

Odporność na złamanie licówek okluzyjnych wykonanych z różnych rodzajów materiałów

Fracture resistance of occlusal veneers made of various types of materials

Łukasz Patryk Czechowski, Beata Dejak

Zakład Protetyki Stomatologicznej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi

Department of Prosthodontics, Medical University of Lodz

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Beata Dejak

HASŁA INDEKSOWE:

odporność na złamanie, ceramika dwukrzemianu litu, ceramika hybrydowa, ceramika leucytowa, ceramika tlenku cyrkonu, licówki okluzyjne

KEY WORDS:

fracture resistance, lithium disilicate ceramic, hybrid ceramic, leucite ceramic, zirconium oxide ceramic, occlusal veneers

Streszczenie

Wprowadzenie. Patologiczne starcie zębów stanowi nasilający się problem społeczny. Licówki okluzyjne mogą stanowić alternatywę dla tradycyjnych rekonstrukcji protetycznych powierzchni żujących zębów. Konwencjonalne korony, inlay oraz onlay, w odróżnieniu od licówek, wymagają dużego opracowania zdrowych tkanek. Licówki okluzyjne wykonywane są z różnych ceramik i kompozytów. Które z tych materiałów są najbardziej korzystne pod względem mechanicznym i zapewnią trwałą odbudowę zębów?

Cel pracy. Celem pracy jest porównanie odporności na złamanie licówek okluzyjnych wykonanych z różnych materiałów.

Materiał i metody. Badaniu poddano 40 licówek okluzyjnych. Wykonano po 10 uzupełnień o grubości 1,5 mm z ceramiki leucytowej (IPS Empress Esthetic), hybrydowej (Vita Enamic), dwukrzemianu litu (IPS e.max Press) oraz tlenku cyrkonu (Ceramill Zolid HT). Odbudowy zamocowano na jednakowych filarach powielonych z opracowanego zęba fantomowego 35 (KaVo) przy pomocy dualnie wiążącego cementu kompozytowego (All Bond Universal). Tak przygotowane próbki poddano badaniu wytrzymałości na ściskanie w uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej. Wyniki poddano analizie statystycznej.

Summary

Introduction. Pathological tooth wear is an increasing social problem. Occlusal veneers can be an alternative to traditional prosthetic restorations of dental occlusal surfaces. Unlike veneers, conventional crowns, inlays and onlays require extensive preparation of healthy tissues. Occlusive veneers are made of various ceramics and composites. Which of these materials are the most mechanically advantageous and will ensure permanent restoration of the teeth?

Aim of the study. To compare the fracture resistance of occlusal veneers made of various materials.

Material and methods. Forty occlusal veneers were tested. Ten restorations each, with a thickness of 1.5 mm, were made of leucite ceramics (IPS Empress Esthetic), hybrid ceramics (Vita Enamic), lithium disilicate (IPS e.max Press) and zirconium oxide (Ceramill Zolid HT). The restorations were cemented with dual composite cement (All Bond Universal) on the same abutments, duplicated from the prepared phantom tooth 35 (KaVo). The samples prepared in this way were tested for compressive strength in a universal testing machine. The results were analysed statistically.

Results. Average fracture resistance of occlusal

Wyniki. Średnia odporność na złamanie licówek okluzyjnych z ceramiki tlenku cyrkonu wynosiła $1640 N \pm 200,33 N$, z ceramiki dwukrzemianu litu $658,9 N \pm 99,52 N$, z ceramiki hybrydowej $509,1 N \pm 42,35 N$, z ceramiki leucytowej $424,3 N \pm 82,9 N$.

Wnioski. Największą odporność na złamanie miały uzupełnienia z transparentnej ceramiki tlenku cyrkonu, a najniższą z ceramiki leucytowej. Wybór materiału ma znaczący wpływ na odporność na złamanie licówek okluzyjnych.

veneers made of zirconium oxide ceramics was $1640 N \pm 200.33 N$, lithium disilicate ceramics $658.9 N \pm 99.52 N$, hybrid ceramics $509.1 N \pm 42.35 N$, leucite ceramics $424.3 N \pm 82.9 N$.

Conclusions. The highest fracture resistance was found in restorations made of transparent zirconium oxide ceramics, and the lowest one in veneers made of leucite ceramics. The choice of the material significantly impacts fracture resistance of occlusal veneers.

Wstęp

Patologiczne starcie zębów jest powszechnym problemem w społeczeństwie.¹ Składające się na nie atrycja, erozja i abrazja, powodują utratę twardych tkanek zębów na powierzchniach zgryzowych.² Dotychczas stosowanymi uzupełnieniami protetycznymi pozwalającymi odbudować tkanki utracone na drodze patologicznego starcia były korony i nakłady. Zastosowanie tego rodzaju uzupełnień wiąże się ze znaczną dodatkową utratą twardych tkanek zęba. Ciągłe trwają poszukiwania sposobów odbudowy zębów z zachowaniem jak największej ilości tkanek własnych. Przykładem takiego rozwiązania mogą być licówki okluzyjne. Charakteryzują się one pokryciem jedynie powierzchni zgryzowej zęba, nie wymagają preparacji ścian osiowych ani stycznych. Najczęściej stosowanymi materiałami, z których wykonywane są te uzupełnienia to ceramiki dwukrzemianu litu, krzemianu litu wzmacnianego tlenkiem cyrkonu, tlenku cyrkonu, jak również nowe generacje materiałów ceramicznych, takie jak ceramiki hybrydowa i nanoceramika.³

Ceramika leucytowa jest modyfikacją ceramiki skaleniowej. W jej skład wchodzi tetragonalne kryształy leucytu zatopione w szklistej, amorficznej masie krzemionki.⁴ Twardość tej ceramiki jest zbliżona do twardości ceramiki

skaleniowej (6,6 GPa wg Vickersa). Moduł sprężystości tego materiału wynosi 65-71 GPa, a wytrzymałość na zginanie sięga 109-182 MPa (IPS Empress – Ivoclar Vivadent, ProCad – Ivoclar Vivadent). Charakteryzuje się ona estetyką, kolorem i przezrocznością zbliżoną do szkliwa.^{5,6,7}

Ceramika dwukrzemianu litu składa się z kryształów dwukrzemianu litu o kształcie igieł o szerokości $0,5 \mu\text{m}$ i długości $4 \mu\text{m}$, oraz ortofosforanu litu, zatopionych w krzemionce. Ceramika ta ma mniejszą twardość (5,3 GPa) niż ceramika leucytowa, większy moduł sprężystości (103 GPa) oraz 3-krotnie większą wytrzymałość na zginanie 330-400 MPa (IPS e.max CAD oraz IPS e.max Press – Ivoclar Vivadent). Współczynnik refrakcji światła opisywanej ceramiki jest zbliżony do szkliwa, co pozwala osiągać dobre właściwości optyczne.⁴⁻⁶

Ceramika krzemianu litu złożona jest z kryształów krzemianu litu z dodatkiem dwutlenku cyrkonu, który stanowi 10-11% jej masy. Kryształy o wielkości $0,5-0,7 \mu\text{m}$ są zatopione w osnowie krzemionki. Wytrzymałość na zginanie tej ceramiki wynosi 440 MPa, moduł sprężystości 105 GPa, a jej twardość to około 6,5 GPa wg Vickersa. Przykładami tego materiału są Celtra Duo – Dentsply, VITA Suprinity – VITA Zahnfabrik. Jest to ceramika o dobrej estetyce.^{7,8}

Ceramika dwutlenku cyrkonu 3Y-TZP składa

się w ponad 99% z gęsto spieczonych kryształów dwutlenku cyrkonu. Allotropowa odmiana tetragonalna tej ceramiki wymaga stabilizacji tlenkiem itru w temperaturze pokojowej. Jej wytrzymałość na zginanie wynosi 900-1200 MPa, a moduł sprężystości 210 GPa. Jest najmniej kruchą z ceramik. Jej twardość w skali Vickersa wynosi 13 GPa (All-Zircon – Nobel Biocare, Lava Frame – 3M ESPE, Ceramill Zolid – Amann Girrbach).^{4,6,7,9} Ceramika 3Y-TZP jest bardziej opakerowa w porównaniu do ceramik szklanych.⁹ Jej odmianą są ceramiki 4Y-PSZ i 5Y-PSZ, które zawierają większą ilość optycznie izotropowej fazy kubicznej, co powoduje większą przezierność.^{7,9,10}

Nowym rozwiązaniem na rynku materiałów stomatologicznych jest ceramika hybrydowa (polimer infiltrated ceramic network, PICN np. Vita Enamic (Vita)). Jej szkielet tworzy ceramiczna siatka (86% masy) składająca się z krzemionki (58-63%) oraz tlenku aluminium (20-23%). Matryca ta jest impregnowana żywicą UDMA, TEGDMA (14% masy). Obie struktury przeplatają się tworząc materiał elastyczny i 2-3 krotnie mniej twardy 2,5 GPa w porównaniu do ceramiki leucytowej. Moduł sprężystości wynosi 35-37 GPa, wytrzymałość na zginanie około 150 MPa.^{7,11,12,13}

Innym nowym materiałem jest nanoceramika (NCR), której przykładem jest Lava Ultimate (3M ESPE). Główną składową tego materiału jest nanowypełniacz ze silanizowanej krzemionki o średnicy 20 nm oraz z cyrkonu o średnicy od 4 do 11 nm. Kryształy są zgrupowane w nanoklastry i zatopione w żywicy. Moduł sprężystości nanoceramiki wynosi 12 GPa, wytrzymałość na zginanie sięga 160 MPa, a twardość wynosi około 2,6 GPa.^{4,11,12}

Grubość tego rodzaju uzupełnień jest uzależniona od materiału z jakiego wykonane są licówki okluzyjne oraz warunków w jamie ustnej pacjenta i planowanego leczenia. Tradycyjnie pod uzupełnienia ceramiczne powierzchnia żująca preparowana jest na głębokość 1,5 do 2 mm.

Cel pracy

Celem pracy jest ocena i porównanie odporności na złamanie licówek okluzyjnych wykonanych z różnych materiałów.

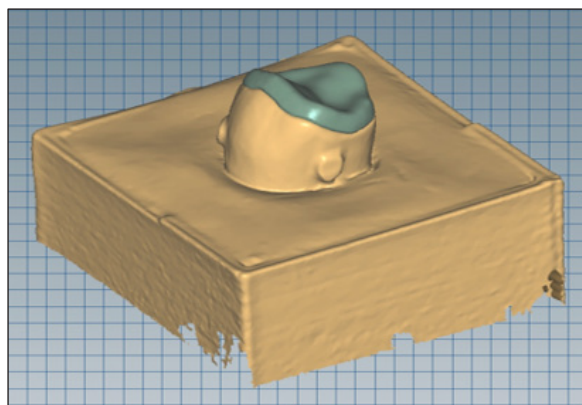
Material i metoda

Przygotowanie podbudowy

Do badań wykorzystano 40 jednakowych filarów zębów 35. W celu przygotowania filarów, opracowano powierzchnię żującą fantomowego, dolnego, lewego, drugiego zęba przedtrzonowego 35 (KaVo) na głębokość 1,5 mm, z zachowaniem naturalnej inklinacji stoków guzków 120°. Opracowany ząb został spozycjonowany w masie silikonowej Express XT Putty Soft (3M ESPE) w sześcienniej formie wykonanej w drukarce cyfrowej 3D M200 (Zortrax). Ząb był ustawiony centralnie. Jego oś długa była równoległa do pionu. Całość powielono w masie silikonowej Picodent Twinsil (Picodent). W ten sposób powstały negatywy próbki zęba 35. Matryce posłużyły do wykonania 40 identycznych filarów z materiału akrylowego Vertex Self Curing (Vertex-Dental B.V.).

Przygotowanie uzupełnień

Pierwszy uzyskany filar zdigitalizowano przy użyciu skanera cyfrowego 3D Map 300 (Amann Girrbach). Następnie, przy pomocy programu Ceramill Mind (Amann Girrbach), przygotowano projekt licówki okluzyjnej o grubości 1,5 mm (ryc. 1). Do wykonania odbudowy użyto czterech różnych materiałów: ceramiki leucytowej, ceramiki dwukrzemianu litu, ceramiki hybrydowej oraz tlenku cyrkonu. Z każdego materiału wykonano po 10 licówek. Uzupełnienia z ceramiki leucytowej IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) oraz dwukrzemianu litu IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) wykonano metodą tłoczenia. Zaprojektowane odbudowy zostały



Ryc. 1. Zeskanowany filar z zaprojektowaną odbudową.

wyfrezowane w wosku Ceramill Wax (Amann Girbach) w frezarce Ceramill Motio (Amann Girbach). Woskowe transfery zatopiono w formach w masie ogniotrwałej Bellavest SH (Bego) + BegoSol HE (Bego). Następnie w piecu Programat Ep 3000 (Ivoclar Vivadent) wypalono wosk i wtłoczono materiał ceramiczny. Licówki z ceramiki transparentnego tlenku cyrkonu 4Y-TPZ Ceramill Zolid HT (Amann Girbach) oraz ceramiki hybrydowej Vita Enamic (Vita) wykonano metodą frezowania. Zaprojektowane odbudowy wyfrezowano z prefabrykowanych bloczków w frezarce Ceramill Motion (Amann Girbach) w skali 1:1.

Cementowanie

Przed cementowaniem powierzchnie zużywające wszystkich filarów wypiąskowano tlenkiem aluminium o średnicy ziaren 50 μm pod ciśnieniem 3,5 bara. Następnie zaaplikowano na ich powierzchnię system łączący All Bond Universal (Bisco) zgodnie z zaleceniami producenta. Dwie oddzielne warstwy bondu wcierało przez 10-15 sekund, a następnie rozdmuchano za pomocą dmuchawki. Po zakończeniu aplikacji bond naświetlono światłem lampy polimeryzacyjnej przez 10 sekund.

Powierzchnie uzupełnień wykonanych z ceramiki leucytowej poddano wytrawianiu 9%

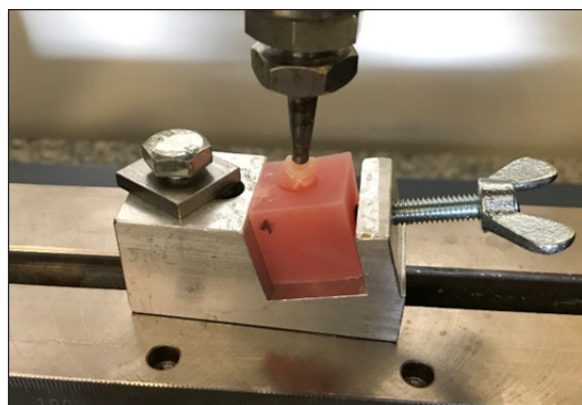
kwadem fluorowodorowym przez 60 sekund. Uzupełnienia z ceramiki dwukrzemianu litu oraz ceramiki hybrydowej z kolei wytrawiono 4,5% kwasem fluorowodorowym przez odpowiednio 20 i 60 sekund. Następnie na wytrawione powierzchnie naniesiono dwie warstwy silanu Porcelain Primer (Bisco), pozostawiono je na 30 sekund i delikatnie rozdmuchano. Kolejno, zaaplikowano jedną warstwę systemu łączącego All Bond Universal (Bisco) i rozdmuchano ją za pomocą dmuchawki. Tak przygotowane powierzchnie uzupełnień naświetlono światłem lampy polimeryzacyjnej przez 10 sekund zgodnie z zaleceniami producenta.

Uzupełnienia z ceramiki tlenku cyrkonu wypiąskowano tlenkiem aluminium o średnicy ziaren 50 μm pod ciśnieniem 3,5 bara. Na powierzchnię dokoronową uzupełnień naniesiono dwie warstwy primera do ceramiki tlenku cyrkonu Z-PRIME Plus (Bisco), a następnie rozdmuchano za pomocą dmuchawki.

Do zacementowania wszystkich licówek okluzyjnych wykorzystano kompozytowy, dualnie wiążący cement Duo-Link Universal (Bisco). Materiał naniesiono na powierzchnię filarów, następnie osadzono uzupełnienia. Usunięto nadmiary cementu, a potem naświetlono brzegi wypełnień po 2-3 sekundy z każdej strony. Po ustabilizowaniu uzupełnień na filarach dodatkowo naświetlono je przez 40 sekund z każdej strony. Tak przygotowane próbki zostały umieszczone na 24 godziny w łaźni wodnej w temperaturze 37°C.

Test wytrzymałości na ściskanie

Badanie przeprowadzono w uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej Z020 (Zwick/Roell) w Uczelnianym Laboratorium Badań Materiałowych UM w Łodzi. Próbki umieszczono w specjalnie przygotowanym uchwycie zapewniającym działanie sił na próbkę pod kątem 15° BL.¹⁴ Wynikało to z anatomicznego ustawienia zębów w łukach przeciwstawnych. Nacisk wywierany był przez metalową głowicę



Ryc. 2. Próbką umieszczona w specjalnie dostosowanym uchwycie.

zakończoną kulką o średnicy 3,5 mm (ryc. 2). Prędkość przesuwu głowicy została ustalona na 1mm/min. Wyniki badania zarejestrowano w postaci wykresów siły działającej na próbki w zależności od przemieszczenia głowicy (N). Badanie nagrywano, a moment pęknięcia próbki na nagraniu porównywano z wykresem w celu odczytania wartości siły niszczącej próbkę.

Analiza statystyczna

Do analizy statystycznej wyników wykorzystano Microsoft Excel z pakietu Microsoft Office 2010 oraz Statistica v. 13. Oceniono następujące parametry statystyczne: średnią arytmetyczną, medianę – jako miary przeciętne, a także odchylenie standardowe. Podano również wartość minimalną i maksymalną. Do oceny rozkładu poszczególnych parametrów zastosowano test normalności Shapiro – Wilka.

W przypadku rozkładu niezgodnego z rozkładem normalnym zastosowano test Kruskalla – Wallisa. Przyjęty poziom istotności wyniósł $\alpha = 0,05$.

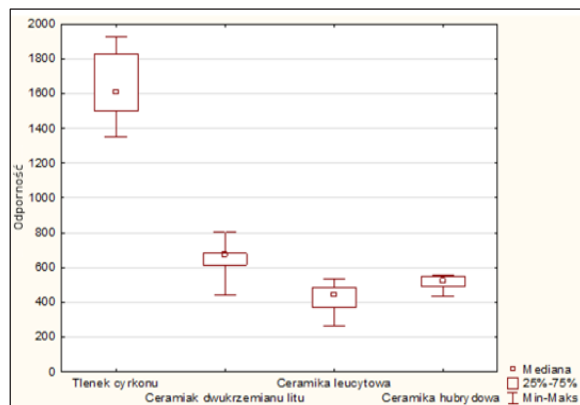
Wyniki

Średnie wartości odporności na złamanie próbek licówek okluzyjnych poddanych badaniu zestawiono w tabeli 1. Zakresy wartości, median oraz rozproszenia dla każdej z grup materiałowych przedstawiono graficznie na rycinie 3. Wartości odporności dla każdej z badanych próbek przedstawiono na rycinie 4. Średnia odporność na złamanie licówek okluzyjnych z ceramiki tlenku cyrkonu wynosiła 1640 ± 200 N, a maksymalna 1930 N. Licówki z ceramiki dwukrzemianu litu łamały się pod wpływem średniej siły 685 ± 99 N a maksymalna zarejestrowana siła łamiąca wyniosła 804 N. Uzupełnienia z ceramiki hybrydowej miały średnią odporność na złamanie 509 ± 42 N (maksymalną 552 N). Licówki z ceramiki leucytowej wykazywały najniższe wartości odporności na złamanie 424 ± 82 N (maksymalnie 531 N).

Na podstawie testu Kruskala-Wallisa wykazano istotną statystycznie różnicę pomiędzy uzupełnieniami wykonanymi z badanych materiałów ($p\text{-value}=0,0000$). Na podstawie testu post – hoc dla porównań wielokrotnych istotne statystycznie różnice wykazano pomiędzy średnią odpornością na złamanie licówek

Tabela 1. Średnia odporność na złamanie licówek okluzyjnych o grubości 1,5 mm wykonanych z różnych ceramik

Rodzaj materiału	N	Średnia	± SD	Mediana	Min	Maks
Ceramika tlenku cyrkonu	10	1640,00	± 200,33	1610	1350,00	1930,00
Ceramika dwukrzemianu litu	10	658,90	± 99,52	673	439,00	804,00
Ceramika leucytowa	10	424,30	± 82,90	442	261,00	531,00
Ceramika hybrydowa	10	509,10	± 42,35	521,5	434,00	552,00



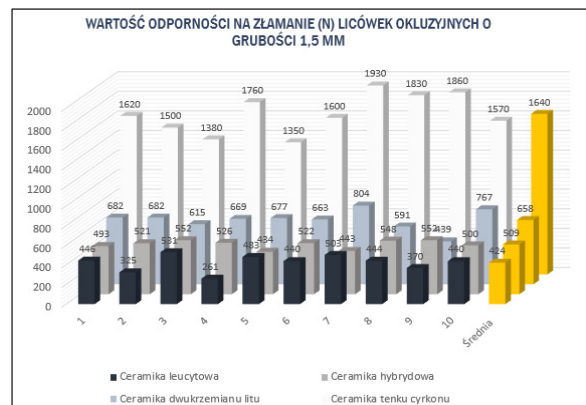
Ryc. 3. Średnia odporność na złamanie, mediana oraz zakresy minimalne i maksymalne badanych licówek okluzyjnych o grubości 1,5 mm wykonanych z różnych rodzajów materiałów.

wykonanych z ceramiki tlenku cyrkonu i leucytowej ($p=0,00001$), tlenku cyrkonu i hybrydowej ($p=0,00035$) oraz dwukrzemianu litu i leucytowej ($p=0,01506$).

Dyskusja

Z przeprowadzonych badań wynika, że największą średnią odpornością na złamanie wykazywały licówki okluzyjne wykonane z ceramiki tlenku cyrkonu. Siły niszczące te uzupełnienia były 3 krotnie większe w porównaniu do sił niszczących licówki z innych ceramik (o 286% od licówek z ceramiki leucytowej, o 222% od licówek z ceramiki hybrydowej oraz o 148% od tych z ceramiki dwukrzemianu litu) $p<0,05$. Uzupełnienia z ceramiki dwukrzemianu litu wykazywały większą odporność na złamanie od wykonanych z ceramik leucytowej i hybrydowej o odpowiednio 55% i 29%. Odbudowy z ceramiki hybrydowej i leucytowej łamały się pod wpływem podobnych sił. Wszystkie uzupełnienia miały identyczny kształt i grubość 1,5 mm.

Odporność na złamania licówek korelowała z ich właściwościami mechanicznymi.^{5,7,15,16} Licówki wykonane z materiałów bardziej wytrzymałych na zginanie posiadały większą odporność na złamanie. Ceramika tlenku cyrkonu



Ryc. 4. Wartości odporności na złamanie licówek okluzyjnych o grubości 1,5 mm wykonanych z różnych ceramik.

charakteryzuje się najwyższą wytrzymałością na zginanie spośród innych ceramik dentystrycznych wynosząca 900-1200 MPa.^{5,13} Na jej wysoką wytrzymałość znaczący wpływ ma jej budowa. Jest to materiał polikrystaliczny i polimorficzny. Występuje w trzech formach alotropowych: monocyklicznej, tetragonalnej i cylindrycznej. Struktury te wykazują stabilność w różnych temperaturach. W celu zachowania struktury tetragonalnej w temperaturze pokojowej materiał ten musi być stabilizowany np. tlenkiem itru.⁷ W obszarze pęknięcia powstającego pod wpływem działania sił zewnętrznych następuje ponowna przemiana ziaren z formy tetragonalnej w monocykliczną.⁵ W trakcie tego procesu następuje wzrost objętości materiału o około 3-5%. Wzrost ten prowadzi do zamknięcia szczeliny. Wzrost objętości w wyniku tej przemiany nazywany jest transformacją wzmacniającą. Zapobiega on kruchemu pękaniu ceramiki tlenku cyrkonu i w znaczącym stopniu wpływa na wzrost odporności na złamanie tego materiału.^{7,17}

Ceramika dwukrzemianu litu charakteryzuje się 3 krotnie mniejszą wytrzymałością na zginanie 330-400 MPa niż ceramika tlenku cyrkonu.^{5,13} Materiał ten składa się z w 60% z kryształów dwukrzemianu litu, zatopionych w szklistej macierzy. Duża ilość tych podłużnych,

nieregularnie ułożonych kryształów, odpowiada za właściwości mechaniczne tej ceramiki. Pęknięcie zainicjowane w krzemionce zostaje zablokowane na licznych kryształach dwukrzemianu litu, co zapobiega jego dalszej propagacji.^{5,17,18}

Ceramika leucytowa zbudowana jest z tetragonalnych kryształów leucytu (20-55%) zatopionych w szklistej amorficznej masie krzemionki.^{4,18} Dodatek tych kryształów powoduje wzrost odporności mechanicznej. Pojawiające się w materiale mikropęknięcia napotykać krysztaly zmieniają swój kierunek, co powoduje utratę części energii.^{4,5} Wytrzymałość tej ceramiki na zginanie wynosi około 100 MPa.

Ceramika hybrydowa łączy w sobie cechy materiałów ceramicznych i kompozytowych. Tworzą ją dwie przeplatające się sieci połączone chemicznie.⁷ Przeważającą jej część (około 75% objętości materiału) stanowi sieć z ceramiki szklanej spenetrowana siecią z żywicy metakrylanowej (25% objętości materiału). Dzięki temu połączeniu ceramika hybrydowa jest materiałem bardziej sztywnym od kompozytów będąc równocześnie bardziej elastycznym od innych ceramik. Jej moduł Younga wynosi 37 GPa a wytrzymałość na zginanie około 150 MPa.¹³ Postępujące w materiale ceramicznym pęknięcie jest rozpraszane w momencie przechodzenia przez jego komponentę żywiczną.¹³ Z tego powodu ceramika hybrydowa wykazuje lepszą odporność na złamanie niż leucytowa.

Również w badaniach innych autorów można zaobserwować korelację pomiędzy właściwościami mechanicznymi materiałów a odpornością na złamanie wykonanych z nich licówek okluzyjnych. *Al-Akhali* i wsp. wykazał, że uzupełnienia z ceramiki dwukrzemianu litu miały większą odporność na złamanie od wykonanych z ceramiki hybrydowej.^{19,20} Z kolei w badaniach *Ioannidis* i wsp. oraz *Maeder* i wsp.^{3,21} uzupełnienia z ceramiki tlenku cyrkonu miały odporność na złamanie większą od

uzupełnień z ceramiki dwukrzemianu litu oraz hybrydowej.

Wartości odporności na złamania uzupełnień w przeprowadzonym badaniu odbiegała od prezentowanej w piśmiennictwie. *Andrade* i wsp. wykazali, że licówki okluzyjne z ceramiki dwukrzemianu litu, o grubości 1,5 mm ulegały zniszczeniu podczas działania siły 4995 N, a z ceramiki hybrydowej 3540 N.²² Według *Albelasy* i wsp. uzupełnienia z ceramiki dwukrzemianu litu charakteryzowały się odpornością na złamania 2127 N, a z ceramiki hybrydowej 1514 N.²³ Niższe wartości odporności na złamanie uzyskane w badaniach własnych mogą być spowodowane zastosowaniem PMMA jako materiału podbudowy. Moduł sprężystości akrylu z jakiego wykonano podbudowy jest niski 1,2-2,2 GPa.²⁴ W badaniach innych autorów, licówki okluzyjne były cementowane do tkanek zębów, które są bardziej sztywne – szkliwo 80 GPa i zębina 19 GPa.^{24,25} Połączenie licówek okluzyjnych ze sztywnymi strukturami zęba zapewnia im większą odporność na złamania.

Według *Singh* i wsp. maksymalne siły żucia w jamie ustnej pacjenta wynoszą około 486 N dla kobiet i 606 N dla mężczyzn.²⁶ Podobnie według badań *de Abreu* i wsp.; 420 N dla kobiet i 630 N dla mężczyzn.²⁷ W przeprowadzonych badaniach własnych, z pośród licówek o grubości 1,5 mm, jedynie te wykonane z ceramiki tlenku cyrkonu i dwukrzemianu litu wykazują odporność na złamanie większą od maksymalnych sił występujących w jamie ustnej. Należy jednak wziąć pod uwagę fakt, że ceramika tlenku cyrkonu jest jedną z najbardziej twardych i odpornych na zużycie ceramik. Jest to materiał gładki, więc nie wpływa znacznie na starcie zębów przeciwstawnych.²⁸ Niestety jego ścieralność adaptacyjna w kontakcie z przeciwstawnymi zębami jest bardzo niska, co może prowadzić do zaburzeń zwarcia.²⁹ Ceramika dwukrzemianu litu jest polecany materiałem do odtwarzania zwarcia.

Dodatkowo, jej twardość jest niewiele większa od twardości szkliwa, dzięki czemu nie powoduje atrycji zębów przeciwstawnych.

Wnioski

1. Wybór materiału ma znaczący wpływ na odporność na złamanie licówek okluzyjnych.
2. Licówki okluzyjne wykonane z transparentnej ceramiki tlenku cyrkonu oraz dwukrzemianu litu mogą być sugerowanym rozwiązaniem przy odbudowie zębów ze starciem patologicznym.
3. Licówki okluzyjne z ceramiki leucytowej nie powinny być wykorzystywane do odbudowy zębów ze starciem patologicznym ze względu na bardzo niską odporność na złamanie.

Piśmiennictwo

1. *Warreth A, Abuhijleh E, Almaghribi MA, Mahwal G, Ashawish A*: Tooth surface loss: A review of literature. *Saudi Dent J* 2020; 32(2): 53-60.
2. *Majewski S*: Współczesna protetyka stomatologiczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2014.
3. *Ioannidis A, Mühlemann S, Özcam M, Hüsler J, Hämmerle CHF, Benic GI*: Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 90: 433-440.
4. *Pryliński M*: Vademecum materiałoznawstwa protetycznego. Med Tour Press International, Otwock 2020.
5. *Dejak B, Kacprzak M, Suliborski B, Śmielak B*: Structure and some properties of dental ceramics used in all-ceramics restorations based on literature. *Protet Stomatol* 2006; 6: 471-477.
6. *Okoński P, Lasek K, Mierzwińska-Nastalska E*: Clinical application of selected ceramic materials. *Protet Stomatol* 2012; 3: 181-189.
7. *Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkova V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajratkova-Misevska C, Grozdanov A*: Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indication for use. *Maced J Med Sci* 2018; 6(9): 1742-1755.
8. *Elsaka SE, Elnaghy AM*: Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016; 32(7): 908-14.
9. *Dejak B, Langot C, Krasowski M, Konieczny B*: Comparison of fracture resistance of monolithic thin-walled and full-contour zirconia crowns. *Protet Stomatol* 2016; 66(1): 12-19.
10. *Manziuc M, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Alexandru B, Vlas I, Duda D*: Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *Euro Biotech J* 2019; doi: 10.2478/ebtj-2019-0005.
11. *Stępień JM, Dejak B*: Ceramika hybrydowa – przegląd piśmiennictwa. *Protet Stomatol* 2020; 70(4): 369-374.
12. *Egbert JS, Johnson A, Tantbirojn D, Versluis A*: Fracture strength of ultrathin occlusal restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science Int* 2015; 12(2): 53-58.
13. *Dirxen CH, Blunck U, Preissner S*: Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013; 7: 118-122.
14. *Ash M, Nelson S*: Wheeler's anatomy physiology and occlusion. 8 ed. Elsevier 2003. p.456.
15. *Denry I, Kelly RJ*: State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
16. *Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y*: Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;

- 30(5): 564-569.
17. *Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV*: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20(5): 449-456.
18. *Shenoy A, Shenoy N*: Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent* 2010; 13(4): 195-203.
19. *Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M*: Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 74: 245-250.
20. *Al-Akhali, Kern M, Elsayed A, Samran A, Chaar MS*: Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM fabricated occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2019; 121(4): 644-650.
21. *Maeder M, Pasic P, Ender A, Özcan M, Benic GI, Ioannidis A*: Load-bearing capacities of ultra-thin occlusal veneers bonded to dentin. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 95: 165-171.
22. *Andrade JP, Stona D, Bittencourt HR, Borges GA, Burnett Junior LH, Spohr AM*: Effect of different computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and thicknesses on the fracture resistance of occlusal veneers. *Oper Dent* 2018; 43(5): 539-548.
23. *Albelasy E, Hamama HH, Tsoi JKH, Mahmmoud SH*: Influence of material type, thickness and storage on fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021; doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104485.
24. *Saczuk K, Wilmont P, Pawlak Ł, Łukomska-Szymańska M*: Bruksizm – etiologia i diagnostyka – przegląd piśmiennictwa. *Protet Stomatol* 2018; 68(4): 456-463.
25. *Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K*: Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil* 2008; 35(7): 476-494.
26. *Singh S, Utreja AK, Sandhu N, Dhaliwal YS*: An innovative miniature bite force recorder. *Int J Clin Pediatr Dent* 2011; 4(2): 113-118.
27. *de Abreu RAM, Pereira MD, Furtado F, Prado GPR, Mestriner Jr W, Ferreira LM*: Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Arch Oral Biol* 2014; 59(10): 1065-74.
28. *Esquivel-Upshaw JF, Kima 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.
29. *Tang Z, Zhao X, Wang H*: Quantitative analysis on the wear of monolithic zirconia crowns on antagonist teeth. *BMC Oral Health* 2021; 21(1): 94.

Zaakceptowano do druku: 3.11.2022 r.

Adres autorów: 92-216 Łódź, ul. Pomorska 251.

© Zarząd Główny PTS 2022.