

Karol KOBIELA<sup>1</sup>, Irina SMOLINA<sup>1</sup>, Mariusz FRANKIEWICZ<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Technologii Laserowych Automatykacji i Organizacji Produkcji, Politechnika Wrocławska, Wrocław

## KONDYCYJONOWANIE POWIERZCHNI CERAMICZNYCH POWŁOK FUNKCJONALNYCH NA ELEMENTACH WYTWORZONYCH METODAMI TECHNOLOGII PRZYROSTOWYCH

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono analizę użyteczności natryskiwania plazmowego ceramicznych powłok z HAp na elementach przetworzonych ze stopu tytanu Ti6Al4V metodą elektronowej mikrometalurgii proszków (EBM). Badania obejmowały ocenę wpływu sposobu kondycjonowania powierzchni na właściwości funkcjonalne wytworzonych powłok.

**Słowa kluczowe:** HAp, EBM, powłoki ceramiczne, wytwarzanie addytywne, natryskiwanie cieplne

### 1. WSTĘP

Rozwój nauk medycznych oraz wzrost chorób cywilizacyjnych wpływa na rosnące z roku na rok zapotrzebowanie na implanty w takich dziedzinach medycyny jak ortopedia, stomatologia, kardiochirurgia, itd. Przykładowo w ciągu ostatnich 10 lat, aż czterokrotnie wzrosła liczba wykonywanych zabiegów implantologicznych w Polsce. Duże zainteresowanie budzą implanty długotrwałe, wykonane z metali i ich stopów.

W kontakcie implantu metalowego z tkanką żywą, istotnym aspektem jest wzajemne oddziaływanie tkanek i płynów ustrojowych z powierzchnią biomateriału. Niestety metale i ich stopy nie wykazują właściwości osteoindukcyjnych, w przeciwieństwie do materiałów ceramicznych, dlatego często stosuje się powłoki ceramiczne na podłożach metalowych. Łączenia dobrych właściwości mechanicznych metalu z korzystnymi właściwościami osteointegracyjnymi bioceramiki zapewnia stabilne i trwałe połączenie implant-tkanka kostna.

Problem metody nakładania powłok ceramicznych jest przedmiotem intensywnych badań naukowych. Układ metal-ceramika stwarza problemy technologiczne podczas wykonywania połączenia, ze względu na różne właściwości fizyczne i chemiczne łączonych materiałów. Wśród komercyjnie akceptowanych metod wytwarzania powłok ceramicznych, w tym powłok hydroksyapatytowych (HAp), jest natryskiwanie plazmowe. Ta metoda pozwala również uzyskiwać materiały o charakterze gradientowym [21,22]. Powstało kilka firm, stosujących tę metodę w produkcji powłok do zastosowań ortopedycznych i stomatologicznych. Upowszechnienie natryskiwania plazmowego powłok ceramicznych jest uwarunkowane postępowaniem technologicznym. Trwałość połączenia metal-ceramika jest czynnikiem decydującym o jego użyteczności. W przypadku wszczepów odprysnięcie czy

rozwarstwienie powłoki prowadzi do konieczności wymiany implantu. Dlatego tak ważnym aspektem jest dobór i optymalizacja parametrów procesu natryskiwania plazmowego.

Natryskiwanie materiałów ceramicznych wymaga użycia technologii wysoko energetycznych, które są w stanie w czasie bardzo krótkiego kontaktu materiału roboczego ze źródłem energii ulec uplastycznieniu. Temperatury osiągnane w procesie natryskiwania plazmowego z łatwością mogą osiągać wartości ponad 1500 °C, co jest wartością wystarczającą do wytwarzania powłok HAp bez dekompozycji struktury materiału [4, 11]. Przeprowadzone rozpoznanie literaturowe [3, 7, 9, 12, 15, 16, 19, 20] pozwoliło wyznaczyć zakres mocy potrzebny do przeprowadzenia eksperymentu. W zależności od używanych gazów roboczych oraz pomocniczych wyznaczono okno procesowe, zakres mocy wynosił od 20 do 35 kW dla przeanalizowanego połączenia gazów Ar+H oraz Ar+He [5, 6]. Poza tym, że w ostatnim dziesięcioleciu uzyskano wiele dowodów eksperymentalnych użyteczności natryskiwania plazmowego jako metody nakładania powłok ceramicznych, wciąż pojawiają się problemy jak: mikropęknięcia powłoki, słaba adhezja do podłoża oraz niejednorodność.

Rozwój technologii addytywnego wytwarzania pozwala na kształtowanie elementów z dotychczas niedostępną swobodą w przypadku tradycyjnych metod wytwarzania. Jednocześnie cechy fizyczne powierzchni takich elementów są różne w zależności od użytej technologii czy też w porównaniu z klasycznymi metodami wytwarzania. Dowolność kształtowania elementów technologiami przyrostowymi typu „powder bed” ma szereg zalet, które szczególnie widoczne są przy wytwarzaniu spersonalizowanych produktów biomedycznych. Jednakże specyfika procesu wymusza występowanie na powierzchni elementu warstwy nieprzetopionego proszku częściowo wtopionego w struktury elementu. Mimo procesu czyszczenia i polerowania różnymi metodami istnieje ryzyko wyodrębnienia cząstek proszku, które mogą stanowić ognisko dla stanu zapalnego, dlatego rozwiązaniem może być pokrywanie takich powierzchni funkcjonalnymi powłokami biozgodnymi. Dodatkowo konieczne jest sprawdzenie przydatności takich elementów w procesach natryskiwania powłok funkcjonalnych.

Niniejszy artykuł ma na celu analizę użyteczności metody natryskiwania plazmowego w procesie nakładania powłok ceramicznych na częściach wytworzonych metodami technologii addytywnych, szczególnie EBM (Electron Beam Melting). Prowadzone badania miały za zadanie sprawdzenie możliwości wykorzystania technologii APS (Atmospheric Plasma Spraying) przy wytwarzaniu powłok funkcjonalnych (HAp) na elementach wykonanych w technologii EBM z użyciem materiału Ti6Al4V. Zakres pracy obejmuje analizę podstawowych właściwości fizycznych/mechanicznych jak twardość, chropowatość, grubość oraz analizę mikroskopową geometrii otrzymanych powłok a również wstępną analizę podłoża, szczególnie wpływ chropowatości podłoża na przyczepność natrykiwanych powłok.

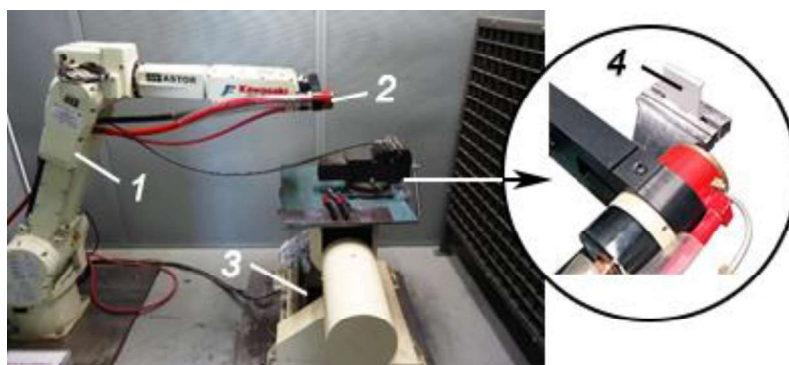
## 2. WYNIKI I DYSKUSJA

### 2.1. Materiały i metody

Podłoża pod powłoki zostały wykonane w technologii EBM ze stopu tytanu Ti6Al4V wg normy ISO 5832/3 [17]. Materiał, z którego wykonano substraty, jest komercyjnie dostępnym stopem w postaci proszku o wielkości frakcji dedykowanej dla tej technologii. Proces wytwarzania polega na warstwowym przetapianiu materiału wsadowego z użyciem wiązki elektronów. Proces odbywa się w próżni, która chroni elementy przez procesami utleniania oraz stabilizuje wiązkę elektronów, co w połączeniu z temperaturą procesu na poziomie 730 °C zapewnia łatwiejsze utrzymanie temperatury przypowierzchniowej oraz przekłada się na mniejsze naprężenia termiczne [1]. Do badań zostały wytworzone próbki o kształcie

profilu C, o wymiarach gabarytowych 20x60x10 mm. Próbkę były poddane obróbce strumieniowo-ścierniej, w której wykorzystane zostały różne kombinacje parametrów. Obróbkę strumieniowo ścierną wykonano zarówno na powierzchni bezpośrednio po procesie EBM jak również po obróbce skrawaniem. Badania przeprowadzone z użyciem urządzenia wyposażonego w pistolet z węglkową dyszą walcową o średnicy  $\varnothing 1$  mm dostosowaną do obróbki strumieniowo ścierniej z użyciem materiałów o wielkości frakcji cząstek 180 – 250  $\mu\text{m}$ . Parametry stałe użyte do procesu obróbki strumieniowo ścierniej tj. odległość strumienia ścierniwa, kąt nachylenia oraz wartość ciśnienia został dobrany na podstawie pracy [18] w celu weryfikacji zachowania powierzchni elementu wykonanego w technologii EBM w odniesieniu do elementów po SLM (Selektywna Laserowa Mikrometalurgia).

Plazmowe natryskiwanie powłok wykonano na stanowisku, które składało się z palnika plazmowego umieszczonego na robocie przemysłowym do którego materiał roboczy doprowadzany był z użyciem talerzowego podajnika proszku w osłonie argonu. Układ stanowiska do natryskiwania przedstawiony na Rys. 1.



Rys. 1. Robot przemysłowy i palnik plazmowy: 1 – robot przemysłowy, 2 – palnik plazmowy 3- 2-osiowy manipulator 4- substraty

W celu oceny wpływu przedprocesowego stanu powierzchni oraz wpływu mocy plazmy przy natryskiwaniu ceramicznych powłok, został zrealizowany plan badań, który obejmował: ocenę chropowatości metodą mikroskopii konfokalnej, pomiar grubości natrykiwanych powłok na uzyskanych obrazach SEM oraz pomiar twardości z wykorzystaniem wgłębnika Knoop'a. Podłoża zostały podzielone na dwie grupy ze względu na przedprocesową obróbkę powierzchni, materiały obu grup zostały poddane obróbce strumieniowo-ścierniej pod ciśnieniem 0.55 MPa z użyciem ścierniwa  $\text{Al}_2\text{O}_3$ : A – w stanie surowym i B – po obróbce skrawaniem. W Tabeli 1 przedstawiono parametry procesu natryskiwania dla substratów grupy A i B dobrane na podstawie rozeznania literaturowego, wybrano parametry gwarantujące uzyskanie powłoki HAp.

Tabela 1. Podstawowe parametry natryskiwania

Badanie		Materiał	Natężenie [A]	Napięcie [V]	Przepływ gazu [plazma]		Gaz Podajnik Ar [S.C.F.H]	Liczka cykli Palnika
Nr próby	Rodzaj podłoża				Ar [S.C.F.H]	He [S.C.F.H]		
A-P1	A	Ti6Al4V	500	40	75	75	5	1
A-P5								5
A-P10								10
B-P1	B	Ti6Al4V	500	40	75	75	5	1
B-P5								5
B-P10								10

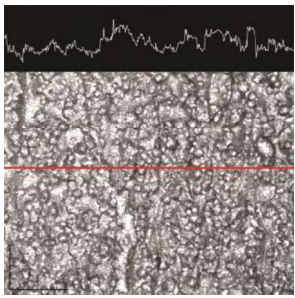
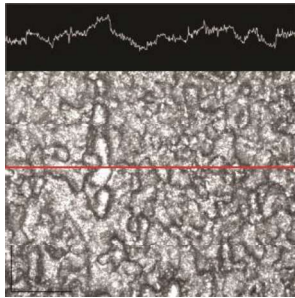
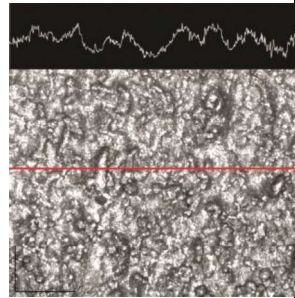
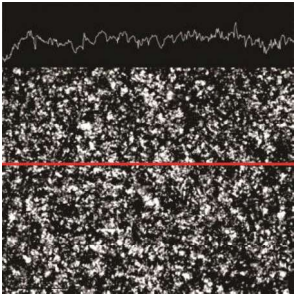
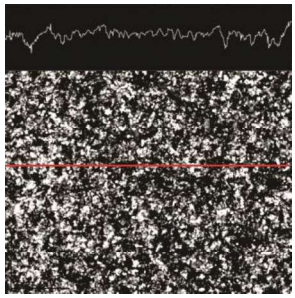
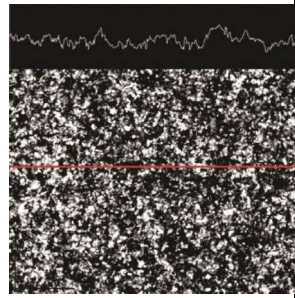
## 2.2. Wyniki i dyskusja

Została wykonana analiza chropowatości powierzchni próbek z obu grup w celu porównania wpływu wybranych parametrów obróbki: ciśnienia, czasu, wstępnego frezowania podłoża. Wyniki przedstawiono w Tabeli 2.

Struktura obu powierzchni podłoża (A i B) znacznie się różni (Tabela 1). Po przeprowadzonym badaniu chropowatości zaobserwowano że powierzchnia poddana frezowaniu a następnie obróbce strumieniowo-ścierniej (grupa B) charakteryzuje się dużo niższą chropowatością niż powierzchnia (grupa A) po obróbce w stanie surowym (bez obróbki ubytkowej). Jednocześnie w przypadku elementów grupy A nastąpił spadek chropowatości o 40% ( $\Delta Ra = 25 \mu m$  wyjściowa chropowatość przed obróbką), co można tłumaczyć usunięciem największych cząstek proszku wtopionych w powierzchnię elementów. W grupie B różnica chropowatości od stanu wyjściowego zwiększyła się o 5% ( $\Delta Ra = 2 \mu m$ ) co jest spowodowane deformacją i teksturowaniem powierzchni przez cząstki ścierniwa.

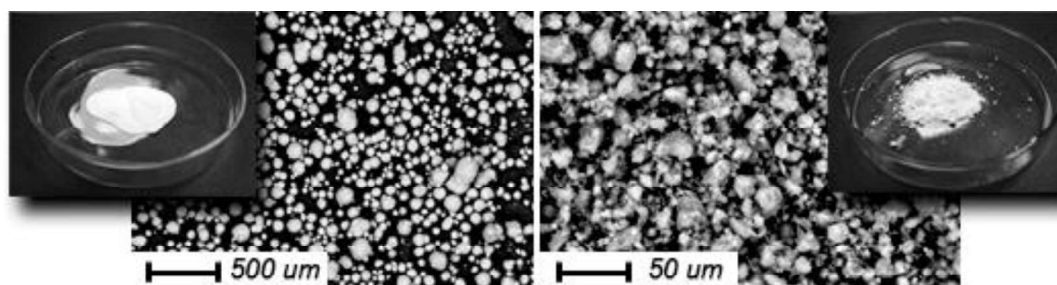
Badania chropowatości podłoża zostały przeprowadzone w celu sprawdzenia jej wpływu na przyczepność powłoki do podłoża. Według B. Surowskiej [14] przy łączeniu metalowych biomateriałów z ceramiką istotnym jest wzajemne połączenie tych dwóch materiałów, uwarunkowane między innymi stanem przygotowania podłoża. Obróbka strumieniowo-ścierna poprzez wytworzone mikrozagłębienia zwiększa rzeczywistą powierzchnię kontaktu pomiędzy oboma materiałami, a tym samym wpływa na uzyskanie zadawalającej adhezji [8].

**Tabela 2. Zestawienie wyników pomiaru chropowatości i widoku powierzchni próbek poddanych obróbce strumieniowo-ścierniej przy różnych parametrach**

Parametry	10 s	30 s	60 s
<b>Grupa A</b>			
Ciśnienie 0.55 MPa			
$\Delta Ra$	14.41	12.24	14.25
<b>Grupa B</b>			
Ciśnienie 0.55 MPa			
$\Delta Ra$	2.3	2.1	2.2

Przed przystąpieniem do procesu natryskiwania plazmowego wybrano dwa materiały proszkowe HAp różniące się między sobą wielkością frakcji oraz kształtem pojedynczych ziaren (Rys. 2). Wykonana analiza mikroskopowa pozwoliła określić kształt frakcji wybranych materiałów natomiast analiza sitowa pozwoliła sprawdzić rozkład wielkości frakcji. Wielkość cząstek proszku o budowie sferoidalnej znajdują się w zakresie nie wyżej

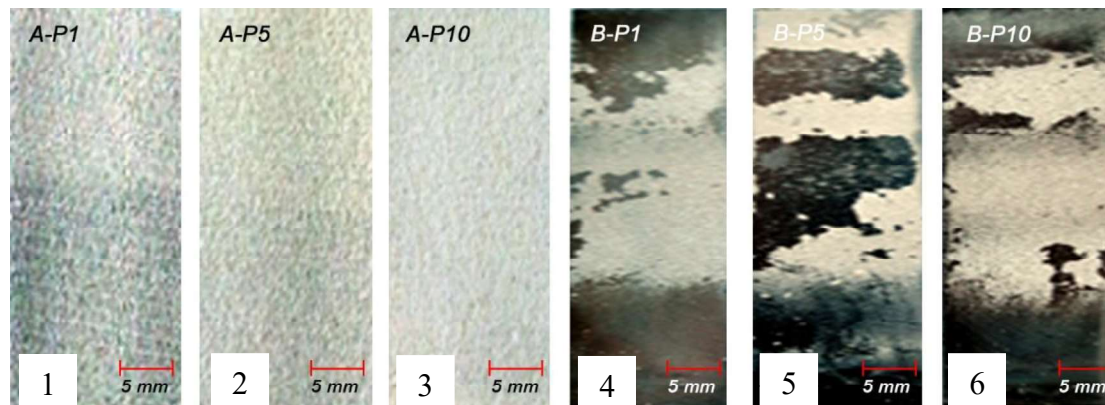
100-150  $\mu\text{m}$  (Rys. 2a), natomiast cząstki materiału proszkowego o budowie płatkowej charakteryzują się wielkością frakcji 10-50  $\mu\text{m}$  (Rys. 2b). Wybór dwóch tak różnych materiałów pod względem właściwości geometrycznych miał za zadanie określenie przydatności każdego materiału w procesie natryskiwania.



Rys. 2. Proszek hydroksyapatytu (HAp) o różnych kształtach: (a) o regularnym sferoidalnym z frakcją 100-150  $\mu\text{m}$ ; (b) o budowie płatkowej z wielkością frakcji 10-50  $\mu\text{m}$

Zaobserwowano że proszek HAp (Rys. 2b), o budowie cząstek płatkowej, poprzez swój kształt ulegał silnym procesom adhezji co powodowało brak ciągłości procesu poprzez cykliczne i pulsacyjne zamykanie światła przewodów transportujących materiał roboczy. Wskutek takiego zjawiska w dalszych badaniach zrezygnowano z używania tego proszku.

Po wykonaniu procesu natryskiwania plazmowego stwierdzono, że podłoża o wyższej chropowatości Rys. 3a ( $R_a=14 \mu\text{m}$ , grupa A) charakteryzują się dobrym osadzeniem, pokrywają całą powierzchnię podłoża. Powłoki nałożone na podłoża o niższej chropowatości ( $R_a=2.1 \mu\text{m}$ , grupa B) nie wykazywały przyczepności, wykruszały się i odwarstwiały (Rys. 3b). Jak potwierdzają badania autorów [5,15,16] mechaniczne zakotwienie powłok zależy od chropowatości powierzchni podłoża.





Rys. 3. Zestawienie powłok nałożonych na podłoża z grupy A (1-3) oraz B (4-6).

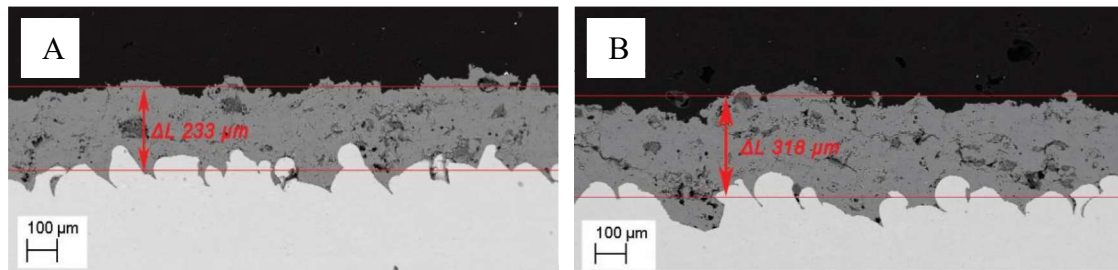
Na wytypowanych powłokach została zmierzona chropowatość, która wynosi około  $R_a=4,5 \mu\text{m}$  (Tabela 3), w porównaniu do chropowatości podłoża - około  $14 \mu\text{m}$  (Tabela 2). Davies [2] opisuje, że chropowatość powłoki jest miarą stopnia cząstek wewnątrz płomienia plazmy oraz wielkości cząstek stosowanych do natryskiwania plazmowego. Gross i Babovic [3] twierdzą, że częściowo stopione cząstki nie ulegają spłaszczeniu w kontakcie z powierzchnią, co wpływa na wyższą chropowatość powłoki. Przy czym z medycznego punktu widzenia chropowatość powierzchni zwiększa przyleganie osteoblastów i tym samym wzrost tkanek kości na powłoce po wszczępieniu implantu do organizmu. Dla obu rodzajów powłok zostały wykonane pomiary grubości oraz twardości (Tabela 3). Grubość natryskiwanych powłok została zmierzona na zarejestrowanych obrazach metodą SEM w trybie kontrastu materiałowego (Rys. 4).

Przeprowadzona analiza grubości powłok wskazuje, że wraz ze zwiększaniem liczby cykli natryskiwania grubość powłoki wzrasta jednak sam przyrost grubości nie jest wartością liniową (P5=233  $\mu\text{m}$ ; P10=318  $\mu\text{m}$ ). Sun [13] w swojej pracy stwierdza że na grubość powłoki wpływa również prędkość podawania proszku oraz wydajność osadzania. Im większa prędkość podawania proszku tym grubsza powłoka, jednocześnie przy dużych odległościach zmniejsza się wydajność procesu.

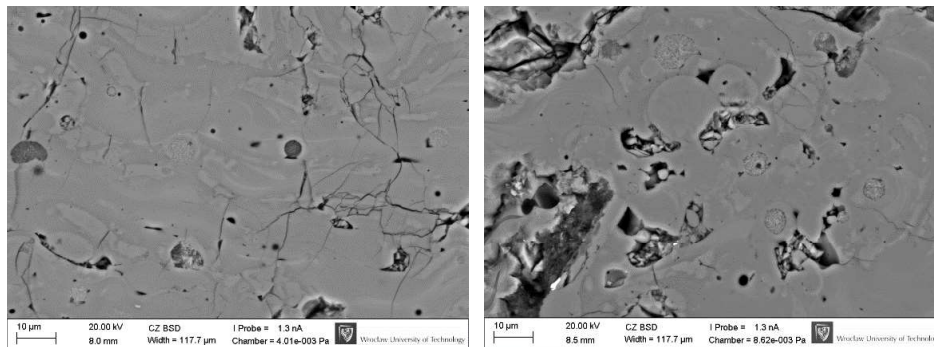
Tabela 3. Zestawienie wyników analizy własności powłok z HAp dla grupy A

Parametry (moc palnika)	20 kW	
Parametry (liczba cykli palnika)	5	10
Zdjęcia powłok, mikroskop konfokalny		
Chropowatość, uśredniona wartość parametru Ra	4.59	4.14
Twardość, HK	401.00±46.14	244.33±32.60
Grubość powłoki, $\mu\text{m}$	233	318

Również zostały wykonane próby natryskiwania plazmowego dla mocy układu powyżej 30 kW, gdy w przypadku wykorzystania proszku sferoidalnego o wielkości 100-150  $\mu\text{m}$  powłoki wykazywały bardzo dobrą przyczepność oraz charakteryzowały się brakiem wykruszenia i odwarstwienia od podłoża substratu., Jednak w strukturze powłok występowały lokalne mikro pęknięcia. Zwiększenie mocy powoduje zwiększenie grubości powłok, co skutkuje pogorszeniem własności mechanicznych wraz ze wzrostem liczby defektów (mikropęknięcia, rozwarstwienia) oraz może prowadzić do degradacji HAp [9, 12]. Dla tego też wyniki nie zostały uwzględnione w przedstawionej pracy.



Rys. 4. Obrazy SEM. Pomiar grubości natrykiwanych powłok: (a) liczba cykli palnika – 5 (P5)  $\Delta L$  233  $\mu\text{m}$ ; (b) – liczba cykli palnika – 10 (P10)  $\Delta L$  318  $\mu\text{m}$



Rys. 5. Obrazy SEM. Struktura natrykiwanych powłok przy zmiennym parametrze – liczba cykli palnika: (a) liczba cykli palnika – 5 (P5); (b) – liczba cykli palnika – 10 (P10)

Analiza struktury pokazuje, że natryskiwane powłoki przy większej liczbie cykli palnika (P10) charakteryzują się licznymi mikropęknięciami oraz otwartymi porami (Rys. 5). Takie defekty budowy mogą być spowodowane dłuższym czasem ekspozycji powłoki na wysoką temperaturę oraz naprężenia termiczne.

### 3. WNIOSKI

W celu sprawdzenia metody oraz uzyskania optymalnych parametrów natryskiwania, zbadano wpływ trzech podstawowych czynników na własności fizyko-mechaniczne natryskiwanych ceramicznych powłok: (a) kształt i frakcja materiału wsadowego powłoki, (b) przedprocesowy stan powierzchni podłoża materiału (chropowatość), (c) wpływ mocy/czasu ekspozycji plazmy.

Przedprocesowy stan powierzchni, szczególnie chropowatość podłoża, ma znaczący wpływ na jakość połączenia metal-ceramika. Duża chropowatość substratów po procesie EBM wpływa korzystnie na przyczepność powłok, sama chropowatość po procesie natryskiwania obniża się o 80% (w odniesieniu do elementów surowych – nie poddanej żadnej obróbce). Mimo wszystko korzystne jest przeprowadzenie obróbki strumieniowo ścierniej w celu oczyszczenia powierzchni od „luźnego proszku” który może powodować defekty w wytwarzaniu pokrycia substratu.

Stwierdzono, że proszek materiału wsadowego – HAp o płatkowej budowie nie nadaje się do stosowania w wybranej metodzie natryskiwania, a powłoki wykonane z jego użyciem charakteryzują się brakiem ciągłości, również proces natryskiwania ulegał przerwaniu, ze względu na pulsacyjny charakter podawania proszku.

Analiza wpływu czasu ekspozycji plazmy na substrat (przy stałej mocy) wykazała że przyrost objętość powłoki nie jest liniowy a dłuższa ekspozycja plazmy na podłoże prowadzi do zwiększenia liczby defektów wraz ze wzrostem objętości powłoki oraz obniżeniem jej twardości. Z medycznego punktu widzenia, grubsze powłoki zapewniają również lepszą ochronę kości, przed jonami metali uwalnianymi z podłoża. Niestety naprężenia szczątkowe w grubych powłokach mogą prowadzić do powstawania mikropęknięć i delaminacji [10]. Cienkie powłoki posiadają natomiast lepsze właściwości mechaniczne, jednak szybko rozpuszczają się w warunkach *in vivo*.

### LITERATURA

- [1] Chlebus E.: Mechatronika- szybkie prototypowanie. Politechnika Wroclawska, Wrocław 2008.
- [2] Davies J.R. (ed.): Handbook of thermal spray technology, ASM International, 2004.
- [3] Gadow R., Killinger A., Stiegler N.: Hydroxyapatite coatings for biomedical applications deposited by different thermal spray techniques, Surface & Coatings Technology, vol. 205, 2010, p. 1157-1164.
- [4] Gua Y.W., Loha N.H.: Spark plasma sintering of hydroxyapatite powders, Biomaterials, vol. 23, issue 1, 2002, p. 37-43.
- [5] Hanumantharaju H.G., Shivanand H.K., Prashanth K.P., Jagadish S.P.: Study on hydroxyapatite coating on biomaterials by plasma spray method, IJEST 4, 2012, p. 4152-4159.
- [6] Heimann R.B., Ntosoane T.P., Pineda-Vargas C.A., Przybyłowicz W.J., Topić M.: Biomimetic formation of hydroxyapatite investigated by analytical techniques with high resolution, Mater Med., vol. 19, 2008, p. 3295-3302.

- [7] Heimann R.B., Tran H.V., Hartmann P.: Laser-Raman and Nuclear Magnetic Resonance (NMR) studies on plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: Influence of bioinert bond coats on phase composition and resorption kinetics in simulated body fluid, *Mat.-wiss. u. Werkstofftech*, 34, No. 12, 2003, p. 1163-1169.
- [8] Henriques B., Soares D., Silva F.S.: Optimization of bond strength between gold alloy and porcelain through a composite interlayer obtained by powder metallurgy. *Mater. Sci. Eng., A* 528, 2011, p. 1415-1420.
- [9] Huagang Yi, Lei Song, Xiaoguang Liu, Yanfeng Xiao, Yao Wu, Jiyong Chen, Fang Wu, Zhongwei Gu: Hydroxyapatite coatings deposited by liquid precursor plasma spraying: controlled dense and porous microstructures and osteoblastic cell responses, *Biofabrication*, vol 2, 2010, p. 1758-5082.
- [10] Kucuk A., Sun L., Berndt C. C., Gross K. A.: Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: A review, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 58, 2001, p. 570-592.
- [11] Muralithran G., Ramesh S.: The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite, *Ceramics International*, vol. 26, issue 2, 2000, p. 221-230.
- [12] Rosu R.A., Bran I., Popescu M., Opris C.: In vitro characterization of hydroxyapatite layers deposited by APS and HVOF thermal spraying methods, *Ceramics*, vol. 56, 2012, p. 25-31.
- [13] Sun L., Berndt C. C., Grey C. P.: Phase, structural and microstructural investigations of plasma sprayed hydroxyapatite coatings, *Materials Science and Engineering A*, vol. 360, 11/15, 2003, p. 70-84.
- [14] Surowska B.: Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach ceramicznych. Wydawnictwa uczelniane Lublin, 2009.
- [15] Wang J.: Titanium Alloys - Advances in Properties Control, Swinburne University of Technology, 2013.
- [16] Weng J., Liu X., Li X., Zhang X.: Intrinsic factors of apatite influencing its amorphization during plasma-spray coating, *Biomaterials*, vol. 16, 1995, p. 39-44.
- [17] ISO 5832-3:1996 Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy.
- [18] Frankiewicz M., Chlebus E., Kobiela K.: APS sprayed coatings onto the selective laser melted substrates, *Przegląd Spawalnictwa*, R. 84, nr 9, 2012, s. 27-30.
- [19] Gadow R, Killinger A., Stiegler N.: Hydroxyapatite coatings for biomedical applications deposited by different thermal spray techniques. *Surface & Coatings Technology*, vol. 205, 2010, p.1157-1164.
- [20] Jaegermann E., Ślosarczyk A.: Gęsta i porowata ceramika korundowa w zastosowaniach medycznych, Wydawnictwo AHG, Kraków 2007.
- [21] Hopkinson N., Hague R.J.M., Dickens P.M.: Rapid manufacturing: an industrial revolution for the digital age. John Wiley & Sons, 2006.
- [22] Khor K.A., Gu Y.W., Quek C.H., Cheang P.: Plasma spraying of functionally graded hydroxyapatite/Ti-6Al-4V coatings, *Surface and Coatings Technology*, vol. 168, issue 2-3, 2003, p. 195-201.

## THE SURFACE CONDITIONING OF FUNCTIONAL CERAMIC COATINGS ON ELEMENTS PRODUCED BY ADDITIVE TECHNOLOGY

**Abstract:** Paper presents assessment of the usefulness of atmospheric plasma sprayed ceramic coatings with HAp on elements made of titanium alloy Ti6Al4V using electron beam melting (EBM). Tests included an evaluation of the effect of surface preparation on the functional properties of the produced coatings.