

BEATA DEJAK

Porównanie wytrzymałości koron z różnych ceramik w zębach trzonowych podczas symulacji żucia

Strength of Prosthetic Crowns Made of Various Ceramic Materials in Molars During Simulation of Mastication

Zakład Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

Streszczenie

Wprowadzenie. Wymagania estetyczne pacjentów powodują, że coraz częściej są wykonywane uzupełnienia pełnoceramiczne w zębach bocznych. Pojawiają się jednak niepowodzenia tego typu rekonstrukcji, co jest związane z małą wytrzymałością i kruchością ceramik.

Cel pracy. Porównanie wytrzymałości koron o zmniejszonej grubości ścian wykonanych z ceramiki leucytowej i dwutlenku cyrkonu w zębach trzonowych podczas symulacji żucia.

Materiał i metody. Badanie przeprowadzono metodą elementów skończonych z użyciem elementów kontaktowych. Stworzono 3 trójwymiarowe komputerowe modele zębów pierwszych trzonowych: A – nienaruszonego zęba trzonowego pierwszego żuchwy; B – zęba z pełnoceramiczną koroną z ceramiki leucytowej; C – zęba z pełnoceramiczną koroną z ceramiki tlenku cyrkonu. Założono, że korony były idealnie zespolone z zębami. Przeprowadzono komputerowe symulacje żucia. Obliczono naprężenia zredukowane według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) w materiałach modeli zębów dolnych oraz naprężenia kontaktowe na styku cementu i tkanek zęba pod koronami.

Wyniki. Podczas symulacji żucia w koronie z ceramiki tlenku cyrkonu naprężenia zredukowane były ponad 14-krotnie mniejsze niż wytrzymałość tego materiału na rozciąganie, podczas gdy w koronie porcelanowej były zbliżone do wytrzymałości ceramiki leucytowej na rozciąganie. W cemencie kompozytowym, łączącym koronę z ceramiki tlenku cyrkonu z tkankami zęba, naprężenia mvM wyniosły 1,3 MPa, a pod koroną porcelanową wzrosły do 3,3 MPa. Maksymalne naprężenia mvM w strukturze zęba trzonowego pod koroną z ceramiki tlenku cyrkonu wyniosły 2,8 MPa, pod koroną porcelanową osiągnęły wartość podobną jak w nienaruszonym zębie 3,7 MPa.

Wnioski. W warunkach fizjologicznych obciążeń korony o zmniejszonej grubości ścian wykonane z ceramiki tlenku cyrkonu w zębach trzonowych nie powinny ulec uszkodzeniu. Korony cienkościenne porcelanowe dobrze zespolone z zębami mogą pęknąć podczas żucia. Korony protetyczne wykonane z materiałów o wyższym module elastyczności niż szkliwo wzmacniają struktury zębów trzonowych (**Dent. Med. Probl. 2011, 48, 3, 371–379**).

Słowa kluczowe: korony z ceramiki tlenku cyrkonu i leucytu, wytrzymałość zębów trzonowych, 3D metoda elementów skończonych, symulacja żucia, naprężenia kontaktowe w połączeniu cement–zab.

Abstract

Background. The aesthetic reason caused that metal-free ceramic crowns are used in posterior teeth more frequently. The failures of ceramic crowns occurred because of less strength and brittleness of these materials.

Objectives. Comparing the strength of thin-walled molar crowns made of leucite reinforcement ceramic and zirconia ceramic under masticatory simulation.

Material and Methods. The investigation was performed by using a finite element analysis (FEA) with the use of contact elements. Five 3-dimensional (3-D) models of the first lower molar were created: A – intact tooth; B – tooth with a monolithic zirconia crown, C – tooth with a leucite-reinforced ceramic crown. It was assumed that crowns were perfectly luted to dentin. The computer simulations of mastication was conducted. For the lower molar models equivalent stresses were calculated using the modified von Mises failure criterion (mvM). Contact stresses at the adhesive interface between the cement and tooth structure under the crowns were analyzed.

Results. During masticatory simulation, equivalent mvM stresses occurred in zirconia crowns where 14 time less than tensile strength of zirconia ceramic, whereas the mvM stresses in porcelain crown were nearly equal tensile strength of leucite-reinforcement ceramic. The mvM stresses in composite resin cement under the zirconia crown were 1.3 MPa and under the porcelain crown increased to 3.3 MPa. The maximum mvM stresses in the molar

tooth structure for the zirconia crown were only 2.8 MPa, for all-ceramic crown reached similar value to the intact tooth – 3.7 MPa.

Conclusions. Under physiological loads, the thin-walls zirconia crowns in molars, are resistant to failure. The thin-walls leucite ceramic crowns perfectly luted to molar teeth are exposed to damage. Prosthetic crowns made of the material of higher elastic modulus than an enamel strengthen dental structures of posterior teeth (**Dent. Med. Probl.** 2011, 48, 3, 371–379).

Key words: all-ceramic zirconia crowns, leucite crowns, strength of molars, 3D finite element method, simulation of mastication, contact stress in adhesive interface cement–tooth.

Jednolite korony m.in. ceramiczne wykonuje się z ceramik szklanych wzmacnianych kryształami leucytu [1]. Ceramiki te charakteryzują się ładną estetyką i dobrą tolerancją tkankową, ale są kruche (krytyczna wartość współczynnika intensywności naprężeń K_{IC} ma zakres od 1,3 MPa·m^{1/2}) [2] i mają wytrzymałość na zginanie (109,1 MPa–153,6 MPa) [3, 4]. Materiały te spełniają kliniczne wymagania stawiane rekonstrukcjom w odcinku przednim, lecz długoczasowe obserwacje koron w odcinku bocznym nie są już tak optymistyczne [3, 5, 6].

Ceramika tlenku cyrkonu charakteryzuje się największą wytrzymałością na zginanie (do 1200 MPa) i odpornością na kruche pękanie ($K_{IC} = 9–10$ MPa·m^{1/2}) [7] w stosunku do innych ceramik. Materiał ten jest wskazany do odbudowy zębów trzonowych, ale brak jego przejrzystości wymusza licowanie koron homogeną ceramiką szklaną. Wytwarzanie uzupełnień z ceramiki tlenku cyrkonu opiera się na technologii CAD/CAM. Kliniczne efekty stosowania koron na bazie tlenku cyrkonu nie odbiegają znacząco od wyników osiągniętych z użyciem koron metalowo-porcelanowych [8]. W ostatnim czasie pojawiły się doniesienia o możliwości wykonawstwa monolitycznych (pełnokonturowych) koron z tlenku cyrkonu [9].

Wytrzymałość i trwałość odbudowy zęba zależy od materiału korony, jej grubości, ilości pozostałej zębiny, dobrego zespolenia korony z tkankami i jakości wykonania laboratoryjnego [10]. Opracowanie zęba pod korony jednolite wymaga jednakowego zmniejszenia tkanek na wszystkich ścianach osiowych zęba i 1,5–2 mm na powierzchni żującej. Stopień typu chamfer pod korony ceramiczne i kompozytowe powinien mieć 0,8 mm szerokości na całym obwodzie korony [11, 12]. Niestety, preparacja takiego stopnia powoduje usunięcie 67,5% twardych tkanek korony [13].

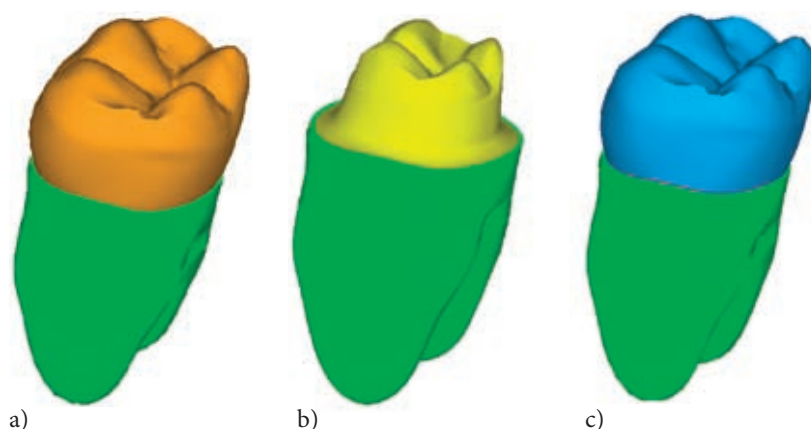
Przystępując, do badania dążono do odpowiedzi na pytania, czy można zmniejszyć ilość opracowanych struktur zębów pod korony? Z jakich materiałów można wykonać korony o zmniejszonej grubości ścian w zębach bocznych, aby uzupełnienia pozostały nieuszkodzone i szczelne

podczas żucia? Jaki materiał użyty do wykonania korony zapewni największą trwałość strukturom odtwarzanych zębów bocznych?

Celem pracy było porównanie wytrzymałości cienkościennych koron z różnych materiałów w zębach trzonowych podczas symulacji żucia.

Materiał i metody

U pacjenta z prawidłowym zwarcie pobrano wyciski dwuwarstwowe zębów szczęki i żuchwy masą poliwinylsiloksanową Express® (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA). Centralne i boczne zwiarcie położenie żuchwy zarejestrowano za pomocą wosku (Aluwax Dental Produkt Co, Allendale, MI, USA). Odlano 2 gipsowe składane modele żuchwy i 1 szczęki (Girostone, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Germany). Skanerem laserowym Dental 3D Scanner D700 (3ShapeA/S, Kopenhaga, Denmark) wykonano skany powierzchni żujących modeli gipsowych zębów: pierwszego trzonowego żuchwy oraz 2 zębów przeciwstawnych pierwszego trzonowego i drugiego przedtrzonowego szczęki. Skany przetworzono za pomocą oprogramowania 3Shape Dental Designer CAD. U tego pacjenta wykonano także TK badanego zęba pierwszego trzonowego żuchwy aparatem GXCB-500/i-CAT (Gendex Dental Systems, Des Plaines, IL, USA). Zbiory współrzędnych punktów na powierzchniach okluzyjnych badanych zębów oraz punkty na granicy szkliwa, zębiny i miazgi zęba trzonowego (uzyskane z TK) w poziomych warstwach (co 1 mm) wprowadzono do programu metody elementów skończonych ANSYS (ANSYS wersja 10, ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA). Punkty te połączono krzywymi i na ich podstawie odtworzono pola przekrojów poprzecznych zęba. Połączenie pól przekrojów poprzecznych pozwoliło na utworzenie bryły modelu zęba trzonowego pierwszego żuchwy. Korona zęba 46 miała długość 7,5 mm, szerokość medialno-dystalną 10,5 mm, a długość korzeni wynosiła 14 mm [14]. Wokół korzeni zęba żuchwy zamodelowano ozębną o grubości 0,2 mm. Ząb trzonowy dolny był anatomicznie pochylony językowo o 15° i doprzędnie o 8° (ryc. 1a) [15].



Ryc. 1. Modele zębów trzonowych pierwszych żuchwy: a) nienaruszony ząb, b) ząb opracowany pod koronę, c) ząb z koroną pełnoceramiczną

Fig. 1. Models of mandibular first molar tooth with roots and periodontium: a) intact tooth, b) tooth with crown preparation, c) tooth with all-ceramic crown

Ząb 46 w modelu gipsowym żuchwy opracowano pod cienkościenną koronę ze stopniem chamfer o szerokości 0,5–0,7 mm. Na powierzchni żującej zebrano 1,0–1,5 mm tkanek. Ściany osiowe zębów były nachylone pod kątem 6°. Powierzchnie opracowanego zęba zeskanowano jak poprzednio. Współrzędne punktów powierzchni wprowadzono do programu Ansys i na ich podstawie odtworzono wirtualne powierzchnie oszlifowanej korony zęba (ryc. 1b). Powierzchnią tą przecięto komputerowy model A zęba trzonowego. Odciętą bryłę, tworzącą koronę protetyczną, wraz z warstwą cementu o grubości 0,1 mm dodano do modelu zęba. W ten sposób stworzono trójwymiarowy komputerowy model zęba pierwszego trzonowego z koroną protetyczną (ryc. 1c).

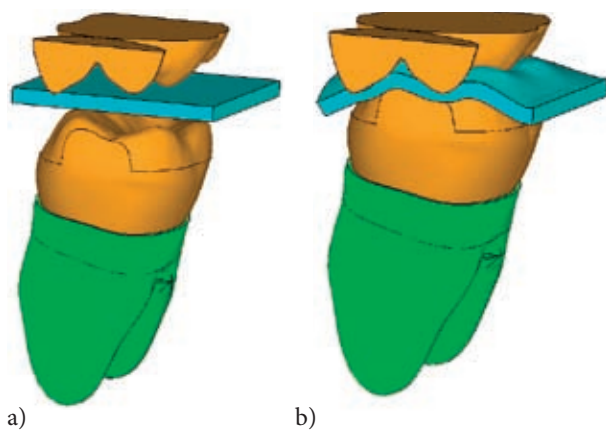
W badaniach założono, że korony protetyczne były wykonane z ceramiki tlenku cyrkonu (model B), ceramiki leucytowej IPS Empress® (Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) (model C). Korony były adhezyjnie, idealnie zespolone ze strukturami zęba cementem kompozytowym Variolink II® (Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein). Wprowadzono wartości modułów elastyczności i współczynników Poissona dla szkliwa [16], zębiny [17], ożębnej [18], ceramiki tlenku cyrkonu [19], ceramiki leucytowej [20], cementu kompozytowego [21]. Dane zestawiono w tabeli 1. Kęs pokarmowy miał właściwości orzecha o module elastyczności 21,57 MPa [22]. Przyjęto wartości wytrzymałości na rozciąganie i ściskanie dla szkliwa (11,5 MPa [23], 384 MPa [24]), zębiny (105,5 MPa [25], 297 MPa [24]), ceramiki tlenku cyrkonu (745 MPa, 2000 MPa) [26] ceramiki leucytowej (48,8 MPa, 162,9 MPa) [27] oraz cementu kompozytowego (45,1 MPa, 178 MPa) [28]. Założono, że materiały użyte w modelu były liniowe, elastyczne, homogenne, izotropowe, ale miały różną wytrzymałość na ściskanie i rozciąganie.

W celu dokonania obliczeń każdy model zęba podzielono na 10-węzłowe strukturalne bryłowe elementy (Solid 187). Na powierzchniach

żujących badanych zębów i kęsów pokarmowych użyto par elementów kontaktowych. Założono, że współczynnik tarcia na styku między tymi powierzchniami był równy 0,2 [29]. W połączeniu cementu z tkankami wokół korony zastosowano pary związanych elementów kontaktowych Targe 170 i Conta 174. W modelu zęba A użyto 24298 elementów złączonych w 35176 węzłach, w pozostałych modelach – 90935 elementów złączonych w 121582 węzłach.

Modele utwierdzono w węzłach na górnej powierzchni korony zęba szczęki oraz węzłach na zewnętrznej powierzchni ożębnej zęba trzonowego żuchwy. Przeprowadzono komputerową symulację fazy zwarciowej cyklu żucia. Modele koron zębów górnych i dolnego zestawiono przestrzennie w zwarciu bocznym za pomocą punktów referencyjnych uzyskanych ze skanu rejestratu zwarcia bocznego i odsunięto od siebie w pionie. Między zęby wprowadzano kęs pokarmowy o grubości 1 mm o właściwościach orzecha. W ten sposób powstał komputerowy trójwymiarowy model A nietkniętego zęba trzonowego żuchwy z koronami 2 przeciwstawnych zębów w początkowej fazie zamykania cyklu żucia (ryc. 2a). Sterowano przemieszczeniem węzłów na zewnętrznej powierzchni ożębnej. Ząb trzonowy żuchwy przemieszczono pionowo do góry i jednocześnie przesuwno przyśrodkowo i mezjalnie w stosunku do zębów szczęki, aż do osiągnięcia przez zęby przeciwstawne maksymalnego zaguzkowania. Przemieszczenia pionowe dobierano tak, aby maksymalna siła reakcji w kierunku osi Y w każdym modelu wyniosła 200 N [30]. Guzki policzkowe zęba dolnego ześlizgiwały się po kęsach wzdłuż powierzchni żujących zębów górnych, miążdżąc kęs (ryc. 2b) [31].

Obliczono składowe naprężeń w zębach pierwszych trzonowych żuchwy z koronami wykonanymi z różnych materiałów podczas symulacji żucia. Tkanki zębów, ceramika i kompozyty są materiałami, które charakteryzują się inną wy-



Ryc. 2. Model zęba trzonowego pierwszego żuchwy z fragmentami zębów przeciwstawnych: a) w zwarcu bocznym z kęsem pokarmowym między zębami, b) w fazie zaciskania zębów podczas cyklu żucia

Fig. 2. Model of mandibular first molar tooth with fragments of antagonist's teeth: a) in lateral position with bolus between the teeth, b) during the closing phase of the mastication cycle

trzymałością na rozciąganie i na ściskanie. Jednym z kryteriów używanych do oceny wyczerpania takich materiałów w złożonych stanach naprężeń jest zmodyfikowane kryterium von Misesa (mvM) [32]. Uwzględnia ono iloraz wytrzymałości na ściskanie i wytrzymałości na rozciąganie, który np. dla szkliwa wynosi 33,4; dla zębiny 2,8; dla ceramiki tlenku cyrkonu 2,7; dla ceramiki leucytowej 3,3; dla cementu kompozytowego 3,9 (tab. 1). Według tego kryterium materiał zostanie zniszczony, gdy wartości naprężeń zredukowanych mvM przekroczą wartość jego wytrzymałości na rozciąganie. Wyniki obliczeń przedstawiono w postaci map tych naprężeń zredukowanych w ceramice korony i tkankach modeli zębów trzonowych. Maksymalne naprężenia mvM porównano między modelami i z wytrzymałością badanych materiałów na rozciąganie.

Obliczono kontaktowe naprężenia ściskające, rozciągające i ścinające między cementem i tkankami wokół koron. Rozkład ich przedstawiono graficznie na powierzchniach kontaktów koron z zębami.

Wyniki

Największe naprężenia zredukowane według zmodyfikowanego kryterium von Misesa w koronach i strukturach zęba trzonowego żuchwy podczas cyklu żucia powstały w końcowej fazie, w czasie zaciskania zębów. Wartości te zestawiono w tab. 2. Podobnie naprężenia kontaktowe na styku cementu z tkankami pod koronami osiągnęły największe wartości w chwili maksymalnej interkuspcji zębów, a ich wartości przedstawiono w tab. 3.

Wraz ze wzrostem modułu elastyczności materiału koron rosły naprężenia mvM w koronach protetycznych (tab. 2). W koronie z ceramiki tlenku cyrkonu osiągnęły największe wartości 51,5 MPa. Naprężenia te skoncentrowały się na wewnętrznej powierzchni korony, pod guzkiem policzkowym tylnym (ryc. 3a). W koronie z ceramiki leucytowej

naprężenia mvM nie przekroczyły 35,2 MPa (tab. 2). Ich koncentracja powstała na powierzchni okluzyjnej, w bruzdzie centralnej (ryc. 4a). Wartości naprężeń zredukowanych w stosunku do wytrzymałości na rozciąganie ceramiki tlenku cyrkonu były ponad 14,5-krotnie mniejsze, a dla ceramiki leucytowej tylko 1,4 (tab. 1). W żadnym z badanych modeli naprężenia zredukowane w koronach nie przekroczyły wytrzymałości na rozciąganie materiałów, z których były wykonane.

Pod koroną z ceramiki tlenku cyrkonu naprężenia mvM w cemencie osiągnęły najmniejszą wartość (1,3 MPa) (ryc. 3b) (tab. 2). Pod porcelanową wzrosły natomiast prawie 3-krotnie do 3,3 MPa (ryc. 4b). Podobnie naprężenia kontaktowe na styku cementu ze strukturami zęba malały wraz ze wzrostem modułu elastyczności materiałów koron protetycznych (tab. 3). Naprężenia kontaktowe rozciągające powstały wzdłuż ścian osiowych koron. Pod koroną cyrkonową osiągnęły wartość 0,4 MPa, a pod koroną z ceramiki leucytowej 1,1 MPa. Naprężenia kontaktowe ścinające pod koroną porcelanową były podobne do powstałych pod koroną z ceramiki tlenku cyrkonu (tab. 3).

W szkliwie nienaruszonego zęba (model A) maksymalne naprężenia (mvM) 9,7 MPa powstały w bruzdzie centralnej. W zębiny naprężenia mvM skoncentrowały się w szyjce zęba i osiągnęły 3,4 MPa (tab. 2). W zębiny zęba odbudowanego koroną z ceramiki tlenku cyrkonu wystąpiły najmniejsze naprężenia mvM (2,8 MPa) w porównaniu z innymi modelami, umiejscowione w szyjce zęba (ryc. 3c). W strukturach zębów pod koronami porcelanową były zbliżone do powstałych w nienaruszonym zębie (tab. 2) (ryc. 4c).

Omówienie

Z przeprowadzonego badania wynika, że podczas symulacji żucia w koronach z ceramiki tlenku cyrkonu naprężenia zredukowane były kilkunastokrotnie większe od wytrzymałości tego

Tabela 1. Dane materiałów użytych w modelach zębów trzonowych żuchwy z ceramicznymi koronami**Table 1.** Data of materials using in models of molar teeth with ceramic crowns

Materiał (Material)	Moduł sprężystości (Modulus of elasticity) [GPa]	Współczynnik Poissona (Poisson coefficient)	Wytrzymałość na rozciąganie (Tensile strength) [MPa]	Wytrzymałość na ściskanie (Compressive strength) [MPa]
Szklivo (Enamel)	84,1	0,33	11,5	384
Zębina (Dentine)	18,6	0,31	105,5	297
Ozębna (Periodontium)	3×10^{-5}	0,45	–	–
Ceramika tlenku cyrkonu (Zirconia ceramic)	210,0	0,3	745,0	2000
Ceramika leucytowa IPS Empress 1 (Leucite ceramic)	65,0	0,19	48,8	162,9
Cement kompozytowy Variolink II (Composite resin cement)	8,3	0,35	45,1	178

Tabela 2. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium zniszczenia von Misesa (mvM) w badanych modelach zębów trzonowych żuchwy odbudowanych ceramicznymi koronami (MPa)**Table 2.** Maximum values of the equivalent stresses according to the modified von Mises (mvM) failure criterion in studied models of mandibular molars restored with ceramic crowns (MPa)

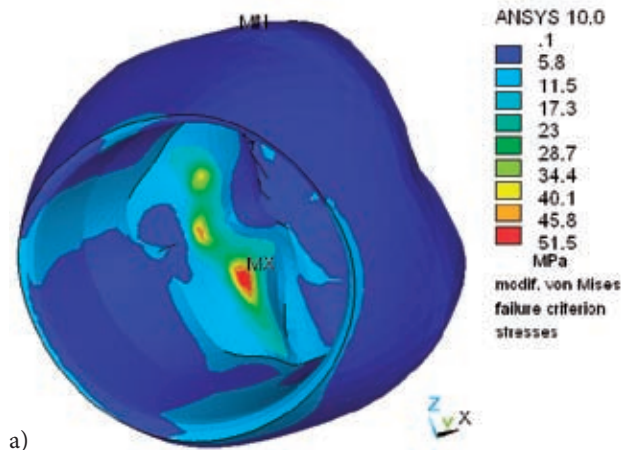
Symbol modelu (Symbol of model)	Model zęba trzonowego (Model of molar)	Naprężenia mvM (MPa) (MvM stresses)			
		w koronie	w cemencie	w szkliwie	w zębinie
A	nietknięty ząb	–	–	9,7	3,4
B	z koroną z ceramiki tlenku cyrkonu	51,5	1,3	–	2,8
C	z koroną z ceramiki leucytowej	35,2	3,3		3,7

Tabela 3. Największe naprężenia kontaktowe rozciągające, ściskające i ścinające w połączeniu cementu kompozytowego z zębami trzonowymi pod ceramicznymi koronami (MPa)**Table 3.** Maximum values of contact tensile, compressive and shear stresses on the adhesive interface between the luting cement and tooth structure under the ceramic crown (MPa)

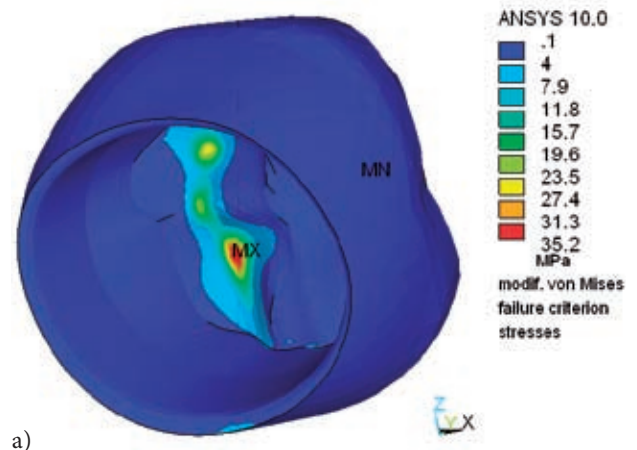
Symbol modelu (Symbol of model)	Model zęba trzonowego (Model of molar)	Naprężenia kontaktowe (MPa) (Contact stresses)		
		rozciągające	ściskające	ścinające
B	z koroną z ceramiki tlenku cyrkonu	0,4	11,7	1,30
C	z koroną z ceramiki leucytowej	1,1	10,5	1,45

materiału na rozciąganie. Wartość naprężeń mvM w koronie porcelanowej była natomiast bliska wytrzymałości na rozciąganie ceramiki leucytowej. Korony o zmniejszonej grubości ścian wykonane z ceramiki cyrkonowej powinny sprostać siłom żucia, a korony z ceramiki leucytowej mogą ulec złamaniu pod wpływem cyklicznych sił żucia. Po-

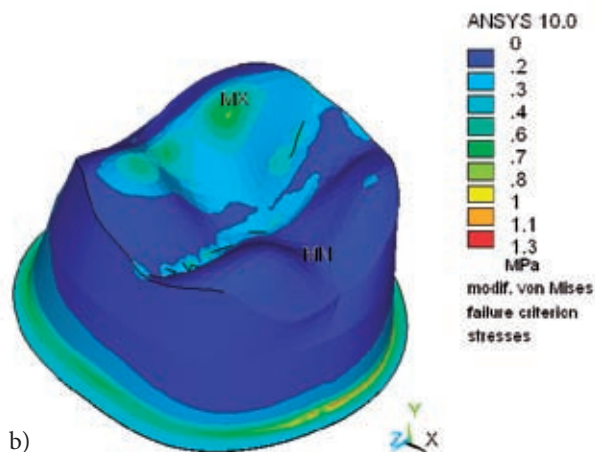
twierdzą to doświadczalne badania zmęczeniowe Magne et al. [33], w których cienkie uzupełnienia (1,2 mm na powierzchni okluzyjnej) z ceramiki leucytowej w zębach trzonowych ulegały zniszczeniom w 100% pod wpływem sił cyklicznych. Zgodnie z badaniami Attia i Kern [34], zniszczenie koron leucytowych cementowanych adhezyjnie



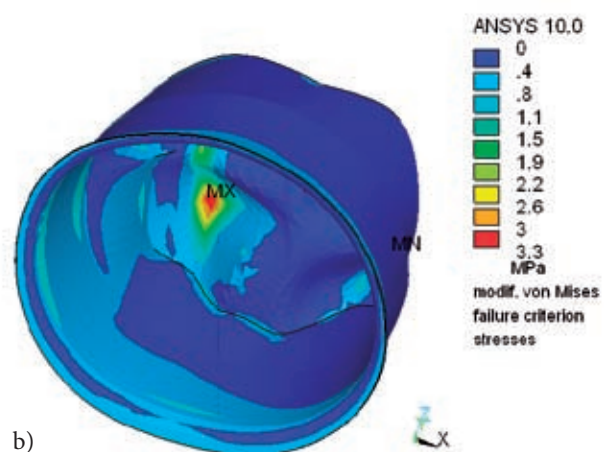
a)



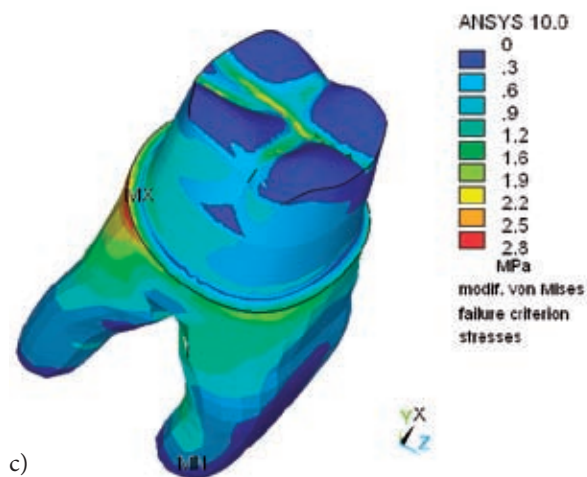
a)



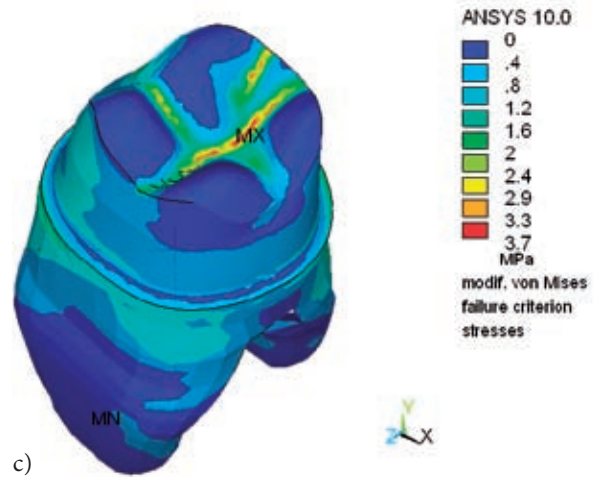
b)



b)



c)



c)

Ryc. 3. Rozkład naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium zniszczenia von Misesa (MPa) w modelu zęba z koroną o zmniejszonej grubości ścian z ceramiki tlenku cyrkonu podczas fazy zaciskania cyklu żucia w: a) koronie protetycznej, b) cemencie kompozytowym łączącym koronę ze strukturami zęba, c) w zębnie zęba trzonowego pierwszego pod koroną

Fig. 3. Distribution of the equivalent stresses according to the modified von Mises (mvM) failure criterion in molar tooth model with thin-walled zirconia ceramic crown in the closing phase of the mastication cycle: a) in the crown, b) in resin composite luting cement, c) in the tooth structure of first molar under the crown

Ryc. 4. Rozkład naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium zniszczenia von Misesa (MPa) w modelu zęba z koroną o zmniejszonej grubości ścian z ceramiki leucytowej podczas fazy zaciskania cyklu żucia w: a) koronie protetycznej; a) cemencie kompozytowym łączącym koronę ze strukturami zęba, b) w zębnie zęba trzonowego pierwszego pod koroną

Fig. 4. Distribution of the equivalent stresses according to the modified von Mises (mvM) failure criterion in molar tooth model with thin-walled leucite ceramic crown in the closing phase of the mastication cycle: a) in the crown, b) in resin composite luting cement, c) in the tooth structure of first molar under the crown

na zębach następuje pod wpływem cyklicznych obciążeń 630,7–795,4 N. Odporność na złamanie koron złożonych na bazie tlenku cyrkonu jest znacznie większa i zbliżona do porcelany napalanej na metalu [35, 36]. Rdzenie cyrkonowe o grubości 0,5 mm osadzone na naturalnych zębach pękają pod wpływem siły 1110 N [37]. Problemem są częste odłamania ceramiki licującej od rdzenia [38], dlatego trwają prace nad jednorodnymi koronami cyrkonowymi w odcinkach bocznych. Zastosowanie jednolitych koron z ceramiki tlenku cyrkonu jest korzystne ze względu na oszczędność w opracowaniu tkanek zęba. Wadą tego rodzaju uzupełnień jest ich opakerowość i mleczna barwa oraz większa ścieralność zębów przeciwstawnych.

Analiza czynników wpływających na wytrzymałość koron przeprowadzona przez Rekowa et al. [10] wykazała, że grubość koron i materiał, z jakiego są wykonane ma największy wpływ na wielkość naprężeń w nich powstających. Im materiał korony ma większą wytrzymałość na rozciąganie, tym bardziej można ograniczyć jej grubość. Jest to zgodne z przeprowadzonymi badaniami.

Z obliczeń przeprowadzonych w tej pracy wynika, że im większy był moduł elastyczności materiału koron, tym mniejsze naprężenia zredukowane powstały w cemencie kompozytowym łączącym je z tkankami, a także mniejsze naprężenia kontaktowe ścinające i rozciągające wystąpiły na styku cementu z tkankami. Gdyby połączenie między zębem a koroną było idealne, to korony z ceramiki tlenku cyrkonu powinny być bardziej szczelne niż z ceramiki leucytowej. Wiadomo jednak, że korony z ceramik szklanych są cementowane adhezyjne, co daje dużą wytrzymałość tego połączenia [39, 40], połączenie natomiast ceramiki tlenku cyrkonu ze strukturami zęba nie jest tak silne [41].

Podczas komputerowej symulacji żucia wraz ze wzrostem modułu Younga materiału koron malały naprężenia mV w strukturach zębów nimi odtwarzanych. Korony z ceramiki tlenku cyrkonu lepiej zabezpieczają tkanki zębów przed uszkodzeniem niż pełnoceramiczne. Przeprowadzone przez Rosentritt et al. [42] badania wytrzymałościowe koron metalowo-porcelanowych na bazie aluminy oraz tlenku cyrkonu, obejmujące grupę 96 zębów, wykazały tylko 1 przypadek złamania zęba.

Uwzględnienie wszystkich czynników działających w jamie ustnej w symulacjach komputerowych jest niemożliwe. Zgodność wyników obliczeń MES ze stanem rzeczywistym zależy między innymi od zgodności kształtu i wymiaru, danych materiałowych i charakteru obciążeń modelu z wielkościami występującymi w badanej konstrukcji. W tej pracy przeprowadzono badania numeryczne na 3D modelach rzeczywistych zębów trzonowych. Ogromny wpływ na wyniki badań prowadzonych MES ma zastosowane obciążenie. W większości badań wytrzymałościowych zębów prowadzonych *in vitro* stosowano siły statyczne przyłożone bezpośrednio do powierzchni żującej [43]. Było to znacznym uproszczeniem zjawisk zachodzących w jamie ustnej. W przedstawionej pracy komputerowy model został stworzony na podstawie rzeczywistej relacji przestrzennej zębów przeciwstawnych (zęby górne i dolne zostały zestawione przestrzennie według rejestratów zwarcia). Przeprowadzono trójwymiarową symulację cyklu żucia twardego kęsa z użyciem elementów kontaktowych na powierzchniach żujących. To nowatorskie rozwiązanie, pozwoliło odtworzyć zmienne obciążenia, jakim podlega ząb podczas żucia i zbadać przestrzenny stan naprężeń występujący w tym czasie w zębach.

W badanych modelach, wokół uzupełnień na granicy cementu z tkankami zastosowano elementy kontaktowe w opcji „bonded”. Pozwoliło to obliczyć naprężenia kontaktowe rozciągające i ścinające oraz zwizualizować ich rozkład na całej powierzchni połączenia cementu ze strukturami zębów. Dzięki zastosowanej technice oceniono szczelność uzupełnień i zlokalizowano rejony narażone na powstanie nieszczelności.

Z przeprowadzonych badań wynika, że w warunkach fizjologicznych obciążeń korony o zmniejszonej grubości ścian wykonane z ceramiki tlenku cyrkonu w zębach trzonowych nie powinny ulec uszkodzeniu. Korony z ceramiki leucytowej w zębach trzonowych mogą pęknąć podczas żucia. Korony protetyczne wykonane z materiałów o większym module elastyczności niż szkliwo, jeżeli są dobrze zespolone z tkankami, to wzmacniają struktury zębów trzonowych.

Piśmiennictwo

- [1] CONRAD H., SEONG W.J., PESUN I.: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2007, 98, 389–404.
- [2] HOLAND W., SCHWEIGER M., FRANK M., RHEINBERGER V.: A comparison of the microstructure end properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. *J. Biomed. Mater. Res.* 2000, 53, 297–303.
- [3] CATTELL M. J., CLARKE R.L., LYNCH E. J.: The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics – Part II. *J. Dent.* 1997, 25, 409–414.

- [4] GORMAN C. M., McDEVITT W. E., HILL R.G.: Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent. Mat.* 2000, 16, 6, 389–395.
- [5] FRADEANI M., REDEMAGNI M.: An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintess. Int.* 2002, 33, 7, 503–510.
- [6] HEINTZE S.D., ROUSSON V.: Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns – a systematic review. *Int. J. Prosthodont.* 2010, 23, 129–133.
- [7] RAIGRODSKI A.J.: Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* 2004, 92, 557–562.
- [8] ZARONE F., RUSSO S., SORRENTINO R.: From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent. Mat.* 2011, 27, 83–96.
- [9] Moving to Monolithic. *Inside Dental Technology* 2011, 70–71.
- [10] REKOW E.D., HARSONO M., JANAL M., THOMPSON V.P., ZHANG G.: Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent. Mater.* 2006, 22, 125–132.
- [11] McDONALD A.: Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. *Dent. Update* 2001, 28, 84–90.
- [12] PROOS K.A., SWAIN M.V., IRNSIDE J., STEVEN G.P.: Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int. J. Prosthodont.* 2003, 16, 442–449.
- [13] EDELHOFF D., SORENSEN J.: Tooth structure removal associated with various preparation design for posterior teeth. *Int. J. Periodontics Dent.* 2002, 22, 214–219.
- [14] ASH M., NELSON S.: *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*. 8 ed. Saunders, Philadelphia 2003, 297–314.
- [15] KRAUS B., JORDAN R., ABRAMS L.: *Dental anatomy and occlusion*. Williams and Wilkins Co, Baltimore 1969, 197, 223–262.
- [16] HABELITZ S., MARSHALL S., MARSHALL G., BALOOCH M.: Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch. Oral. Biol.* 2001, 46, 173–183.
- [17] CRAIG R., PEYTON F.: Elastic and mechanical properties of human dentin. *J. Dent. Res.* 1958, 37, 710–718.
- [18] RUSE N.D.: Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: A story of broken links. *Dent. Mat.* 2008, 24, 1717–1719.
- [19] DE JAGER N., DE KLER M., VAN ZEL J.: The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent. Mat.* 2006, 22, 234–242.
- [20] ALBAKRY M., GUAZZATO M., SWAIN M.: Biaxial flexural strength, elastic moduli, and X-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J. Prosthet. Dent.* 2003, 89, 374–380.
- [21] MAGNE P., PERAKIS N., BELSER U., KREJCI I.: Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures. A finite element analysis of influence of restorative materials and abutment preparation design. *J. Prosthet. Dent.* 2002, 87, 516–527.
- [22] AGRAWAL K., LUCAS P., PRINTZ J., BRUCE I.: Mechanical properties of foods responsible for resisting food breakdown in the human mouth. *Arch. Oral. Biol.* 1997, 42, 1–9.
- [23] GIANNINI M., SOARES C., CARVALHO R.: Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent. Mat.* 2004, 20, 322–329.
- [24] POWERS J., SAKAGUCHI R.: *Craigs restorative dental materials*. Elsevier, St. Louis 2006, 12ed, 64–65.
- [25] SANO H., CIUCCHI B., MATTHEWS W., PASHLEY D.: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J. Dent. Res.* 1994, 73, 1205–1211.
- [26] NOGUCHI K., FUJITA M., MASAKI T., MIZUSHINA M.: Tensile strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *J. Am. Ceramic Soc.* 1989, 72, 1305–1307.
- [27] PROBSTER L., GEIS-GEISTORFER J., KIRCHNER E., KANJANTRA P.: *In vitro* evaluation of glass ceramic restorative material. *J. Oral. Rehabil.* 1997, 24, 636–645.
- [28] WHITE S., YU Z.: Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J. Prosthet. Dent.* 1993, 69, 568–572.
- [29] KATONA T.: A mathematical analysis of the role of friction in occlusal trauma. *J. Prosthet. Dent.* 2001, 86, 636–643.
- [30] GIBBS C., MAHAN P., LUNDEEN H., BREHMAN K., WALSH E., HOLBROOK W.: Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prost. Dent.* 1981, 46, 443–449.
- [31] SUIT S., GIBBS C., BENZ S.: Study of gliding tooth contact during mastication. *J. Periodont.* 1976, 47, 331–336.
- [32] DE GROOT R., PETERS M., DE HAAN Y., DOP G., PLASSCHAERT A.: Failure stress criteria for composite resin. *J. Dent. Res.* 1987, 66, 1748–1752.
- [33] MAGNE P., SCHLICHTING L.H., MAIA H.P., BARATIERI L.N.: *In vitro* fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J. Prosthet. Dent.* 2010, 104, 149–157.
- [34] ATTIA A., KERN M.: Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J. Prosthet. Dent.* 2004, 92, 551–556.
- [35] SENYILMAZ D.P., CANAY S., HEYDECKE G., STRUB J.R.: Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2010, 18, 50–54.
- [36] ZAHARAN M., EL-MOWAFY O., TAM L., WATSON P.A., FINER Y.: Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J. Prosthodont.* 2008, 17, 370–377.
- [37] REICH S., PETSCHL A., LOHBAUER U.: The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J. Prosthet. Dent.* 2008, 99, 369–376.
- [38] LORENZONI F.C., MARTINS L.M., SILVA N.R., COELHO P.G., GUESS P.C., BONFANTE E.A., THOMPSON V.P., BONFANTE G.: Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J. Dent.* 2010, 38, 626–634.

- [39] MATOS A.B., KURAMOTO M. JR, POWERS J.M., EDUARDO C DE P.: Bond strength of a resin-based composite to leucite-reinforced ceramic and dentin. *Am. J. Dent.* 1999, 12, 113–115.
- [40] D'ARCANGELO C., DE ANGELIS F., D'AMARIO M., ZAZZERONI S., CIAMPOLI C., CAPUTI S.: The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Oper. Dent.* 2009, 34, 328–336.
- [41] KITAYAMA S., NIKAIKO T., IKEDA M., ALIREZA S., MIURA H., TAGAMI J.: Internal coating of zirconia restoration with silica-based ceramic improves bonding of resin cement to dental zirconia ceramic. *Biomed. Mater. Eng.* 2010, 20, 77–87.
- [42] ROSENTRITT M., BEHR M., THALLER C., RUDOLPH H., FEILZER A.: Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintess. Int.* 2009, 40, 655–662.
- [43] IMANISHI A., NAKAMURA T., OHYAMA T., NAKAMURA T.: 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J. Oral. Rehabil.* 2003, 30, 818–822.

Adres do korespondencji:

Beata Dejak
Zakład Protetyki Stomatologicznej
Katedra Stomatologii Odtwórczej UM
ul. Pomorska 251
92-213 Łódź
tel.: 426 757 426
e-mail: bdejak@poczta.onet.pl

Praca wpłynęła do Redakcji: 21.06.2011 r.

Po recenzji: 3.08.2011 r.

Zaakceptowano do druku: 10.08.2011 r.

Received: 21.06.2011

Revised: 3.08.2011

Accepted: 10.08.2011