

Nowoczesne materiały na bazie tlenku cyrkonu: właściwości optyczne i mechaniczne – przegląd piśmiennictwa

Advanced zirconium oxide materials: optical and mechanical properties – literature review

Krzysztof Górowski, Magdalena Orczykowska, Małgorzata Pihut

Katedra Protetyki Stomatologicznej, Uniwersytet Jagielloński w Krakowie Collegium Medicum
Department of Prosthodontics, Collegium Medicum Jagiellonian University Medical College
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Małgorzata Pihut

HASŁA INDEKSOWE:

tlenek cyrkonu zwiększonej przezierności, mono-
lityczny tlenek cyrkonu, ceramika na bazie ZrO_2

KEY WORDS:

high-translucency zirconium oxide, monolithic
zirconium oxide, ZrO_2 – based ceramics

Streszczenie

Współczesne materiały stosowane w protetyce stomatologicznej muszą sprostać coraz większym wymaganiom estetycznym i wytrzymałościowym. Ze względu na swoje właściwości mechaniczne i optyczne szczególne miejsce w wykonawstwie protez stałych zajmuje tlenek cyrkonu. Jest on wykorzystywany zarówno w implantoprotetyce, jak i w klasycznych, stałych uzupełnieniach protetycznych opartych na zębach filarowych. Początkowo stosowany był on głównie do wykonania podbudów protez stałych. Obecnie coraz szerzej stosowane są nowe generacje materiałów na bazie tlenku cyrkonu, o zwiększonej przezierności, mogące służyć do wykonania monolitycznych prac protetycznych. Pełnokonturowe uzupełnienia wykonane z tlenku cyrkonu, dzięki technologii CAD-CAM cechują się: dużą wytrzymałością na zginanie, wymagają mniej inwazyjnych metod związanych z przygotowaniem zębów filarowych, nie powodują patologicznego starcia zębów antagonistycznych, są mniej pracochłonne laboratoryjnie i klinicznie, a jako monolityczne,

Summary

Materials used in dental prosthetics today must meet the ever-increasing requirements of aesthetics and durability. Due to its mechanical and optical properties, zirconium oxide has a special place in the area of fixed prostheses. It is used both in implant prosthetics and in conventional, fixed prosthetic restorations supported on abutment teeth. Initially, it was used mainly for the manufacture of suprastructures for fixed dentures. Currently, new generations of zirconium oxide materials with increased translucency, which can be used to make monolithic prosthetic replacements, are becoming more popular. Thanks to CAD-CAM technology, full-contour restorations made of zirconium oxide are characterized by high flexural strength and the preparation of abutment teeth is even more conservative. They also minimize wear of the antagonistic teeth, and the whole process is less time consuming both clinically and in the laboratory. As monolithic restorations, they are free from undesirable complications associated with ceramic facing chipping. Despite their

pozbawione są powikłań związanych z odpryskiwaniem ceramiki licującej. Pomimo swoich zalet nie są one jednak materiałami pozbawionymi wad. Znajomość właściwości dostępnych materiałów ułatwi odpowiedni wybór w konkretnych przypadkach klinicznych.

advantages, they are not ideal materials devoid of disadvantages. However, the knowledge of the properties of the available materials will facilitate the right choice in specific clinical cases.

Współczesne materiały i metody stosowane w protetyce stomatologicznej muszą sprostać coraz większym wymaganiom estetycznym i wytrzymałościowym. Szczególne oczekiwania stawiane są stałym uzupełnieniom protezy, które oprócz odpowiedniej wytrzymałości i biogodności muszą jak najdokładniej naśladować wygląd tkanek zęba. Z tego powodu obserwuje się wzrost różnorodności materiałów służących do wykonania uzupełnień protetycznych.^{1,2} Wśród nich szczególne miejsce, ze względu na parametry wytrzymałościowe oraz optyczne, zajmuje tlenek cyrkonu.³ Celem artykułu jest przedstawienie właściwości optycznych i mechanicznych ceramiki na bazie tlenku cyrkonu, ze szczególnym uwzględnieniem nowych materiałów o zwiększonej przezierności. Dokonano przeglądu bazy PubMed oraz zbiorów Biblioteki Medycznej Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum. Przegląd piśmiennictwa posłużył do opracowania niniejszej pracy.

Zastosowanie stałych, metalowo-ceramicznych uzupełnień protetycznych wiąże się z możliwością uszkodzenia licowania (ang. chipping) oraz niezadowalającymi właściwościami optycznymi. Wykorzystanie tlenku cyrkonu, jako materiału do wykonania podbudów protez stałych, na które napalana jest ceramika w znacznym stopniu poprawiło estetykę uzupełnień protetycznych, lecz wciąż problem chipingu pozostał nierozwiązany.⁴⁻⁷ Próbą uniknięcia powikłań w postaci uszkodzeń materiału licującego jest wykonanie koron w całości z jednego rodzaju ceramiki dentystycznej.^{8,9}

Uzupełnienia wykonane z ceramiki zawierającej fazę szklaną, bardzo dobrze imitują tkanki twarde zęba, ale w niektórych przypadkach wytrzymałość mechaniczna tego typu uzupełnień może być niewystarczająca. Alternatywę dla uzupełnień pełnoceramicznych, wykonanych z ceramiki szklanej, mogą stanowić uzupełnienia protetyczne wykonane w całości z tlenku cyrkonu (ryc. 1, 2). Monolityczne uzupełnienia wykonane z tego materiału w technologii CAD-CAM mają także inne zalety: wykazują dużą wytrzymałość na zginanie, wymagają bardziej zachowawczego przygotowania zębów filarowych, minimalizują zużycie zębów antagonistycznych, są mniej pracochłonne laboratoryjnie i klinicznie, a jako monolityczne, pozbawione są niepożądanych zjawisk związanych z odpryskiwaniem ceramiki licującej.³⁻¹⁰

Cyrkon zlokalizowany jest w grupie metali przejściowych układu okresowego pierwiastków chemicznych. Jest on powszechnie występującym składnikiem skorupy ziemskiej, występującym w formie minerału o tej samej nazwie ($ZrSiO_4$). Materiał ten został zastosowany w medycynie w 1969 roku. Początkowo wykorzystany był do wykonywania elementów endoprotez biodra. W stomatologii cyrkon stosowany jest od lat 90-tych XX wieku w postaci dwutlenku cyrkonu (ZrO_2).⁹ Związek ten występuje w 3 postaciach alotropowych: jednoskośnej (monocyklicznej), tetragonalnej i kubicznej. W temperaturze pokojowej ZrO_2 posiada strukturę monocykliczną, podgrzany do temperatury $1170^\circ C$ przekształca się w formę tertragonalną, a dalsze podgrzewanie do



Ryc. 1. Zdjęcie wewnątrzustne – pełnokonturowe uzupełnienia protetyczne w odcinku przednio-bocznym wykonane z dwutlenku cyrkonu.



Ryc. 2. Pełnokonturowe uzupełnienia protetyczne w odcinku bocznym wykonane z dwutlenku cyrkonu – widok na modelu.

temperatury 2370°C powoduje przekształcenie związku w formę kubiczną. Najbardziej pożądane właściwości fizyczne, takie jak wysoka twardość, odporność na zginanie, posiada forma tetragonalna. Aby ustabilizować ją w temperaturze pokojowej do tlenku cyrkonu dodawane są tlenki różnych metali. Najczęściej jest to trójtlenek itru (Y_2O_3) w stężeniu 3mol%, a materiał w ten sposób otrzymany nazywany jest stabilizowanym itrem tetragonalnym tlenkiem cyrkonu (ang. Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal, Y-TZP). W porównaniu z innymi ceramikami dentystycznymi Y-TZP charakteryzuje się większą odpornością na zginanie, dobrą odpornością na złamania i twardością co wynika głównie z występowania zjawiska tzw. hartowania transformacyjnego.¹¹⁻¹³ Obecnie Y-TZP cieszy się bardzo dużą popularnością, wykorzystywany jest do wykonywania zamków ortodontycznych, indywidualnych wkładów koronowo-korzeniowych, koron protetycznych, łączników implantologicznych czy samych implantów. Szerokie zastosowanie cyrkon zawdzięcza kolorowi oraz bardzo dobrym właściwościom biomechanicznym. Cyrkonowe elementy protez otrzymywane są dzięki zastosowaniu technologii CAD-CAM.^{9,13,14} Standardowy 3mol% Y-TZP jest

mleczno białym materiałem o niewielkiej przezierności. W celu uzyskania dobrego rezultatu estetycznego konieczne jest licowanie cyrkonowych elementów koron/mostów protetycznych innymi rodzajami ceramiki o lepszych właściwościach optycznych (ryc. 3). Stwarza to ryzyko pęknięcia lub uszkodzeń porcelany licującej. Powikłanie to, według niektórych autorów, występuje częściej niż w przypadku koron metalowo-ceramicznych.^{15,16} W celu rozwiązania tego problemu opracowano specjalne rodzaje ceramiki cyrkonowej o zwiększonej przezierności, które mają cechować się wytrzymałością większą niż tradycyjne ceramiki szklane czy ceramika na bazie dwukrzemianu litu.



Ryc. 3. Zdjęcie wewnątrzustne – uzupełnienia protetyczne w odcinku przednim wykonane z dwutlenku cyrkonu licowane ceramiką szklaną.

Absorpcja i rozpraszanie światła wewnątrz materiałów polikrystalicznych wynika z obecności ziarnistości w ich mikrostrukturze, granic ziarnistości, porowatości, różnych faz krystalicznych oraz defektów krystalograficznych.¹⁷ Podjęto próby modyfikacji mikrostruktury Y-TZP, aby stał się on bardziej przepuszczalny dla światła. Otrzymanie bardziej przejrzystej struktury cyrkonu możliwe jest m.in. poprzez zmniejszenie rozmiaru ziaren, porowatości, dodatku tlenku aluminium czy zwiększenie zawartości Y₂O₃. W piśmiennictwie materiały cyrkonowe o zwiększonej przezierności zostały podzielone na trzy generacje.⁸

Pierwsza to materiały na bazie ZrO₂ o zwiększonej przezierności, otrzymane zostały poprzez modyfikację parametrów spiekania.¹⁸ Wzrost temperatury i wydłużenie czasu i spiekania, odpowiednie chłodzenie, powoduje powstanie mikrostruktury bardziej przezierniej dla światła.¹⁹ Ograniczeniem metody jest spadek wytrzymałości materiału po przekroczeniu temperatury 1600 stopni C.¹⁸ Kolejną metodą zwiększenia przezierności materiałów na bazie ZrO₂ jest zmniejszenie ilości i rozmiaru ziaren tlenku glinu (Al₂O₃). Materiały otrzymywane w ten sposób nazwane zostały materiałami drugiej generacji.²⁰ Najnowsze technologie wytwarzania przeziernego cyrkonu pozwalają na stabilizację ZrO₂ w formie kubicznej, przez zwiększenie dodatku Y₂O₃. Dostępne są materiały powyżej 5mol% Y₂O₃.

Określenie właściwości optycznych

Właściwości optyczne materiału ściśle związane są z oddziaływaniem fal elektromagnetycznych (o częstotliwości zbliżonej do światła widzialnego) z cząsteczkami budującymi materiał.²¹ Wiązka światła widzialnego, padająca na ciało stałe może ulec odbiciu, absorpcji, załamaniu, rozproszeniu oraz transmisji. Zjawiska te zależne są od rozmieszczenia cząsteczek w ciele stałym oraz od długości fali, która z nimi oddziałuje. W celu uzyskania estetycznych

pełnoceramicznych uzupełnień protetycznych należy zwrócić uwagę na kolor i przezierność ceramiki dentystycznej. Wiązka promieniowania padającego na materiał polikrystaliczny tylko częściowo przez niego przenika. W wyniku selektywnej absorpcji i odbicia części fal padających na materiał, dochodzi do powstania odczucia barwy. Pozostała część transmitowana jest przez materiał powodując powstanie wrażenia przezierności. Pomiar koloru odbywa się przy użyciu odpowiedniego oprzyrządowania. Najczęściej używane są do tego celu spektrofotometry, które określonej barwie przypisują wartość liczbową. Klasyfikacja Międzynarodowej Komisji Oświetleniowej (fr. Commission Internationale de l'Eclairage CIE) wyznacza trzy współrzędne, które określają położenie koloru w przestrzeni barwnej (CIELab). Barwę opisują matematycznie trzy składowe: *L* – jasność, *a* – barwa od zielonej do czerwonej, *b* – barwa od niebieskiej do żółtej.²² Ważnym aspektem badań koloru jest ocena różnicy koloru, które w przestrzeni CIELab można obliczyć ze wzoru ΔE :

$$\Delta E = \sqrt{((\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2)}$$

Kolejnym parametrem wpływającym na estetykę uzupełnień protetycznych jest przezierność, czyli przepuszczalność dla światła. W piśmiennictwie najczęściej spotykanymi metodami ustalenia przezierności materiału są: wyznaczenie współczynnika kontrastu (ang. contrast ratio CR), parametru przezierności (ang. translucency parameter TP) oraz całkowitej transmisji światła. TP oznacza wartość ΔE dla ceramiki umieszczonej na białym (W) i czarnym (B) tle ($TP = [(L^*_W - L^*_B)^2 + (a^*_W - a^*_B)^2 + (b^*_W - b^*_B)^2]^{1/2}$).²³ CR definiuje się, jako stosunek współczynnika odbicia (Y) dla ceramiki spoczywającej na czarnym i białym tle ($CR = Y_B/Y_W$).²⁴ Badania porównujące przezierność tlenku cyrkonu nowych generacji z klasycznym 3-YTZP wskazują statystycznie

istotne różnice na korzyść nowych materiałów.²⁵ Co więcej materiały 3 generacji o zwiększonej zawartości fazy kubicznej (stabilizowane $>5\text{mol}\% \text{Y}_2\text{O}_3$) cechują się lepszymi właściwościami optycznymi niż materiały 1-szej czy 2-giej generacji. Jest to prawdopodobnie związane z fizyczną naturą kryształów kubicznych, które w przeciwieństwie do struktury tetragonalnej nie posiadają zdolności do podwójnego załamania światła. Mimo zwiększenia przezierności nowych materiałów, wartości przez nie osiągnięte wciąż dalekie są od przezierności naturalnych zębów.¹⁷ Wg badań *Camposilvan* i wsp. wartości CR dla próbek 3 generacji cyrkonu (grubość 1,5mm) zbliżone są do zębiny (CR~0,65) a dalekie od przezierności szkliwa (CR~0,45).²⁵ W badaniach *Baldissara* i wsp.²⁶ porównano przezierność 80 koron protetycznych pierwszych zębów trzonowych. Korony o różnej grubości wykonano z monolitycznego cyrkonu o dużej przezierności, grupę kontrolną stanowiły takie same korony protetyczne wykonane z dwukrzemianu litu. Wyniki tych badań wskazują na większą przezierność monolitycznych uzupełnień cyrkonowych w zestawieniu z koronami z dwukrzemianu litu. Wyniki powyższe są sprzeczne z rezultatami badań *Harada* i wsp. porównujących właściwości optyczne dokładnie tych samych materiałów. Otrzymane przez nich dane wskazują na większą przezierność dwukrzemianu litu.²⁷ Wyniki tych badań korespondują z wynikami innych autorów. Różne rezultaty mogą wynikać z doboru koloru użytych materiałów lub z metodyki badań. *Baldissara* i wsp. w swoich badaniach wykorzystali korony protetyczne natomiast *Harada* i wsp. płaskie próbki materiału. Badania różniły się także długością fali światła.^{26,27} Warto zwrócić uwagę na fakt, że wraz ze wzrostem grubości próbki materiału zmniejsza się jego przezierność.¹⁵ Minimalna, zalecana przez producenta grubość koron protetycznych w odcinku bocznym, wykonanych na bazie dwukrzemianu litu to ok. 1,5mm (IPS

E.max CAD Ivoclar Vivadent) a monolitycznych cyrkonowych 0,5mm (Katana Zirconia High Translucent Multi-layered HTML, Kuraray Noritake). Biorąc to pod uwagę i porównując próbki tych materiałów o różnej grubości osiągnięte wartości współczynnika TP będą podobne.²⁸

Właściwości mechaniczne

Dwutlenek cyrkonu stabilizowany 3mol% Y_2O_3 jest obecnie najbardziej wytrzymałym rodzajem ceramiki. Wytrzymałość na zginanie to 900-1200MP, charakteryzuje się twardością w skali Vickersa 13 GPa. W porównaniu do ceramiki z dwukrzemianu litu, gdzie wytrzymałość na zginanie to 330-400 MPa i twardość 6,5 GPa wg Vickersa (HV 5 - HV 100).^{29,30} Gęstość tlenku cyrkonu wynosi około $6\text{g}/\text{cm}^3$ w temperaturze 20 stopni. Sprawia to że można uznać go za materiał stosunkowo lekki w porównaniu do np. metali szlachetnych (złoto $19\text{g}/\text{cm}^3$). Wartości mechaniczne 3Y-TZP związane są m.in. z transformacją wzmacniającą cyrkonu. W przypadku przyłożenia siły zewnętrznej, powodującej uszkodzenie struktury wewnętrznej tlenku cyrkonu, dochodzi do przechodzenia formy tetragonalnej w monocykliczną czemu towarzyszy wzrost objętości o około 3-4%. Uważa się, że zjawisko to przyczynia się do samoograniczenia rozprzestrzeniania pęknięć w 3Y-TZP.^{12,14} Wytrzymałość na zginanie monolitycznych uzupełnień protetycznych z dwutlenku cyrkonu stabilizowanego w fazie kubicznej ($>4\text{mol}\% \text{Y-PSZ}$) znajduje się pomiędzy ceramiką dwukrzemianu litu a 3Y-TZP i stanowi około połowę wytrzymałości 3Y-TZP.^{30,31} W piśmiennictwie opisywane jest zjawisko degradacji niskotemperaturowej (ang. low-temperature degradation – LTD) 3Y-TZP, skutkujące pogorszeniem właściwości mechanicznych materiału. Związane jest ono z przechodzeniem formy tetragonalnej w formę monocykliczną w temperaturze pokojowej

i wilgotnym środowisku. Zjawiska to ściśle związane jest z rodzajem fazy krystalicznej i zawartością Y_2O_3 . Zjawiska degradacji niskotemperaturowej nie zaobserwowano badając materiały na bazie tlenku cyrkonu, zawierające kryształy w fazie kubicznej (<4mol% Y-PSZ).^{30,31} Pomimo bardzo dobrych właściwości mechanicznych tlenek cyrkonu jest materiałem kruchym. Powinno to zostać uwzględnione podczas projektowania konstrukcji protetycznych, szczególnie konstrukcji mostów protetycznych. Powierzchnia przekroju łącznika wykonanego z monolitycznego cyrkonu (5Y-PSZ) powinna w odcinku przednim wynosić 12 mm³ a w odcinku bocznym 16 mm³ i mieć kształt eliptyczny wydłużony w kierunku koronowo-korzeniowym (Katana Super Translucent Multi-Layered STML, Kuraray Noritake). Nie zalecane jest wykonywanie mostów o długości większej niż 3 punkty w odcinku bocznym (Katana Super Translucent Multi-Layered STML, Kuraray Noritake). Chropowatość powierzchni materiału w znacznym stopniu warunkuje abrazyjność danej powierzchni a co za tym idzie stopień ścierania zębów przeciwstawnych. Czynniki wpływającymi na zużycie ceramiki i tkanek zęba wg *Oh* i wsp. są mikrostruktura powierzchni w miejscu kontaktu z zębem przeciwstawnym oraz czynniki środowiskowe.³² Gładkość powierzchni i właściwości abrazyjne monolitycznych uzupełnień z tlenku cyrkonu zostały opisane w wielu badaniach.³³⁻³⁸ Jak wynika z tych badań monolityczne uzupełnienia cyrkonowe charakteryzują się minimalną abrazyjnością, mniejszą w porównaniu z innymi rodzajami materiałów odtwórczych, a gładkość powierzchni zależy od sposobu jej wykończenia.³³ Jak dowodzą badania mniej abrazyjna jest powierzchnia cyrkonu odpowiednio wypolerowana niż tylko pokryta glazurą.^{39,40} Badania kliniczne przeprowadzone przez *Hartkam* i wsp.⁴¹ wskazują na starcie powierzchni zębów

przeciwstawnych w kontakcie z polerowaną powierzchnią monolitycznych koron wykonanych z tlenku cyrkonu, porównywalne do zużycia w kontakcie szkliwo-szkliwo. W zgodzie z tym pozostają badania *Lohbauer* i wsp. oraz *JF Esquivel-Upshaw*.^{42,43} Wyników tych nie potwierdzają badania *Stober* i wsp. wskazujące na większe właściwości ściernie monolitycznego cyrkonu w porównaniu ze szkliwem zębów naturalnych.⁴⁴

Podsumowanie

Pełnokonturowe uzupełnienia protetyczne wykonane tlenku cyrkonu, szczególnie z ultraprzeziernego stabilizowanego 5mol% Y_2O_3 mogą stanowić alternatywę dla uzupełnień protetycznych wykonanych z ceramiki dwukrzemowo litowej, nawet w odcinku przednim. Należy jednak pamiętać, że zwiększona przezierność uzupełnienia uzyskiwana jest kosztem wytrzymałości mechanicznej. Wytrzymałość na zginanie tego typu ceramiki będzie o około 15-20% większa od ceramiki na bazie dwukrzemianu litu, przy zbliżonych lub nieco gorszych właściwościach optycznych. W odcinku bocznym zastosować można 3-YTZ o zwiększonej przezierności, który cechować będzie się parametrami wytrzymałościowymi zbliżonym do klasycznego 3-YTZ. Umożliwi to bardziej oszczędną preparację zębów filarowych zachowując przy tym odpowiednią wytrzymałość uzupełnień protetycznych.

Piśmiennictwo

1. *Miyazaki T, Hotta Y*: CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dent J* 56: 97-106. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x>.
2. *Saeed F, Muhammad N, Khan AS, Sharif F, Rahim A, Ahmad P, Irfan M*: Prosthodontics dental materials: From conventional to

- unconventional. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2020; 106: 110167. doi: 10.1016/j.msec.2019.110167. Epub 2019 Sep 7. PMID: 31753414.
3. Zhang Y, Lawn BR: Evaluating dental zirconia. *Dent Mater* 2019; 35(1): 15-23. doi:10.1016/j.dental.2018.08.291.
 4. Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JBC: Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dent Mater* 2019; 35(2): 344-355. doi:10.1016/j.dental.2018.11.034.
 5. Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD: Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dent Mater* 2010; 26(1): 13-20. doi: 10.1016/j.dental.2009.08.005. PMID: 19748115; PMCID: PMC3075119.
 6. Alsarani M, Souza G, Rizkalla A, El-Mowafy O: Influence of crown design and material on chipping-resistance of all-ceramic molar crowns: An in vitro study. *Dent Med Probl* 2018; 55(1): 35-42. doi: 10.17219/dmp/85000. PMID: 30152633.
 7. Anusavice KJ: Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012; 28(1): 102-111. doi:10.1016/j.dental.2011.09.012.
 8. Zhang Y, Lawn BR: Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res* 2018; 97(2): 140-147. doi:10.1177/0022034517737483.
 9. Nistor L, Grădinaru M, Rîcă R, et al.: Zirconia Use in Dentistry – Manufacturing and Properties. *Curr Health Sci J* 2019; 45(1): 28-35. doi:10.12865/CHSJ.45.01.03
 10. Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T: Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J (Basel)* 2019; 7(3): 90. Published 2019 Sep 2. doi:10.3390/dj7030090.
 11. Griffin JD Jr.: Combining monolithic zirconia crowns, digital impressing, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compend Contin Educ Dent* 2013; 34(3): 212-222. PMID: 23931266.
 12. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT: Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-704.
 13. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC: Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88: 366-377.
 14. Kelly JR, Denry I: Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; 24: 289-298.
 15. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(Suppl 3): 73-85.
 16. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(Suppl 3): 86-96.
 17. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BÇ, Özcan M, Karasu B: Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dent Mater J* 2020; 39(1): 1-8. doi: 10.4012/dmj.2019-098. Epub 2019 Aug 10. PMID: 31406098.
 18. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerle CHF: (2) Effect of sintering temperature on flexural strength, grain size and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 269-274.
 19. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Noack F, Sener B, Keul C: (3) Zirconia ceramics,

- their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J* 2014; 33: 591-598.
20. *Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N*: Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int* 2017; 48(5): 369-380. doi: 10.3290/j.qi.a38057. PMID: 28396886.
21. *Dresselhaus MS*: Solid State Physics Part II: Optical Properties of Solids. Springer; Berlin/Heidelberg, Germany: 2001. Absorption of light in solids.
22. CIE|International Commission on Illumination / Commission internationale de l'Eclairage / Internationale Beleuchtungskommission.
23. *Johnston WM, Ma T, Kienle BH*: Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1): 79-86. PMID: 7710631.
24. *Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ*: Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res* 1981; 60(5): 890-894. doi:10.1177/00220345810600050601. PMID: 6452468.
25. *Tabatabaian F*: Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont*; 28: 276-287. <https://doi.org/10.1111/jopr.12906>.
26. *Baldissara P, Wandscher VF, Estivalet Marchionatti AM, Parisi C, Monaco C, Ciocca L*: Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent*; Vol. 120, Issue 2.
27. *Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA*: A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016; 116(2): 257-263. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019. Epub 2016 Mar 17. PMID: 26994676.
28. *Elsaka SE*: Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont* 2019; 28: e279-e284. <https://doi.org/10.1111/jopr.12730>.
29. *Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R*: Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans* 2016; 45(48): 19194-19215. doi: 10.1039/c6dt03484e. PMID: 27892564.
30. *Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO*: Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* 2018; 120(1): 132-137. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.08.004. Epub 2018 Jan 6. PMID: 29310875.
31. *Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y*: New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater* 2019; 35(5): 797-806. doi:10.1016/j.dental.2019.02.017.
32. *Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ*: Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review, *J Prosthet Dent* 2002; 87, 4: 451-459, ISSN0022-3913, <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.123851>.
33. *Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z*: The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* 2018; 10(2): 132-137. doi:10.4047/jap.2018.10.2.132.
34. *Kozmacs C, Hollmann B, Arnold WH, Naumova E, Piwowarczyk A*: Polishing of Monolithic Zirconia Crowns-Results of Different Dental Practitioner Groups. *Dent J (Basel)* 2017; 5(4): 30. Published 2017 Nov 14. doi:10.3390/dj5040030.
35. *Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, et al.*: Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *J Dent* 2018; 68: 19-27. doi:10.1016/j.jdent.2017.10.005.
36. *Gundugollu Y, Yalavarthy RS, Krishna MH, Kalluri S, Pydi SK, Tedlapu SK*: Comparison of the effect of monolithic and layered zirconia on natural teeth wear: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2018; 18(4): 336-342. doi:10.4103/jips.jips_105_18.

37. Solá-Ruiz MF, Baima-Moscardó A, Selva-Otaolaurruchi E, Montiel-Company JM, Agustín-Panadero R, Fons-Badal C, Fernández-Estevan L: Wear in Antagonist Teeth Produced by Monolithic Zirconia Crowns: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med* 2020; 9(4): 997. doi: 10.3390/jcm9040997. PMID: 32252404; PMCID: PMC7231268.
38. Habib SR, Alotaibi A, Al Hazza N, Allam Y, AlGhazi M: Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *J Adv Prosthodont* 2019; 11(1): 23-31. doi:10.4047/jap.2019.11.1.23.
39. Kaizer MR, Bano S, Borba M, Garg V, Dos Santos MBF, Zhang Y: Wear Behavior of Graded Glass/Zirconia Crowns and Their Antagonists. *J Dent Res* 2019; 98(4): 437-442. doi:10.1177/0022034518820918.
40. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR: Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent* 2014; 112(5): 1151-1155.
41. Hartkamp O, Lohbauer U, Reich S: Antagonist wear by polished zirconia crowns. *Int J Comput Dent* 2017; 20(3): 263-274. PMID: 28852744.
42. Lohbauer U, Reich S: Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig* 2017; 21(4): 1165-1172.
43. Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, Abdulhameed N, Jenkins R, Neal D, Ren F, Clark AE: Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *J Dent* 2018; 68: 19-27. doi: 10.1016/j.jdent.2017.10.005. Epub 2017 Oct 16. PMID: 29042241; PMCID: PMC5828514.
44. Stober T, Bermejo JL, Schwindling FS, Schmitter M: Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *J Oral Rehabil* 2016; 43: 621-629. <https://doi.org/10.1111/joor.12409>.

Zaakceptowano do druku: 30.10.2021 r.

Adres autorów: 31-155 Kraków, ul. Montelupich 4.

© Zarząd Główny PTS 2021.