

MAGDALENA ŁUKASZEWSKA-KUSKA^{1, A-F}, BARBARA DOROCKA-BOBKOWSKA^{2, A-F},
RADOMIR MAJCHROWSKI^{3, B-F}

Analiza właściwości fizycznych i biologicznych powierzchni maszynowej i modyfikowanej stopu tytanu Ti6Al4V.

Część 1. Badania struktury i składu chemicznego powierzchni

Assessment of Physical and Biological Properties of Machined and Modified Titanium Alloy Ti6Al4V Surfaces. Part 1. Structural and Chemical Analysis

¹ Klinika Protetyki Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, Polska

² Klinika Chorób Błony Śluzowej Jamy Ustnej Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego
w Poznaniu, Poznań, Polska

³ Zakład Metrologii i Systemów Pomiarowych Politechniki Poznańskiej, Poznań, Polska

A – koncepcja i projekt badania; B – gromadzenie i/lub zestawianie danych; C – analiza i interpretacja danych;
D – napisanie artykułu; E – krytyczne zrecenzowanie artykułu; F – zatwierdzenie ostatecznej wersji artykułu

Streszczenie

Wprowadzenie. Obecnie implanty stomatologiczne są wykonywane z czystego tytanu lub ze stopu tytanu Ti6Al4V, który charakteryzuje się korzystniejszymi właściwościami mechanicznymi. Jednym z warunków biokompatybilności metali jest ich odporność na korozję, która jest tym mniejsza, im mniej jednorodny jest materiał, ma ona ponadto związek również z metodą obróbki materiału. Dostępne na rynku implanty Osteoplast wykonuje się z czystego tytanu, a ich powierzchnie modyfikuje się w drodze piaskowania ziarnami Al₂O₃. Korzystna pod względem wytrzymałości mechanicznej mogłaby być zmiana materiału, z którego wykonuje się implanty Osteoplast z czystego tytanu na stop tytanu.

Cel pracy. Ocena powierzchni maszynowych i piaskowanych stopu tytanu typu ELI oraz czystego tytanu pod względem topografii, chropowatości i składu chemicznego.

Materiał i metody. Do badań użyto dysków wykonanych ze stopu tytanu Ti6Al4V oraz z czystego tytanu klasy 4b. Powierzchnia dysków była maszynowa lub piaskowana Al₂O₃. Próbkę były badane pod względem topografii, chropowatości i składu chemicznego powierzchni.

Wyniki. Powierzchnia próbek maszynowych charakteryzuje się obecnością bruzd powstałych w wyniku obróbki. W przypadku próbek piaskowanych jest widoczna topografia charakterystyczna dla obróbki strumieniowo-ściernej. Wyniki badań chropowatości pozwalają zaliczyć powierzchnie maszynowe obu rodzajów próbek do grupy powierzchni gładkich o dużym ukierunkowaniu i minimalnym rozwinięciu, a powierzchnie piaskowane do grupy minimalnie chropowatych o minimalnym ukierunkowaniu i znacznym rozwinięciu powierzchni. Skład chemiczny badanych próbek jest wynikiem zarówno składu chemicznego materiału, z którego przygotowano próbkę, jak i zastosowanej metody obróbki jej powierzchni.

Wnioski. Struktura modyfikowanej za pomocą piaskowania tlenkiem glinu powierzchni czystego tytanu i stopu tytanu typu ELI nie różni się istotnie. Skład chemiczny zmienianej za pomocą piaskowania tlenkiem glinu powierzchni czystego tytanu i stopu tytanu typu ELI również nie różni się istotnie (*Dent. Med. Probl.* 2014, 51, 2, 205–211).

Słowa kluczowe: stop tytanu (Ti6Al4V), tytan, glin, właściwości powierzchni.

Abstract

Background. Currently, endosseous implants are most often made from pure titanium but they are also made from titanium alloys which possess more favorable mechanical properties. One of the metal biocompatibility conditions is its resistance to corrosion which is greater in more homogeneous metals and is also associated with the method of surface preparation. Available on the market Osteoplast implants are made from pure titanium and their surface is sandblasted with Al_2O_3 . Exchanging implant material from pure titanium into titanium alloy might be favorable.

Objectives. The aim of the presented study was the examination of the surfaces of pure titanium and titanium alloy with machine and sandblasted surfaces considering their topography, roughness and chemical composition.

Material and Methods. Discs of 8 mm diameter and 1 mm thickness made from titanium alloy Ti6Al4V and pure titanium were used. The surface of the examined discs was machined or sandblasted with Al_2O_3 . The surface topography was examined by means of scanning microscopy, its roughness was evaluated with an interference microscope and energy dispersive spectroscopy served for the surface chemical composition examination.

Results. SEM micrographs indicated the presence of longitudinal grooves on samples with machined surfaces. In the case of sandblasted samples the surface characteristic for grit blasting was visible. Roughness measurements indicated both machined surfaces as smooth, highly organized, minimally developed, whereas both sandblasted surfaces were considered as minimally rough, minimally organized and highly developed. The surface chemical composition was a sum of material composition and surface preparation technique.

Conclusions. The structure of the modified surface of commercially pure titanium and titanium alloy ELI do not significantly differ from each other. The chemical composition of the modified surface of commercially pure titanium and titanium alloy ELI do not significantly differ from each other (*Dent. Med. Probl.* 2014, 51, 2, 205–211).

Key words: titanium alloy (Ti6Al4V), titanium, aluminum, surface properties.

Osteointegracja według definicji Brånemarka to bezpośrednie strukturalne i funkcjonalne połączenie organicznej, żywej kości z powierzchnią obciążonego implantu [1]. Na jej przebieg, warunkujący wynik leczenia implantologicznego, ma wpływ wiele czynników: technika zabiegu, stan kości w miejscu implantacji, geometria implantu, właściwości fizyczne i chemiczne powierzchni implantu, biokompatybilność materiału, z którego jest wykonany implant oraz warunki obciążenia [2–8]. Dowiedziono, iż aktywność funkcjonalna komórek w bezpośrednim sąsiedztwie wszczepu jest wrażliwa na właściwości powierzchni implantu [9]. Wiele badań potwierdza intensyfikację procesu osteointegracji na powierzchniach wszczepów o umiarkowanej chropowatości w porównaniu z powierzchniami gładkimi i bardziej chropowatymi [2, 10–15]. W związku z tym stosuje się metody obróbki prowadzące do stworzenia powierzchni, która stymulowałaby tkankę kostną do osiągnięcia szybkiej i pełnej osteointegracji za pomocą zmian jej topografii i składu chemicznego. Procesy modyfikacji struktury powierzchni implantów mogą również skutkować zmianami składu chemicznego powierzchni, energii powierzchniowej czy grubości warstwy tlenków [4, 9, 16].

Najczęstszym materiałem, z którego wykonuje się obecnie implanty stomatologiczne jest czysty tytan (cpTi grade 4). Wybór ten wynika z dużej biokompatybilności tego materiału. Wszczepy wykonuje się również ze stopu tytanu Ti6Al4V określonego jako ELI. Stop ten również spełnia warunki biokompatybilności, a dodatkowo charakteryzuje się korzystniejszymi od czystego tytanu właściwościami mechanicznymi [17–19]. Jest to ważna

zaleta, gdyż implanty stomatologiczne stosowane w rehabilitacji pacjentów z brakami zębowymi są poddawane dużym obciążeniom. Materiał, z którego się je wykonuje powinien być nie tylko biokompatybilny, ale także wytrzymały. Biokompatybilność w przypadku metali i ich stopów wynika przede wszystkim z odporności na korozję. Zjawisko korozji zależy od składu i rodzaju stopu. Im mniej jest on jednorodny, tym większa jest możliwość uwalniania do otoczenia jonów wchodzących w jego skład [20]. Badania biologicznych efektów oddziaływania metali wskazują na możliwość wywoływania niekorzystnych reakcji tkanek lub alergicznych przez uwolnione z nich jony mogą także wpływać na proces różnicowania osteoblastów [21–28]. Istnieje również zależność między metodą obróbki powierzchni materiału a zdolnością uwalniania jonów [29–30]. Implanty oferowane przez firmę Osteoplast są wykonane z czystego tytanu, a ich powierzchnia jest modyfikowana za pomocą piaskowania ziarnami Al_2O_3 . Zastosowany materiał zapewnia biokompatybilność, a porowata powierzchnia uzyskana metodą selektywnej abrazji poprawia kontakt wszczepu z tkanką kostną. Ze względu jednak na większą wytrzymałość mechaniczną stopu tytanu typu ELI nasuwa się pytanie, czy nie należałoby go zastosować do produkcji wszczepów Osteoplast.

Cel pracy

Celem badań była ocena powierzchni maszynowych i piaskowanych stopu tytanu typu ELI i czystego tytanu pod względem topografii, chropowatości i składu chemicznego.

Materiał i metody

Do badań użyto dysków o wymiarach 8 mm średnicy i 1 mm grubości wykonanych ze stopu tytanu Ti6Al4V, a także z komercyjnie czystego tytanu klasy 4b. Powierzchnia dysków została poddana obróbce chemomechanicznej. Do badań użyto 4 różne rodzaje dysków:

- tytanowe o powierzchni maszynowej – Ti MA,
- tytanowe o powierzchni piaskowanej Al_2O_3 – Ti Al_2O_3 ,
- ze stopu tytanu o powierzchni maszynowej – ELI MA,
- ze stopu tytanu o powierzchni piaskowanej Al_2O_3 – ELI Al_2O_3 .

Dyski zostały przygotowane w Wytwórni Implantów Osteoplast w Poznaniu. Były frezowane z prętów tytanu i stopu tytanu. Tak uzyskano powierzchnię maszynową.

Modyfikowaną powierzchnię uzyskano za pomocą piaskowania. Prowadzono je pod ciśnieniem 6 atmosfer proszkiem Al_2O_3 składającym się z ziaren o wielkości $53 \div 75 \mu m$. Jego skład chemiczny stanowił w 98,5% Al_2O_3 . Wszystkie dyski przekazano do procesu mycia i sterylizacji radiacyjnej zgodnie z procedurą stosowaną dla komercyjnie dostępnych implantów.

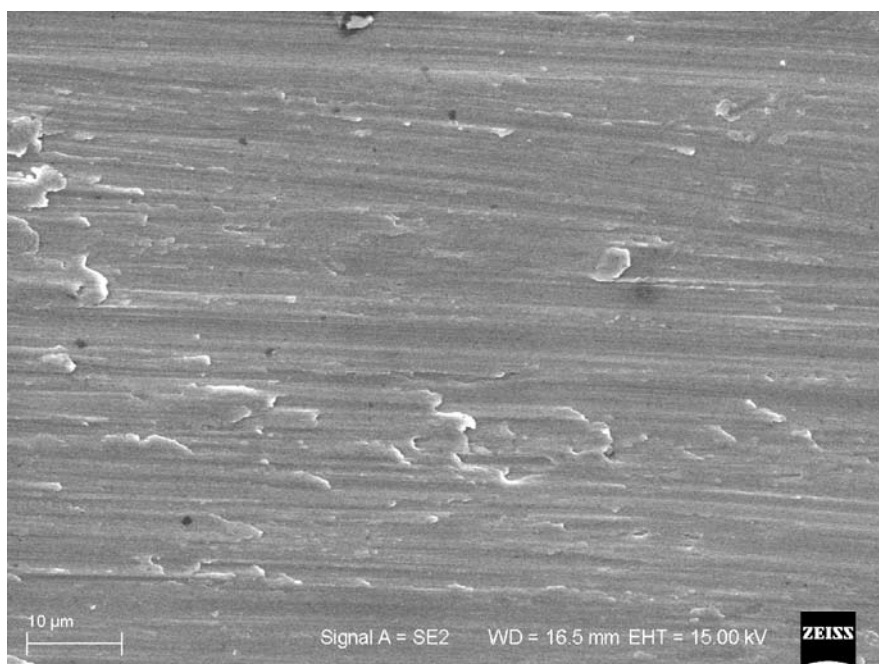
Próbki były badane pod względem topografii, chropowatości i składu chemicznego powierzchni. W celu zbadania topografii powierzchni dysków wykonano zdjęcia badanych powierzchni za pomocą mikroskopu skaningowego Zeiss EVO 25 (Carl Zeiss, Niemcy). Analiza chropowatości badanych próbek była przeprowadzona w sposób bezstykowy z użyciem mikroskopu interferencyj-

nego NT1100 wraz z oprogramowaniem Wyko Vision[®]32 (Veeco Instruments, USA). W celu numerycznego scharakteryzowania chropowatości materiałów planowanych jako implanty śródkostne zaleca się przedstawienie przynajmniej jednego parametru amplitudowego, jednego horyzontalnego i jednego hybrydowego dla pomiarów 2-D oraz 3-D. Obecnie najczęściej stosuje się pomiary 3-D [31–32]. Preferowane parametry amplitudowe dla pomiarów 3-D to Sa i Sq , parametry horyzontalne to 3-D Scx i Str , a parametry hybrydowe to $S\Delta q$ i Sdr .

W celu zbadania składu chemicznego powierzchni dysków wykorzystano technikę spektroskopii z dyspersją energii promieniowania rentgenowskiego. Obserwacje prowadzono z użyciem mikroanalizatora Quantax AXS (Bruker, Niemcy), współpracującego ze skaningowym mikroskopem elektronowym. Aby ocenić istotność różnic między badanymi grupami, zastosowano test ANOVA Kruskala-Wallisa. Istotność statystyczną stwierdzano dla $p < 0,05$.

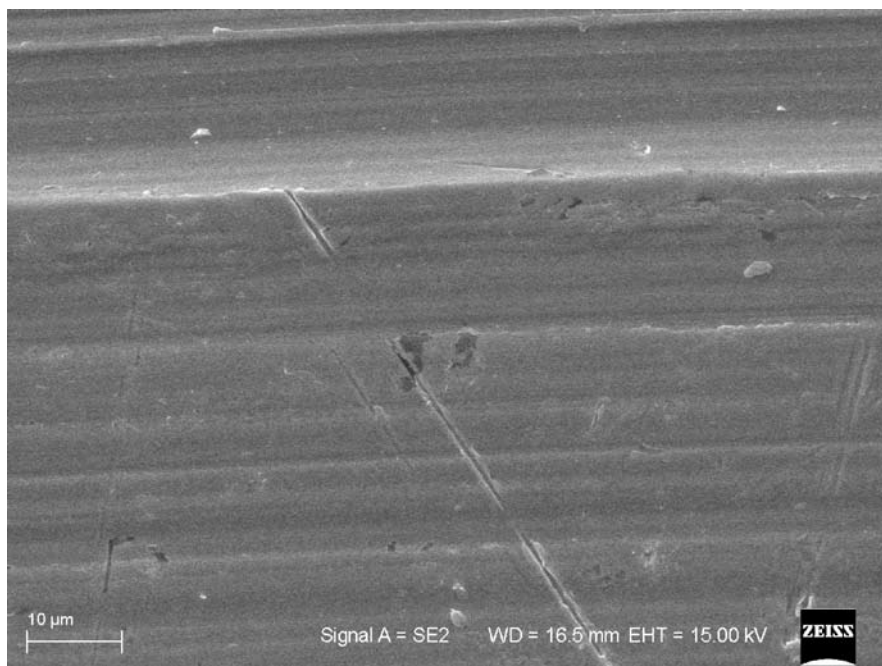
Wyniki

Na obrazach SEM w przypadku powierzchni maszynowej obu rodzajów materiałów były widoczne równoległe, regularne bruzdy powstałe w wyniku frezowania (ryc. 1, 2). Obecne były również niewielkie nierówności wynikające z niedoskonałości procesu obróbki. Mniej tych nierówności obserwowano w próbkach wykonanych ze stopu tytanu (ryc. 2). Próbki piaskowane Al_2O_3 wykonane z obu rodzajów materiału miały po-



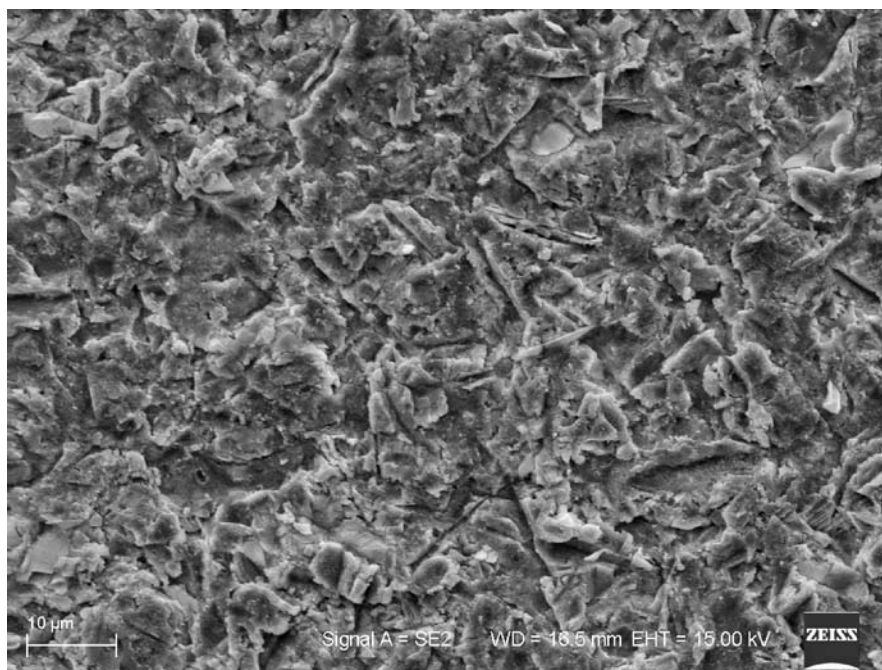
Ryc. 1. Obraz SEM powierzchni próbki TI MA, powięk. 3000 ×

Fig. 1. SEM micrograph of TI MA sample surface, magnif. × 3000



Ryc. 2. Obraz SEM powierzchni próbki ELI MA, powięk. 3000 ×

Fig. 2. SEM micrograph of ELI MA sample surface, magnif. × 3000



Ryc. 3. Obraz SEM powierzchni próbki TI Al₂O₃, powięk. 3000 ×

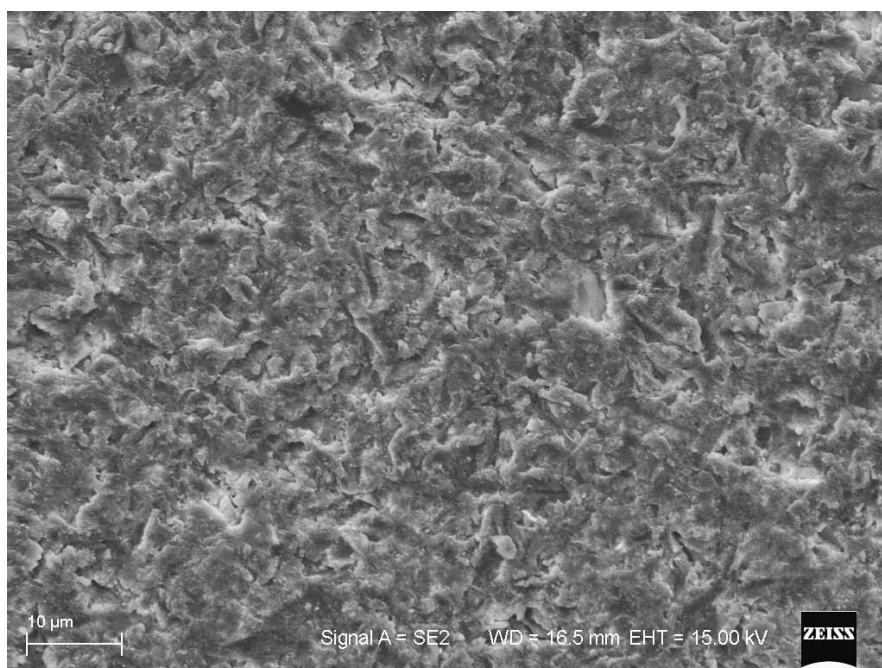
Fig. 3. SEM micrograph of TI Al₂O₃ sample surface, magnif. × 3000

wierzchnię charakterystyczną dla obróbki strumieniowo ścierniej (ryc. 3, 4). Jest to powierzchnia nieregularna, niejednorodna, znacznie rozwinięta, o dużym stopniu zróżnicowania, z wgłębieniami, karbami, wcięciami i ostrymi krawędziami. W przypadku stopu tytanu obserwowano łagodniejsze nierówności (ryc. 4).

W tabeli 1 przedstawiono wyniki analizy chropowatości. Powierzchnie maszynowe obu rodzajów materiałów charakteryzują się niewielką chropowatością według parametru Sa. Powierzchnie piaskowane pod względem powyższego parametru są natomiast znacznie bardziej chropowate. Nie stwierdzono istotnych różnic w strukturze, zarówno po-

wierzchni maszynowych, jak i modyfikowanych w próbkach wykonanych z czystego tytanu i stopu tytanu. Pod względem parametru Str można również wskazać na duże podobieństwo powierzchni próbek poddanych temu samemu procesowi obróbki.

Wskaźnik względnego rozwinięcia powierzchni Sdr wskazywał na prawie 150% rozwinięcie powierzchni próbek piaskowanych. Próbkę o powierzchniach maszynowych charakteryzowały się minimalnym rozwinięciem powierzchni. Nie stwierdzono natomiast istotnych różnic w wartościach parametru Sdr mierzonego dla powierzchni maszynowych oraz piaskowanych wykonanych z 2 rodzajów materiałów.



Ryc. 4. Obraz SEM powierzchni próbki ELI Al_2O_3 , powięk. 3000 \times

Fig. 4. SEM micrograph of ELI Al_2O_3 sample surface, magnif. $\times 3000$

Tabela 1. Parametry amplitudowe, horyzontalne i hybrydowe chropowości badanych próbek na podstawie profilometrii bezstykowej z użyciem mikroskopu interferencyjnego NT1100

Table 1. Amplitude, horizontal and hybrid roughness parameters of examined samples on the base of noncontact profilometry with use of interference microscope NT 1100

	Amplitudowe		Horyzontalne		Hybrydowe	
	Sa – nm	SD	Str none	SD	Sdr – %	SD
Ti MA	181,91	55,77	0,12	0,09	7,13	4,16
Ti Al_2O_3	712,79	35,87	0,82	0,01	144,28	6,13
ELI MA	447,51	254,99	0,111	0,046	9,82	3,78
ELI Al_2O_3	878,45	81,75	0,83	0,06	144,982	11,33

Tabela 2. Skład chemiczny badanych próbek na podstawie analizy EDS podany w procentach wagi

Table 2. Chemical composition of examined samples on the base of EDS analysis in weight percentage

	Tytan – wt. %	Tlen – wt. %	Węgiel – wt. %	Glin – wt. %	Wanad – wt. %	Sód – wt. %	Krzem – wt. %
Ti MA	97,37	0	2,63	0	0	0	0
Ti Al_2O_3	38,16	40,79	3,36	17,34	0	0,35	0
ELI MA	88,37	0	3,13	5,97	2,53	0	0
ELI Al_2O_3	42,69	33,73	3,68	17,48	2,01	0,38	0,03

W tabeli 2 przedstawiono skład pierwiastkowy powierzchni badanych próbek uzyskany na podstawie analizy EDS. Wartości podano w procentach wagi. Próbki o powierzchni maszynowej składały się w przeważającej części z tytanu. Co ciekawe, w próbkach tych nie stwierdzono obecności tlenu, co może mieć związek z głębokością, na której prowadzono analizę. W przypadku powierzchni piaskowanych w obu rodzajach próbek zawartość tytanu jest podobna do zawartości tlenu. W próbkach tych obserwowano również obec-

ność glinu oraz niewielkie ilości sodu. Obecność tych pierwiastków w próbkach z czystego tytanu świadczy, że zostały wprowadzone w powierzchnię podczas obróbki strumieniowo-ścierniej z materiału ściernego. Próbki wykonane ze stopu tytanu zawierały również w swoim składzie glin i wanad – elementy stopu. Obecność ww. składników świadczy o tym, że skład chemiczny powierzchni badanych próbek zależy od składu chemicznego użytego materiału i od zastosowanej metody obróbki jego powierzchni. Stwierdzono ponadto,

że wszystkie rodzaje badanych próbek zawierały w swoim składzie węgiel w ilości 2,5–3,5%, co może świadczyć o obecności zanieczyszczeń powierzchni w postaci węglanów, które powstają na powierzchni tytanu w wyniku interakcji z powietrzem atmosferycznym. Obróbka strumieniowo-ciśnieniowa z użyciem Al_2O_3 zwiększała w niewielkim zakresie zawartość węgla w powierzchni próbek.

Omówienie

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na podobieństwo topografii próbek wykonanych z czystego tytanu i ze stopu tytanu z zastosowaniem tej samej metody obróbki. Porównując parametry chropowatości między różnymi rodzajami materiałów i tymi samymi metodami obróbki powierzchni, również nie stwierdza się istotnych różnic. Zgodnie z zaproponowanym przez Wenenberga i Albrektsona [10] podziałem na powierzchnie gładkie ($Sa < 0,5 \mu m$), minimalnie chropowate ($Sa = 0,5-1,0 \mu m$), umiarkowanie chropowate ($Sa = 1,0-2,0 \mu m$) i chropowate ($Sa > 2,0 \mu m$) do grupy gładkich można zaliczyć obie powierzchnie maszynowe. Obie powierzchnie piaskowane natomiast można zaliczyć, według proponowanego podziału, do powierzchni minimalnie chropowatych. Współczynnik Str jest współczynnikiem wyrażającym stopień kierunkowości powierzchni. Parametr ten przyjmuje wartości 0–1. Powierzchnie anizotropowe, czyli powierzchnie o dużym ukierunkowaniu charakteryzują się wartościami poniżej 0,5, a powierzchnie izotropowe, czyli powierzchnie o małym ukierunkowaniu wartościami w granicach 0,5–1. Pod względem parametru Str powierzchnie maszynowe można zaliczyć do powierzchni o dużym ukierunkowaniu, a powierzchnie piaskowane cha-

rakteryzują się minimalnym ukierunkowaniem. Również pod względem rozwinięcia powierzchni wyrażonego parametrem Sdr jest widoczne podobieństwo między dwoma znacznie rozwiniętymi powierzchniami piaskowanymi i dwoma minimalnie rozwiniętymi powierzchniami maszynowymi. Co istotne, nie obserwowano bezpośredniego przełożenia między wielkością parametrów amplitudowych Sa a stopniem rozwinięcia powierzchni wyrażonym w wartości parametru Sdr, co może sugerować większy wpływ na parametry hybrydowe parametrów horyzontalnych, a nie jedynie amplitudowych. Porównanie składu chemicznego powierzchni próbek poddanych tej samej metodzie obróbki, wykonanych z różnych materiałów, wykazało różnice wynikające z zastosowania różnych materiałów. Wykazało również wpływ obróbki strumieniowo-ciśnieniowej na skład chemiczny powierzchni. Interesujące jest stwierdzenie, że ilość glinu obecna na powierzchni próbek piaskowanych wykonanych z czystego tytanu i ze stopu tytanu była prawie jednakowa. Może to mieć związek z wpływem procesu obróbki mechanicznej na koncentrację glinu na powierzchni próbki maszynowej i ze zniesieniem tego efektu z zastosowaniem procesu piaskowania [33]. Zauważono również większe zanieczyszczenie powierzchni związkami węgla w przypadku próbek wykonanych ze stopu tytanu w porównaniu z czystym tytanem z zastosowaniem tych samych metod obróbki.

Na podstawie osiągniętych wyników można wyciągnąć wnioski: struktura modyfikowanej za pomocą piaskowania tlenkiem glinu powierzchni czystego tytanu i stopu tytanu typu ELI nie różni się istotnie, skład chemiczny modyfikowanej za pomocą piaskowania tlenkiem glinu powierzchni czystego tytanu i stopu tytanu typu ELI nie różni się istotnie.

Piśmiennictwo

- [1] BRÅNEMARK P.I., ZARB G.A., ALBREKTSSON T.: Tissue – Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Publishing Co., Chicago 1985.
- [2] MAJEWSKI P., GRONKIEWICZ K., MAJEWSKI S.: Practical aspects of dental implants tissue integration. *Implantoprotetyka* 2011, 12, 3–4, 44–47 [in Polish].
- [3] MAJEWSKI S., MALISZ P., DUTKIEWICZ J., MAJEWSKI P., JANUS A.: Analysis of surfaces structures of non integrated dental implants (Biomet 3i, Osteoplast HEX) with use of elektron microscopy and energy dispersive spectrometry. *Implantoprotetyka* 2010, 11, 4, 3–11 [in Polish].
- [4] JOKSTAD A., BRAEGGER U., BRUNSKI J., ROCHESTER A., NAERT I., WENNERBERG A.: Quality of dental implants. *Internat. Dent. J.* 2003, 53, 409–443.
- [5] ALBREKTSSON T., BRANEMARK P.I., HANSSON H.A., LINDSTROM J.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a longlasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop. Scand.* 1981, 52, 155–170.
- [6] MACIEJEWSKA I., NOWAKOWSKA J., BEREZNOWSKI Z.: Osseointegration of dental implants – bone healing stages. *Protet. Stomatol.* 2006, 56, 214–219 [in Polish].
- [7] MAJEWSKI P.: Analysis of factors influencing qualification for immediate dental implants procedure with prosthodontic appliance. *Implantoprotetyka* 2011, 12, 3–4, 18–22 [in Polish].
- [8] STUPKA M., MAJEWSKI P.: The postimplantation secondary implants stabilisation as one of the elements which evaluate the conditions to start prosthetic treatment. *Implantoprotetyka* 2009, 10, 4, 14–16 [in Polish].

- [9] TAKEBE J., ITOH S., OKADA J., ISHIBASHI K.: Anodic oxidation and hydrothermal treatment of titanium results in a surface that causes increased attachment and altered cytoskeletal morphology of rat bone marrow stromal cells *in vitro*. J. Biomed. Mater. Res. 2000, 51, 398–407.
- [10] WENNERBERG A., ALBREKTSSON T.: Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clin. Oral Implants Res. 2009, 20, 172–184.
- [11] LE GUÉHENNEC L., SOUEIDAN A., LAYROLLE P., AMOURIQ Y.: Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Dent. Mater. 2007, 23, 844–854.
- [12] SCHWARTZ Z., MARTIN J.Y., DEAN D.D., SIMPSON J., COCHRAN D.L., BOYAN B.D.: Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. J. Biomed. Mater. Res. 1996, 30, 145–155.
- [13] SCHULER M., OWEN G.R., HAMILTON D.W., DE WILD M., TEXTOR M., BRUNETTE D.M., TOSATTI S.G.: Biomimetic modification of titanium dental implant model surfaces using the RGDSP-peptide sequence: a cell morphology study. Biomaterials 2006, 27, 4003–4015.
- [14] ANSELME K., PONCHE A., BIGERELLE M.: Relative influence of surface topography and surface chemistry on cell response to bone implant materials. Part 2: biological aspects. Proc. I. Mech. E. Part H, 2010, 224, 1487–1507.
- [15] KOCHANOWSKA I., CHABEREK S., WOJTOWICZ A., MARCZYŃSKI B., WŁODARSKI K., DYTKO M., OSTROWSKI K.: Expression of genes for bone morphogenetic proteins BMP-2, BMP-4 and BMP-6 in various parts of the human skeleton. BMC Musculoskelet. Disord. 2007, 27, 128–138.
- [16] LARSSON C., THOMSEN P., LAUSMAA J., RODAHL M., KASEMO B., ERIKSSON L.E.: Bone response to surface-modified titanium implants: Studies on electropolished implants with different oxide thickness and morphology. Biomaterials 1994, 15, 1062–1074.
- [17] KIM H.J., KIM S.H., KIM M.S., LEE E.J., OH H.G., OH W.M., PARK S.W., KIM W.J., LEE G.J., CHOI N.G., KOH J.T., DINH D.B., HARDIN R.R., JOHNSON K., SYLVIA V.L., SCHMITZ J.P., DEAN D.D.: Varying Ti-6Al-4V surface roughness induces different early morphologic and molecular responses in MG63 osteoblast-like cells. J. Biomed. Mater. Res. 2005, 1, 366–373.
- [18] KU C.H., PIOLETTI D.P., BROWNE M., GREGSON P.J.: Effect of different Ti-6Al-4V surface treatments on osteoblasts behaviour. Biomaterials 2002, 23, 1447–1454.
- [19] WILLIAMS D.F.: Titanium and titanium alloys. Boca Raton, FL: CRC Press, 1981.
- [20] WATAHA J.C.: Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J. Prosthet. Dent. 2000, 83, 223–234.
- [21] FRENCH H.G., COOK S.D., HADDAD JR R.J.: Correlation of tissue reaction to corrosion in osteosynthetic devices. J. Biomed. Mater. Res. 1984, 18, 817–828.
- [22] ALBREKTSSON T., BRANEMARK P.I., HANSSON H.A., KASEMO B., LARSSON K., LUNDSTROM I., MCQUEEN D.H., SALAK R.: The interface zone of inorganic implants *in vivo*: titanium implants in bone. Ann. Biomed. Eng. 1983, 11, 1–27.
- [23] CIGADA A., CARINI M., PEDEFERRI P.: Increasing of the corrosion resistance of the Ti6Al4V alloy by high thickness anodic oxidation. J. Mater. Sci. Mater. Med. 1992, 3, 408–412.
- [24] WISBEY A., GREGSON P.J., PETER L.M., TUKE M.: Effect of surface treatment on the dissolution of titanium-based implant materials. Biomaterials 1991, 12, 470–473.
- [25] FRIBERG L., NORDBERG G.F., VOUK V.: Handbook on the toxicology of metals (2nd ed.). Elsevier, Amsterdam 1986.
- [26] BLUMENTHAL N.C., COSMA V.: Inhibition of apatite formation by titanium and vanadium ions. J. Biomed. Mater. Res. 1989, 23, 13–22.
- [27] FOLKMAN J., MOSCONA A.: Role of cell shape on growth control. Nature 1978, 273, 345–349.
- [28] THOMPSON G.J., PULEO D.A.: Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation time course *in vitro*. Biomaterials 1996, 17, 1949–1954.
- [29] JOHANSSOD B.I., BERGMAN B.: Corrosion of titanium and amalgam couples: Effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. Dent. Mater. 1995, 1, 41–46.
- [30] LUCAS L.C., LEMONS J.E.: Biodegradation of restorative metallic systems. Adv. Dent. Res. 1992, 6, 32–37.
- [31] PONCHE A., BIGERELLE M., ANSELME K.: Relative influence of surface topography and surface chemistry on cell response to bone implant materials. Part 1: Physico-chemical effects. Proc. Inst. Mech. Eng. H. 2010, 224, 1471–1486.
- [32] WENNERBERG A., ALBREKTSSON T.: Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. Int. Oral Maxillofac. Implants 2000, 15, 331–344.
- [33] ASK M., LAUSMAA J., KASEMO B.: Preparation and surface spectroscopic characterization of oxides on Ti6Al4V. Appl. Surf. Sci. 1988, 35, 283–301.

Adres do korespondencji:

Magdalena Łukaszewska-Kuska
Klinika Protetyki
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego
oś. Zwycięstwa 14/100
61-647 Poznań
Polska
e-mail: m.lukaszewska.kuska@gmail.com

Praca wpłynęła do Redakcji: 19.01.2014 r.
Po recenzji: 7.03.2014 r.
Zaakceptowano do druku: 14.03.2014 r.

Received: 19.01.2014
Revised: 7.03.2014
Accepted: 14.03.2014

Konflikt interesów: nie występuje