

Tlenek cyrkonu – właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne

Zirconium oxide: its physico-mechanical properties and clinical application

Katarzyna Lasek, Piotr Okoński, Elżbieta Mierzwińska-Nastalska

Z Katedry Protetyki Stomatologicznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Kierownik: prof. dr hab. E. Mierzwińska-Nastalska

HASŁA INDEKSOWE:

tlenek cyrkonu, technologie CAD/CAM

KEY WORDS:

zirconium oxide, CAD/CAM technologies

Streszczenie

Dwutlenek cyrkonu jest stosowany od niedawna w protetyce stomatologicznej do wytwarzania podbudowy uzupełnień stałych w systemach pełnoceramicznych. Spośród wszystkich porcelan tlenkowych cyrkon cechuje się najwyższą wytrzymałością mechaniczną; odporność na złamanie osiąga wartości do 2000N. Dzięki dużej wytrzymałości materiał znalazł zastosowanie w konstrukcji protez stałych, zwłaszcza w odcinkach bocznych łuku zębowego, gdzie siły zgryzowe są największe. Czysty cyrkon jako pierwiastek należy do grupy metali, jako dwutlenek ma postać polikrystaliczną. Kryształy cyrkonu tworzą drobne ziarna. Występuje on w trzech odmianach strukturalnych: jednoskośnej, tetragonalnej i kubicznej. W stomatologii znajduje zastosowanie postać tetragonalna, która nie zawiera dodatku fazy szklistej. Przetwarzanie tlenku cyrkonu wiąże się z zastosowaniem najnowocześniejszych procedur laboratoryjnych - komputerowo wspomaganego projektowania (CAD) i cyfrowo sterowanej produkcji (CAM). W pracy omówiono mikrostrukturę i podstawowe właściwości fizyko-mechaniczne ceramiki cyrkonowej takie, jak wytrzymałość, twardość, kruchość. Przedstawiono kolejne etapy komputerowo wspomaganego planowania i wytwarzania tego typu uzupełnień. Opisano zasady postępowania klinicznego, główne wskazania oraz ograniczenia związane ze stosowaniem materiału.

Summary

Recently, in prosthetic dentistry zirconium oxide has been introduced for fabrication of crowns and fixed partial dentures frameworks in all-ceramic systems. The mechanical properties of zirconia are the highest ever reported for oxide ceramics, break resistance reaches 2000N. Due to its high mechanical performance is used especially in posterior region of dental arch, where biting forces have the biggest value. Pure zirconia is a metallic element. When forming dioxide has polycrystalline structure. It occurs in three forms: monoclinic, tetragonal and cubic. In dentistry tetragonal form without any glass component is used. Processing of zirconia requires the most advanced laboratory technologies - computer assisted design (CAD) and manufacturing (CAM). Based on literature review, the microstructure and basic physico-mechanical properties including strength, hardness, fracture toughness of zirconia ceramic are presented. The article concerns also digital planning and manufacturing of these restorations, guidelines on clinical procedures, main indications for application and limitations of use.

Wstęp

Zastosowanie współczesnych materiałów ceramicznych w protetyce stomatologicznej do wykonywania protez stałych pozwala na uzyskanie estetycznych i trwałych uzupełnień protetycznych w zakresie całego łuku zębowego. Do niewątpliwych zalet uzupełnień całoceramicznych, szczególnie na podbudowie z tlenku cyrkonu, należą korzystne właściwości fizyczne oraz biokompatybilność tego materiału z tkankami jamy ustnej. Ponadto tego typu uzupełnienia protetyczne nie powodują występowania zjawiska korozji w jamie ustnej, które w przypadku uzupełnień na podbudowie z metalu może skutkować migracją jonów do tkanek miękkich, otaczających zęby filarowe i powodować ich sine przebarwienie. Najczęstszymi przyczynami powstawania niedokładności i zniekształceń w projektowanych konstrukcjach o podbudowie metalowej są etapy ręcznego modelowania podbudowy pod ceramikę i konwencjonalna technika odlewnictwa metali mogąca powodować zaburzenia w końcowej jakości struktury metalu po odlewie.

Wymienione problemy powodują, iż od wielu lat poszukuje się metod, które pozwoliłyby na wyeliminowanie metalu z podbudowy uzupełnień stałych. W przypadku pojedynczych uzupełnień protetycznych od lat 90-tych ubiegłego wieku z powodzeniem stosuje się ceramikę leucytową (Empress), dwukrzemowolitową (EmpressII, emax Press) oraz glinową (Procera). Ze względu na parametry wytrzymałości mechanicznej tych materiałów, stosowanie ich do wykonywania konstrukcji wieloczłonowych, szczególnie w odcinkach bocznych łuku zębowego, jest bardzo ograniczone i pozwala na wykonywanie trzyczłonowych mostów z ograniczeniem do drugiego przedtrzonowca jako filar dystalny. Poszukiwania materiału ceramicznego o wysokiej wytrzymałości mechanicznej pozwalającej na wykonywanie wieloczłonowych uzupełnień stałych, doprowadziły do zastosowania w stomatologii tlenku cyrkonu, materiału znanego już w przemyśle samochodowym, energetyce oraz w technologiach związanych z podbojem kosmosu. Jest to materiał o najwyższej wytrzymałości mechanicznej spośród wszystkich ceramik dentystycznych, z którym wiąże się duże nadzieje na możliwość sze-

rokiego stosowania w protetyce do wykonywania uzupełnień bez podbudowy metalowej. Dodatkową zaletą tlenku cyrkonu jest zastosowanie do jego wytwarzania technologii komputerowych pozwalających na wyeliminowanie konwencjonalnych procedur laboratoryjnych i uzyskanie konstrukcji o dużej precyzji wykonania. Przy dopuszczalnej klinicznie szczelności brzeżnej w granicach 100 μm , technologii CAD/CAM pozwalają uzyskać uzupełnienia o szczelności sięgającej 30 μm .

Cel pracy

Celem pracy jest przedstawienie ogólnej charakterystyki tlenku cyrkonu, ze szczególnym uwzględnieniem cech fizycznych tego materiału oraz możliwości i ograniczeń w klinicznym jego zastosowaniu.

Charakterystyka tlenku cyrkonu

Czysty cyrkon jest metalem, w układzie okresowym pierwiastków należy do grupy tytanowców, w temperaturze pokojowej jest ciałem stałym barwy srebrzystoszarej. Łatwo pokrywa się na powierzchni ochronną warstwą tlenków, które zapobiegają dalszemu utlenianiu (1). Pierwiastek cyrkon odkryty został w 1789 r. przez niemieckiego chemika Martina Heinricha Klaprotha, który podczas badań nad minerałami otrzymał tlenek cyrkonu. Jednak nie wyizolował on nigdy tego metalu w czystej postaci. Dokonał tego Jons Jacob Berzelius dopiero w 1824 r. (2). Otrzymywanie metalu w stanie wolnym jest trudne, gdyż łatwo tworzy on związki z węglem, azotem i tlenem. Tlenek cyrkonu jest wybitnie ogniotrwały (temp. topnienia 2700°C), względnie odporny na korozję w kwaśnym środowisku, ma dużą twardość, wytrzymałość mechaniczną, dobre właściwości izolacyjne oraz małą zdolność do pochłaniania promieniowania jonizującego. Wykorzystuje się go do produkcji wysokiej jakości narzędzi tnących, silników spalinowych, osłon w reaktorach jądrowych i osłon zewnętrznych promów kosmicznych. Badania skał powierzchni księżycy ujawniły, że cyrkon jest powszechnie występującym tam pierwiastkiem; w skorupie ziemskiej zawartość jego minerałów wynosi 0,02%, dla porównania złoto występuje w skorupie ziemskiej zaledwie w ilości 0,000002% (1,2).

Nie stwierdzono negatywnych skutków oddziaływania cyrkonu na organizmy żywe, działania mutagennego, czy kancerogennego. Dzięki temu, że jest biokompatybilny, znalazł zastosowanie w medycynie. W ortopedii od 1985 r. wykorzystywany jest do wytwarzania protez głowy stawu biodrowego (8). W stomatologii badania nad jego zastosowaniem prowadzone są od lat 90-tych XX wieku (11). Ze względu na korzystne właściwości fizyko– mechaniczne materiał ten wykorzystywany jest w stomatologii do produkcji zamków ortodontycznych, implantów, łączników do implantów, wkładów koronowo – korzeniowych oraz na podbudowy koron i mostów (3, 11). Obecnie, ze względu na zbyt dużą sztywność odchodzi się od stosowania cyrkonowych wkładów koronowo-korzeniowych (CosmoPost), na rzecz wkładów z włókna szklanego.

Budowa i właściwości fizyczne

Tlenek cyrkonu jest materiałem polimorficznym, ceramicznym, bez dodatku szkła. Kryształy tlenku cyrkonu tworzą drobne ziarna wielkości 0,2 – 0,5 μm (5). Polimorfizm tlenku cyrkonu wyraża się w występowaniu trzech postaci alotropowych: monoklinicznej – w polskim piśmiennictwie nazywaną monocykliczną lub jednoskośną; tetragonalnej i kubicznej inaczej – cylindrycznej lub regularnej. W temperaturze pokojowej cyrkon występuje w postaci monoklinicznej. Ogrzewany do temp. powyżej 1170°C przekształca się w formę tetragonalną a powyżej 2370°C w kubiczną (2, 3, 4, 5).

Najbardziej korzystną postacią z punktu widzenia biomechaniki jest forma tetragonalna. W latach 70-tych XX w. odkryto możliwość ustabilizowania formy tetragonalnej w temperaturze pokojowej poprzez dodatek tlenków magnezu, wapnia, itru lub ceru (4). Obecnie w zastosowaniach biomedycznych wykorzystuje się najczęściej 3%mol Y_2O_3 (Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals 3Y–TZP).

Spośród wielu dostępnych materiałów ceramicznych zawierających cyrkon, w stomatologii nalaży zastosowanie trzy. Są to: wspomniany wcześniej tlenek cyrkonu stabilizowany tlenkiem itru (Y-TZP) stosowany najpowszechniej, na którym bazuje większość systemów do wytwarzania pod-

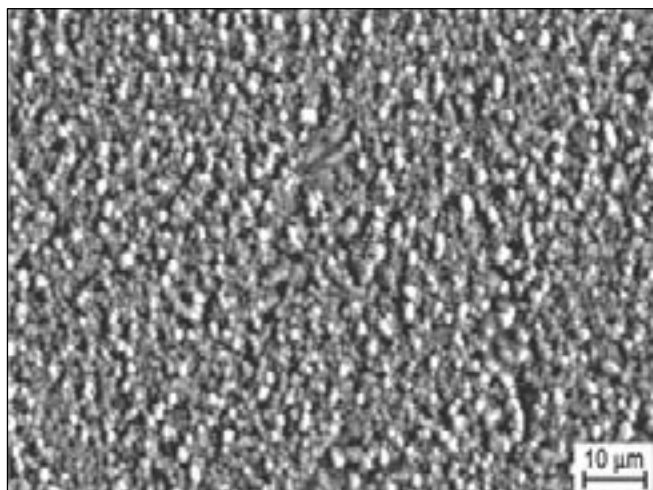
budowy uzupełnień protetycznych. Ponadto tlenek cyrkonu wykorzystuje się w formie częściowo stabilizowanej tlenkiem magnezu (Mg-PSZ). Jest on dostępny jako materiał Denzir-M firmy Dentronic AB. Różni się od przedniego mikrostrukturą, uwarunkowaną odmiennym sposobem otrzymywania i większą zawartością stabilizatora. Trzecim zastosowaniem o stosunkowo najmniejszym znaczeniu jest tlenek cyrkonu w fazie rozproszonej. Dodawany jest on do materiału podstawowego np. aluminy w systemie In-Ceram Zirconia firmy Vita Zahnfabric (5).

Wysoka wytrzymałość i odporność na złamanie tlenku cyrkonu wynika ze zjawiska transformacji wzmacniającej, jakie obserwuje się w mikrostrukturze materiału. Zjawisko to opisane w 1975 r. polega na miejscowym wzroście objętości o 3-5% towarzyszącym przemianie formy tetragonalnej w monokliniczną pod wpływem rozchodzącego się pęknięcia (3, 6, 11). Ogranicza to możliwość rozprzestrzeniania się mikropęknięć w strukturze cyrkonu, dlatego jest on często określany mianem materiału „samonaprawiającego się”.

W formie podstawowej cyrkon jest nieprzezierny (opakerowy) w kolorze mlecznobiałym. Bardzo jasna barwa podbudowy cyrkonowej jest często uważana za wadę tego materiału i ograniczenie w stosowaniu go w odcinku przednim łuku zębowego. Pewnym rozwiązaniem jest technika barwienia przed synteryzacją podbudowy wykonanej z tlenku cyrkonu. Pozwala to na modyfikację podstawowej białej barwy i uzyskanie podbudowy kolorem zbliżonej do zębiny (5, 7).

Gęstość tlenku cyrkonu wynosi około 6 g/cm^3 oznacza to, iż jest to materiał stosunkowo lekki w porównaniu do metali szlachetnych takich jak złoto (19 g/cm^3) czy platyna (21 g/cm^3) (2, 8). Posiada także bardzo niski współczynnik porowatości tzn. ma bardzo jednolitą mikrostrukturę, praktycznie bez pustych przestrzeni, rys czy mikroszczelin (ryc. 1) (10). Mała porowatość tlenku cyrkonu w formie tetragonalnej oznacza również, iż jest on materiałem nienasiąkliwym.

Właściwością kluczową dla wielu wskazań do zastosowania cyrkonu w protetyce stomatologicznej jest jego wytrzymałość na zginanie osiągająca 1200-1400 MPa. Jest to wartość naprężenia, po przekroczeniu której następuje zniszczenie mate-



Ryc. 1. Powierzchnia tlenku cyrkonu.

riału. Jest ona najwyższa spośród wszystkich materiałów stosowanych do wytwarzania uzupełnień całoceramicznych (3, 7). Dlatego często nazywany jest „ceramiczną stalą” (6).

Ze względu na wysoką wytrzymałość na zginanie uzupełnienia na bazie z tlenku cyrkonu można stosować w bocznych odcinkach łuku zębowego do wykonywania mostów uzupełniających braki zębów przedtrzonowych i trzonowych. Najnowsze systemy CAD/CAM umożliwiają wycinanie konstrukcji na bazie tlenku cyrkonu uzupełniających braki nawet całego łuku zębowego mostami okrężnymi (ryc. 2). Precyzja i dokładność tak przygotowanych struktur jest najwyższa ze wszystkich technik dotychczas stosowanych w tego typu konstrukcjach.

Kolejnym parametrem charakteryzującym wytrzymałość mechaniczną materiałów jest moduł



Ryc. 2. Most okrężny na podbudowie z tlenku cyrkonu.

Younga, który określa ich elastyczność lub sztywność. Dla tlenku cyrkonu wartość jego jest zbliżona do stali i wynosi około 200 GPa (3, 7, 9). Tlenek cyrkonu charakteryzuje się bardzo wysokim współczynnikiem intensywności naprężeń wynoszącym około $10 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$. Parametr ten określa odporność na rozprzestrzenianie się pęknięć i oznacza ilość energii potrzebnej do inicjacji złamania próbki materiału (tzw. kruche pęknięcie) (3, 7, 9). Podstawowe własności fizyczne cyrkonu przedstawiono w tabeli I.

Tabela I. Właściwości fizyczne tlenku cyrkonu

| | |
|--------------------------------------|-----------------------------------|
| Kolor: | biały |
| Gęstość: | $>6 \text{ g/cm}^3$ |
| Porowatość: | $<0.1\%$ |
| Wytrzymałość na zginanie: | 840 – 1400 MPa |
| Sprężystość (moduł Younga): | 200 GPa |
| Współczynnik intensywności naprężeń: | 9-10 MPa/m |
| Rozszerzalność termiczna: | $11 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ |
| Przewodnictwo cieplne: | 2 Wm/K |
| Twardość wg Vickersa: | $\sim 13 \text{ GPa}$ |

Projektowanie i wytwarzanie uzupełnień na bazie tlenku cyrkonu

W związku z tym, że tlenku cyrkonu nie można odlewać ani tłoczyć, opracowano metody wytwarzania uzupełnień oparte na technikach komputerowych CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing). Do najbardziej znanych i rozpowszechnionych systemów cyfrowego projektowania i wytwarzania podbudowy na bazie tlenku cyrkonu należą systemy: Cercon (Dentsply), LAVA (3M ESPE), Cerec (Sirona), Everest (KaVo), Procera AllZircon (NobelBiocare), ZENO Tec (Wieland) oraz e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), w którym producent dostarcza tylko surowiec, czyli bloczki tlenku cyrkonu do obróbki w innych systemach.

Proces technologiczny rozpoczyna się w laboratorium protetycznym od przygotowania modeli z

otrzymanych z gabinetu stomatologicznego wycisków. Model roboczy musi być wykonany dokładnie z zaleceniami producenta systemu CAD/CAM aby umożliwić precyzyjne przeniesienie informacji ze słupka modelowego do pamięci komputera w procesie skanowania. W zależności od systemu wyróżnia się skanery mechaniczne (dotykowe) oraz optyczne (laserowe). Skanery optyczne charakteryzują się większą koncentracją punktów pomiarowych na powierzchni słupka i szybszym ich przetwarzaniem (5). Następnie dane z odczytu skanera przesyłane są do pamięci komputera osobistego. Do zaprojektowania podbudowy wykorzystuje się programy stosowane od wielu lat w architekturze i budownictwie. Na monitorze technik projektuje wirtualny obraz podbudowy (CAD), uwzględniając przede wszystkim jej grubość, zasięg, wymiary przęsła mostu, indywidualny kształt powierzchni okluzyjnej. Podbudowy do uzupełnień protetycznych mogą być także projektowane za pomocą tradycyjnej metody modelowania z wosku, jak to ma miejsce w systemie Cercon. W tym przypadku skanowaniu podlega model woskowy. W kolejnym etapie dane z komputera przesyłane są do cyfrowo sterowanej frezarki (12). Tlenek cyrkonu produkowany jest w postaci bloczków lub dysków o różnej wielkości, w dwóch postaciach: całkowicie zsyntetyzowanej lub w postaci presyntetyzowanej o konsystencji zbliżonej do twardej kredy. Przy wycinaniu podbudowy z elementów ostatecznie utwardzonych uzyskuje się uzupełnienia o rzeczywistej wielkości idealnie dopasowane do filarów, ale przy tego typu obróbce zużycie frezów jest większe, a także w strukturze materiału mogą powstawać mikro-pęknięcia wpływające na jego końcową wytrzymałość mechaniczną (11). Wycinanie konstrukcji z bloczków presyntetyzowanych znacznie skraca czas obróbki oraz zmniejsza zużycie urządzenia frezującego, ale towarzyszący procesowi następczego spiekania skurcz podbudowy stwarza możliwość powstania niedokładności w przyleganiu ostatecznego uzupełnienia (13).

Proces spiekania kryształów tlenku cyrkonu przebiega w temperaturze 1350 – 1550°C i powoduje, iż podbudowa ulega pomniejszeniu o 20-25%, co jest wynikiem zagęszczenia sieci krystalicznej struktury cyrkonu (5). Zmniejszenie

wymiarów podbudowy narzuca tym samym konieczność początkowego wycięcia powiększonego kształtu uzupełnienia.

W kolejnym etapie na gotową podbudowę napalona zostaje ceramika licująca.

Preparacja zębów filarowych

Zasady preparacji filaru protetycznego w ogólnym zarysie nie odbiegają od klasycznej preparacji ze stopniem. Redukcja ścian musi uwzględniać grubość przyszłej podbudowy – nie mniej niż 0,4 mm oraz grubość warstwy ceramiki licującej. Redukcja powierzchni żującej powinna wynosić 1,5-2,0 mm a redukcja ścian osiowych – 1,5 mm. Zalecany typ stopnia to chamfer lub shoulder z zaokrąglonym kątem o szerokości minimum 1,0 mm, 0,5 mm poniżej brzegu dziąsłowego (12). Zbieżność ścian powinna wynosić 5-6°. Większy stopień nierównoległości ścian wpływa na retencję uzupełnienia, natomiast idealna równoległość uniemożliwia pracę głowicy skanera, a program komputerowy błędnie odczytuje punkty na ścianie zęba filarowego. Istotne jest wygładzenie powierzchni i zaokrąglenie krawędzi. Najkorzystniej jest uzgodnić z pracownią protetyczną rozmiar i typ wiertel stosowanych do opracowywania filarów, aby uzyskać kształt najkorzystniejszy dla typu frezów we frezarce laboratoryjnej (13).

Przy planowaniu leczenia należy brać pod uwagę wymogi stawiane konstrukcji podbudowy. Grubość ścian osiowych i żującej nie powinna być mniejsza niż 0,4 mm a powierzchnia przekroju łącznika nie mniejsza niż 0,9 mm². Ponadto wysokość przęsła powinna mieć powyżej 4 mm, przy czym grubość warstwy porcelany licującej wynosi minimum 1 mm (7, 20). Długość przęsła nie powinna przekraczać ok. 40 mm. Tlenek cyrkonu dostarczany jest przez producentów w formie różnej wielkości bloczków, co umożliwia wycinanie wieloczłonowych konstrukcji protetycznych. W niektórych systemach np. Wieland, istnieje możliwość wytwarzania mostów dowolnej długości, aż do pełnego łuku włącznie, gdyż materiał dostarczany jest w postaci dysków. Granicę konstrukcyjną stanowi wytrzymałość zębów filarowych a nie możliwości materiału.

Należy także zwrócić uwagę, aby przy dostosowywaniu uzupełnienia przed cementowaniem

nie używać zbyt ściernych wiertel, gdyż stwarza to ryzyko powstawania mikrorys mogących wpływać na ostateczną wytrzymałość uzupełnienia (5).

Cementowanie uzupełnień na bazie tlenku cyrkonu

Cementowanie uzupełnień na podbudowie z tlenku cyrkonu może być wykonane zarówno cementami tradycyjnymi np. glass-jonomerowymi jak również cementami adhezyjnymi. Jednak dostępne badania wykazują, że tego typu prace cementowane metodami adhezyjnymi wykazują znacznie mniejszą siłę wiązania z kompozytem niż konstrukcje na podbudowie z ceramiki szklanej (Empress, emax Press). Jest to związane z homogeną, gęsto upakowaną strukturą kryształów tlenku cyrkonu i brakiem matrycy szklanej, która mogłaby być wytrawiona i poddana procesowi silanizacji (11). Nie mniej zastosowanie cementów kompozytowych do osadzania konstrukcji na bazie tlenku cyrkonu wydaje się klinicznie uzasadnione, ponieważ poprawia to szczelność ostatecznie osadzonej konstrukcji i zabezpiecza tkanki zęba przed przeciekami brzeżnym (21). Najlepszymi materiałami w takiej sytuacji są cementy o podwójnym mechanizmie polimeryzacji, dostarczane przez producenta z odpowiednim lakierem, służącym do powlekania cyrkonu przed zastosowaniem cementu adhezyjnego np. Metal-cyrkonium primer (Multilink, Ivoclar Vivadent) ResiCem/Al-Zr Primer (Shofu), Panavia F 2.0/Porcelain, Activator/Mega Primer (Kuraray Medical).

Ograniczenia zastosowania

Z racji relatywnie krótkiego okresu stosowania, brak jest długookresowych badań klinicznych nad wytrzymałością stałych uzupełnień protetycznych na bazie tlenku cyrkonu takich, jak w przypadku uzupełnień na podbudowie metalowej, gdzie trwałość wykonanych prac oceniana była w okresach 20-letnich. W literaturze dostępne są badania kliniczne, dotyczące wielocłonowych uzupełnień protetycznych w odcinkach bocznych łuku zębowego, z najdłuższym średnim czasem obserwacji 62 m-ce (5). Badania te wykazały 100% sukces kliniczny w 2-3 letnich okresach obserwacji (14, 15). Zastosowanie nowoczesnych technologii wytwarza-

nia można również traktować w kategoriach wady, gdyż powoduje ono generowanie wyższych kosztów, co ostatecznie przekłada się na zwiększenie kosztów leczenia. Pracownia protetyczna musi być wyposażona w odpowiedni sprzęt do obróbki materiału, komputery osobiste i oprogramowanie. Od techników wymaga się zdobycia wiedzy i umiejętności pozwalających na projektowanie uzupełnień protetycznych w systemach CAD/CAM. Wzrost kosztów jest znaczny w porównaniu z tradycyjnymi uzupełnieniami o podbudowie z metali nieszlachetnych, ale w dalszym ciągu porównywalny jest z kosztem wykonania uzupełnień na podbudowie ze stopów złota.

Bardzo istotną, niekorzystną cechą tlenku cyrkonu jest podatność na tzw. „starzenie”. Zjawisko to polega na spontanicznej przemianie fazowej postaci tetragonalnej w monokliniczną, bardziej stabilną w niskich temperaturach i jest określane również jako „degradacja niskotemperaturowa”. Towarzyszy temu wzrost objętości materiału o 3% i powstawanie mikropęknięć. Niekorzystny wpływ tego procesu ten zaobserwowano i opisano w ortopedii, kiedy w krótkim czasie odnotowano liczne przypadki uszkodzenia *in vivo* endoprotez stawu biodrowego (4, 17).

Badania dotyczące czynników wpływających na trwałość Y-TZP w warunkach *in vitro*, a tym samym mogących przyspieszać spontaniczną niskotemperaturową przemianę fazową wskazują, że na wytrzymałość tego typu uzupełnień wpływać może m.in. wilgoć obecna w środowisku jamy ustnej (16, 22). Również różne sposoby wytwarzania, a więc frezowanie miękkich bloczków materiału i następnie spiekanie podbudowy może powodować powstawanie powierzchniowych rys i naprężeń, odmiennych niż te, powstające przy frezowaniu gotowych bloków z ostatecznie zsyntetyzowanego materiału.

Kolejnym czynnikiem niekorzystnie wpływającym na trwałość cyrkonu jest wysoka temperatura występująca na etapie jego licowania porcelaną. Podbudowy poddane obróbce w wysokiej temperaturze (>250°C) wykazują niższą odporność mechaniczną (16). Istotnym zagadnieniem jest również schemat licowania uzupełnienia porcelaną. W przypadku pojedynczych koron, miejscem najbardziej podatnym na złamanie jest wewnętrzna część

podbudowy. W przypadku kilkuczłonowych mostów jest to łącznik pomiędzy filarem a przęsłem. Jak wiadomo porcelana licująca jest bardziej podatna na propagację mikroszczelin. Dlatego niektórzy autorzy sugerują aby nie pokrywać porcelaną dośluzówkowej powierzchni łączników w miejscach gdzie pozwalają na to względy estetyczne. Z drugiej jednak strony, pozostawienie odsłoniętego materiału podbudowy w środowisku jamy ustnej może przyspieszać jego degradację niskotemperaturową oraz zwiększać odkładanie się płytki nazębnej (18, 19).

Istnieją też wątpliwości, czy wskazane jest na obecnym poziomie wiedzy, stosowanie uzupełnień pełnoceramicznych u pacjentów, u których stwierdzono występowanie przeciążeń zgryzowych spowodowanych parafunkcjami. Jak wiadomo fizjologiczne siły zgryzowe generują nacisk w granicach 50-250 N, przy bruksizmie wartości tych sił wzrastają do 1000 N. Ponadto, podobnie jak w przypadku uzupełnień tradycyjnych, na wytrzymałość mają wpływ wymiary podbudowy, czyli grubość jej ścian i powierzchnia przekroju łączników mostów. Im masywniejszy jest element, tym jego wytrzymałość będzie większa, natomiast względy estetyczne narzucają konieczność maksymalnego wyważowania podbudowy, aby stworzyć jak najwięcej miejsca dla porcelany licującej. Jak wcześniej wspomniano, badania wytrzymałościowe wykazują, że optymalna grubość ścian podbudowy powinna wynosić minimum 0,4 mm a powierzchnia przekroju przęsła nie mniej niż 0,9 mm² (ryc. 3).



Ryc. 3 Mosty na podbudowie z tlenku cyrkonu.

Podsumowanie

Wytwarzanie uzupełnień całoceramicznych w oparciu o technologię CAD/CAM jest najbardziej zaawansowanym procesem technologicznym stosowanym w stomatologii. Podbudowa ceramiczna z tlenku cyrkonu zapewnia najwyższą wytrzymałość mechaniczną spośród wszystkich ceramiek dentystycznych i znajduje zastosowanie do rekonstrukcji braków także w odcinkach bocznych łuku zębowego. Pozwala tym samym na osiągnięcie wysokich wymogów funkcjonalności i estetyki. Tak jak w każdym przypadku przed przystąpieniem do leczenia protetycznego, konieczne jest dokładne badanie pacjenta i wnikliwa ocena warunków w jamie ustnej. Szczególnie przy wstępnym planowaniu przyszłego uzupełnienia ważna jest ocena rozmiaru luki pod względem odpowiedniej wielkości przęsła i ocena przestrzeni międzyokluzyjnej. Przy podejrzeniu parafunkcji zwarciowych i niezwarciowych leczenie z wykorzystaniem materiałów ceramicznych należy planować szczególnie ostrożnie. Ze względu na niewielką przezierność tlenku cyrkonu, do wykonywania uzupełnień w odcinku przednim, bardziej wskazane jest zastosowanie innych materiałów ceramicznych o lepszych właściwościach optycznych np. ceramiki szklanej.

Tlenek cyrkonu stosowany do wykonywania podbudowy uzupełnień protetycznych jest w wielu aspektach materiałem bardzo obiecującym. Jednak ostatecznym czynnikiem, który należy brać pod uwagę jest trwałość wykonanych z niego konstrukcji protetycznych w długim okresie obserwacji. Na podstawie wielu danych z piśmiennictwa można wnioskować, że tlenek cyrkonu spełnia wszelkie oczekiwania z punktu widzenia wytrzymałości i długoletniego sukcesu klinicznego. Jednak obecnie wciąż brak jest długookresowych, rzetelnych badań klinicznych, które jednoznacznie potwierdziłyby tą tezę.

Piśmiennictwo

1. Bielański A.: Chemia ogólna i nieorganiczna PWN, Warszawa, 1979, 546-551.
2. Trzebiatowski W.: Chemia nieorganiczna PWN, Warszawa 1969, 500-504.

3. *Dejak B., Kacprzak M., Suliborski B., Śmielak B.*: Struktura i niektóre właściwości ceramiek dentystrycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury. *Protet. Stomol.*, 2006, LVI, 6, 471-477.
4. *Kelly J. R., Denry I.*: Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent. Mater.*, 2008, 24, 289-298.
5. *Denry I, Kelly J. R.*: State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.*, 2008, 24, 299-307.
6. *Garvie R. C., Hannink R. H., Pascoe R. T.*: Ceramic steel? *Nature*, 1975, 258, 703-704.
7. *Raigrodski A. J.*: Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature *J.Prosth.Dent.*, 2004, 92, 6, 557-562.
8. *Picconi C., Maccauro G.*: Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20, 1-25.
9. *Ahmad I.*: *Stomatologia estetyczna*. Elsevier, 2007,
10. www.keramverband.de/brevier
11. *Conrad H. J., Seong W. J., Pesun I. J.*: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, 2007, 98, 389-404.
12. *Majewski S.*: *Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi*. Wydawnictwo Fundacji Rozwoju Protetyki, Kraków, 2005, 85-89.
13. *Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P.*: Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur. J. Oral. Sci.*, 2005, 113, 174-179.
14. *Raigrodski A. J., Chiche G. J., Potiket N., Hochstedler J. L., Mohamed S. E., Billiot S., Mercante D. E.*: The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J. Prosth. Dent.* 2006, 96, 4, 237-244.
15. *Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K.*: All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon® technique. A 2-year clinical study. *J. Oral. Rehab.*, 2005, 32, 180-187.
16. *Sundh A., Molin M., Sjörgen G.*: Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent. Mater.*, 2005, 21, 476-482.
17. *Chevalier J.*: What future for zirconia as a biomaterial? *Biomater.*, 2006, 27, 539-546.
18. *Att W., Grigoriadou M., Strub J. R.*: ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication stimulator. *J. Oral. Rehab.*, 2007, 34, 282-290.
19. *Studart A. R., Filser F., Kocher P., Lüthy H., Gauckler L. J.*: Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges *Dent. Mater.*, 2007, 23, 115-123.
20. *Larsson C., Holm L., Lovgren N., Kokubo Y., Vult von Steyern P.*: Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J. Oral. Rehab.*, 2007, 34, 702-709.
21. *Keiichi Y., Yukiko T., Xiangfeng M., Mitsuru A.*: Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. *J. Prosthodont.*, 2007, 16, 5, 370-376.
22. *Studart A. R., Filser F., Kocher P., Gauckler L. J.*: Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for design of dental bridges *Dent. Mater.*, 2007, 23, 106-114.

Zaakceptowano do druku: 29.X.2009 r.

Adres autorów: 02-006 Warszawa ul. Nowogrodzka 59 paw. XI.

© Zarząd Główny PTS 2009.