

Mariusz Walczak\*, Jarosław Bieniaś\*, Barbara Surowska\*

## ZASTOSOWANIE POWŁOK $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$ W PROTETYCE STOMATOLOGICZNEJ

**Streszczenie.** Przeprowadzono badania przyczepności czterech kombinacji połączeń: Ti/Triceram, Ti/ $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$ /Triceram, Remanium 2000/Vita Keramik i Remanium 2000/ $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$ /Vita Keramik metodą trzypunktowego zginania (wg PN-EN ISO 9693). Powłoki  $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$  nanoszone były na tytanowe i kobaltowe podłoże metodą zol-żel. Otrzymane wyniki badań wykazały większą przyczepność połączenia Ti/ $\text{SiO}_2$ - $\text{TiO}_2$ /Triceram w stosunku do układu połączenia Ti/Triceram bez warstwy przejściowej zol-żel. Zastosowanie powłoki przejściowej zol-żel w przypadku stopu CoCrMoW nie podwyższa wytrzymałości połączenia metal-porcelana, a otrzymane wyniki są zbliżone do rezultatów uzyskiwanych z zastosowaniem tradycyjnych technik przygotowania i napalania dentystycznych koron. Potwierdza to celowość stosowania ceramicznej warstwy pośredniej na podłożu tytanowym.

**Słowa kluczowe:** porcelana dentystyczna, połączenie metal-ceramika, trzypunktowy test przyczepności, powłoki zol-żel

### Wprowadzenie

Stopy tytanu i kobaltu są w szerokim zakresie stosowane w protetyce stomatologicznej [8, 9], szczególnie krajowej. Aktualnie z materiałów tych wykonywane są aparaty protetyczne trwale licowane ceramiką stomatologiczną. Stopy kobaltowe licuje się porcelaną wysokotopliwą, natomiast stopy tytanu – porcelaną niskotopliwą. Wynika to z przemian zachodzących w stopach pod wpływem podwyższonych temperatur oraz grubości warstwy utlenionej. Ze względu na temperaturę topnienia porcelany dentystyczne dzieli się na: wysokotopliwe ( $1288\div 1371^\circ\text{C}$ ), średniotopliwe ( $1093\div 1260^\circ\text{C}$ ) i niskotopliwe ( $871\div 1066^\circ\text{C}$ ) [6], a wg innych danych literaturowych [18] zakres niskotopliwych jest rzędu  $750\div 1000^\circ\text{C}$ . Nowe gatunki ceramiki o temperaturze topnienia w zakresie ok.  $700\div 850^\circ\text{C}$  klasyfikowane są jako ultra niskotopliwe.

Wykonywanie aparatów protetycznych trwale 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.

Połączenie porcelany z metalowym podłożem zachodzi dzięki formowaniu się warstwy tlenków podczas procesu napalania porcelany. Ważnym parametrem jest odpowiedni zakres temperatury, który zapobiega tworzeniu się stosunkowo grubych warstw tlenków, a tym

\* Katedra Inżynierii Materiałowej, Politechnika Lubelska, m.walczak@pollub.pl

samym optymalny dla wystąpienia trwałego połączenia metal-ceramika [14, 20]. Na etapie przygotowania powierzchni stosuje się tradycyjne piaskowanie [11], co nie zapewnia trwałego połączenia metalu z porcelaną. Obserwuje się przypadki odprysnięcia ceramiki od powierzchni struktury metalowej. W przypadku stopów tytanu pod tym względem badania kliniczne wykazują 16 % niepowodzeń po trzyletnim użytkowaniu [16,19].

Uszkodzenie połączenia porcelana-metal może mieć kilka przyczyn. Gdy na powierzchni metalu wytworzy się zbyt mała warstewka tlenków i wówczas połączenie będzie zbyt słabe. Także zbyt gruba warstwa tlenków może doprowadzić do uszkodzenia połączenia porcelana-metal w obrębie tej warstwy tlenków [6]. Według badań prowadzonych przez Adachi i współautorów [1] na połączenie porcelany z tytanem mają wpływ następujące czynniki: (1) tytan i jego stop nieprzerwanie utleniają się podczas wypalania porcelany, (2) kumulacja naprężeń wewnętrznych podczas przyrostu tlenków zapobiega łuszczeniu się warstwy tlenkowej, (3) naprężenia wewnętrzne rozwijają się na granicy rozdziału faz z powodu niedopasowania współczynników rozszerzalności cieplnej. Ponadto stwierdzono, że najbardziej korzystna jest sytuacja gdy współczynnik rozszerzalności cieplnej porcelany jest nieznacznie niższy w porównaniu do współczynnika metalu. Dopuszczalna różnica we współczynniku  $\alpha$  powinna wynosić około  $0,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ . Gdy różnica będzie znacząco większa, to spowoduje powstawanie szczytkowych naprężeń rozciągających, które mogą być przyczyną uszkodzenia połączenia metal-ceramika, co zostało potwierdzone przez licznych autorów publikacji [3-5, 7, 14].

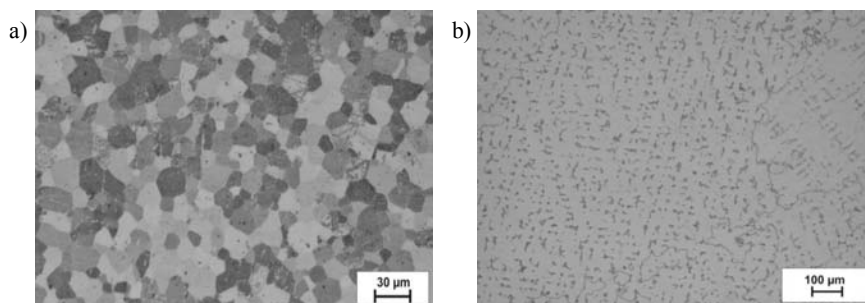
Obecnie poszukuje się rozwiązań podwyższających trwałość układu metal-ceramika. Z danych literaturowych [10, 11, 17] wynika, że wytwarzanie warstw pośrednich zol-żel na tytanowych biomateriałach może prowadzić do zwiększenia przyczepności porcelany do podłoża.

W artykule przedstawiono wyniki badań własnych przeprowadzonych celem ukształtowania warstwy wierzchniej na tytanie i stopie kobaltu CoCrMoW przez wytworzenie układu wielowarstwowego złożonego z wewnętrznej warstwy ceramicznej wykonanej metodą zol-żel i warstwy zewnętrznej z porcelany stomatologicznej tak, by uzyskać trwałe połączenie.

## 1. Metodyka badań

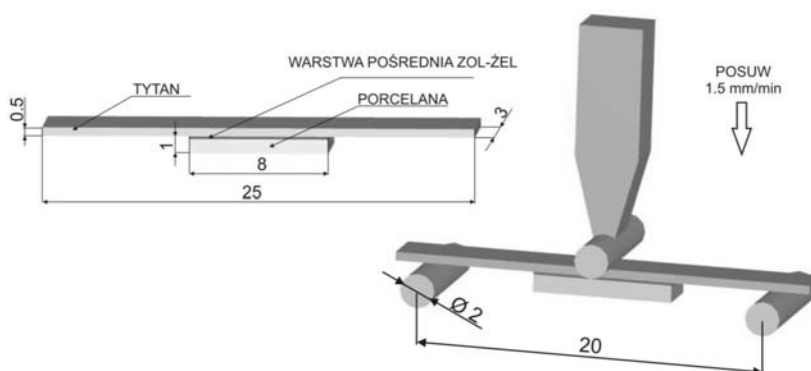
Materiał doświadczalny stanowił czysty technicznie tytan cp-Ti (*commercially pure* ASTM-grade 2) produkcji Daido Steel Co. Ltd oraz stop kobaltu Remanium 2000 firmy Dentaurum. Tytan w stanie dostawy miał postać prętów okrągłych  $\varnothing$  25 mm gorącowalcowanych oraz blachy gorącowalcowanej o grubości 0,5 mm. Dodatkowo był on wyżarzany w temperaturze 550°C. Natomiast stop kobaltu (CoCrMoW) Remanium 2000 był materiałem odlewniczym. Mikrostruktury badanych materiałów metalowych przedstawia rys. 1. Struktura czystego technicznie tytanu cp-Ti to struktura jednofazowa: roztwór stały  $\alpha$ -Ti. Technicznie czysty tytan jest w rzeczywistości stopem tytanu z tlenem. Ponieważ dopuszczalna maksymalna zawartość tlenu w tytanie nie przekracza 0,5%, rozpuszcza się on w tytanie tworząc roztwór stały  $\alpha$ -Ti o strukturze heksagonalnej zwartej. Natomiast w strukturze stopu kobaltu Remanium 2000 w stanie lanym osnową jest roztwór stały składników stopowych w fazie

$\beta$ -Co. W obrębie krystalitów występują mikrosegregacje dendrytyczne, w przestrzeniach międzidendrytycznych i wzdłuż granic krystalitów rozmieszczone są wydzielania pierwotne o charakterze ciągłym.



**Rys. 1.** Mikrostruktura materiału podłoża: (a) czystego technicznie tytanu cp-Ti, (b) Remanium 2000

Badania wytrzymałości połączenia metal-ceramika wykonano zgodnie z normą PN-EN ISO 9693 [15]. Do badań jako materiał podłoża wykorzystano czysty technicznie tytan i stop Remanium 2000. Próbkę tytanową wycinano z blachy oraz z pręta na przecinarce Struers wyposażonej w stolik mikrometryczny. Zgodnie ze standardami ISO 9693 [14] (rys. 2) próbki miały postać prostopadłościennych płytek o wymiarach  $(25 \pm 1) \text{ mm} \times (3 \pm 0,1) \text{ mm} \times (0,5 \pm 0,05) \text{ mm}$ . Próbkę z Remanium 2000 były odlewane w formie woskowej o wymiarach  $25 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 0,7 \text{ mm}$  zgodnie z zaleceniami producenta. Następnie odlewy szlifowano na szlifierce obrotowej, począwszy od wodnych papierów ściernych o ziarnistości 320, 400, 600 a skończywszy na 800 do uzyskania wymiarów zgodnych z normą ISO 9693.



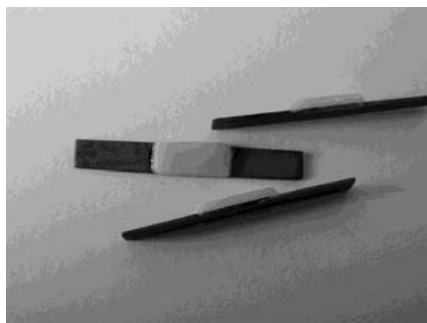
**Rys. 2.** Schemat trzypunktowego zginania próbek tytanowych z napalną porcelaną wg ISO 9693 [2]

Metalowe podłożo przygotowano na dwa sposoby: (1) wg standardowych procedur stosowanych w gabinetach protetycznych czyli z zastosowaniem tradycyjnego piaskowania podłoża przed procesem napalania porcelany oraz (2) z zastosowaniem powłok przejściowych zol-żel.

Próbki poddano piaskowaniu za pomocą korundu szlachetnego  $Al_2O_3$  o ziarnie  $150 \mu m$  pod ciśnieniem  $0,25 MPa$  przez  $10 min$ . Powierzchnię oczyszczono w wodzie destylowanej z wykorzystaniem aparatu ultradźwiękowego i przemywano acetonem. Na próbki metalowe nałożono powłokę  $SiO_2-TiO_2$  metodą zol-żel. Powłoki zol-żel zostały wytworzone w Katedrze Chemii Krzemianów i Związków Wielkocząsteczkowych Akademii Górniczo-Hutniczej. Zol krzemionkowo-tytanowy otrzymano przez hydrolizę propoksylowej pochodnej  $Ti(C_3H_7O)_4$  i TEOS z dodatkiem  $HCl$  jako katalizatora. Końcowe stężenie  $TiO_2 + SiO_2$  wynosiło  $7,63 \%$  wagowych.

Próbki metalowe pokrywano techniką wynurzeniową ze stałą prędkością wynoszącą  $3,3 mm/s$ , a grubość powłoki regulowano przez stosowanie wielokrotnego wynurzenia. Po nałożeniu żelu próbki suszono i wygrzewano w temp. ok.  $550^\circ C$  w atmosferze argonu.

Centralnie na tytanowe znormalizowane blaszki nałożono niskotopliwą porcelanę dentystryczną Triceram (firmy Dentaaurum). Porcelana była nakładana warstwami według zaleceń producenta. Temperatura napalania porcelany wynosiła od  $755^\circ C$  do  $795^\circ C$  w zależności od nakładanej warstwy.



**Rys. 3.** Próbki Remanium 2000 z napaloną porcelaną Vita Keramik użyte do testów trzypunktowego zginania wg ISO 9693

Natomiast na stop Remanium 2000 (rys. 3) nakładano porcelanę wysokotopliwą Vita Keramik (f-my Vita Omega) i napalano w temperaturze  $900-950^\circ C$ . Napalanie odbywało się w Pracowni Protetycznej Instytutu Stomatologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego w specjalnym piecu, sterowanym automatycznie, według zaleceń producenta.

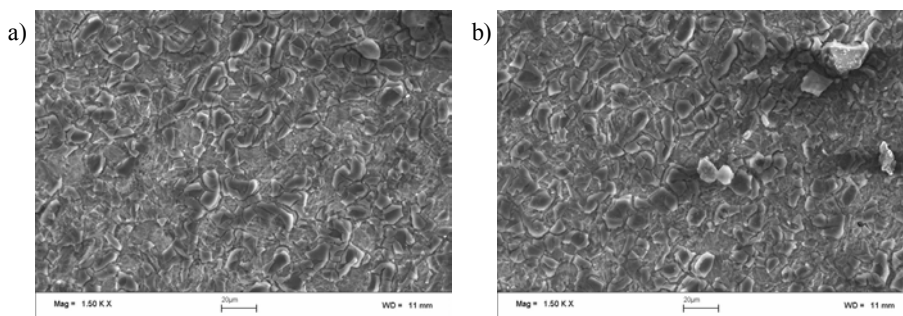
Testy przyczepności wykonano na maszynie wytrzymałościowej Zwick Z100. Do testów użyto po 6 sztuk próbek dla każdej kombinacji tytan-ceramika. Posuw wynosił  $1,5 mm/min$  przy obciążeniu  $0,6 N$ . Siła zrywająca  $F_{fail}$  była rejestrowana jako maksimum siły w „krzywej wyporności siły”. Następnie w oparciu o moduł sprężystości wzdłużnej  $E$  dla tytanu i stopu kobaltu odczytywano z krzywych  $k=f(d_M)$  (gdzie  $d_M$  grubość płytki metalowej) wartość  $k$  i obliczano przyczepność porcelany zgodnie z normą PN-EN ISO 9693. Wytrzymałość połączenia ( $\tau_b$ ) określono z zależności [15]:

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

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

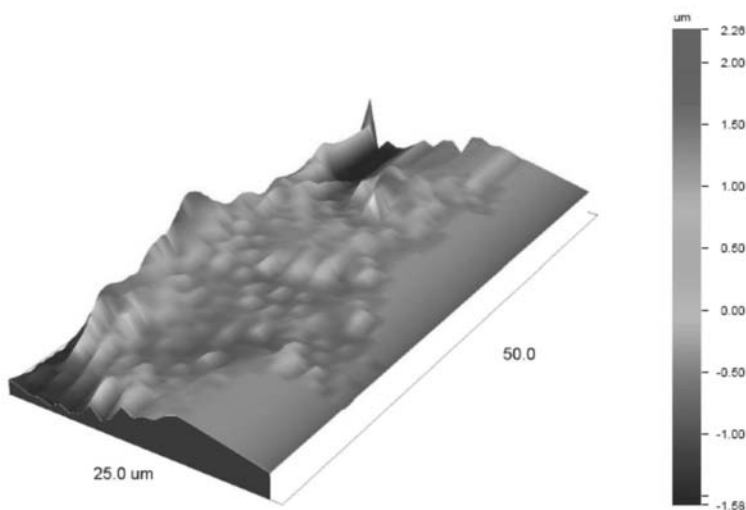
## 2. Rezultaty i dyskusja

Mikrostrukturę powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wytworzonych metodą zol-żel na czystym technicznie tytanie cp-Ti i stopie Remanium przedstawiono na rys. 4. Analizę mikrostruktury powłok zol-żel przeprowadzono na mikroskopie skaningowym LEO 1430VP z EDX – Roententec.



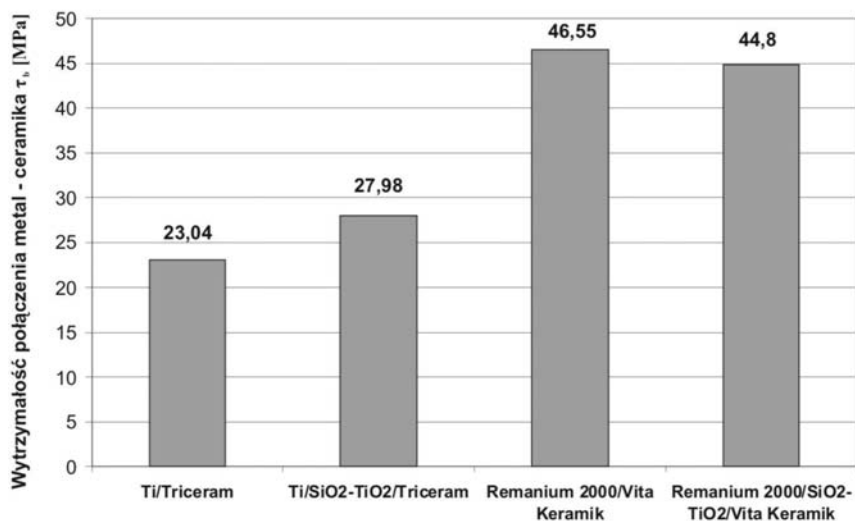
Rys. 4. Morfologia powłoki  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  na podłożu: (a) cp-Ti, (b) Remanium 2000

Struktura powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  jest zwarta, bez widocznych nieciągłości strukturalnych. Powłoka  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  charakteryzuje się korzystną strukturą kompozytową warstwy składającą się z cząsteczek  $\text{SiO}_2$  w osnowie  $\text{TiO}_2$ . Nakładana powłoka zol-żel posiada znaczną chropowatość, większą niż powierzchnia po tradycyjnym piaskowaniu. Zmierzone na profilometrze stykowym Dektak 150 (firmy Veeco) średnie arytmetyczne odchylenie  $R_a$  profilu od linii średniej powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  wyniosło  $0,82119 \mu\text{m}$ . Obraz powierzchni otrzymanej w wyniku przeskanowania 3D powłoki zol-żel przedstawiono na rys. 5. Grubość wytworzonych powłok zol-żel wynosi około  $3\text{-}5 \mu\text{m}$ .



Rys. 5. Powierzchnia 3D profilu chropowatości powłoki  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$

Wyniki badań przyczepności porcelany dentystycznej przedstawiono w tabeli 1 oraz na rys. 6. Według normy PN-EN ISO 9693 [15] porcelana dentystyczna napalana na metalowe podłoże podczas zginania trzypunktowego powinna wytrzymać minimum 25 MPa. Z analizy otrzymanych wyników (tab. 1), porcelana napalana na podłoże tytanowe z zastosowaniem tradycyjnego piaskowania nie osiąga wartości 25 MPa lub oscyluje w pobliżu tej wartości. Zastosowanie powłoki przejściowej SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> powoduje wzrost przyczepności porcelany o 25,17% w stosunku do podłoża, przy którym zastosowano piaskowanie przed procesem napalania. Taki układ połączenia tytan-ceramika wytrzymuje wówczas naprężenia zginające znacznie większe niż wymagana wartość 25 MPa. Powierzchnia o dużej nierówności powłoki SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> powoduje, że porcelana wnika w drobne nierówności powierzchni tworząc mikroszczepienia, które sprzyjają uzyskaniu wyższej trwałości połączenia układu metal-ceramika. Według badań Michalika i in. [12] warstwy nanoszone metodą zol-żel na powierzchnię tytanu są powłokami o charakterze dyfuzyjnym, co tłumaczyłoby ich dobrą przyczepność do tytanowego podłoża. Dyfuzyjny charakter połączenia potwierdziły również badania autorów publikacji [10, 13].



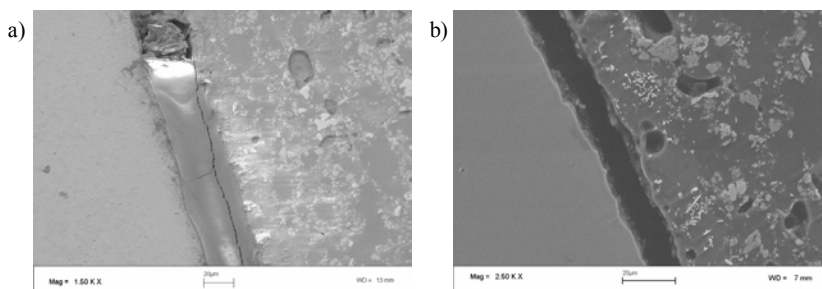
Rys. 6. Histogram średnich wielkości wytrzymałości połączenia badanych materiałów

Tabela 1. Wyniki badań przyczepności pomiędzy metalowy podłożem a porcelaną po badaniach trzypunktowego zginania

Material	Wytrzymałość połączenia τ <sub>b</sub> [MPa]	
	Wartość średnia	Odchylenie standardowe
Ti/Triceram	23,04	1,78
Ti/SiO <sub>2</sub> -TiO <sub>2</sub> /Triceram	28,84	1,17
Remanium 2000/Vita Keramik	46,55	5,48
Remanium 2000/SiO <sub>2</sub> -TiO <sub>2</sub> /Vita Keramik	44,80	3,32

Podczas testów przyczepności porcelana z próbek bez powłok zol-żel odrywała się niemal natychmiast po uzyskaniu maksymalnej siły gnącej (siły przy której rejestrowano pękanie porcelany). Natomiast w przypadku próbek tytanu z powłokami zol-żel, można było zauważyć jeszcze „trzymanie się” porcelany do materiału podłoża nawet po znacznym przekroczeniu maksymalnej siły gnącej.

Z analizy otrzymanych wyników dla stopu Remanium 2000 wynika (tab.1 oraz rys. 6), że porcelana napalana na podłożu metalowe z zastosowaniem warstwy zol-żel jak i bez warstwy osiąga znacznie większą wartości niż wymagana minimalna 25 MPa. Zastosowanie powłoki przejściowej zol-żel w przypadku stopów CoCrMoW nie podwyższa wytrzymałości połączenia metal-porcelana, a otrzymane wyniki są zbliżone do rezultatów uzyskiwanych z zastosowaniem tradycyjnych technik przygotowania i napalania dentystycznych koron. Nieco niższe wyniki otrzymane dla próbek z powłoką  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ , są wynikiem licznych spękań powłoki zol-żel powstających podczas wysokiej temperatury ( $900\pm 950^\circ\text{C}$ ) stosowanej do napalania wysokotopliwej porcelany. Pęknięcia te są zbyt głębokie i powodują utratę przyczepności ceramiki do metalowego podłoża.



**Rys. 7.** Mikrostruktura SEM przekrojów poprzecznych układu podłoża metalowe-pośrednia powłoka-porcelana po trzypunktowym zginaniu: (a) Ti/  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /Triceram oraz (b) Remanium 2000/  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$ /Vita Keramik

Z analizy SEM próbek tytanu po testach przyczepności (rys. 7a), można zauważyć, że pęknięcie występowało na granicy powłoka zol-żel – porcelana oraz w strefie opakera (masa podstawowa porcelany). Taki charakter pęknięcia świadczy o dobrym przyleganiu warstwy zol-żel do tytanowego podłoża. Badania przyczepności wskazują na uzyskanie połączenia tytan-warstwa przejściowa-porcelana o dobrych właściwościach adhezyjnych.

W przypadku próbek z Remanium 2000 (rys. 7b) pęknięcia występują na granicy metal-warstwa zol-żel. Zastosowanie wyższej temperatury napalania porcelany w przypadku stopu kobaltowego powoduje większe spękanie fazy szklistej  $\text{SiO}_2$ . Stąd rezultaty nie są tak zadowalające jak ma to miejsce w przypadku próbek z podłożem tytanowym.

### 3. Wnioski

W oparciu o wyniki badań własnych i przeprowadzoną dyskusję można sformułować następujące wnioski:

1. Metoda zol-żel i technika wynurzania stanowią właściwy sposób nakładania cienkich amorficznych lub niskokrystalicznych, przyczepnych powłok bioceramicznych na dentystrycznych wyrobach tytanowych.
2. Odpowiednio dobrana do rodzaju podłoża metalowego powłoka w czasie kontrolowanej obróbki termicznej jest zdolna do reakcji chemicznej z metalem bazowym i z porcelaną dentystryczną, co zwiększa adhezję całej warstwy ceramicznej do podłoża metalicznego i jej wytrzymałość mechaniczną.
3. Badania mikrostrukturalne powłok zol-żel wykazały, że struktura powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  jest zwarta, bez widocznych nieciągłości strukturalnych o stosunkowo niskiej grubości (rzędu  $3\div 5\ \mu\text{m}$ ).
4. Zastosowanie powłok przejściowych  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  pomiędzy metalem bazowym: tytanem a porcelaną dentystryczną powoduje wzrost wytrzymałości połączenia o 25,17% w porównaniu do metalu bazowego poddanego jedynie konwencjonalnej obróbce-piaskowania. Natomiast w przypadku stopu kobaltowego Remanium 2000, zastosowanie powłok  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  nie powoduje wzrostu przyczepności układu metal-ceramika ze względu na zbyt wysoką temperaturę podczas procesu napalania wysokotopliwej porcelany. Wytrzymałość połączenia układu Remanium 2000/Vita Keramik otrzymanego przy użyciu konwencjonalnej obróbki piaskowania w zupełności spełnia kryterium wytrzymałości wg normy ISO 9693.

## Literatura

1. Adachi M., Mackert J.R., Parry E.E., Fairhurst C.W.: Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 69, No. 6, 1990, pp. 1230-1235.
2. Bieniaś J., Surowska B., Stoch A., Matraszek H., Walczak M.: The influence of  $\text{SiO}_2$  and  $\text{SiO}_2\text{-TiO}_2$  intermediate coatings on bond strength of titanium and Ti6Al4V alloy to dental porcelain. *Dental Materials*; 2009, 25, pp. 1128-1135.
3. Coeffy J., Anusavice K.J., DeHoff P.H., Lee R.B., Hojjatie B.: Influence of contraction mismatch and cooling on flexural failure of PFM system. *Journal of Dental Research*, Vol. 67, 1988, pp 61-65.
4. Craig R.G. [ed]: *Restorative dental materials*, 9<sup>th</sup> ed. St. Louis. Mosby-Year Book, 1993, p. 492.
5. Craig R.G.: *Restorative dental materials*. 11<sup>th</sup> ed St. Louis. Mosby, 1993.
6. Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C., pod red. Limanowskiej-Shaw H.: *Materiały stomatologiczne*. Wyd. Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2000.
7. DeHoff P.H., Anusavice K.J.: Viscoelastic stress analysis of thermally compatible and incompatible metal-ceramic system. *Dental Materials*, Vol. 14, 1998, pp. 237-245.
8. Joias R.M. et al.: Shear Bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of Prosthetics Dentistry*, 99, 2008, pp. 54-59.
9. Lautenschlager E.P, Monaghan P.: Titanium and titanium alloys as dental materials, *International Dental Journal*, 43, 1993, pp. 245-253.



10. Matraszek H., Stoch A., Brożek A., Długoń E., Paluszkiwicz Cz.: Wykorzystanie metody zol-żel do wzmocnienia w technice dentystycznej i implantoprotetyce. *Implantoprotetyka*, Nr 4, 2003, 2-5.
11. 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.
12. Michalik R.: Łaskawiec J., Klisch M.: Powłoki ochronne wytwarzane metodą zol-żel na implantach. *Inżynieria Materiałowa*, Nr 5, 2002, s. 372-375.
13. Paluszkiwicz Cz., Stoch A.: FT-IR microscopic imaging of metal-ceramics joint. *Vibrational Spectroscopy*, Vol. 35, 2004, pp. 183-187.
14. Pang I-Ch., Gilbert J.L., Chai J., Lautenschlager E.P.: Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 73, No. 1, 1995, pp. 17-25.
15. 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.
16. Setz J., Schwickerath H.: Aspekty materiałoznawstwa, w: Koecka B. i in.: *Protetyka stomatologiczna. Korony i mosty*, tłumaczenie Maślanka T.: Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner Wrocław 2000.
17. 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*, 238, 2004, pp. 288-294.
18. Tsetsekou A., Papadopoulos T., Adamopoulos O.: Microstructure effect on the properties of a commercial low-fusing dental porcelain. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 13, No. 4, 2002, pp. 407-416.
19. Walter M., Böning K., Reppel P.: Clinical Performance of machined titanium restorations. *Journal of Dentistry*, 22, 1994, p.346.
20. Zinelis S., Tsetsekou A., Papadopoulos T.: Thermal expansion and microstructural analysis of experimental metal-ceramic titanium alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 2003, pp. 332-338.

## APPLICATION OF THE SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> COATINGS IN DENTAL PROSTHETICS

**Summary.** The bond strength by three-point bending (according to PN-EN ISO 9693) of four combinations Ti/Triceram, Ti/SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub>/Triceram, Remanium 2000/Vita Keramik and Remanium 2000/ SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub>/Vita Keramik was evaluated. Coatings SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> on base titanium and cobalt alloy were deposited using sol-gel method. The results showed that the bond strength of Ti/SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub>/Triceram and Ti/SiO<sub>2</sub>/Triceram in control group was significantly higher than the Ti/Triceram without intermediate layers sol-gel. Application of SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> intermediate sol-gel coating on CoCrMoW alloy doesn't increase bond strength of metal-porcelain, and the results obtained are similar to the commercial techniques. The purposefulness of the application of the intermediate ceramic layer on base titanium was been confirmed.

**Key words:** dental porcelain, metal-ceramic bonding, three-point bond test, sol-gel coatings