

## WIELOWARSTWOWY UKŁAD TYTAN – POWŁOKA ZOL-ŻEL – PORCELANA DENTYSTYCZNA DO ZASTOSOWAŃ W PROTETYCE STOMATOLOGICZNEJ

### MULTILAYERED SYSTEM TITANIUM – SOL-GEL COATING – DENTAL PORCELAIN IN DENTAL PROSTHETICS APPLICATIONS

*W pracy przedstawiono rezultaty badań powłok przejściowych  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  nanoszonych na podłoże tytanowe metodą zol-żel oraz napalanej niskotopliwej porcelany dentystycznej Triceram. Analizowano mikrostrukturę połączenia powłok zol-żel i wykonano badania przyczepności warstwy ceramicznej w oparciu o normę PN-EN ISO 9693. Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że zastosowanie powłok przejściowych zol-żel pomiędzy metalem podłoża: tytanem i jego stopem Ti6Al4V ELI a porcelaną dentystyczną powoduje wzrost wytrzymałości połączenia od 25% do 28% w porównaniu do metalu bazowego poddanego jedynie konwencjonalnej obróbce-piaskowania. Uzyskany układ kompozytowy metal – powłoka pośrednia zol-żel – porcelana spełnia wymagania jakościowe stawiane implantom stomatologicznym umożliwiając podniesienie ich jakości, trwałości i wytrzymałości i może być stosowany w laboratoriach stomatologicznych.*

**Słowa kluczowe:** metoda zol-żel, tytan, porcelana dentystyczna, trzypunktowe zginanie

*In this work the results of the study of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  intermediate coatings on titanium substrate, produced by sol-gel method and low-fusing Triceram dental porcelain were presented. The microstructure of joint sol-gel coatings and adhesion tests of ceramic coatings according to PN-EN ISO 9693 standards were examined. The above studies led to the conclusion that the application of sol-gel intermediate coatings between metal substrate: titanium and Ti6Al4V ELI alloy and dental porcelain cause the increase of bond strength of metal-porcelain joint from 25% to 28% in comparison with metal substrate after sand blasting conventional treatment. The obtained metal – intermediate coating sol-gel – porcelain composite structure met the qualitative demands of dental implants enabling increasing their quality, durability and strength and may be used in the dental laboratories.*

**Keywords:** sol-gel, titanium, dental ceramics, three-point bending

#### 1. Wprowadzenie

W protetyce stomatologicznej stosowanych jest szereg materiałów metalowych i niemetalo- wych [1]. W grupie materiałów metalowych stosowane są m. in. stopy złota, platyny, srebra z palladem, a także stopy kobaltu i niklu oraz stopy tytanu. Obecnie coraz bardziej popularnymi materiałami stały się tytan i jego stopy [1,2]. Tytan posiada bardzo korzystne właściwości takie jak: odporność na korozję, niski ciężar właściwy, dobre właściwości mechaniczne i wysoką biogodność [3]. Z tytanu w protetyce stomatologicznej w szerokim zakresie wykonywane

#### 1. Introduction

In dental prosthetics are used series of metal and non-metal materials [1]. In the group of metallic materials are used: Au based alloys, Pt based alloys, Ag-Pd alloys, Co and Ni alloys, and titanium alloys. Nowadays, titanium and its alloys became the most popular materials [1,2]. Titanium have very attractive properties, such as: corrosion resistance, low density, good mechanical properties and high biocompatibility [3]. In dental prosthetics from titanium are wide range manufactured prosthetic apparatus, which are faced by low-fusing dental porcelain [4]. At present the manufacturing of titanium prosthetic apparatus

są aparaty protetyczne trwale licowane niskotopliwą porcelaną dentystyczną [4].

Wykonywanie tytanowych aparatów protetycznych pokrywanych porcelaną, obecnie w skali laboratoryjnej jest procesem trudnym, ze względu na różnice w charakterze wiązań chemicznych cechujących obydwa materiały. Natura wiązań chemicznych zmienia się skokowo na granicy metal-ceramika, przy przejściu od sieci metalicznej do jonowo-atomowej. Na etapie przygotowania powierzchni w protetyce stomatologicznej stosuje się tradycyjne piaskowanie, co nie zapewnia trwałego połączenia metalu z porcelaną [4-6]. Metoda ta obecnie jest w powszechnym użyciu, jednak w praktyce obserwuje się dość częste przypadki uszkodzeń struktury ceramicznej wynikające z niedoskonałości poszczególnych etapów wykonania w warunkach laboratoryjnych jak i klinicznych [7]. Obserwuje się przypadki odprysnięcia ceramiki od powierzchni struktury metalowej. Pod tym względem badania kliniczne wykazują 16% niepowodzeń po trzyletnim użytkowaniu [8].

Powyższy fakt skłonił autorów pracy do podjęcia badań w tym temacie. Celem pracy było ukształtowanie warstwy wierzchniej metalowych biomateriałów przez wytworzenie układu wielowarstwowego złożonego z wewnętrznej warstwy ceramicznej wykonanej metodą zol-żel i warstwy zewnętrznej z porcelany stomatologicznej, tak aby uzyskać trwałe połączenie. W artykule przedstawiono rezultaty badań powłok przejściowych  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  nanoszonych na podłożu tytanowe metodą zol-żel oraz napalanej niskotopliwej porcelany dentystycznej Triceram.

## 2. Metodyka badań

Materiał podłoża stanowił czysty technicznie tytan (ASTM – grade II) oraz jego stop Ti6Al4V ELI (ASTM – grade V). Próbkę miały postać prostopadłościennych płytek o wymiarach  $25 \times 3 \times 0,5$  mm zgodnie z wymogami normy PN-EN ISO 9693. Na tytanowe próbki nanoszono powłokę  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  metodą zol-żel. Zol  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  otrzymano przez hydrolizę propoksylowej pochodnej  $\text{Ti}(\text{C}_3\text{H}_7\text{O})_4$  i czteroetoksyilanu  $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$  (TEOS) z dodatkiem HCl jako katalizatora. Końcowe stężenie  $\text{TiO}_2 + \text{SiO}_2$  wynosiło 7,63 % wagowych.

Próbki tytanu pokrywano techniką wynurzeniową ze stałą prędkością wynoszącą 3.3 mm/s, a grubość powłoki regulowano przez stosowanie wielokrotnego wynurzania. Po nałożeniu filmu próbki suszono i wygrzewano przy temp. ok.  $550^\circ\text{C}$  w atmosferze argonu. Centralnie na tytanowe blaszki nałożono niskotopliwą porcelaną dentystyczną Triceram (firmy Dentaurum Co) o wymiarach  $8 \times 3 \times 1$  mm zgodnie z normą PN-EN ISO 9693 [9].

covered with porcelain is a difficult process in laboratory conditions on account of the differences in the character of chemical bonds that characterize both materials. The nature of chemical bonds has a tendency to change jerkily on the interface of metal-ceramic during the transition from metallic to ionic-atomic structure. In the process of surface preparation in dental prosthetics, conventional sand blasting is used, which does not provide the durable metal-porcelain joint [4-6]. Although this method is in common use, frequent defects of ceramic structure are observed resulting from imperfections of particular stages of manufacturing in both laboratory and clinical conditions [7]. Clinical investigations show 16% the defect of dental porcelain after three-year-old use [8].

The above mentioned facts have induced the authors of this work to undertake the research in this field. The main aim of the study was to form the surface layer of biomaterials by creating the multilayered system consisting of internal ceramic layer produced, with the use of sol-gel method and external porcelain layer, so as to obtain a durable joint. In this article the results of the study of  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  intermediate coatings on titanium substrate, produced by sol-gel method and low-fusing Triceram dental porcelain were presented.

## 2. Experimental

Commercially pure titanium (ASTM – grade II) and Ti6Al4V ELI alloy (ASTM – grade V) were used. The samples had the figure of plates about dimensions  $25 \times 3 \times 0,5$  mm in agreement with requirements of norm PN-EN ISO 9693. Coatings of  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  on titanium substrate were deposited using sol-gel method.  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  sol was prepared by the hydrolysis of titanium propoxide  $\text{Ti}(\text{OC}_3\text{H}_7)_4$  and TEOS with the addition of HCl as a catalyst. The final concentration of  $\text{TiO}_2 + \text{SiO}_2$  was 7.63 wt.%.

Deposition of the layers consisted of withdrawing the metal samples from sol solution with a constant rate of 3.3 mm/s. Thickness of the deposit was controlled by multiple dipping. After the completion of deposition, the as-deposited coatings were carefully dried and annealed in  $550^\circ\text{C}$  an argon atmosphere. In the middle part of samples ( $8 \times 3 \times 1$  mm) Triceram (Dentaurum) low-fusing dental porcelain were fired (according to PN-EN ISO 9693 [9]).

Trzypunktowemu zginaniu poddano próbki z powłoką przejściową zol-żel oraz próbki bez powłoki pośredniej, ale z zastosowaniem piaskowania powierzchni przed procesem wypalania ceramiki. Posuw wynosił 1,5 mm/min przy obciążeniu 0,6 N. Siła zrywająca była rejestrowana jako maksimum siły w „krzywej wyporności siły”. Testy przyczepności wykonano na maszynie wytrzymałościowej Zwick Z100.

Wytrzymałość połączenia ( $\tau_b$ ) określono z zależności [9]:

$$\tau_b = k \cdot F_{fail} \quad (1)$$

gdzie:  $k$  jest współczynnikiem zależnym od grubości metalu bazowego i modułu Younga, a  $F_{fail}$  jest siłą powodującą utratę połączenia metal-ceramika.

Do badań mikrostruktury powłok zol-żel oraz do analizy próbek po testach wytrzymałościowych wykorzystano mikroskop skaningowy LEO 1430VP z EDX – Roententec. Pomiar chropowatości powłok zol-żel wykonano przy użyciu profilometru Perthometer M2.

### 3. Rezultaty i dyskusja

Mikrostrukturę powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wytworzonych metodą zol-żel na czystym technicznie tytanie cp-Ti i jego stopie Ti6Al4V ELI przedstawia rysunek 1. Uzyskano korzystną strukturę kompozytową powłoki zol-żel składającą się z cząsteczek  $\text{SiO}_2$  w osnowie  $\text{TiO}_2$ . Struktura powłok zol-żel jest zwarta i jednorodna chemicznie. Grubość powłok przejściowych zol-żel waha się od 3 do 5  $\mu\text{m}$ . Wysokość chropowatości powierzchni powłoki  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wynosi  $R_z=7,48 \mu\text{m}$ . Dla porównania chropowatość powierzchni tytanu po piaskowaniu korundem szlachetnym o ziarnie 50  $\mu\text{m}$  wynosi  $R_z=4 \mu\text{m}$  [10]. Porcelana wnika w drobne nierówności powierzchni metalu tworząc mikroszczepienia, które sprzyjają uzyskaniu wyższej trwałości połączenia układu metal-ceramika, co stanowi dodatkowym mechanizmem zwiększającym przyczepność porcelany do chropowatej powierzchni powłoki zol-żel.

Wyniki przeprowadzonych badań przyczepności układu metal-porcelana dentystyczna przedstawia tabela 1. Zgodnie z normą PN-EN ISO 9693 [9] porcelana dentystyczna napalana na metalowe podłoże powinna osiągnąć wartość minimalną wytrzymałości połączenia wynoszącą 25 MPa. Najwyższe wartości wytrzymałości połączenia metal-porcelana uzyskano stosując na stopie Ti6Al4V ELI warstwę przejściową  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ , najniższe natomiast w przypadku tytanu poddanemu jedynie konwencjonalnemu przygotowaniu podłoża-piaskowaniu. Przy zastosowaniu powłoki  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  na cp-Ti uzyskano 25% wzrost wytrzymałości połączenia w stosunku do układu

The bond strength of samples with  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  intermediate coatings and samples after sand blasting conventional treatment were measured using a three-point bend test. Force 0.6 N was applied at a crosshead speed of 1.5 mm/min until fracture. The maximum in the force displacement curve was recorded as the breaking force. The bond test was performed with the use of Zwick Z100 universal testing machine.

The bond strength ( $\tau_b$ ) was calculated using the equation [9]:

$$\tau_b = k \cdot F_{fail} \quad (1)$$

where: the coefficient  $k$  is a function of the thickness of the metal substrate and the value of Young's modulus. Then  $F_{fail}$  is fracture force causing the loss of joint of metal-porcelain.

The microstructure of the sol-gel coatings and samples after three-point bending test was examined using the scanning electron microscope LEO 1430VP with an EDX-Roentec attachment. The mean surface roughness of sol-gel coatings was measured using the Taylor Hobson Profilometer.

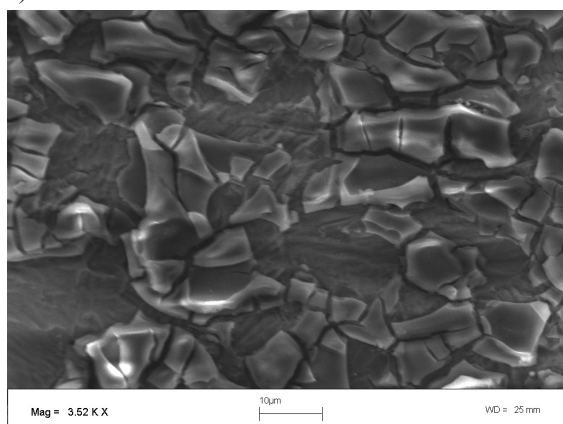
### 3. Results and discussion

The microstructures of the  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coatings on cp-Ti and Ti6Al4V ELI alloy are presented in Fig. 1. In the  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coating was obtained the composite structure of  $\text{SiO}_2$  particles in the  $\text{TiO}_2$  matrix. The  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coatings are compact and chemically homogeneous. The thickness of the intermediate coatings were about 3-5  $\mu\text{m}$ . The mean surface roughness  $R_z$  of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coating average about 7.48  $\mu\text{m}$ . Titanium surface roughness after sand blasting conventional treatment (value grain  $\text{Al}_2\text{O}_3$  50  $\mu\text{m}$ ) average  $R_z=4 \mu\text{m}$  [10]. The porcelain penetrates into the surface roughness and creates points of "mechanical interlocking" to promote osteointegration, which increases the bond strength between substrate metals and dental porcelain.

Results of the three-point bending test of metal-dental porcelain are presented in Table 1. According to PN-EN ISO 9623 standards [9], the bond strength of the ceramic should be greater than 25 MPa. The highest value of bond strength of metal-dental porcelain, was observed with the use of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  intermediate coating, on Ti6Al4V ELI alloy, whereas, in the case of sand blasted titanium alloy the lowest value was observed. In the case of cp-Ti/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /Triceram system, 25% increase of bond strength was achieved in comparison with cp-Ti-dental porcelain without intermediate coatings. Whereas in the case of Ti6Al4V ELI/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /Triceram the increase of 28% was observed.

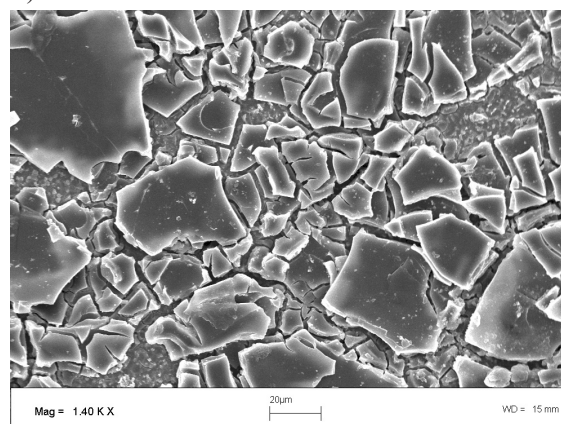
Ti-porcelana bez warstw przejściowych. Natomiast w przypadku stopu Ti6Al4V ELI z powłoką zol-żel wzrost ten wynosi 28%.

a)



Garbelini et al. [11] investigated of bending test of Ti/Triceram and Ti6Al4V/Triceram systems with sand blasting of metal substrate before faced by

b)



Rys. 1. Mikrostruktura powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  na: (a) cp-Ti; (b) Ti6Al4V ELI  
Fig 1. Microstructure of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coatings on: (a) cp-Ti; (b) Ti6Al4V ELI

Garbelini i współ. [11] prowadzili badania przyczepności Ti/Triceram oraz Ti6Al4V/Triceram z zastosowaniem tradycyjnego piaskowania powierzchni metalu przed procesem napalania porcelany. Jednak uzyskali oni mniejsze wartości wytrzymałości połączenia (dla Ti/Triceram  $26,6 \pm 3,1$  MPa oraz dla Ti6Al4V/Triceram  $25,53 \pm 3,8$  MPa). Podobną wytrzymałość dla układu połączenia Ti/Triceram uzyskali Carlsson i współ. [12]. Odnotowali oni wytrzymałość rzędu  $26,7 \pm 3$  MPa.

Özcan i Uysal [13] proponują nakładanie cienkich warstw przejściowych z  $\text{SiO}_2$  (rzędu 500 nm) metodą rozpylania jonowego, na podłoże tytanowe celem zwiększenia przyczepności porcelany. Uzyskano wzrost przyczepności porcelany dentystycznej do tytanowego podłoża przy zastosowaniu powłoki krzemionkowej dla porcelany Triceram z 23,31 MPa do 24,91 MPa. Jednakże nie osiągnięto wymaganej (zgodnie z normą ISO 9693) minimalnej wytrzymałości połączenia 25 MPa.

Jednak analizując powyższe wyniki można z całą pewnością stwierdzić, że warstwy zol-żel zwiększają przyczepność porcelany do tytanowego podłoża.

Według badań własnych autorów oraz danych literaturowych [14-16] powłoki  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wykonane me-

porcelain. However, they obtained the smaller values of bond strength (for Ti/Triceram  $26,6 \pm 3,1$  MPa and for Ti6Al4V/Triceram  $25,53 \pm 3,8$  MPa). Carlsson et al. [12] got the similar bond strength for systems Ti/Triceram [12]. They got bond strength about  $26,7 \pm 3$  MPa.

Özcan and Uysal [13] proposed that the production of  $\text{SiO}_2$  intermediate coating (500 nm) by ion sputtering method may provide durable joint between titanium and porcelain. In the case of  $\text{SiO}_2$  coating and Triceram porcelain, increase of bond strength was achieved (from 23.31 MPa to 24.91 MPa). The minimum bond strength (25 MPa) according ISO 9693 standards was not obtained. The analysis of these studies confirms that the sol-gel coatings influence on increase of durable joint between dental porcelain and titanium substrate.

According to the author's study and literature data [14-16],  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coatings manufactured by sol-gel method show diffusive character, which has a positive influence on the adhesion to metal substrate.

The higher value of the roughness of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  coatings has an influence on the increase of bond strength of metal-intermediate coating-porcelain. What positively affects the durability of joint

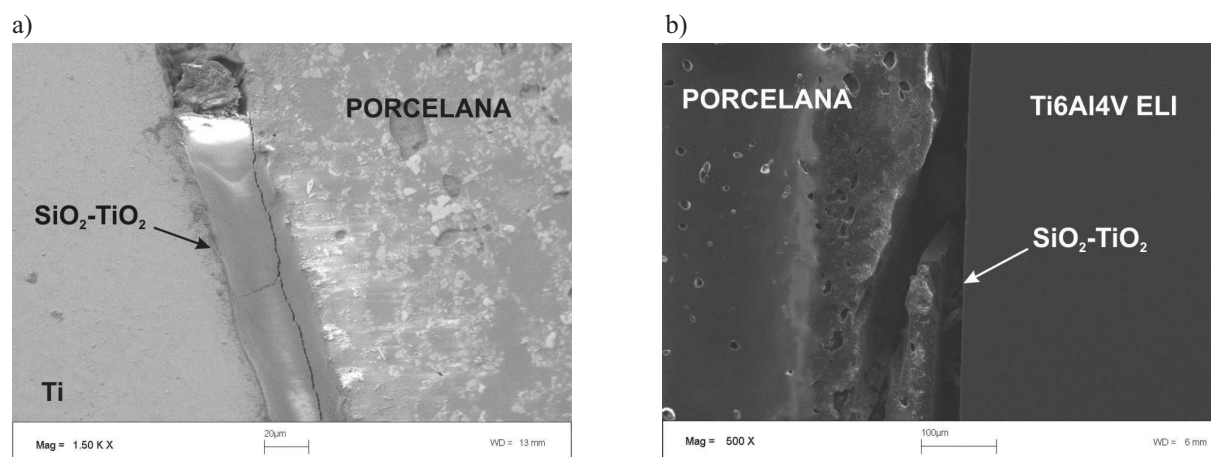
Tabela 1. Wyniki badań przyczepności układu metal-porcelana dentystyczna  
Table 1. Results of the three-point bonding test metal-dental porcelain

Układ połączenia Bonding system	Wartość siły $F_{fail}$ [N] Force $F_{fail}$ [N]	Wytrzymałość połączenia $\tau_b$ [MPa] Bond strength $\tau_b$ [MPa]
Ti/Triceram	$4,52 \pm 0,35$	$23,04 \pm 1,78$
Ti/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /Triceram	$5,66 \pm 0,23$	$28,84 \pm 1,17$
Ti6Al4V ELI/Triceram	$6,01 \pm 0,79$	$28,24 \pm 3,71$
Ti6Al4V ELI/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /Triceram	$7,68 \pm 0,55$	$36,09 \pm 2,57$



tołą zol-żel wykazują charakter dyfuzyjny, co wpływa pozytywnie na osiągnięcie dobrej przyczepności do powierzchni metalu. Ponadto uzyskanie większej chropowatości w przypadku powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wpływa na wzrost wytrzymałości połączenia układu tytan-powłoka przejściowa-porcelana. Korzystną cechą wpływającą na otrzymanie trwałego połączenia układu Ti6Al4V ELI/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /porcelana wydaje się być także uzyskanie struktury kompozytowej warstwy przejściowej  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  składającej się z cząsteczek  $\text{SiO}_2$  w osnowie  $\text{TiO}_2$ . Obserwacje SEM (rys. 2) po przeprowadzonych badaniach przyczepności wskazują na uzyskanie połączenia o dobrych właściwościach adhezyjnych układu metal-ceramika. Utratę połączenia (pęknięcia) odnotowano na powierzchni rozdziału powłoka zol-żel – porcelana dentystyczna (opaker).

Ti6Al4V ELI/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /porcelain could be caused by the composite structure of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  containing  $\text{SiO}_2$  particles in the  $\text{TiO}_2$  matrix. SEM analysis (Fig. 2), after three-point bending test, indicate that joint with good adhesion properties of metal-ceramic system was obtained. The loss of joint (cracks) was observed on sol-gel coating-porcelain (opaker) interface.



Rys. 2. Struktura połączenia po badaniach przyczepności: (a) Ti/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /porcelana, (b) Ti6Al4V ELI/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /porcelana  
 Fig 2. Structure of joint after three-point bending test: (a) Ti/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /porcelain, (b) Ti6Al4V ELI/ $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /porcelain

#### 4. Wnioski

- 1) Zastosowanie powłok przejściowych  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wytworzonych metodą zol-żel na tytanie i stopie Ti6Al4V ELI wpływa korzystnie na zwiększenie wytrzymałości połączenia metal-porcelana w porównaniu do tytanu poddanego standardowej obróbce piaskowania. Wzrost ten wynosi 25% dla czystego technicznie tytanu, a dla stopu tytanu 28%.
- 2) Na zwiększenie wytrzymałości połączenia tytan-powłoka przejściowa-porcelana wpływa topografia powierzchni (m.in. chropowatość), a także kompozytowa struktura powłok przejściowych  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ .
- 3) Metoda zol-żel pozwala uzyskiwać stosunkowo cienkie i jednorodne powłoki, które mogą być przydatne w protetyce stomatologicznej. Ze względu na stosunkowo prostą technikę wytwarzania mogą być wykorzystywane powszechnie w gabinetach protetycznych.

#### 4. Conclusions

- 1) The application of  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  intermediate coatings produced by sol-gel method on titanium and Ti6Al4V ELI alloy has an advantageous influence on the increase of bond strength of metal-porcelain in comparison with titanium alloy after sand blasting. This increase of bond strength was observed: 25% for commercially pure titanium and 28% for titanium alloy.
- 2) The increase of bond strength of titanium/intermediate coating/porcelain was dependent on the surface topography (roughness) and the composite structure of intermediate coating  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ .
- 3) The coatings deposited by sol-gel method are characterised by low thickness and high structural homogeneity, which they may be used in the dental laboratories. Sol-gel method for reason on comparatively easy the technique of production may be used in dental prosthetics.

## 5. References

- [1] Niinomi M.: *Recent research and development in titanium alloys biomedical applications and healthcare goods*, Science and Technology of Advanced Materials, No. 4, 2003, pp.445-454.
- [2] Niinomi M.: *Mechanical properties of biomedical titanium alloys*, Materials Science and Engineering, No. A243, 1998, pp. 231-236.
- [3] Walczak M., Wańkiewicz M., Bieniaś J.: *Charakterystyka mikrostrukturalna wybranych materiałów tytanowych stosowanych w protetyce stomatologicznej*. Eksploatacja i Niezawodność, Nr 2, Vol. 18, 2003, s. 70-74.
- [4] Surowska B., Bieniaś J., Walczak M., Sangwal K., Stoch A.: *Microstructure and mechanical properties of ceramic coatings on Ti and Ti-based alloy*. Applied Surface Science, Vol. 238, 2004, pp. 288-294.
- [5] Surowska B., Walczak M., Bieniaś J.: *The ceramic SiO<sub>2</sub> and SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> coatings on biomedical Ti6Al4V ELI titanium alloy*. Inżynieria Materiałowa, Vol. 140, Nr 3, pp. 273-276.
- [6] Matraszek H., Stoch A., Brożek A., Długoń E, Paluszkiwicz Cz.: *Wykorzystanie metody zol-żel do wzmocnienia wiązania tytan-ceramika w technice dentystycznej i implantoprotetyce*. Implantoprotetyka, Nr 4, Vol. 12, 2003, s. 2-5.
- [7] Matraszek H., Stoch A., Paluszkiwicz Cz., Brożek A., Długoń E.: *Zastosowanie metody zol-żel w praktyce dentystycznej*. Inżynieria Biomateriałów, Nr 23-25, 2002, s. 72-74.
- [8] Walter M., Böning K., Reppel P.: *Clinical Performance of machined titanium restorations*. Journal of Dentistry, Vol. 22, No. 6, 1994, pp. 346-348.
- [9] PN-EN ISO 9693:2002, *Ceramika dentystyczna do napalania na metalowe materiały*. Polski Komitet Normalizacyjny, Warszawa 2002, Metal-ceramic dental restorative systems, 2<sup>nd</sup> ed. Switzerland, International Organization for Standardization, ISO 9693:1999.
- [10] Nergiz I. Schmage P., Herrmann W., Özcan M.: *Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Vol. 125, No. 1, 2004, pp. 42-50.
- [11] Garbelini W.J., Henriques G.E.P., Tróia Jr. M.G., Dezan C.C.: *Evaluation of low-fusing ceramic system combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy*. Journal of Applied Oral Science, Vol. 11, No. 4, 2003, pp. 354-360.
- [12] Carlsson R., Fondell B., HHerrero A., Sierralta M., Razzoog M.E.: *Bond strength of porcelain to grade II titanium*. The 32<sup>nd</sup> Annual Meeting and Exhibition of the AADR, San Antonio, March 12-15, 2003.
- [13] Özcan I., Uysal H.: *Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramics to titanium*. Dental Materials, Vol. 21, No. 8, 2005, pp. 773-779.
- [14] Michalik R.: Łaskawiec J., Klisch M.: *Powłoki ochronne wytwarzane metodą zol-żel na implantach*. Inżynieria Materiałowa, Nr 5, 2002, s. 372-375.
- [15] Paluszkiwicz Cz., Stoch A.: *FT-IR microscopic imaging of metal-ceramics joint*. Vibrational Spectroscopy, Vol. 35, 2004, pp. 183-187.
- [16] Sprawozdanie z projektu badawczego nr 4 T08A 045 23, Lublin – Kraków 2005.

\*\*\*\*\*

Praca wykonana: w ramach projektu badawczego nr 4T08A04523 finansowanego przez Komitet Badań Naukowych w latach 2002/2005 oraz w ramach projektu nr Z/2.06/II/2.6/05/04 – Intensyfikacja Działań Innowacyjnych Regionu poprzez System Stypendiów Doktorskich.

\*\*\*\*\*

---

**Dr inż. Mariusz WALCZAK**

Instytut Technologicznych Systemów Informatycznych

**Dr inż. Jarosław BIENIAŚ**

**Dr hab. Barbara SUROWSKA prof. PL**

Katedra Inżynierii Materiałowej

Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska

ul. Nadbystrzycka 36, 20-618 Lublin

tel. +48 (081) 538-15-82

e-mail: m.walczak@pollub.pl, j.bienias@pollub.pl, b.surowska@pollub.pl

---