

Modyfikowana laserowo powłoka hydroksyapatytowa na powierzchni tytanu

Laser-modified hydroxyapatite coating on titanium

Magdalena Łukaszewska-Kuska¹, Adriana Barylyak², Piotr Krawczyk³, Agnieszka Martyla⁴, Radomir Majchrowski⁵, Robert E Przekop⁴, Barbara Dorocka-Bobkowska¹

¹ **Katedra i Klinika Protetyki Stomatologicznej i Gerostomatologii, Uniwersytet Medyczny im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu**

Chair and Clinic of Dental Prosthetics and Gerodontology, The K. Marcinkowski Medical University
Kierownik: prof. dr hab. n. med. *Barbara Dorocka-Bobkowska*

² **Department of Therapeutic Dentistry, Danylo Halytsky Lviv National Medical University, Ukraine**

Department of Therapeutic Dentistry, Danylo Halytsky Lviv National Medical University, Ukraine
Kierownik: *Pupin Taras Illich*, PhD, Associate professor

³ **Instytut Chemii i Elektrochemii Technicznej, Politechnika Poznańska**

The Institute of Chemistry and Technological Electrochemistry, Poznan University of Technology
Kierownik: dr hab. *Maciej Galiński*, prof. PP

⁴ **Wielkopolskie Centrum Zaawansowanych Technologii, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu**

The Wielkopolski Centre for Advanced Technologies, The Adam Mickiewicz University
Kierownik: prof. dr hab. *Bronisław Marciniak*

⁵ **Zakład Metrologii i Systemów Pomiarowych, Instytut Technologii Mechanicznej, Politechnika Poznańska**

The Institute of Metrology and Measurement Systems, Poznan University of Technology
Kierownik: prof. dr hab. inż. *Michał Wieczorkowski*

HASŁA INDEKSOWE:

tytan, hydroksyapatyt, modyfikacja laserowa

KEY WORDS:

titanium, hydroxyapatite, laser modification

Streszczenie

Wprowadzenie. Powłoki ceramiczne wszczepów śródkostnych od lat znane są ze swoich właściwości osteoindukcyjnych i osteokondukcyjnych. Jednak, szczególnie w przypadku powłok uzyskiwanych na drodze napyłania plazmowego, mogą się one odwarstwiać i negatywnie wpływać na proces osteointegracji wszczepu tytanowego ze strukturą kości.

Cel pracy. Celem badań była ocena wpływu modyfikacji laserowej elektrodeponowanej powłoki hydroksyapatytowej na jej właściwości fizyko-chemiczne.

Materiał i metody. Przygotowana została w drodze elektrodepozycji powłoka hydroksyapa-

Summary

Introduction. Ceramic coatings on titanium endosseous implants are known for their osteoinductive and osteoconductive properties. Unfortunately, such coating, especially one obtained during plasma spraying technique, can detach itself and impair the osseointegration process of the titanium implant.

Aim of the study. To assess the influence of laser modification of electrochemically deposited hydroxyapatite coating on titanium.

Material and methods. Hydroxyapatite coating on titanium was prepared by means of electrodeposition. The coating was then modified with a femtosecond laser irradiation in two

tytowa na tytanie. Powłoka ta następnie została opracowana z zastosowaniem lasera femtosekundowego według dwóch reżimów z zastosowaniem różnych mocy, szybkości i częstotliwości (1-1 i 2-2). Uzyskane w ten sposób dwie różne powłoki były analizowane pod względem topografii, składu chemicznego, chropowatości i zwilżalności.

Wyniki. Obróbka laserowa powłoki hydroksyapatytowej spowodowała powstanie dwóch różnych rodzajów topografii. Przy zastosowaniu modyfikacji 1-1 można było zaobserwować powstanie tzw. laserowo indukowanej periodycznej struktury powierzchni (LIPSS) z charakterystycznymi równoległymi bruzdami i kryształami hydroksyapatytu spiekanymi w sferyczne struktury. Przy zastosowaniu obróbki laserowej 2-2 nie została zaburzona struktura krystaliczna hydroksyapatytu. Powłoka o strukturze LIPSS charakteryzowała się również zmienionym składem chemicznym dotyczącym Ca, P i O. Chropowatość próbek poddanych dwóm różnym obróbkom laserowym nie różniła się między sobą znacząco pod względem parametru Ra. Obie powierzchnie były hydrofilne. W przypadku powłoki o strukturze LIPSS kąt zwilżalności powierzchni był natomiast dwukrotnie niższy niż dla powłoki 2-2.

Wnioski. Uzyskana w drodze laserowej obróbki 1-1 powłoka hydroksyapatytowa prezentuje cechy potencjalnie korzystne dla pozytywnej reakcji biologicznej. Dalsze badania prowadzone na modelu zwierzęcym są niezbędne celem oceny wpływu uzyskanych modyfikowanych powłok tytanowych w warunkach *in vivo*.

different regimes (varied power, speed, frequency) (1-1, 2-2). Two different surface modifications thus obtained were analysed in terms of topography, roughness, chemical composition and hydrophilicity.

Results. Two different morphologies of hydroxyapatite coating could be observed on the SEM micrographs. 2-2 laser modification did not change the coating morphology while 1-1 processing resulted in creation of laser-induced periodic surface structures (LIPSS) with characteristic parallel microgroves and hydroxyapatite crystals sintered into spherical structures. 1-1 laser processing changed the concentration of O, Ca and P on the sample surface. The roughness of both samples was comparable relative to the Ra parameter. Both surfaces were hydrophilic with sample modified with 1-1 processing had contact angle two times smaller than for 2-2 processing.

Conclusions. 1-1 laser-modified hydroxyapatite coating presents surface properties potentially favourable for biological reaction. Further studies on animal models are necessary to verify this conclusion *in vivo*.

Wstęp

Szereg czynników wpływa na osteointegrację wszczepów śródkostnych.¹⁻³ Jednym z nich jest charakterystyka powierzchnia implantu.³ Może ona intensyfikować odpowiedź tkanki kostnej w procesie osteointegracji przyspieszając wgajanie wszczepu i zapewniając długotrwały i stabilny zrost z otaczającymi implant tkankami.¹⁻³ Spośród wielu modyfikacji powierzchni wszczepów śródkostnych można

wyróżnić procesy mające na celu zmianę topografii powierzchni a także procedury wpływające na modyfikację jej składu chemicznego.⁴⁻⁵ W grupie procedur modyfikujących topografię można wskazać najczęstsze procedury obróbki, takie jak: piaskowanie, wytrawianie, anodyzacja ale również stosowaną od niedawna obróbkę przy pomocy promieniowania laserowego.⁴⁻⁵ Ta ostatnia technologia pozwala na wytworzenie precyzyjnej, zorganizowanej struktury powierzchni zarówno w skali mikro-

jak i nanometrowej ze zredukowanym ryzykiem zanieczyszczenia tworzonej powierzchni.⁶⁻⁸ W ostatnim czasie prowadzone są badania nad wykorzystaniem ultrakrótkiego pulsacyjnego lasera do opracowywania powierzchni wszczepów biomedycznych.⁹⁻¹¹ Technika ta pozwala na zogniskowanie wiązki promieniowania laserowego w krótkim czasie i na niewielkiej przestrzeni, co pozwala na uzyskanie laserowo indukowanej periodycznej struktury powierzchni (laser induced periodic surface structure – LIPSS). Technologia ta niesie ze sobą również jedynie minimalne ryzyko termicznego uszkodzenia modyfikowanego materiału.

Hydroksyapatyt (HA) jest od lat używany jako bioaktywna powłoka implantów śródkostnych.¹²⁻¹³ Ma on udokumentowane właściwości osteoindukcyjne i osteokondukcyjne ze względu na swoje zdolności adsorpcji protein, poprawy proliferacji osteoblastów i stymulacji formowania tkanki kostnej.¹³⁻¹⁷ Do aplikacji HA na powierzchnię implantów stosowanych było wiele technik, jednak wiele z nich zawodziło ze względu na uzyskiwanie grubej powłoki o skłonności do odwarstwiania.¹⁸⁻²⁰ W związku z tym poszukiwane są metody uzyskiwania cienkich powłok HA, aby wyeliminować ryzyko odwarstwiania.

Cel pracy

Celem prezentowanej pracy jest ocena wpływu 2 rodzajów obróbki laserowej na cienką powłokę HA uzyskaną na drodze elektrodepozycji

na tytanie. Poszukiwana jest modyfikacja o potencjalnie najkorzystniejszym wpływie na tkankę kostną, która mogłaby być wykorzystywana w przyszłości do aplikacji na wszczepy śródkostne.

Materiał i metody

Materiał badany stanowiły dyski tytanu klasy 4 ASTM B348 EN10204/3.1 o grubości 2 mm. Ich powierzchnia została poddana obróbce strumieniowo-ściernej przy użyciu korundu o wielkości ziaren 53-75 μm . Powierzchnia próbek została następnie poddana procesowi elektrodepozycji hydroksyapatytu, według schematu opracowanego przez autorów.¹³ Powłoka ta następnie została opracowana z zastosowaniem lasera femtosekundowego Pharos P-20 (Light Conversion, Litwa) według dwóch reżimów z zastosowaniem różnych mocy, szybkości i częstotliwości przedstawionych w tabeli 1.

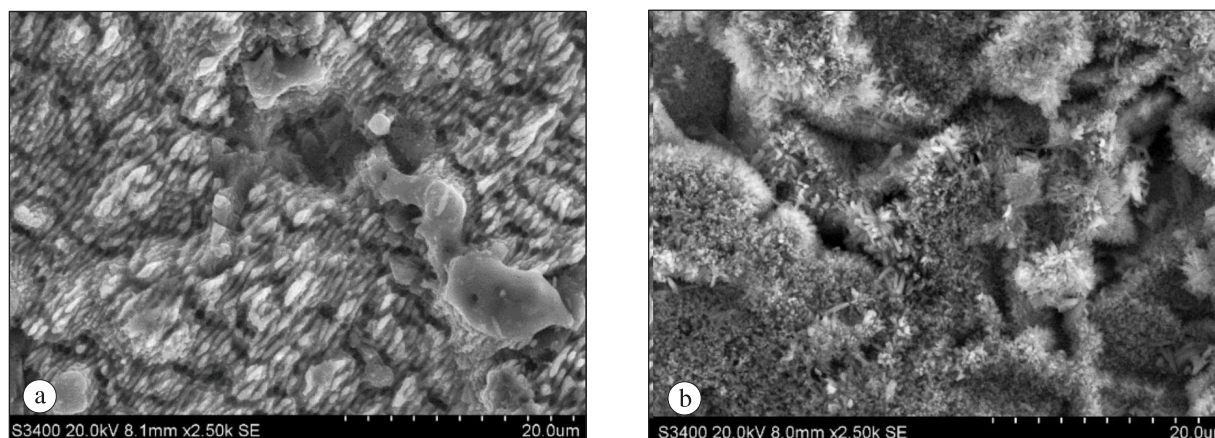
Uzyskane w ten sposób dwie różne powłoki były analizowane pod względem topografii, chropowatości, składu chemicznego i zwilżalności.

Mikroskop skaningowy Hitachi S-3400N (Hitachi High-Technologies Corporation, Japan) użyty został do zobrazowania powierzchni badanych próbek. Do oceny chropowatości powierzchni wykorzystano profilometr kontaktowy T8000 (Hommel – Etamic, Niemcy) z oprogramowaniem EVOVIS. Do analizy składu chemicznego wierzchniej warstwy powierzchni zastosowano

T a b e l a 1. Zestawienie parametrów modyfikacji laserowej powłoki HA na tytanie dla dwóch rodzajów obróbki

	Modyfikacja	P (W)	V (m/s)	RR (kHz)	Step (μm)
1	LIPSS	0,33	1	500	5
	Fuzja	0,5	0,05	500	5
2	Synteryzacja	0,8	0,1	1000	5

P – moc wiązki, V – szybkość wiązki, RR – częstotliwość wiązki, step – wielkość kroku wiązki.



Ryc. 1. Obraz SEM topografii powierzchni modyfikowanych próbek uzyskanych w drodze obróbki, a – próbka 1-1, b – próbka 2-2.

spektroskopię promieniowania rentgenowskiego (EDS) (Thermo Electron Corp., model No. 4481B-1UES-SN wraz z oprogramowaniem NSS Spectral Imaging System) a także dyfrakcję promieniowania rentgenowskiego (XRD) (Bruker AXS D8 Advances). Zwilżalność badanych powierzchni oceniana była z zastosowaniem metody statycznego kąta zwilżania przy użyciu tensiometru optycznego Theta Flex Biolin Scientific (Västra Frölunda, Sweden).

Wyniki

Obrazy SEM modyfikowanych laserowo powierzchni wskazują na uzyskanie dwóch odmiennych morfologii powłoki przy zastosowaniu różnych rodzajów obróbki (ryc. 1). Przy zastosowaniu modyfikacji 1-1 można było zaobserwować powstanie tzw. laserowo indukowanej periodycznej struktury powierzchni (LIPSS) z charakterystycznymi równoległymi

bruzdami szerokości około 2 μm . Kryształy obecne na powierzchni tytanu przed obróbką laserową zostały poddane w wyniku oddziaływania laserowego przekształceniu w sferyczne struktury. Natomiast przy zastosowaniu obróbki laserowej 2-2 nie została zaburzona struktura krystaliczna hydroksyapatytu. Powierzchnia tytanu pokryta była tu ściśle kryształami o szerokości około 5 μm i długości około 20 μm .

Analiza profilometryczna badanych powierzchni nie wykazała różnic w parametrach chropowatości Ra i Rt. Średnie arytmetyczne odchylenie od linii średniej (Ra) dla powierzchni 1-1 wynosiło 1,72 μm przy odchyleniu standardowym wynoszącym 0,04 μm . W przypadku powierzchni 2-2 parametr ten wynosił 1,70 μm natomiast odchylenie standardowe 0,18 μm . Całkowita wysokość profilu (Rt) dla obu powierzchni również była zbliżona i wynosiła dla 1-1 $15,74 \pm 1,10 \mu\text{m}$ natomiast dla 2-2 $15,17 \pm 0,98 \mu\text{m}$.

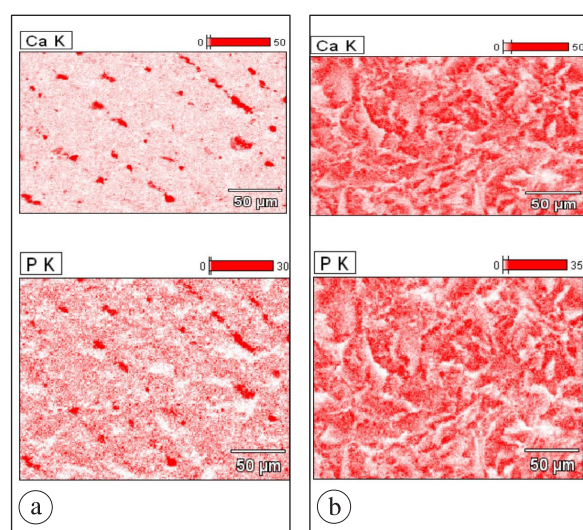
Analiza składu chemicznego przy pomocy

Tabela 2. Zawartość Ti, Ca, P, O i C wyrażona w % wagi, uzyskana z badania EDS

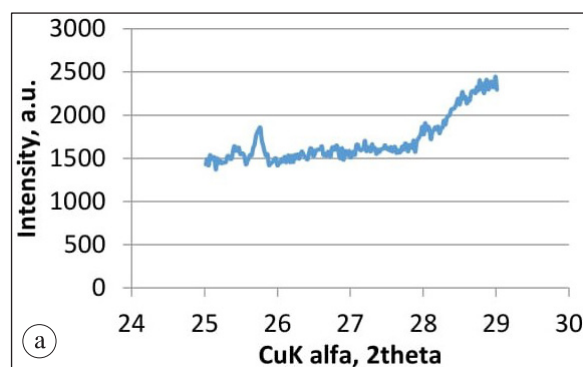
	Ti	O	Ca	P	C
1-1	77,16	19,79	0,55	0,36	2,14
2-2	39,38	36,39	9,01	5,04	1,91

EDS wykazała na badanych powierzchniach obecność głównie Ti, O, Ca, P i Al (tab. 2).

Obróbka laserowa z zastosowaniem pierwszego reżimu spowodowała redukcję zawartości Ca i P w wierzchniej warstwie próbki w porównaniu z wierzchnią warstwą próbki 2-2. Proces ten spowodował również zmniejszenie zawartości tlenu. Zawartość C na powierzchni obu próbek jest natomiast podobna. Dla próbki 1-1 rozmieszczenie Ca i P zorganizowane było w postaci równoległych pasm – zgodnie z organizacją bruzd powstałych w wyniku uzyskania LIPSS. Na mapach rozkładu pierwiastków na obrazach próbek 2-2 rozmieszczenie Ca i P było zbieżne ze strukturą próbki uzyskaną w drodze piaskowania (ryc. 2).



Ryc. 2. Mapy rozkładu pierwiastków Ca i P na powierzchni próbek uzyskany w drodze dyspersji promieniowania rentgenowskiego (EDS). Próbka 1-1 (lewa) i 2-2 (prawa).

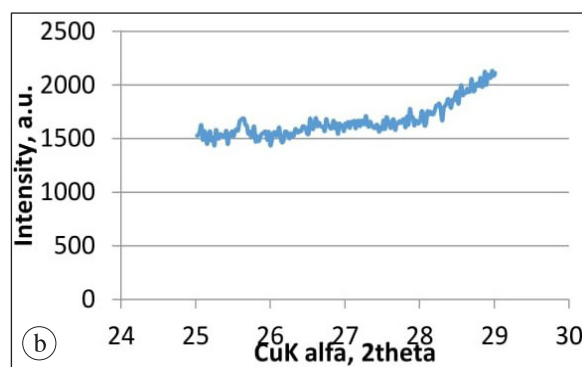


Analiza XRD potwierdziła obecność HA na obu powierzchniach (ryc. 3). Refleksy pod kątem $25,78 (2\theta)$ odpowiadające płaszczyźnie [002] były widoczne na obu dyfraktogramach, z czego refleksy z powierzchni 1-1 były intensywniejsze niż z powierzchni 2-2.

Analiza zwilżalności powierzchni wykazała kąt kontaktu wielkości $20,51 \pm 2,925^\circ$ dla powierzchni 1-1, natomiast $56,27 \pm 5,523^\circ$ dla powierzchni 2-2.

Dyskusja

Obróbka laserowa powierzchni tytanu pokrytej hydroksyapatytem według dwóch reżimów spowodowała powstanie powierzchni o 2 różnych topografiach, zwilżalności i odmiennym składzie chemicznym ich wierzchniej warstwy. Obróbka 1-1 stanowiła kombinację fuzji i laserowo indukowanej periodycznej struktury powierzchni, natomiast obróbka 2-2 była procesem syntezy. Efekt obróbki laserowej zależał od gęstości mocy, która jest związana z ilością impulsów i szybkością przemieszczania się wiązki laserowej. Większa gęstość mocy modyfikacji 1-1 spowodowała powstanie równoległych bruzd na powierzchni próbki wraz z przeobrażeniem kryształów HA z formy igły w postać sferyczną. Gęstość mocy zastosowana w procesie 2-2 nie spowodowała zmiany



Ryc. 3. Dyfraktogramy XRD w zakresie kątowym HA: a – próbka 1-1, b – próbka 2-2.

topografii powierzchni próbki. We wcześniej prowadzonych przez nas badaniach potwierdzona została pozytywna reakcja tkanki kostnej na powłokę HA w postaci podłużnych kryształów.²¹ Równoległe bruzdy o wymiarach mikrometrów mają również udokumentowane pozytywne działanie na przebieg osteointegracji. Powierzchnia taka poprzez zwiększenie hydrofilności i adsorpcji protein pozytywnie wpływa na odpowiedź osteoblastów.^{22,23} Organizacja powierzchni wpływa również na rozrost i ekspansję osteoblastów wzdłuż bruzd wpływając na zwiększenie pokrycia powierzchni tytanu przez komórki.²⁴

Chropowatość obu rodzajów próbek jest podobna i mieści się w zakresie tzw. pośredniej chropowatości Ra 1-2 μ . Chropowatość tej wielkości została potwierdzona na podstawie przeglądu ponad 100 publikacji, jako sprzyjająca najkorzystniejszej odpowiedzi tkanki kostnej.²⁵

Analiza składu chemicznego obu rodzajów próbek wskazuje na obecność HA po zastosowaniu obu rodzajów obróbki laserowej. Ilość Ca i P w wynikach analizy EDS dla próbki 1-1 jest mniejsza niż dla próbki 2-2. Można tą sytuację łączyć z zastosowaniem większej gęstości mocy tego rodzaju obróbki laserowej, która spowodowała utworzenie równoległych bruzd na próbce 2-2, a także zmianę morfologii HA. Z kolei wyniki analizy XRD wskazują na większą ilość HA na próbkach 1-1. Możliwe, że wyniki te związane są z niejednorodną dystrybucją wapnia i fosforu na powierzchni próbki 1-1 jaką widać w obrazach z EDS (ryc. 2). Obróbka laserowa w reżimie 1-1 spowodowała również zmniejszenie ilości tlenu w porównaniu z obróbką 2-2. Z kolei zawartość węgla w przypadku obu rodzajów obróbki laserowej jest podobna. Ponieważ fosforany wapnia mają udokumentowane właściwości osteoindukcyjne i osteokondukcyjne²⁶⁻²⁹ można zakładać, że obie powierzchnie, w związku z ich wzbogaceniem HA, będą pozytywnie oddziaływać na

tkankę kostną w przypadku implantacji.

Porównując hydrofilność obu próbek można zaobserwować ponad 2 krotnie mniejszy kąt zwilżalności dla powierzchni 1-1. Zwiększenie hydrofilności tej próbki związane jest z wytworzeniem na jej powierzchni zorganizowanej mikrotopografii.^{22,23} Zwiększenie stopnia zwilżalności powierzchni próbki może skutkować większym różnicowaniem osteoblastów, a w następstwie przyspieszeniem procesu gojenia tkanki kostnej i jej formowania we wcześniejszych okresach osteointegracji.^{2,30-33}

Podsumowanie

Dwa rodzaje modyfikacji laserowej powierzchni tytanu pokrytego HA spowodowały wytworzenie dwóch różnych powłok. Powierzchnia 1-1 charakteryzowała się obecnością regularnej struktury mikrorowków o umiarkowanej chropowatości, była wzbogacona HA, a także odznaczała się wysokim stopniem hydrofilności. Cechy te pozwalają zakładać jej pozytywny wpływ na przebieg osteointegracji w przypadku zastosowania jej jako powierzchni wszczepów śródkostnych. Dalsze badania biologiczne są potrzebne celem weryfikacji tej hipotezy.

Powyższe badania zostały w całości sfinansowane z grantu Narodowego Centrum Nauki o numerze: 2021/05/X/ST5/00773.

Piśmiennictwo

1. *Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al.*: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16: 1-132.
2. *Souza JCM, Sordi MB, Kanazawa M, et al.*: Nano-scale modification of titanium implant surfaces to enhance osseointegration. *Acta*

- Biomater 2019; 94: 112-131. doi: 10.1016/j.actbio.2019.05.045
3. Lee JWY, Bance ML: Physiology of Osseointegration. *Otolaryngol. Clin North Am* 2019; 52: 231-242. doi: 10.1016/j.otc.2018.11.004
 4. Günay-Bulutsuz A, Berrak Ö, Yeprem HA, et al.: Biological responses of ultrafine grained pure titanium and their sand blasted surfaces. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2018; 91: 382-388. doi: 10.1016/j.msec.2018.05.056
 5. Granato R, Bonfante EA, Castellano A, et al.: Osteointegrative and microgeometric comparison between micro-blasted and alumina blasting/acid etching on grade II and V titanium alloys (Ti-6Al-4V). *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 97: 288-295. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.026
 6. Schnell G, Jagow C, Springer A, et al.: Time-dependent anisotropic wetting behavior of deterministic structures of different strut widths on Ti6Al4V. *Metals* 2019; 9: 938. doi:10.3390/met9090938
 7. Schweitzer L, Cunha A, Pereira T, et al.: Preclinical In Vitro Assessment of Submicron-Scale Laser Surface Texturing on Ti6Al4V. *Materials (Basel)* 2020; 13: 5342. doi:10.3390/ma13235342
 8. Gaggl A, Schultes G, Müller WD, et al.: Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces – A comparative study. *Biomaterials* 2000; 21: 1067-1073. doi: 10.1016/s0142-9612(00)00002-8
 9. Kirner SV, Hermens U, Mimidis A, et al.: Mimicking bug-like surface structures and their fluid transport produced by ultrashort laser pulse irradiation of steel. *Appl. Phys. A* 2017;123:754. doi: 10.1007/s00339-017-1317-3
 10. Schnell G, Duenow U, Seitz H: Effect of Laser Pulse Overlap and Scanning Line Overlap on Femtosecond Laser-Structured Ti6Al4V. *Mater (Basel)* 2020; 13: 969. doi: 10.3390/ma13040969
 11. Bonse J, Höhm S, Rosenfeld A, et al.: Sub-100-nm laserinduced periodic surface structures upon irradiation of titanium by ti: Sapphire femtosecond laser pulses in air. *Appl Phys A* 2013; 110: 547-551. doi: 10.1007/s00339-012-7140-y
 12. Rajesh P, Muraleedharan CV, Komath M, et al.: Laser surface modification of titanium substrate for pulsed laser deposition of highly adherent hydroxyapatite. *J Mater Sci Mater Med* 2011; 22: 1671-1679. doi: 10.1007/s10856-011-4342-3
 13. Łukaszewska-Kuska M, Krawczyk P, Martyla A, et al.: Hydroxyapatite coating on titanium endosseous implants for improved osseointegration: Physical and chemical considerations. *Adv Clin Exp Med* 2018; 27: 1055-1059. doi: 10.17219/acem/69084.
 14. O'Hare P, Meenan BJ, Burke GA, et al.: Biological responses to hydroxyapatite surfaces deposited via a co-incident microblasting technique. *Biomaterials* 2010; 3: 515-522. doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.09.067
 15. Wang C, Karlis GA, Anderson GI, et al.: Bone growth is enhanced by novel bioceramic coatings on Ti alloy implants. *J Biomed Mater Res A*. 2009; 90: 419-428. doi: 10.1002/jbm.a.32111
 16. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, et al.: Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; 23: 844-854. doi: 10.1016/j.dental.2006.06.025
 17. Shen JW, Wu T, Wang Q, et al.: Molecular simulation of protein adsorption and desorption on hydroxyapatite surfaces. *Biomaterials* 2008; 29: 513-532. doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.10.016
 18. Lu M, Chen H, Yuan B, et al.: Electrochemical deposition of nanostructured hydroxyapatite coating on titanium with enhanced early stage osteogenic activity and osseointegration. *Int J Nanomedicine* 2020; 15: 6605-6618. doi:

- 10.2147/IJN.S268372
19. Sun L, Berndt CC, Gross KA, et al.: Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review. *J Biomed Mater Res*. 2001; 5: 570-592. doi:10.1002/jbm.105621
20. Palka V, Poštrková E, Koerten H.: Some characteristics of hydroxylapatite powder particles after plasma spraying. *Biomaterials* 1998; 19: 1763-1772. doi:10.1016/S0142-9612(98)00087-822
21. Łukaszewska-Kuska M, Krawczyk P, Martyla A, et al.: A Effects of a hydroxyapatite coating on the stability of endosseous implants in rabbit tibiae. *Dent Med Probl* 2019; 56: 123-129. doi: 10.17219/dmp/103851
22. Lee MH, Oh N, Lee SW, et al.: Factors influencing osteoblast maturation on microgrooved titanium substrata. *Biomaterials* 2010; 14: 3804-3815. doi: 10.1016/j.biomaterials.2010.01.117
23. Lee SW, Lee MH, Oh N, et al.: Correlation between surface hydrophilicity and osteoblastic differentiation on microgrooved titanium substrata. *J Oral Implantol* 2012; 1: 11-19. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00144.1
24. Yang JY, Ting YC, Lai JY, et al.: Quantitative analysis of osteoblast-like cells (MG63) morphology on nanogrooved substrata with various groove and ridge dimensions. *Biomed Mater Res A* 2009; 90: 629-640. doi: 10.1002/jbm.a.32130
25. Wennerberg A, Albrektson T: Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20; S4: 172-184. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x
26. Jeong J, Kim JH, Shim JH, et al.: Bioactive calcium phosphate materials and applications in bone regeneration. *Biomaterials Res* 2019; 23: 4. doi: 10.1186/s40824-018-0149-3
27. Nakamura M, Aizawa H, Kawabata H, et al.: Platelet adhesion on commercially pure titanium plates in vitro III: effects of calcium phosphate-blasting on titanium plate biocompatibility. *Int J Implant Dent* 2020; 6: 74. doi: 10.1186/s40729-020-00270-2
28. Civantos A, Martínez-Campos E, Ramos V, et al.: Titanium coatings and surface modifications: toward clinically useful bioactive implants. *ACS Biomater Sci Eng* 2017; 3: 1245-1261. doi: 10.1021/acsbiomaterials.6b00604
29. Arcos D, Vallet-Regí M: Substituted hydroxyapatite coatings of bone implants. *J Mater Chem B* 2020; 8: 1781-800. doi: 10.1039/c9tb02710f
30. Chambrone L, Shibli JA, Mercurio CE, Cardoso B, Preshaw PM: Efficacy of standard (SLA) and modified sandblasted and acid-etched (SLActive) dental implants in promoting immediate and/or early occlusal loading protocols: a systematic review of prospective studies. *Clin Oral Impl Res* 2015; 26: 359-370. doi: 10.1111/clr.12347
31. Kopf BS, Schipanski A, Rottmar M, Berner S, Maniura-Weber K: Enhanced differentiation of human osteoblasts on Ti surfaces pre-treated with human whole blood *Acta Biomater* 2015; 19: 180-190. doi: 10.1016/j.actbio.2015.03.022
32. Hyzy SL, Olivares-Navarrete R, Ortman S, Boyan BD, Schwartz Z: Bone morphogenetic protein 2 alters osteogenesis and anti-inflammatory profiles of mesenchymal stem cells induced by microtextured titanium in vitro. *Tissue Eng A* 2017; 23: 1132-1141 doi: 10.1089/ten.tea.2017.0003
33. Nagasawa M, Cooper LF, Ogino Y, et al.: Topography influences adherent cell regulation of osteoclastogenesis, *J Dent Res* 2016; 95: 319-326. doi: 10.1177/0022034515616760

Zaakceptowano do druku: 6.12.2022 r.

Adres autorów: 60-812 Poznań, ul. Bukowska 70.

© Zarząd Główny PTS 2022.