza gojenie ran poprzez: zwiększenie napływu do miejsca zakażenia komórek fagocytujących (granulocyty segmentowane i makrofagi), stymulację migracji i proliferacji komórek naczyń śródbłonka i fibroblastów, a według niektórych autorów również keratynocytów.

W pracy przedstawiono sposób wytwarzania hybrydowych membran i gąbek chitozanowych zawierających w struktu-

Acknowledgement

167

The work was supported by the State Committee for Scientific Research of Poland under Project: PBZ-KBN-082/T08/2002/ and PBZ-KBN-100/T08/2003 project from the means provided by the Polish Ministry of Science and Informatization.

Piśmiennictwo References

- [1] D. Rather, Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen, Jack E. Lemons Biomaterials Science; An Introduction to Materials in Medicine 2nd edition; Edited by Byddy 2004, Elsevier Inc.
- [2] Schedermayer, D. L., and Shapiro, R. S.. The artificial heart as a bridge to transplant: ethical and legal issues at the bedside. J. Heart Transplant 8: (1989) 471-473.
- [3] B. Major, W. Mróz, T. Wierzchoń, W. Waldhauser, J. M. Lackner, R. Ebner, Pulsed laser deposition of advanced titanium nitride thin layers, Surf. Coat. Technol.180-181, (2004), 580-584.
- [4] Bäuerle D., Laser processing and Chemistry, Third Edition, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 2000, Printed in Germany.
- [5] Roman Major, Elżbieta Czarnowska, Agnieszka Sowińska, Roman Kustos, Juergen M. Lackner, Wolfgang Waldhauser, Michal Woźniak, Tadeusz Wierzchoń, Bogusław Major; Structure and biocompatibility of titanium nitride coatings on polyurethane produced by laser ablation e-Polymers 2005, no. 026.

CHITOSAN HYBRID MEMBRANES AND SPONGES AS WOUND DRESSINGS

Z. MODRZEJEWSKA*, H. STOBIŃSKA**

TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ,
90-924 ŁÓDŹ, WÓLCZAŃSKA 175, POLAND

*FACULTY OF PROCESS AND ENVIRONMENTAL ENGINEERING
ZMODRZEJ@WIPOS.P.LODZ.PL

**INSTITUTE OF FERMENTATION TECHNOLOGY AND MICROBIOLOGY

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),167-169]

Treatment of long-lasting wounds, especially infected ones and covering big body surfaces, is still a serious problem. Traditional methods, including wound treatment in a humid environment, do not ensure good therapeutic effect, particularly for infected wounds. In this case, a coupled action of the dressing and bactericidal agent is required. Local antibiotic treatment is a method whose aim is to provide a proper concentration of a therapeutic agent and to control infection in morbid changes. This leads to restriction of the systemic action of an antibiotic and to decrease of its side effects. Efficiency of this method is determined by the choice of a proper non-toxic, biocompatible and biodegradable antibiotic carrier. Analysis of the literature shows that chitosan is one of the most interesting polymers that can be used for this purpose. Chitosan as a dressing material has been examined extensively. From researches carried out on animals it is known that chitosan enhances wound healing by increasing the inflow of phagocytic cells (segmented granulocytes and macrophages) to the infection site, stimulating the migration and proliferation of cells in endothelium vessels and fibroblasts, and also keratinocytes.

The authors present a method for the formation of chitosan hybrid membranes and sponges containing gentamycin in their structure. The membranes were formed from chitosan of molecular weight 500 kD by the phase inversion method,