

# Właściwości fizykochemiczne koron złożonych lanych licowanych porcelaną i koron złożonych na podbudowie z tlenku cyrkonu – na podstawie piśmiennictwa

## Physical and chemical properties of porcelain-fused-to-metal and porcelain-fused-to-zirconia prosthetic crowns – a literature review

**Zuzanna Aleksandra Zając, Bożena Jedynak**

Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

Department of Prosthodontics, Medical University in Warsaw

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Jolanta Kostrzeva-Janicka

---

---

### HASŁA INDEKSOWE:

korony protetyczne, naprawy, stopy metalu, tlenek cyrkonu

---

---

---

---

### KEY WORDS:

prosthetic crowns, repair, metal alloys, zirconia oxide

---

---

### Streszczenie

Korony protetyczne są jednym z najpowszechniej stosowanych stałych uzupełnień protetycznych. Spośród wielu dostępnych materiałów i konstrukcji, najczęściej wykonywane są korony złożone, lane licowane porcelaną i na podbudowie z tlenku cyrkonu. Posiadanie przez lekarza wiedzy odnośnie wskazań i przeciwwskazań do ich wykonania, właściwości fizykochemicznych wykorzystywanych materiałów oraz możliwości napraw, ułatwia właściwe zaplanowanie leczenia protetycznego. Przed podjęciem decyzji o zastosowaniu określonego rodzaju korony, u każdego pacjenta nieodzowne jest przeprowadzenie dokładnego badania podmiotowego i przedmiotowego, co pozwoli na skuteczną rehabilitację układu ruchowego narządu żucia.

Żadne z obecnie dostępnych uzupełnień protetycznych nie ma uniwersalnego zastosowania klinicznego. Zadaniem lekarza jest wybór takiego rozwiązania, które zapewni satysfakcjonującą estetykę, prawidłową funkcję oraz długotrwałe przeżycie uzupełnienia w jamie ustnej.

### Summary

Prosthetic crowns are one of the most commonly used fixed dental prostheses. Among many available materials and construction types, porcelain-fused-to-metal and porcelain-fused-to-zirconia crowns are the most frequently fabricated. The practitioner's awareness of indications and contraindications for such prostheses, the physical and chemical properties of materials used and the repair options facilitate proper treatment planning.

Before deciding to use a certain type of crown, it is compulsory to conduct an in-depth interview and physical examination, which will enable effective rehabilitation of the masticatory system.

None of the currently available dental prostheses are universally clinically applicable. It is the role of the dentist to choose a solution, which will provide satisfactory esthetics, proper function, and longevity in the intra-oral environment.

## Wprowadzenie

Na sukces kliniczny w rehabilitacji protezycznej układu ruchowego narządu żucia składa się wiele czynników. Należą do nich skrupulatnie przeprowadzone badanie, prawidłowo sporządzony plan leczenia, wybór odpowiedniego rodzaju uzupełnień protetycznych oraz materiałów i technologii ich wykonania. Znaczna utrata twardych tkanek zęba (spowodowana przez proces próchnicowy lub uraz), których odtworzenie nie jest możliwe za pomocą metod zachowawczych kwalifikuje zęby do leczenia protetycznego.

Wśród uzupełnień protetycznych powszechne zastosowanie w rehabilitacji układu stomatognatycznego znajdują korony protetyczne. Korony należą do uzupełnień stałych, osadzanych na zębach z żywą miazgą, po leczeniu endodontycznym lub na wszczepach śródkostnych. Zadaniem korony protetycznej jest nie tylko odbudowa utraconych tkanek twardych, ale również ochrona przyzębia brzeżnego i zęba przed dalszym uszkodzeniem.<sup>1</sup> Istnieje wiele podziałów koron, np. ze względu na zasięg, technologię wykonania, czas użytkowania, materiał.

Korony złożone lane licowane porcelaną znajdują szerokie zastosowanie od początku lat 60-tych ubiegłego wieku.<sup>1,2</sup> Ich korzystne cechy, takie jak dobra wytrzymałość mechaniczna, długi okres przeżywalności w jamie ustnej, prosta technologia wykonania, przystępna cena oraz zadowalająca estetyka umiejscowiły je w czołówce najczęściej wykonywanych rodzajów koron protetycznych. Lekarze stomatolodzy powszechnie stosują je w codziennej pracy klinicznej. Jednak niektóre kompromisy estetyczne powodowane przez te uzupełnienia, jak np. przeświecający przez dziąsło rąbek metalu, skłaniały do poszukiwań nowoczesnych materiałów budulcowych, które zapewniłyby lepszą estetykę przy zbliżonych właściwościach mechanicznych. Wprowadzanie na rynek nowych

materiałów i rozwiązań technologicznych zaowocowało wdrożeniem do stomatologii w latach 90-tych XX wieku tlenku cyrkonu.<sup>1,3-5</sup> Pozwoliło to na wykonanie koron protetycznych o właściwościach wytrzymałościowych porównywalnych do koron lanych licowanych porcelaną, jednak charakteryzujących się zdecydowanie większą estetyką.

Wielu lekarzy, zwłaszcza mniej doświadczonych, może mieć trudności w wyborze rodzaju korony o najważniejszych parametrach, zapewniających długotrwałą sprawność funkcjonalną i estetyczną odbudowy protetycznej. Z tego powodu w poniższej pracy przedstawiono właściwości fizykochemiczne koron złożonych lanych licowanych porcelaną, wykonywanych konwencjonalną metodą traconego wosku (odlewniczą) i koron złożonych na podbudowie z tlenku cyrkonu wykonanych w technologii frezowania (CAD, CAD/CAM).

Przeszukano cztery elektroniczne bazy medyczne: PubMed, Medline, Scopus, Cochrane Library, wpisując frazę „korony złożone”. Znalaziono 86 artykułów, z których wybrano 39 do dalszej analizy.

Porównano możliwości zastosowania klinicznego koron złożonych odlewanych ze stopów metalu i na podbudowie z tlenku cyrkonu w zakresie wskazań i przeciwwskazań, właściwości fizykochemicznych, technologii wykonania oraz możliwości napraw. Wskazania i przeciwwskazania do wykonania w/w uzupełnień protetycznych zawarto w tabeli 1 i 2.

Lekarz stomatolog w celu zaplanowania leczenia i optymalnego wyboru rodzaju korony protetycznej powinien posiadać aktualną wiedzę z zakresu dostępnego materiałoznawstwa oraz nowoczesnych technologii wykonawstwa laboratoryjnego. Współcześnie lekarze najczęściej wykonują korony protetyczne na podbudowie metalowej z użyciem stopów metali oraz z tlenku cyrkonu.

Stopy dentystyczne jako materiały budulcowe podbudowy metalowej koron złożonych

lanych licowanych porcelaną można podzielić w zależności od ich składu na stopy metali szlachetnych i stopy metali nieszlachetnych.

#### A. Stopy metali szlachetnych – właściwości

Metale szlachetne charakteryzują się bardzo dobrą odpornością na utlenianie, matowienie i korozję. Do metali szlachetnych stosowanych w protetyce należą głównie: złoto, platyna, pallad, iryd, rod, osm i ruten.<sup>7</sup>

W wykonawstwie koron protetycznych lanych licowanych porcelaną, spośród stopów metali szlachetnych, najczęściej wykorzystuje się stopy złota. Złoto posiada liczne zalety, m.in. jest niealergizujące, biogodne i wykazuje działanie bakteriostatyczne. Ponadto jest kowalne, nie ulega korozji w jamie ustnej i posiada współczynnik elastyczności zbliżony do naturalnego szkliwa. Jednak podbudowa metalowa z czystego złota, wykonana

w technologii galwanoforningu nie znajduje szerokiego zastosowania w wykonawstwie koron protetycznych.<sup>8</sup> Do złota w celu poprawienia właściwości mechanicznych często dodawane są inne pierwiastki np. pallad, którego domieszka zwiększa twardość oraz wybiela żółty odcień stopu. Domieszka platyny do stopów wysokoszlachetnych również odpowiada za wzrost twardości oraz sprężystości stopu. Zawartość platyny od 3-10% w stopie nadaje mu optymalną twardość i sprężystość w zakresie 175-260HV. Innymi metalami dodawanymi do złota w celu modyfikacji jego właściwości i zwiększenia wytrzymałości mechanicznej są: nikiel, kobalt, miedź, srebro, cynk czy też tytan.<sup>9</sup>

Wysoka cena złota i platyny sprawia, że korony protetyczne wykonane na podbudowie ze stopów tych metali nadal są dość rzadko stosowane. Alternatywą ekonomiczną dla tego

T a b e l a 1. Wskazania do wykonania koron złożonych<sup>6</sup>

Korony złożone lane licowane porcelaną (PFM)	Korony złożone na podbudowie z tlenku cyrkonu (PFZ)
<ul style="list-style-type: none"> <li>– odbudowa zniszczonych koron zębów (próchnica, uraz) w całym łuku zębowym,</li> <li>– wzmocnienie korony zęba z żywą miazgą z licznymi wypełnieniami,</li> <li>– ochrona przyzębia,</li> <li>– korekta kształtu, barwy i położenia zębów,</li> <li>– odbudowa punktów stykowych korony klinicznej,</li> <li>– rekonstrukcja płaszczyzny zwarciowej,</li> <li>– odtworzenie koron zębów leczonych endodontycznie,</li> <li>– odbudowa braków zębowych na wszczepach śródkostnych,</li> <li>– jako element łączący przęsło mostu z filarem,</li> <li>– ochrona tkanek zęba przed patologicznym starciem</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– odbudowa koron zębów u pacjentów z alergią na metal (wskazanie bezwzględne),</li> <li>– odbudowa koron zębów u pacjentów poddawanych okresowym badaniom z zastosowaniem rezonansu magnetycznego w okolicy twarzoczaszki (wskazanie względne),</li> <li>– wysokie wymagania i oczekiwania estetyczne pacjenta, przedni odcinek łuku zębowego (wskazanie względne)</li> </ul>

PFM – Porcelain fused to metal, PFZ – Porcelain fused to zirconia.

Tabela 2. Przeciwwskazania do wykonania koron złożonych<sup>6</sup>

Korony złożone lane licowane porcelaną (PFM)	Korony złożone na podbudowie z tlenku cyrkonu (PFZ)
<ul style="list-style-type: none"> <li>– niskie korony kliniczne zębów,</li> <li>– mały wymiar przedsionkowo-językowy zębów np. siekacze dolne,</li> <li>– zęby z żywą miazgą u pacjentów młodocianych (duże komory z wydatnymi rogami miazgi, możliwość obnażenia miazgi podczas szlifowania),</li> <li>– zęby nieprawidłowo wyleczone endodontycznie, ze zmianami okołowierzchołkowymi niepoddającymi się leczeniu,</li> <li>– zaawansowana choroba przyzębia (rozchwianie III stopnia wg klasyfikacji Kantorowicza),</li> <li>– wysoka skłonność do próchnicy, zła higiena jamy ustnej.</li> </ul>	
<ul style="list-style-type: none"> <li>– alergia na metal,</li> <li>– duże wymagania estetyczne.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– obecność parafunkcji zwarciowych (bruksizm),</li> <li>– zgryz głęboki,</li> <li>– nadmiernie pochylone zęby (protruzja, retruzja).</li> </ul>

rodzaju stałych uzupełnień protetycznych są stopy srebro-palladowe. Dzięki obecności palladu srebro nabywa cech metali szlachetnych i uzyskuje odporność na korozję. Ponadto niski ciężar właściwy tego stopu pozwala na oszczędność materiału i obniżenie kosztów wykonania uzupełnień.<sup>10</sup>

### B. Stopy metali nieszlachetnych – właściwości

Metale nieszlachetne w przeciwieństwie do metali szlachetnych mogą ulegać korozji. Od tej zasady są oczywiście wyjątki, jak np. tytan czy glin. Najczęściej wykorzystywane metale nieszlachetne w stopach dentystycznych to: srebro, miedź, cynk, ind, cyna, gal czy nikiel.<sup>7</sup>

W wykonawstwie koron protetycznych na podbudowie metalowej licowanych porcelaną, spośród stopów metali nieszlachetnych, powszechnie wykorzystuje się stopy chromowo-kobaltowe, chromowo-niklowe, stal chromowo-niklową o budowie austenicznej oraz stopy tytanu.<sup>9</sup> W zależności od składu stopu jego twardość oscyluje w zakresie 180-350HV.

Stopy chromowo-kobaltowe należą do grupy stellitów, które charakteryzują się największą twardością spośród stopów dentystycznych sięgającą 300-385HV w skali Vickersa.<sup>9</sup> Przy 12-13% zawartości chromu w stopie materiał

wykazuje właściwości antykorozyjne. Jest to spowodowane zjawiskiem pasywacji, polegającym na pokryciu powierzchni metalu warstwą nieaktywnych tlenków, blokujących dostęp tlenu do dalszych części substruktury. Stopy chromowo-kobaltowe charakteryzuje również niskie przewodnictwo cieplne. Jest to cecha szczególnie korzystna podczas cementowania uzupełnień protetycznych na filarach zębów z żywą miazgą. Niski potencjał alergizujący sprawia, że występowanie alergii na chrom wynosi około 3% u kobiet i 10% u mężczyzn.<sup>11</sup> Istotne znaczenie w nasileniu reakcji alergicznej na metal odgrywa sposób kontaktowania się metalu z otaczającymi tkankami. Im większy jest kontakt części metalowej uzupełnienia protetycznego z girlandą dziąsłową, tym większe prawdopodobieństwo wystąpienia reakcji nadwrażliwości.<sup>12</sup>

Obecność poszczególnych składników stopów nieszlachetnych może kumulować się w organizmie i prowadzić nawet do ogólnoustrojowych objawów alergicznych, toksycznych, a także zmian mutagennych i karcinogennych. Jeśli w jamie ustnej zostaną zastosowane metale o różnym potencjale elektrochemicznym, w obecności elektrolitu (śliny) może powstać ogniwo galwaniczne,

a następnie zmiany w jamie ustnej w postaci elektrometalozy.<sup>13</sup>

Kolejną grupę stanowią stopy chromowo-niklowe, które znajdują coraz rzadsze zastosowanie w protetyce stomatologicznej. Słabnąca popularność tych materiałów jest w dużej mierze wynikiem wysokiego potencjału alergizującego niklu (11,1% u kobiet i 2,2% u mężczyzn).<sup>11</sup> Pomimo tej wady, stopy te wykazują niskie przewodnictwo cieplne, odporność na korozję (dzięki zawartości chromu) oraz charakteryzują się dobrą płynnością. Ta ostatnia cecha sprawia, że są one stosunkowo łatwe w odlewaniu. Pozwalają również na oszczędne opracowanie zęba filarowego dzięki dużemu modułowi sprężystości (165-220GPa). Minimalna grubość podbudowy metalowej w uzupełnieniu protetycznym sięga 0,3 mm.<sup>10-11</sup>

Substrukturę korony protetycznej można również wykonać z tytanu i jego stopów. Do korzystnych właściwości tytanu należy zaliczyć jego dużą odporność na korozję dzięki wytwarzaniu powierzchniowej warstwy tlenków, biogodność z tkankami jamy ustnej i niski potencjał alergizujący. W zależności od temperatury, metal ten może występować w dwóch formach: heksagonalnej zwartej (α-tytan, <885°C) lub regularnej przestrzennej centrowanej (β-tytan, >885°C). Jego niska gęstość i powinowactwo do gazów obecnych w powietrzu atmosferycznym sprawiają, że jest to metal trudny w obróbce. Oprócz frezowania w systemie CAD/CAM, istnieje również możliwość jego odlewania, jednak proces ten wymaga spełnienia specjalnych warunków i posiadania kosztownego pieca. Do odlewnictwa tytanu stosowane są specjalne systemy ciśnieniowo-próżniowe, gdzie proces przebiega w osłonie argonu. Ponadto materiał ten charakteryzuje się niskim przewodnictwem cieplnym i brakiem właściwości magnetycznych, przez co może być materiałem z wyboru u pacjentów podlegających regularnym badaniom z zastosowaniem rezonansu magnetycznego. Stopy

tytanu są jednak stosunkowo trudne w polerowaniu, a substruktura metalowa wykonana z tego metalu powinna być o 30-40% grubsza od swojego odpowiednika wykonanego ze stopu innego metalu nieszlachetnego, ze względu na jego niski stopień sprężystości.<sup>9-10</sup>

#### *Łączenie porcelany licującej z podbudową metalową*

Sposoby łączenia porcelany licującej z metalową podbudową są znacznie bardziej przebadane w porównaniu do łączenia porcelany z cyrkonem. Na adhezję pomiędzy tymi dwoma odmiennymi materiałami ma wpływ m.in. utworzenie silnego wiązania chemicznego, mechanicznego i naprężenia rezydualne.<sup>7</sup>

Na połączenie chemiczne pomiędzy metalową podbudową a ceramiką licującą składa się kilka czynników, m.in. siły adhezyjne, siły van der Waalsa oraz wiązanie poprzez warstwę tlenków.<sup>14</sup> W celu wytworzenia warstwy tlenków – substruktury metalowe ze stopów metali nieszlachetnych muszą zostać poddane procesowi oksydacji. Metale szlachetne, które ze względu na swoje właściwości nie podlegają procesowi oksydacji, muszą w swoim składzie zawierać domieszki pierwiastków łatwo ulegających utlenianiu, jak np. cyna (Sn) lub Ind (In). Z kolei stopy metali nieszlachetnych zawierają w swym składzie pierwiastki łatwo utleniające się, takie jak nikiel (Ni), chrom (Cr) czy beryl (Be). Istotne jest, aby warstwa tlenków powstających na powierzchni metalu nie była zbyt gruba, ponieważ tlenki ulegają rozpuszczeniu w ceramice powodując jej przebarwienie lub ogólne pogorszenie estetyki uzupełnienia w rejonie przydziąsłowym.

Stopy metali zawierające domieszkę berylu, zazwyczaj wykazują dobrą adhezję do porcelany licującej, z uwagi na fakt, że tlenek berylu (II) jest mocno związany z powierzchnią stopu. Nieco odmiennie właściwości posiadają stopy tworzące warstwy tlenków z dużą ilością tlenku chromu (III), który nie ulega dobrej adhezji do

powierzchni stopu i wymaga stosowania dodatkowego czynnika wiążącego. Dodanie do stopu domieszki pierwiastka takiego jak itr, poprawia wiązanie tlenków ze stopem.<sup>7</sup>

Połączenie mechaniczne uzyskuje się za pomocą obróbki strumieniowo-ścierniej, co powoduje usunięcie nadmiaru tlenków, powstanie zagłębień mikroretencyjnych i zwiększenie powierzchni wiązania. Zabieg ten dodatkowo poprawia zwilżalność metalowej podbudowy. W przypadku słabego zwilżania porcelany przez metal lub nieprawidłowego jej wypalania, pomiędzy metalem a ceramiką, tworzą się puste przestrzenie wpływające negatywnie na adhezję.

Uwzględnienie różnicy kurczliwości obu materiałów podczas wykonawstwa koron lanych licowanych porcelaną, może wpłynąć na zmniejszenie niekorzystnych naprężeń pomiędzy ceramiką i stopem. Według *Craiga*<sup>7</sup> korzystna różnica pomiędzy współczynnikami ekspansji termicznej wynosi  $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ . Jeśli różnica ta jest zachowana, to podczas oziębiania uzupełnienia protetycznego substruktura metalowa kurczy się nieco bardziej niż porcelana. Skutkuje to powstaniem korzystnych naprężeń ściskających lub inaczej kompresji rezydualnej, uodparniających koronę na niektóre obciążenia mechaniczne.

Wyniki badań naukowych porównujących siłę wiązania porcelany licującej do metalu i cyrkonu nie są jednoznaczne. *Barazanchi* i wsp. porównali siłę połączenia pomiędzy podbudową metalową ze stopu chromowo-kobaltowego wykonaną w technologii syntezy laserowej oraz frezowania materiału presyntetyzowanego z porcelaną licującą. Substruktury wykonane w technologii syntezy laserowej wykazywały większą siłę wiązania, lecz w obu przypadkach połączenie było satysfakcjonujące.<sup>15</sup>

Według *Saito* i wsp.,<sup>16</sup> którzy porównali wartości wytrzymałości wiązań na ścinanie – wytrzymałość wiązania porcelany feldszpatowej

do podbudowy cyrkonowej jest porównywalna do odporności wiązania porcelany feldszpatowej do podbudowy ze stopu złota i zależy od wytrzymałości samej porcelany. Z kolei według *Guess* i wsp.<sup>5</sup> nie występuje znacząca różnica pomiędzy wytrzymałością połączenia ceramika-stop metalu na ścinanie, niezależnie od tego czy jest to stop szlachetny czy nieszlachetny. Natomiast występuje znacząca różnica pomiędzy wytrzymałością na ścinanie połączenia ceramika-cyrkon a ceramika-stop metalu, przy czym połączenie ceramika-cyrkon wykazuje mniejszą wytrzymałość. Różnice w wynikach badań wynikają z odmiennej metodyki ich przeprowadzania.

#### *Tlenek cyrkonu – właściwości*

Tlenek cyrkonu został po raz pierwszy odkryty w 1789 roku przez niemieckiego chemika Martina Heinricha Klaprotha, podczas ogrzewania kryształu cyrkonu. Jego popularność w medycynie wzrosła w latach 60-tych XX wieku, głównie w obszarze ortopedii,<sup>17</sup> jednak później wzbudziła zainteresowanie również w kontekście zastosowania w protetyce stomatologicznej. Już we wczesnych latach 90-tych tlenek cyrkonu stabilizowany tlenkiem itru został wprowadzony do stomatologii.<sup>1,3-5</sup> Ceramika cyrkonowa jest obecnie materiałem coraz bardziej rozpowszechnionym zarówno wśród lekarzy stomatologów, jak i pacjentów. Coraz więcej pracowni techniki dentystycznej oferuje usługi wykonywania cyrkonowych uzupełnień protetycznych wytwarzanych w technologii CAD/CAM. Na popularność tego materiału z pewnością mają wpływ jego niewątpliwe zalety takie jak: biokompatybilność, dobre właściwości mechaniczne oraz wysoka estetyka.<sup>17</sup>

Tlenek cyrkonu (IV) jest materiałem polimorficznym występującym w trzech odmianach strukturalnych w zależności od temperatury: jednoskośnej ( $<1170^{\circ}\text{C}$ ), tetragonalnej ( $1170-2370^{\circ}\text{C}$ ) i regularnej ( $>2370^{\circ}\text{C}$ ).

W protetyce najchętniej użytkowaną odmianą jest wysokotemperaturowa forma tetragonalna,<sup>10</sup> jednak aby zachować wszystkie jej pożądane właściwości w temperaturze pokojowej – konieczne jest dodanie do niej stabilizatora np. tlenku itru ( $Y_2O_3$ ), tlenku magnezu (MgO), tlenku ceru ( $CeO_2$ ) lub tlenku wapnia (CaO).<sup>18</sup> Dytlenek cyrkonu charakteryzuje się największą wytrzymałością na zginanie spośród wszystkich ceramik dentystycznych, wynosi ona około 1200-1400 MPa. Wiąże się to z faktem, że materiał ten ulega tzw. transformacji indukowanej naprężeniem lub transformacji wzmacniającej. Zjawisko to sprawia, że w momencie pojawienia się naprężenia zewnętrznego – forma tetragonalna ulega przekształceniu w odmianę jednoskośną. Wówczas objętość ziaren tlenku cyrkonu wzrasta o około 3-5% i prowadzi do zablokowania rozprzestrzeniającego się pęknięcia.<sup>10</sup>

Istnieje dodatkowa możliwość poprawy odporności tlenku cyrkonu (IV) na złamanie poprzez dodanie do niego cząsteczek glinu w odpowiedniej proporcji – w ten sposób powstaje materiał złożony ATZ (alumina toughened zirconia). Materiał ten wykazuje odporność na złamanie rzędu 1800-2400 MPa w temperaturze pokojowej. W przyszłości może okazać się dobrą alternatywą dla monolitycznego dwutlenku cyrkonu w wykonawstwie koron protetycznych, jednak obecnie nie jest powszechnie stosowany ze względu na obniżoną przezierność spowodowaną dodatkiem glinu.<sup>18</sup>

Ponadto istotną właściwością tlenku cyrkonu jest jego chemiczna obojętność. Jest to materiał, który nie ulega trawieniu, zarówno przez kwas ortofosforowy, jak i fluorowodorowy – spowodowane jest to brakiem fazy szklanej w tego rodzaju ceramice. W związku z powyższym, nie ma możliwości adhezyjnego cementowania koron protetycznych na podbudowie z dwutlenku cyrkonu, bez ich wcześniejszego przygotowania.<sup>10</sup>

#### *Łączenie porcelany licującej z tlenkiem cyrkonu*

Pomimo dostępnej obszernej wiedzy partej wieloma badaniami na temat połączenia podbudów metalowych z porcelaną, nasza wiedza odnośnie sposobów łączenia cyrkonu z porcelaną nadal jest dość ograniczona.<sup>5</sup> Według *Thompsona*<sup>17</sup> wytrzymałość połączenia podbudowy z ceramiką licującą zależy od jej kształtu, połączenia chemicznego, zakotwiczenia mechanicznego, naprężeń międzyfazowych spowodowanych różnicami współczynników ekspansji termicznej oraz różnic w temperaturach zeszklenia. Ceramika tlenku cyrkonu w zależności od producenta posiada współczynnik ekspansji termicznej w przedziale 9-11 mm/mK, natomiast porcelana przeznaczona do licowania pomiędzy 7 a 13 mm/mK.<sup>17</sup> Pożądane jest, aby współczynnik ekspansji termicznej porcelany licującej był mniejszy od współczynnika ekspansji termicznej materiału substruktury.

Według badań *Liu* i wsp.<sup>19</sup> mechaniczne rozwinięcie powierzchni cyrkonu za pomocą piaskowania 50  $\mu$ m cząsteczkami glinu pod ciśnieniem 3,5 bara przez 15 sekund z odległości 10 mm i pulsacyjne zastosowanie lasera  $CO_2$  wpływa pozytywnie na siłę połączenia cyrkonu z porcelaną licującą. Ci sami badacze sugerują, że przygotowanie powierzchni podbudowy poprzez naświetlanie laserem może stać się nową, skuteczną, powszechnie stosowaną metodą. Dowodzą również, że próby ponownego wypalania podbudów cyrkonowych w piecu po cyklu piaskowania i czyszczenia w myjce ultradźwiękowej nie mają znaczącego wpływu na siłę łączenia cyrkonu z ceramiką.

*Yi-Chuan Liu* i wsp.<sup>20</sup> porównali wpływ zastosowania plazm różnych gazów pod ciśnieniem atmosferycznym na siłę połączenia porcelany z cyrkonem. Zastosowanie wspomnianych plazm nie wpłynęło na strukturę powierzchni cyrkonu natomiast poprawiło jego zwilżalność. Dzięki zjawisku hydroksylacji powierzchniowej, zastosowanie plazmy argonu

T a b e l a 3. Właściwości fizykochemiczne stopu chromowo-kobaltowego i tlenku cyrkonu (IV)<sup>7,9-11</sup>

	Stop chromowo-kobaltowy	Tlenek cyrkonu (IV)
Technologie wykonania	Technika odlewania, CAD/CAM, SLM	CAD/CAM
Gęstość	7,5-8,5 g/cm <sup>3</sup>	5,6-6,1 g/cm <sup>3</sup>
Moduł sprężystości	180-240 GPa	210-224 GPa
Zakres temperatury topnienia	1145-1470°C	polimorfizm struktury krystalicznej w zależności od temperatury
Zalety	<ul style="list-style-type: none"> <li>– niskie przewodnictwo cieplne,</li> <li>– wysoka odporność na korozję,</li> <li>– przystępny koszt materiału i techniki wykonania,</li> <li>– możliwość cementowania konwencjonalnego i adhezyjnego.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– niskie przewodnictwo cieplne,</li> <li>– duża odporność na kruche pękanie,</li> <li>– duża trwałość w wysokich temperaturach,</li> <li>– brak zjawiska korozji,</li> <li>– bardzo dobra adaptacja brzeżna,</li> <li>– jednorodna struktura (porowatość &lt;1%),</li> <li>– wysoka estetyka.</li> </ul>
Wady	<ul style="list-style-type: none"> <li>– możliwość tworzenia ogniw galwanicznych (obecność jonów chlorkowych w ślinie),</li> <li>– wywoływanie alergii (pokrzywka, zmiany lichenoidalne),</li> <li>– gorsza estetyka,</li> <li>– możliwość inkrustacji jonów metali do tkanek miękkich (tatuaż dziąsła).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– brak możliwości cementowania adhezyjnego,</li> <li>– niejasny sposób łączenia z porcelaną licującą,</li> <li>– konieczność zakupu drogiego sprzętu.</li> </ul>

i tetrafluorometanu (CF<sub>4</sub>) poprawiło odporność wiązania cyrkon-porcelana na ścinanie. W przypadku tetrafluorometanu można było również zaobserwować powstanie wiązania chemicznego Zr-F. Zastosowanie plazmy tlenu spowodowało natomiast powstanie mikroporowatości w porcelanie licującej i negatywnie wpłynęło na siłę wiązania.

Według *Marchionatti* i wsp.<sup>21</sup> sposób przygotowania substruktury cyrkonowej nie jest jedynym czynnikiem mającym wpływ na siłę połączenia z porcelaną. Sugerują, że metoda polegająca na zmieleniu w systemie CAD/CAM materiału podbudowy i ceramiki licującej, a następnie połączenie ich z niskotopliwą ceramiką bądź cementem na bazie żywicy zwiększa

siłę wiązania pomiędzy dwoma materiałami. Autorzy podają również, że technika napalania oraz tłoczenia porcelany skutkują podobną siłą wiązania do podbudowy.<sup>21</sup>

Siła połączenia między cyrkonem a porcelaną licującą nadal nie przewyższa złotego standardu, jakim jest połączenie pomiędzy porcelaną a substrukturą metalową.<sup>5,22</sup>

Porównanie właściwości fizykochemicznych stopu chromowo-kobaltowego i tlenku cyrkonu przedstawiono w tabeli 3.

Różnice w połączeniu ceramiki z metalem i cyrkonem mają wpływ na ich zastosowanie w różnych przypadkach klinicznych, jak również na odmienny tryb postępowania w trakcie napraw.



## Podsumowanie

Korony złożone na podbudowie z tlenku cyrkonu już dawno zostały wprowadzone do praktyki klinicznej jako wysokoestetyczna alternatywa dla koron lanych licowanych porcelaną. Jednak zdania lekarzy na temat różnic w wytrzymałości mechanicznej tych uzupełnień nadal są podzielone.

Największą wadą uzupełnień wykonanych z tlenku cyrkonu jest obojętność chemiczna materiału substruktury oraz występujące stosunkowo często uszkodzenia w postaci odprysków porcelany licującej. Korony lane licowane porcelaną mogą natomiast tworzyć ogniwa galwaniczne, powodować reakcje toksyczne i alergiczne lub przebarwiać tkanki miękkie.

Podczas wyboru rodzaju uzupełnienia protetycznego należy zawsze kierować się zindywidualizowanym planem leczenia dopasowanym do konkretnego przypadku klinicznego, jak również wymaganiami czynnościowymi i estetycznymi oraz możliwościami finansowymi pacjenta.

## Piśmiennictwo

1. Januszewska A, Dejak B: Ocena preparacji zębów pod korony protetyczne – na podstawie wybranego piśmiennictwa. *Protet Stomatol* 2019; 69(4): 384-393.
2. Shao LQ, Deng B, Yi YF, Liu Q, Zhang WW, Wen N: Binding Performance of a Zirconia Framework Material and Veneering Porcelain. *Adv Mat Res* 2010; 177: 186-189.
3. Okoński P, Lasek K, Mierzwińska-Nastalska E: Kliniczne zastosowanie wybranych materiałów ceramicznych. *Protet Stomatol* 2012; 62(3): 181-185.
4. Lasek K, Okoński P, Mierzwińska-Nastalska E: Tlenek cyrkonu- właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne. *Protet Stomatol* 2009; 59(6): 415-420.
5. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR: Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; 24: 1556-1567.
6. Dejak B: *Vademecum wykonywania protez stałych i ruchomych*. Wyd. Med Tour Press 2020.
7. Craig R: *Materiały stomatologiczne*. Wyd. Elsevier Urban&Partner, Wrocław 2008.
8. Jedynak B, Szczyrek P: Zastosowanie techniki galwanoforningu w protetyce stomatologicznej. *Protet Stomatol* 2010; 60(1): 61-66.
9. Smardz J, Skowron M, Florjański W: The use of metals and their alloys in dental prosthetics, *Prosthodontics* 2016; 66(6): 461-467.
10. Pryliński M: *Vademecum materiałoznawstwa protetycznego*, Wyd. Med Tour Press 2020.
11. Świder K, Dąbrowa T, Więckiewicz W: Allergic reactions to biomaterials utilized in prosthodontics – review of literature, *Prosthodontics* 2020; 70(2): 210-219.
12. Gielzak J, Drobnik K: Nadwrażliwość na stopy metali stosowanych w protetyce stomatologicznej – przegląd piśmiennictwa. *Protet Stomatol* 2019; 69(1): 57-67.
13. Szumiński K, Gajdus P, Hędzulek W: Ocena wielkości napięć i natężeń prądów elektrogalwanicznych w jamie ustnej pacjentów. *Protet Stomatol* 2014; 64(1): 11-18.
14. Mierzwińska-Nastalska E, Szczyrek P: Uzupełnienia ceramiczne. Postępowanie kliniczne i wykonawstwo laboratoryjne, Wyd. Med Tour Press 2011.
15. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN: Adhesion of porcelain to three-dimensionally printed and soft milled cobalt chromium, *J Prosthodont Res* 2020; 64(2): 120-127.
16. Saito A, Komine F, Blatz M, Matsumura H: A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010; 104(4): 247-257.

17. *Thompson JY, Stoner BR, Piasek JR, Smith R*: Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011; 27(1): 71-82.
18. *Grech J, Antunes E*: Zirconia in dental prosthetics: a literature review. *J Mater Res Technol* 2019; 8(5): 4956-4964.
19. *Liu L, Liu S, Song X et al.*: Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics, *Lasers Med Sci* 2015; 30: 627-634.
20. *Yi-Chuan L, Jung-Pei H, Yung-Chung C, Li-Li K, Chii-Shyang H, Shu-Fen C*: Promoting porcelain-zirconia bonding using different atmospheric pressure gas plasmas, *Dent Mater* 2018; 34(8): 1188-1198.
21. *Marchionatti AME, Aurélio IL, Wandscher VF*: Does veneering technique affect the bond strength of bilayer Y-TZP? A systematic review and meta-analysis, *J Prosthet Dent* 2021; 126(4): 480-488.
22. *Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH*: Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores, *J Adv Prosthodont* 2009; 1(3): 129-135.

Zaakceptowano do druku: 12.04.2023 r.

Adres autorów: 02-097 Warszawa, ul. Binieckiego 6.

© Zarząd Główny PTS 2023.