

POWIERZCHNIA IMPLANTU TYTANOWEGO PIASKOWANEGO HYDROKSYAPATYTEM

JEREMIASZ KRZYSZTOF KOPER^{1*}, RADOMIR MAJCHROWSKI²,
JAROSŁAW JAKUBOWICZ¹

¹ POLITECHNIKA POZNAŃSKA,
INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
UL. JANA PAWŁA II 24, 60-965 POZNAŃ

² POLITECHNIKA POZNAŃSKA,
INSTYTUT TECHNOLOGII MECHANICZNEJ,
UL. PIOTROWO 3, 60-965 POZNAŃ

* E-MAIL: JEREMIASZ.A.KOPER@DOCTORATE.PUT.POZNAŃ.PL

Streszczenie

Praca podejmuje tematykę modyfikacji powierzchni tytanu, stosowanego jako biomateriał w implantach tkanek twardych. Tytan pomimo doskonałych właściwości użytkowych, w zastosowaniach implantacyjnych wymaga przygotowania powierzchni o określonej morfologii, parametrach oraz biogodności. Celem niniejszej pracy było porównanie komercyjnie stosowanych powierzchni tytanu, poddanych procesowi piaskowania proszkiem HA/TCP (HA – hydroksyapatyt, TCP – fosforan trójwapniowy), w zastosowaniach implantacyjnych. Proces piaskowania miał na celu zwiększenie chropowatości powierzchni i jednocześnie zmianę jej składu chemicznego tak, aby sprzyjała wzrostowi i proliferacji komórek kostnych oraz była bardziej biogodna. W badaniach wykorzystano polerowaną powierzchnię Ti 99,6% piaskowaną nieużywanym (świeżym) proszkiem oraz proszkiem używanym (po zakończonym cyklu produkcyjnym, tzn. wypięskowaniu 300 elementów/implantów dentystrycznych). Uzyskane w ten sposób próbki zbadano z wykorzystaniem mikroskopii SEM oraz profilometru optycznego, w celu określenia morfologii i geometrii powierzchni. Wyznaczono 11 parametrów 2D/3D, charakteryzujących powierzchnię i jej przydatność w implantach. Odporność korozyjną zbadano w płynie Ringera. W wyniku przeprowadzonych badań stwierdzono, że na powierzchni piaskowanej nieużywanym proszkiem HA występuje większa liczba trwale umocowanych w niej cząstek HA, w porównaniu do powierzchni piaskowanej proszkiem używanym. Powierzchnia taka charakteryzuje się korzystniejszymi parametrami geometrycznymi przy niewielkim spadku odporności korozyjnej, w porównaniu do niepiaskowanej powierzchni Ti 99,6%. Implant piaskowany nieużywanym proszkiem HA, w którym proszki HA są wbite w powierzchnię, posiada potencjalnie lepszą powierzchnię do zajęcia procesów osteointegracji i trwałego połączenia z tkanką kostną.

Słowa kluczowe: tytan, hydroksyapatyt, piaskowanie, implant

[Inżynieria Biomateriałów 119 (2013) 33-39]

TITANIUM IMPLANT SURFACE AFTER HYDROXYAPATITE SANDBLASTING

JEREMIASZ KRZYSZTOF KOPER^{1*}, RADOMIR MAJCHROWSKI²,
JAROSŁAW JAKUBOWICZ¹

¹ POZNAŃ UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING,
JANA PAWŁA II 24 STR., 60-965 POZNAŃ, POLAND

² POZNAŃ UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
INSTITUTE OF MECHANICAL TECHNOLOGY,
PIOTROWO 3 STR., 60-965 POZNAŃ, POLAND

* E-MAIL: JEREMIASZ.A.KOPER@DOCTORATE.PUT.POZNAŃ.PL

Abstract

In this work we describe surface modification process of titanium, which is used in hard tissue implant applications. Titanium, although has excellent and useful properties, in the implant applications requires preparation a respective surface morphology. The aim of this work was to compare Ti 99.6% surfaces, used in implant applications, after HA/TCP (HA – hydroxyapatite, TCP – tricalcium phosphate) powder sandblasting. The aim of sandblasting is to increase the surface roughness, together with changing its chemical composition. So, after the treatment the sandblasted surface should enhance cells growth and proliferation and should be more biocompatible, respective for medical applications. For the sandblasting of the polished Ti surfaces we have used one fresh/new hydroxyapatite powder (first time used) and the second one used before in the implant production (after 300 sandblasting series of dental implants). The morphology and geometrical properties of surface were investigated using SEM and optical profiler, respectively. Taking into account surface topography and usefulness in implants, the 11 2D/3D surface geometrical and hybrid parameters were determined. The corrosion potentiodynamic tests were done in Ringer solution. We have found that in the surface, sandblasted with fresh HA particles, were embedded more HA inclusions, and the surface is very rough in comparison to surface sandblasted with old HA particles. The corrosion resistance was slightly worse for sandblasted surfaces in comparison to mechanically polished one. Implants sandblasted with using of fresh HA (with embedded and strongly bonded with titanium HA particles) give potentially better surface for osseointegration process and stable bonding with the bone tissue.

Keywords: titanium, hydroxyapatite, sandblasting, implant

[Engineering of Biomaterials 119 (2013) 33-39]

Implanty wykonane z biomateriałów są coraz powszechniej stosowane przez współczesne społeczeństwo. Możemy wyróżnić grupy implantów ortopedycznych, dentystrycznych, kosmetycznych, okulistycznych, kardiologicznych, laryngologicznych itp. Każda z grup charakteryzuje się specyficznymi wymaganiami mechanicznymi, fizycznymi i chemicznymi, które stawia się biomateriałom w danym zastosowaniu. Ponadto, z uwagi na szkodliwość wielu pierwiastków i związków, grupa możliwych do zastosowania materiałów jest znacznie ograniczona i tylko nieliczne mogą przebywać przez długi czas w organizmie [1,2].

W przypadku implantów zastępujących tkanki kostne, stosowane są biomateriały metalowe takie jak: stale austenityczne, stopy kobaltu, tytanu, oraz spieki ceramiczne. Tytan z uwagi na swoją wyjątkową zdolność do osteointegracji oraz biozgodność jest jednym z najczęściej stosowanych biomateriałów metalowych. Pomimo dobrych właściwości CP Ti (tytanu technicznego), wciąż są prowadzone badania nad jego udoskonaleniem. Z uwagi na właściwości mechaniczne oraz biozgodność tworzy się liczne stopy z pierwiastkami takimi jak Al, V, Nb, Zr, Ta, Mo, Ni, Pd. Z uwagi na zdolność i szybkość osteointegracji implantu w organizmie prowadzi się liczne procesy modyfikacji konstrukcji oraz jakości powierzchni takie jak: modyfikacja kształtu implantu, zwiększanie chropowatości powierzchni, modyfikowanie składu chemicznego poprzez osadzanie cząstek innych materiałów bądź implantacji jonów [3-7].

Zastosowanie procesu piaskowania biomateriałów hydroksyapatytem (HA) przynosi podwójną korzyść. Powierzchni implantu zostaje w ten sposób nadana właściwa topografia, która sprzyja rozwojowi i utrzymaniu komórek osteoblastów w początkowym okresie po implantacji oraz mechanicznej stabilizacji implantu [8]. Dodatkowo na powierzchni implantu zostają mechanicznie osadzone cząstki HA, który jako minerał stanowi ponad 90% budulca kości. HA w znaczącym stopniu przyspiesza proces osteointegracji i jest szeroko stosowany w praktyce na pokrycia implantów [9]. Piaskowanie z uwagi na prostotę procesu jest najczęściej stosowaną w praktyce metodą uzyskiwania HA na powierzchni implantów. Do innych metod można zaliczyć osadzanie biomimetyczne, rozpylanie termiczne, rozpylanie jonowe, laserową ablację, elektroforetyczne osadzanie oraz metodę zol-żel [10]. Powierzchnie modyfikowane hydroksyapatytem są szeroko stosowane i zapewniają blisko 100% skuteczność prawidłowego przyjęcia implantu oraz jego osteointegracji w ciele ludzkim.

Aby móc prawidłowo ocenić wpływ zastosowanej metody modyfikacji powierzchni biomateriału na jego potencjalne zachowanie w organizmie, konieczne jest przeprowadzenie cyklu badań pozwalających na wyznaczenie składu chemicznego i fazowego powierzchni, morfologii powierzchni, odporności korozyjnej oraz biozgodności [11].

W poniższej pracy przedstawiono wyniki badań piaskowania hydroksyapatytem tytanu zrealizowane we współpracy z Fundacją Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu, produkującego system implantów dentystrycznych Osteoplant.

Materiały i metody

Piaskowanie przeprowadzono na podłożu tytanu o czystości 99,6% wyciętym z pręta $\varnothing 10$ (Goodfellow). Powierzchnię czołową spolerowano do uzyskania chropowatości $R_a = 3$ nm, a następnie piaskowano HA w wytwórni implantów Fundacji Uniwersytetu Medycznego, z wykorzystaniem parametrów procesu systemu Osteoplant. Ziarno użyte podczas piaskowania było mieszaniną HA/TCP o wymiarach 300 ± 600 μm . Ciśnienie robocze piaskarki wynosiło 6 atm.

Introduction

In the last time, implants made with proper biomaterials are more commonly used by the modern people. We can divide implants into few groups, i.e.: orthopedic, dental, cosmetic, optical, cardiologic and laryngological implants. Each of this group is characterized of specific mechanical, physical and chemical properties, respective for given applications. Taking into accounts negative effect of many elements and compounds, a (bio)materials number, which can be long time used in living body, is very limited [1,2].

In the case of hard tissue implants usually metallic biomaterials are used, i.e. stainless steels, cobalt and titanium alloys as well as ceramic materials. Among all metallic materials titanium has the best biocompatibility and provides best osseointegration of the implant within the human body. Although the commercially pure titanium (CP Ti) has very good properties, alloys with additives of Al, V, Nb, Zr, Ta, Mo, Ni, Pd are composed, which provide highest strength, good corrosion resistance and biocompatibility. Taking into account implant osseointegration ability, their few modifications are required, related to construction as well as surface state (roughness, chemical composition – particles deposition or ions implantation) [3-7].

Application of sandblasting with using of hydroxyapatite (HA) particles results in double benefit. The implant after the treatment has required topography, which results in better bone cells adhesion, proliferation as well as better mechanical fixation in the bone [8]. Additionally on the implant surface are mechanically deposited HA particles, which states more than 90% of substance of the natural bone. Hydroxyapatite (as well as TCP) accelerate osseointegration process and hence it is commonly used as the surface layer (coating) material in hard tissue implant applications [9], providing almost 100% efficiency of implant acceptance by human body.

The sandblasting, due to its simplicity, is the most promising in HA deposition on the implant surface. The other methods of HA deposition are: biomimetic, thermal and ion spraying, laser ablation, electrophoretic and sol-gel [10].

Many research methods must be applied before proper biomaterials applications in the human body. So, the chemical and phase composition, surface morphology, corrosion resistance and biocompatibility tests are required before introduction new biomaterials into production [11].

In this work we present results of HA particles sandblasting of the mechanically polished Ti surface. The research was done with cooperation with Foundation of the Poznan University of Medical Sciences, producer of the Osteoplant dental system.

Materials and Methods

Sandblasting was done on the Ti surface with 99.6% purity (Goodfellow, $\varnothing 10$ mm rod). The samples were polished up to roughness $R_a = 3$ nm and then sandblasting was done using HA powder. The sandblasting process was realized in Foundation of the Poznan University of Medical Sciences. The particles used for the surface roughening were a mixture of HA/TCP with size in the range 300 ± 600 μm . The applied sandblasting pressure was equal to 6 atm. We have prepared surfaces with fresh/new (unused) as well as used (after blasting of 300 implants) HA/TCP particles.

The surfaces after sandblasting were investigated using stereoscopic microscope and morphology with VegaTescan SEM. Veeco Wyko[®] NT1100 optical profiler was applied for the surface geometry characterization at 3 different magnifications. The following 2D standard roughness parameters were estimated:

Piaskowanie przeprowadzono stosując nieużywany (świeży) oraz używany (po wypiękowaniu 300 elementów) HA.

Powierzchnię piaskowaną zbadano makroskopowo mikroskopem stereoskopowym, natomiast morfologię powierzchni mikroskopem SEM VegaTescan. Stosując profilometr optyczny Veeco Wyko® NT1100 przy trzech powiększeniach, wyznaczono następujące parametry powierzchni 2D:

- R_a - średnie arytmetyczne odchylenie profilu od linii średniej,
- R_q - średnie kwadratowe odchylenie profilu (RMS),
- R_p - wysokość najwyższego wzniesienia profilu,
- R_v - głębokość najniższego wgłębienia profilu,
- R_z - największa wysokość profilu,
- R_t - całkowita wysokość profilu,
- R_{sk} - współczynnik asymetrii profilu,
- R_{ku} - współczynnik spłaszczenia profilu.

oraz parametry hybrydowe powierzchni 3D:

- S_{dr} - współczynnik rozwiniętego pola międzyfazowego,
- S_{dq} - parametr nachylenia średniokwadratowego,
- S_{sc} - średnie arytmetyczne krzywizny wierzchołka.

Badania korozyjne przeprowadzono metodą potencjodynamiczną w płynie Ringera w temperaturze 21°C z szybkością skanowania 0,5 mV/s w zakresie potencjałów od -1 do 3 V, względem potencjału obwodu otwartego (OCP).

Wyniki i dyskusja

Przeprowadzona obserwacja makroskopowa z użyciem mikroskopu stereoskopowego, uwioczniała bardziej rozbudowaną powierzchnię próbki piaskowanej nieużywanym HA. Zaobserwowano również większą liczbę silnie umocowanych wtrąceń cząstek HA na powierzchni piaskowanej nieużywanym HA w stosunku do piaskowanej używanym HA.

Topografia powierzchni zaobserwowana przy użyciu mikroskopu SEM świadczy o różnym zachowaniu się cząstek podczas piaskowania nieużywanym i używanym HA. Nieużywane cząstki HA podczas procesu wbijały się w tytan a następnie kruszyły pozostawiając odłamki na piaskowanej powierzchni (RYS. 1a,b). Piaskowanie przeprowadzone z użyciem używanego HA nie naruszyło powierzchni tytanu w takim samym stopniu, zaobserwowano dużo mniej rozwiniętą morfologię, brak również wyraźnie widocznych wtrąceń na powierzchni (RYS. 1c,d). Powodem tego zjawiska jest fakt, iż cząstki po wypiękowaniu odpowiedniej liczby elementów (300) zmniejszają swoją wielkość na skutek kruszenia, w wyniku czego siła oddziaływania mechanicznego na powierzchnię jest mniejsza. W praktyce problem ten częściowo rozwiązano poprzez wydłużenie czasu piaskowania.

Powierzchnia Ti piaskowana nieużywanym HA jest bardziej rozwinięta i korzystna w zastosowaniach biomedycznych, o czym świadczą parametry powierzchni zamieszczone w TABELI 1. Powierzchnia taka ma wyższą wartość chropowatości (R_a) i jest bardziej symetryczna (R_{sk}), co świadczy o dużej liczbie regularnie występujących zagłębień. Wyższe wartości parametru R_t dla powierzchni piaskowanej używanym HA przy powiększeniu 5x i 20x wynika z faktu, iż podczas procesu wbijały się w tytan całe ziarna nie ulegając dalszemu wykruszaniu. Ilość wbitych ziaren jest jednak za mała aby efekt ten był korzystny. Efekt opisanego zjawiska widać na RYS. 2c. Na zdjęciach SEM (RYS. 1) oraz na obrazach topografii powierzchni 3D z profilometru optycznego (RYS. 2), również widać bardziej rozwiniętą morfologię powierzchni piaskowanych nieużywanym HA. Wykonanie profili obydwu powierzchni piaskowanych potwierdziło uzyskane dane (RYS. 3, 4) – w powierzchni piaskowanej nieużywanym HA widać wyraźniejsze i większe wzniesienia oraz zagłębienia. Profil powierzchni piaskowanej używanym HA posiada również dostatecznie rozwiniętą morfologię powierzchni dla prawidłowego przebiegu osteointegracji.

- R_a - arithmetical mean roughness,
- R_q - root mean squared (RMS),
- R_p - maximum peak height,
- R_v - maximum valley depth,
- R_z - ten point mean roughness,
- R_t - maximum height of the profile,
- R_{sk} - skewness,
- R_{ku} - kurtosis,

and hybrid 3D parameters were estimated, too:

- S_{dr} - RMS surface slope,
- S_{dq} - developed interfacial area ratio,
- S_{sc} - mean summit curvature.

The corrosion resistance of the samples was investigated in Ringer's solution (21°C) using Solartron 1285 potentiostat working in potentiodynamic mode with scan speed 0.5 mV/s in the potential range from -1 to +3 V vs. open circuit potential (OCP).

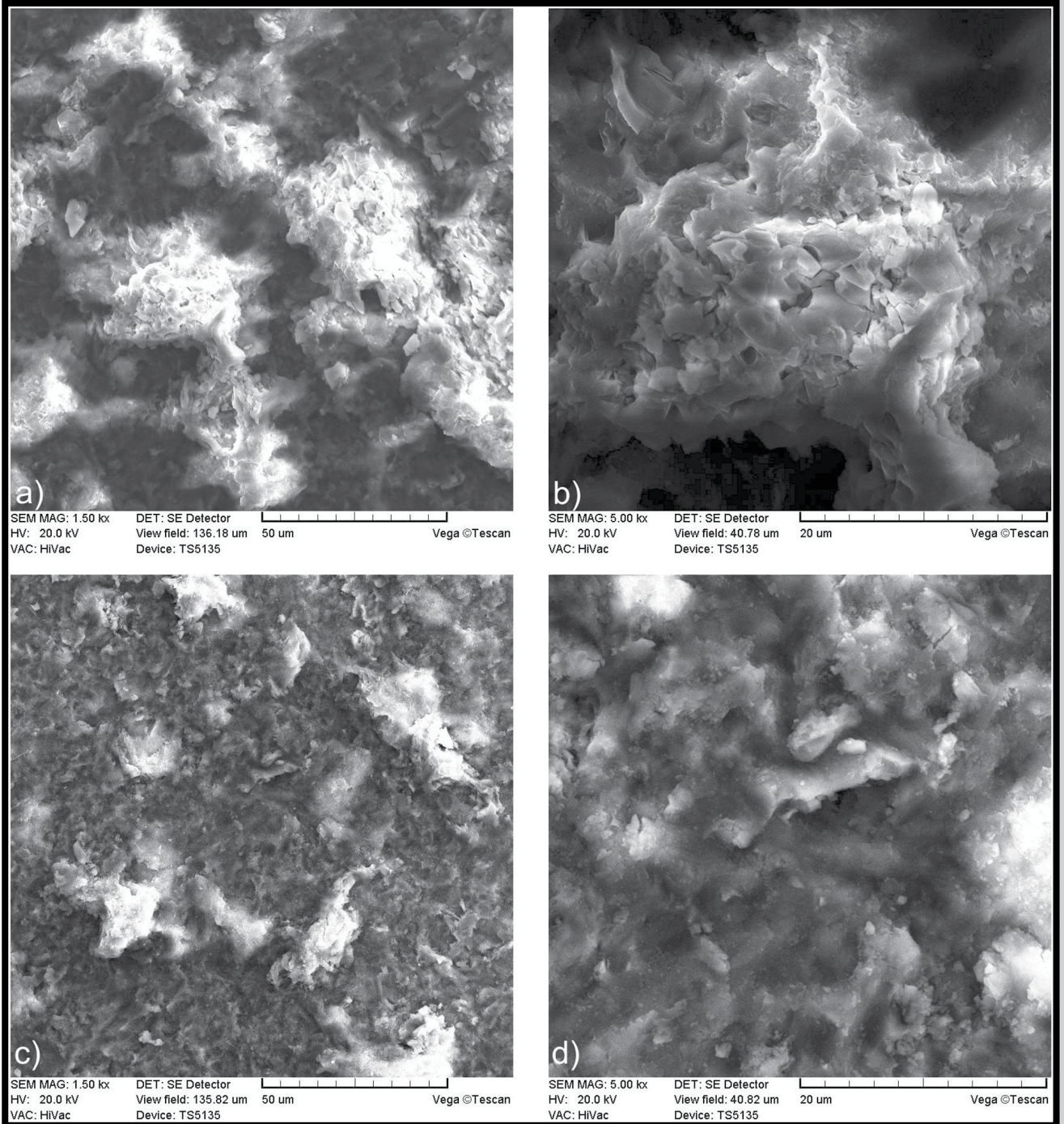
Results and Discussions

Stereoscopic microscope observations (not shown here) gave us information, that surface blasted with unused fresh HA is more modified in comparison to surface blasted with used HA. Additionally in the surface blasted with fresh HA, the particles (HA/TCP) were more strongly embedded in the surface in comparison to surface blasted with used many times HA.

The surface morphology observed by SEM clearly shows differences after blasting with different HA particles. Unused fresh HA particles during the blasting process stick into the Ti surface. The HA particles crushed into smaller ones leaving a small pieces on the surface (FIG. 1a,b). The blasting with 300 times used HA particles did not affect the surface in the same way and surface has significantly much less developed morphology, without clearly visible HA inclusions on the surface (FIG. 1c,d). The reason for this phenomenon is the fact, that during sandblasting of 300 implants, the particles reduce their size as a result of crushing. So, the force exerted through particles on the surface is significantly lower in comparison to new unused particles. In the practice the problem can be solved by sandblasting in extra time.

Surface sandblasted with using fresh HA is more modified and more accurate for biomedical applications, which is clearly shown in TABLE 1. The surface after using fresh HA has higher roughness parameters (for example R_a) and is more symmetric (R_{sk}), which means that the surface is composed from the large number regularly distributed pits and valleys. The higher R_t parameter for the surface sandblasted with 300 times used HA (see 5x and 20x magnifications) is a consequence of a whole grains hitting onto the surface without crushing. The number of included particles is too small for significant surface improving. In FIG. 1 and FIG. 2 there is clearly visible, that surface sandblasted with fresh HA powder results in more modified morphology in comparison to sandblasted one with many times used HA. The results are confirmed on the surfaces profiles (FIGs. 3 and 4) – in the surface sandblasted using fresh HA we can see more visible and bigger hillocks and valleys. For this surface, we believe that the evaluated morphology is quite accurate for proper osseointegration process.

The polarization curves recorded during corrosion tests in Ringer solution are shown in FIG. 5. The corrosion current density I_{cor} and corrosion potential E_{cor} values of the sandblasted and polished surfaces are shown in TABLE 2. Both sandblasted surfaces have comparable corrosion resistance – the recorded differences are within the standard deviation and are the consequence of increase (evaluation) of the true surface area after the process.



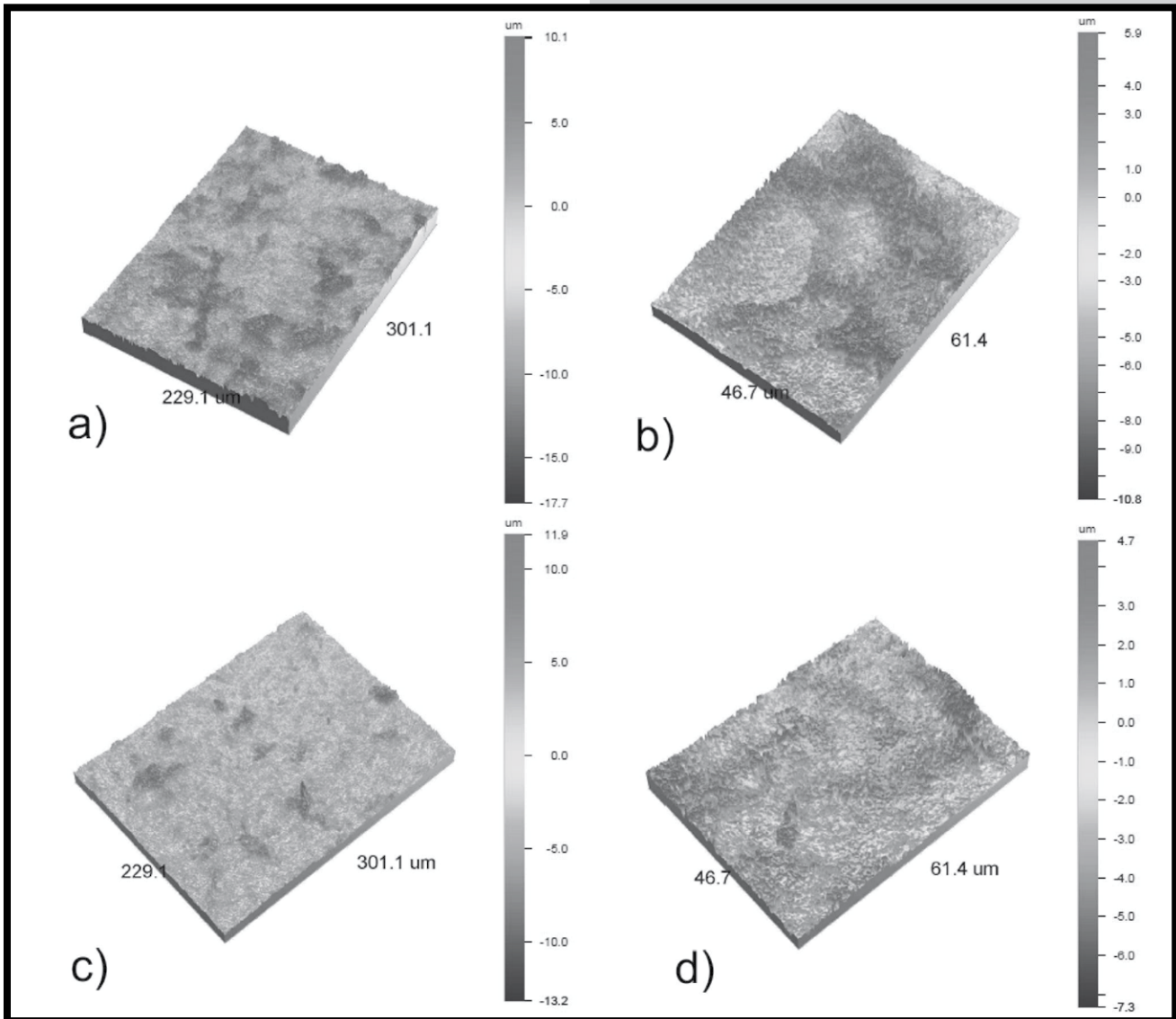
RYS. 1. Zdjęcia SEM powierzchni piaskowanej nieużywanym HA (a, b – różne powiększenia) oraz używanym HA (c, d – różne powiększenia).

FIG. 1. SEM pictures of the sandblasted surface after using fresh unused HA (a, b – different magnifications) and after using old 300 times used HA (c, d – different magnifications).

TABELA 1. Parametry powierzchni piaskowanej nieużywanym (a) oraz używanym (b) HA; wartości średnie z 3 pomiarów.

TABLE 1. Roughness and topography surface parameters for surface sandblasted of fresh (a) and used (b) HA; the average values of 3 measurements.

Powiększenie Magnification	R_a (μm)	R_q (μm)	R_p (μm)	R_v (μm)	R_z (μm)	R_t (μm)	R_{sk}	R_{ku}	S_{dr} (%)	S_{dq} (deg)	S_{sc} (mm^{-1})
a: 5x	1.53	2.10	18.13	-15.40	28.27	33.52	0.26	6.94	47.37	46.76	722.01
a: 20x	1.43	1.96	10.90	-13.01	21.19	23.91	0.56	5.51	277.64	70.38	6.28
a: 100x	1.44	1.90	8.54	-10.49	16.28	19.03	0.13	3.98	2085.16	82.84	82.16
b: 5x	1.17	1.69	27.52	-5.88	45.84	58.15	-0.88	23.18	29.60	38.59	455.52
b: 20x	1.17	1.61	13.09	-11.74	19.79	24.83	0.53	6.94	186.51	66.18	5.55
b: 100x	0.91	1.20	4.68	-6.99	10.66	11.68	-0.35	4.54	959.02	79.13	58.63



RYS. 2. Topografia 3D powierzchni piaskowanej nieużywanym HA – pow. 20x (a), nieużywanym HA – pow. 100x (b), używanym HA – pow. 20x (c) oraz używanym HA – pow. 100x (d).

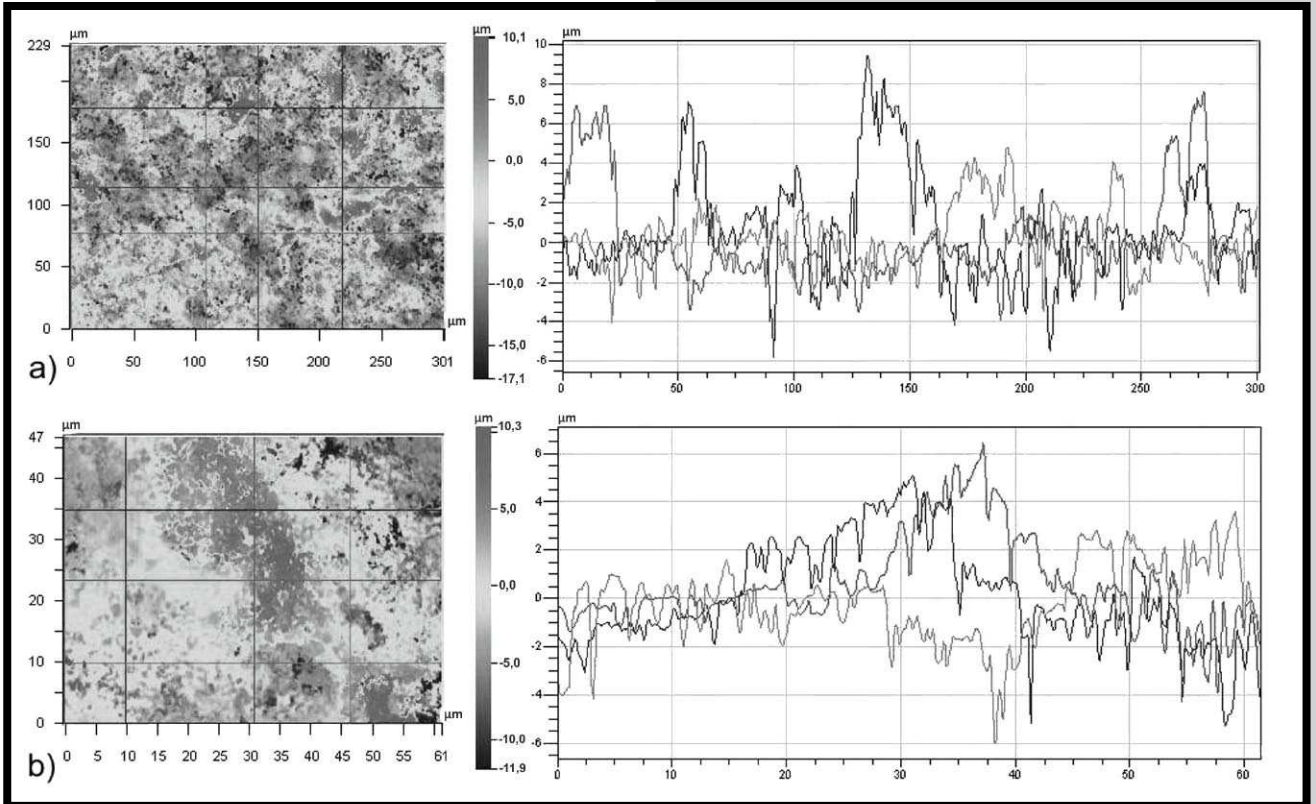
FIG. 2. Optical profiler 3D topography of the surface sandblasted with using fresh HA – magn. 20x (a), magn. 100x (b), and with using 300 times used HA – magn. 20x (c), magn. 100x (d).

Krzywe polaryzacji uzyskane podczas badania odporności korozyjnej w płynie Ringera zostały zamieszczone na RYS. 5. Wyniki pomiaru gęstości prądu korozyjnego oraz potencjału korozyjnego powierzchni piaskowanych oraz polerowanej zamieszczono w TABELI 2. Powierzchnie piaskowane mają zbliżoną do siebie odporność korozyjną – zmierzone różnice są na poziomie błędu wynikającego ze zwiększenia powierzchni próbek na skutek zastosowanej obróbki. Odporność korozyjna próbek piaskowanych HA jest nieznacznie gorsza od odporności korozyjnej Ti 99,6% – charakteryzują się one wyższym prądem oraz niższym potencjałem korozyjnym, jednakże powierzchnia czystego tytanu po polerowaniu mechanicznym charakteryzuje się mniejszą chropowatością, co ma wpływ na uzyskane wyniki.

The corrosion resistance of the both HA sandblasted surfaces is slightly worse in comparison to the initial polished surface – the both have higher corrosion current density and more negative corrosion potential. On the other hand, the surface of polished titanium is more smooth with significantly lower roughness, which can affect better corrosion results.

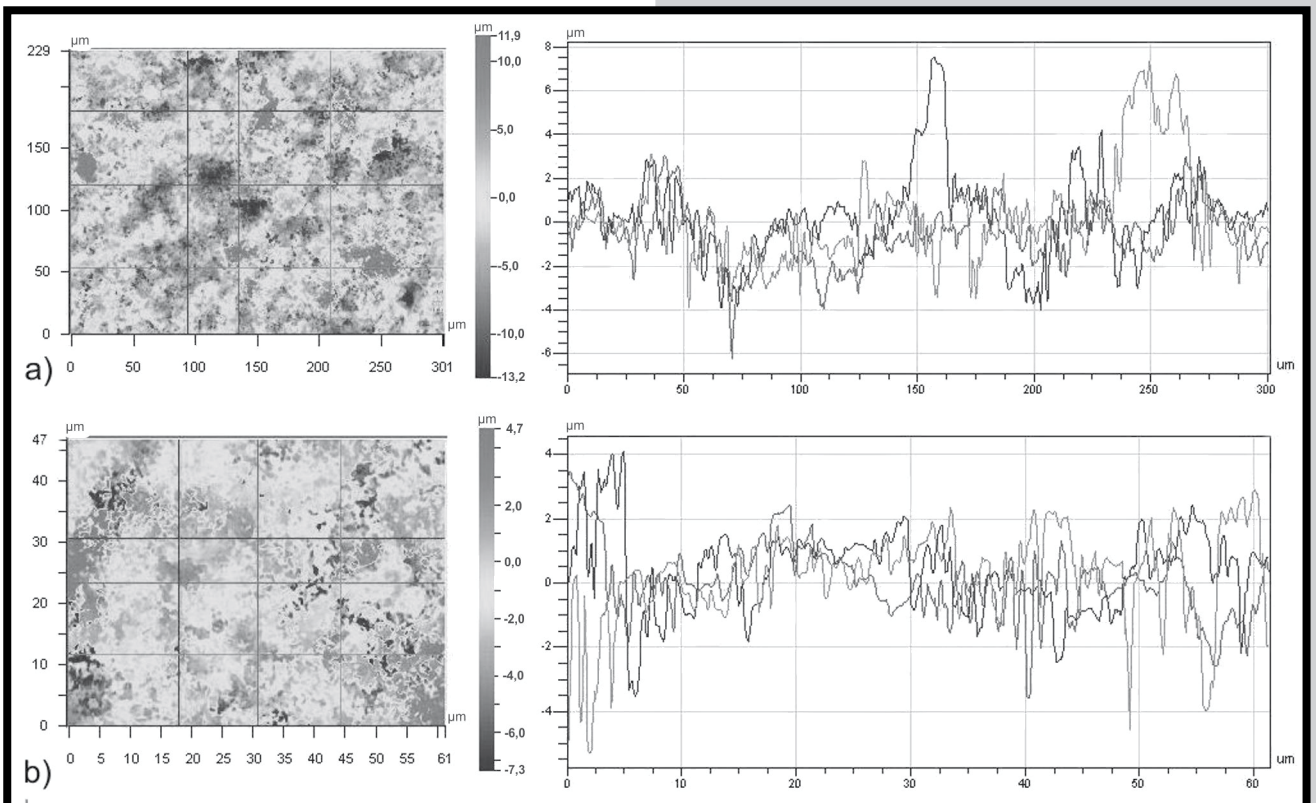
Conclusions

Sandblasting of the Ti surface with using of fresh HA particles gives better results (in comparison to 300 times used HA) with respect to biomedical applications in different hard tissue implants (for example dental). In the sandblasted (fresh HA) surface we observed more embedded HA particles and surface morphology is more modified. Surface after sandblasting with using HA particles should support bone cells to growth and give a better implant integration with bone. Sandblasting with different HA particles does not significantly affect the corrosion resistance. The slight deterioration of the corrosion resistance of the sandblasted surfaces in comparison to polished one can be related to increase in surface area and presence of HA particles which have different electrochemical potential.



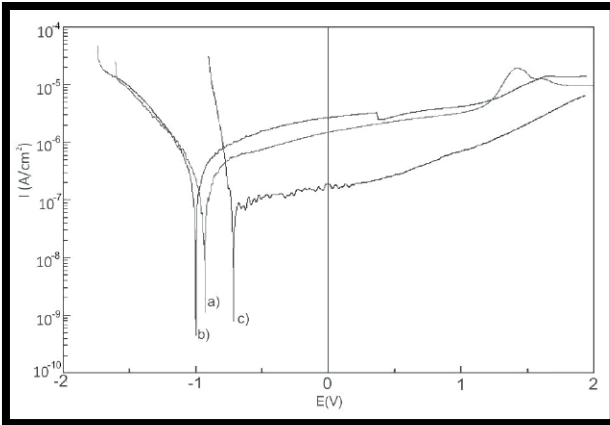
RYS. 3. Topografia powierzchni piaskowanej nieużywanym HA wraz z trzema profilami przy powiększeniu 20x (a) oraz 100x (b).

FIG. 3. Optical profiler 3D topography of the surface sandblasted with fresh HA with respective 3 profile lines at 20x (a) and 100x (b) magnification.



RYS. 4. Topografia powierzchni piaskowanej używanym HA wraz z trzema profilami przy powiększeniu 20x (a) oraz 100x (b).

FIG. 4. Optical profiler 3D topography of the surface sandblasted of 300 times used HA with respective 3 profile lines at 20x (a) and 100x (b) magnification.



RYS. 5. Krzywe polaryzacji dla Ti 99,6% piaskowanego świeżym HA (a), piaskowanego używanym HA (b) oraz niepiaskowanego (c).
FIG. 5. Corrosion polarization curves for the Ti 99.6% sandblasted with using fresh HA (a), sandblasted with using old 300 times used HA (b) and for comparison for polished one (c).

Wnioski

Piaskowanie powierzchni Ti nieużywanym proszkiem HA daje lepsze efekty, biorąc pod uwagę zastosowania biomedyczne w systemach implantacyjnych, w porównaniu do powierzchni piaskowanej proszkiem używanym. Na takiej powierzchni znajduje się więcej cząstek HA, a morfologia powierzchni jest bardziej rozwinięta. Powierzchnie takie stanowią lepsze podłoże dla rozwoju i utrzymania komórek kostnych – osteoblastów, oraz późniejszej integracji z kością. Różnice w materiale użytym do piaskowania nie wpływają znacząco na odporność korozyjną. Spadek odporności korozyjnej w porównaniu do czystego Ti jest niewielki i wynika głównie z powodu zwiększenia powierzchni właściwej oraz obecności cząstek HA o odmiennym potencjale elektrochemicznym.

Podziękowania

Badania wykonano przy współpracy z Fundacją Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu – producentem systemu implantacyjnego Osteoplant. Prace wykonano w ramach Działalności Statutowej Instytutu Inżynierii Materiałowej PP.

Piśmiennictwo

- [1] Navarro M., Michiardi A., Castaño O., Planell J.A.: Biomaterials in Orthopedics. Journal of the Royal Society Interface 5, 27 (2008) 1137-1158.
- [2] Richards R.G., Moriarty T.F., Miclau T., McClellan R.T., Grainger D.W.: Advances in biomaterials and surface technologies. Journal of Orthopedic Trauma 26, 12 (2012) 703-707.
- [3] Harvey A.G., Hill E.W., Bayat A.: Designing implant surface topography for improved biocompatibility. Expert Review of Medical Devices 10, 2 (2013) 257-267.
- [4] Chunxiang C., BaoMin H., Lichen Z., Shuangjin L.: Titanium alloy production technology, market prospects and industry development. Materials and Design 32 (2011) 1684-1691.
- [5] Textor M.: Titanium in Medicine. Berlin: Springer 2001, 171-230.
- [6] Niinomi M., Nakai M., Hieda J.: Development of new metallic alloys for biomedical applications. Acta Biomaterialia 8, 11 (2012) 3888-3903.

TABELA 2. Wartości gęstości prądu korozyjnego I_{corr} i potencjału korozyjnego E_{corr} dla tytanu przed i po piaskowaniu.
TABLE 2. Corrosion current density I_{corr} and corrosion potential E_{corr} Ti before and after HA sandblasting.

Parametr Parameter	Piaskowanie świeżym HA Sandblasted fresh HA	Piaskowanie używanym HA Sandblasted used HA	Bez piaskowania Without sandblasting
I_{corr} (A/cm ²)	$8.97 \cdot 10^{-8}$	$6.63 \cdot 10^{-8}$	$1.87 \cdot 10^{-8}$
E_{corr} (V)	- 0.932	- 1.00	- 0.716

Acknowledgments

The research was done with cooperation with Foundation of the Poznan University of Medical Sciences, producer of the Osteoplant dental system. Work was done within the statutory activity of the Institute of Materials Science and Engineering Poznan University of Technology.

References

- [7] Puleo D.A., Thomas M.V.: Implant Surfaces. Dental Clinics of North America 50, 3 (2006) 323-336.
- [8] Puleo D.A., Nanci A.: Understanding and controlling the bone-implant interface. Biomaterials 20, 23-24 (1999) 2311-2321.
- [9] Yamada M., Ueno T., Tsukimura N., Ikeda T., Nakagawa K., Hori N., Suzuki T., Ogawa T.: Bone integration capability of nanopolymorphic crystalline hydroxyapatite coated on titanium implants. International Journal of Nanomedicine 7 (2012) 859-873.
- [10] Yang Y., Kim K., Onga J.: A review on calcium phosphate coatings produce using a sputtering process-an alternative to plasma spraying. Biomaterials 26 (2005) 327-337.
- [11] Jakubowicz J., Adamek G., Jurczyk M.U., Jurczyk M.: 3D surface topography study of the biofunctionalized nanocrystalline Ti-6Zr-4Nb/Ca-P. Materials Characterization 70 (2012) 50-62.