

Porównanie wytrzymałości zębów przednich odbudowanych koronami kosmetycznymi z różnych materiałów*

Strength comparison of anterior teeth restored with aesthetic crowns made of various materials

Beata Dejak

Z Zakładu Protetyki Stomatologicznej Katedry Stomatologii Odtwórczej UM w Łodzi
Kierownik: dr hab. n. med. B. Dejak

HASŁA INDEKSOWE:

korony pełnoceramiczne, korony z ceramiki tlenku cyrkonu, korony z ceramiki leucytowej, korony kompozytowe, wytrzymałość zębów przednich, metoda elementów skończonych

KEY WORDS:

all-ceramic crowns, zirconia crowns leucite ceramic crowns, resin composite crowns, strength of anterior teeth, finite element method

Streszczenie

Cel pracy. Celem pracy było porównanie wytrzymałości zębów przednich odbudowanych koronami wykonanymi z dwutlenku cyrkonu, ceramiki leucytowej, kompozytu i akrylu.

Material i metody. Badanie przeprowadzono metodą elementów skończonych. Stworzono 3D modele zębów pierwszych siecznych szczęki A – zęba nienaruszonego, B – zęba z koroną pełnoceramiczną z tlenku cyrkonu, C – zęba z koroną z ceramiki leucytowej, D – zęba z koroną kompozytową, E – zęba z koroną tymczasową z akrylu. Każdy model obciążono siłą 100N rozłożoną równomiernie na brzegu siecznym i działającą wzdłuż długiej osi zęba. Do oceny wyężenia badanych zębów, koron i cementu we wszystkich przypadkach obliczono naprężenia zredukowane według zmodyfikowanego kryterium zniszczenia von Misesa (mvM), które porównano z wytrzymałością badanych materiałów na rozciąganie.

Wyniki. W tkankach zębów odbudowanych koronami z ceramiki leucytowej i tlenku cyrkonu naprężenia mvM wyniosły tylko 4,2-4,6 MPa, pod koronami kompozytowymi wzrosły do 7,4 MPa, a pod akrylowymi do 15,6 MPa. Naprężenia zredukowane w koronach z ceramiki tlenku cyrkonu i leucytu były wyższe niż w koronach z

Summary

Aim of the study. To compare the strength of teeth restored with zirconia ceramic, leucite ceramic, composite resin and acrylic crowns.

Material and methods. The investigations were conducted by means of the finite element analysis. 3D models of maxillary first incisors were generated: A – intact tooth, B – tooth restored with zirconia crown, C – tooth with leucite ceramic crown, D – tooth with composite crown and E – tooth with temporary acrylic crown. Each model was subjected to loading with a total force of 100N evenly distributed along the incisal edge and acting along tooth axis. The equivalent stresses of modified von Mises failure criterion (mvM) was calculated in the tooth structures, crowns and cement and then compared to the tensile strength of these materials.

Results. The maximum mvM stresses in dentin of the teeth restored with ceramic crowns were only 4.2–4.8 MPa, but with composite crown they increased to 7.4 MPa, and with acrylic crown to 15.6 MPa. Equivalent stresses in ceramic zirconia and leucite crowns were higher than those in resin composite and acrylic crowns, and the values did not exceed tensile strength of these materials. The stresses were concentrated in the incisal

*Praca prezentowana na XXVIII Konferencji sekcji Protetyki w Rawie Mazowieckiej, 15-16 października 2010.

kompozytu i akrylu, ale nie przekroczyły wytrzymałości tych materiałów na rozciąganie. Były one skoncentrowane na brzegach siecznych i w brzegach dodziąsłowych koron. Największe naprężenia zredukowane w cemencie kompozytowym łączącym koronę ceramiczną z tkankami były równe 3,8 MPa, a pod akrylową 5,6 MPa.

Wnioski. Korony kosmetyczne zacementowane adhezyjnie, nie wzmacniają tkanek zębów przednich. Ceramiczne korony lepiej zabezpieczają zęby przed uszkodzeniem niż kompozytowe. Korony kompozytowe i ceramiczne w zębach przednich, idealnie zespolone cementem kompozytowym z zębina, nie są narażone na zniszczenie podczas fizjologicznych obciążeń.

and gingival edges of the crowns. The maximum mvM stresses in the cement under zirconia ceramic crown equalled 3.8 MPa, and under acrylic crown 5.6 MPa.

Conclusion. Aesthetic crowns, adhesively bonded to dentin, do not strengthen anterior teeth structures. Ceramic crowns protect the teeth against damage better than composite ones. Composite and ceramic crowns in the anterior teeth, perfectly bonded to dentin with resin cements, are not prone to failure during physiological loads.

Wstęp

Kosmetyczne korony protetyczne służą do odbudowy zębów przednich, których naddziąsłowe struktury są bardzo zniszczone. Stosuje się je w celu estetycznej poprawy kształtu, położenia i barwy zębów w sytuacjach gdy mniej inwazyjne metody nie są skuteczne. Można za ich pomocą odbudować zęby z defektami szkliva lub odtworzyć zwarcie w zębach przednich (1).

Korony pełnoceramiczne na zęby przednie wykonywane są najczęściej z ceramiki skaleniowej lub leucytowej, które charakteryzują się modulem elastyczności zbliżonym do szkliva (65GPa) (2, 3). Korony pełnoceramiczne złożone mają rdzeń wykonany z ceramiki cyrkonowej, która ma 3krotnie wyższy moduł Younga 210GPa (4). Rzadziej stosowane są korony kompozytowe, których moduł elastyczności jest podobny do zębiny od 8-21GPa (5,6). Jako tymczasowe uzupełnienia używane są korony akrylowe o module sprężystości 2,7GPa (7). Największą zaletą tych uzupełnień jest dobra estetyka, natomiast wadą mała odporność mechaniczna (1).

Wytrzymałość i trwałość odbudowy zęba zależy od materiału korony, jej grubości, ilości pozostałej zębiny, dobrego zespolenia korony z tkankami i jakości wykonania laboratoryjnego (8). Z badań Ku i in. wynika, że korony metalowo-ceramiczne (które nadal są powszechnie używane do odbudowy zębów przednich) są 2 krotnie bardziej odporne na złamania niż kompozytowe (9), natomiast we-

dług Strub i Beschmidt ich odporność na cykliczne obciążenia jest podobna do koron porcelanowych (10, 11). Etemadi i Smales (12) wykazali, że odsetek uszkodzeń koron pełnoceramicznych w jamie ustnej jest większy niż złożonych koron, a według Land i Hopp (13) jest porównywalny z konwencjonalnymi uzupełnieniami. Fradeani and Redemagni zbadali, że 98,9% koron Empress 1 w odcinku przednim przetrwało bez uszkodzeń w okresie 11 lat (14), podczas gdy według Sjogren tylko 92% w okresie 4 lat (15). Trwałość koron pełnoceramicznych złożonych na bazie ceramiki aluminiowej lub cyrkonowej określana jest na 92-100% w ciągu 5 lat (16). Niepowodzenia są spowodowane złamaniem koron, odłamaniami ceramiki lub występowaniem próchnicy wtórnej. Jaki wpływ mają materiały z jakich wykonywane są korony na wytrzymałość i trwałość tych uzupełnień oraz odtwarzanych nimi struktur zębów?

Celem pracy było porównanie wytrzymałości zębów przednich odbudowanych koronami wykonanymi z ceramiki dwutlenku cyrkonu, ceramiki leucytowej, kompozytu i akrylu.

Materiał i metoda

Skanerem laserowym Dental 3D Scanner D700 (3ShapeA/S, Kopenhaga, Dania) wykonano skany powierzchni zęba pierwszego siecznego lewego szczęki. Skany przetworzono za pomocą oprogramowania 3Shape Dental Designer CAD. Wykonano także CT badanego zęba aparatem

GXCB-500/i-CAT (Gendex Dental Systems, Des Plaines, IL, USA). Zbiory zawierające współrzędne punktów na powierzchniach badanego zęba oraz punkty na granicy szkliwa, zębiny i miazgi (uzyskane z CT), w poziomych warstwach (co 1 mm) wprowadzono do preprocesora programu metody elementów skończonych ANSYS 10 (ANSYS wersja 10, ANSYS Inc., Canonsburg, Pa, USA) (17). Punkty te połączono krzywymi i na ich podstawie odtworzono pola przekrojów poprzecznych zęba. Połączenie pól przekrojów poprzecznych pozwoliło na utworzenie bryły modelu zęba siecznego przyśrodkowego, podzielonego na szkliwo, zębinię i miazgę. Korona miała długość 10,5 mm, szerokość medialno – dystalną 8,5 mm, a długość korzenia wynosiła 13 mm (18). Wokół korzenia zęba zamodelowano ozębną o grubości 0,2 mm (model A) (ryc. 1a).

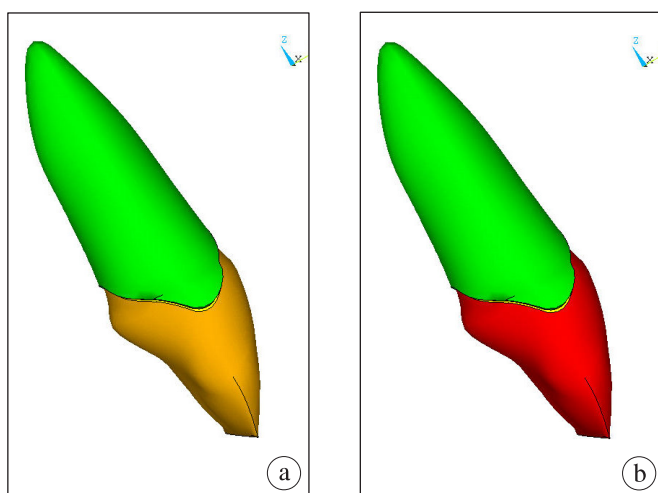
Ząb pod korony kosmetyczne opracowano zgodnie z regułami (19). Nachylenie ścian osiowych wynosiło 10st, brzeg sieczny skrócono o 2 mm, wzdłuż girlandy dziąsłowej wytworzono stopień typu rounded shoulder o szerokości 0,8 mm. Wykonano skan opracowanej korony zęba Dental 3D Scanner D250 (3ShapeA/S, Kopenhaga, Dania). Chmurę punktów wprowadzono do programu Ansys i na ich podstawie stworzono bryłę opracowanej korony zęba. Wygenerowano dodatkowo warstwę o grubości 0,1 mm, otaczającą opracowaną koronę, która imitowała cement. Bryłę tą dodano do modelu A. W

ten sposób stworzono modele zębów z koronami protetycznymi (ryc. 1b).

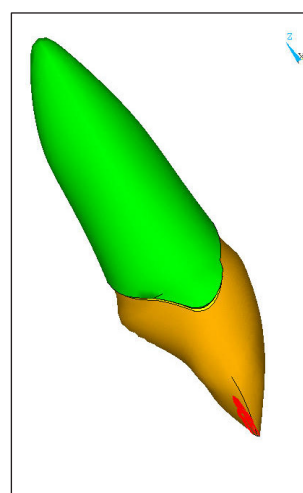
Wirtualne korony były wykonane z ceramiki tlenku cyrkonu Zirconia Core Cercon licowanej Smart Ceramic (DeguDent) (model B), leucytowej IPS Empress (Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) (model C), kompozytu Charisma (Kulzer, Friedrichsdorf, Germany) (model D), akrylu Dentalon (Kulzer, Friedrichsdorf, Germany) (model E). Założono idealnie zespolenie tych koron ze strukturami zęba za pomocą cementu kompozytowego Variolink II (Ivoclar, Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein).

Wprowadzono wartości modułów elastyczności i współczynników Poissona dla szkliwa (3), zębiny (5), ozębnej (20), cementu kompozytowego (21), ceramiki leucytowej (2), ceramiki tlenku cyrkonu (4), kompozytu (6), akrylu (7). Dane zestawiono w tabeli I. Założono, że materiały użyte w modelu były liniowe, elastyczne, homogenne, izotropowe, ale miały różną wytrzymałość na ściskanie i rozciąganie. Przyjęto wartości wytrzymałości na rozciąganie i ściskanie dla szkliwa (7, 22), zębiny (7, 23), ceramiki tlenku cyrkonu, ceramiki leucytowej (24), kompozytu (25), akrylu (7) oraz cementu kompozytowego (26) (tabela I).

W celu dokonania obliczeń każdy model zęba podzielono na 10-węzłowe strukturalne bryłowe elementy (Solid 187). W modelu nietkniętego zęba A użyto 71243 elementów złączonych w 98476



Ryc. 1. Komputerowy trójwymiarowy przyśrodkowego zęba siecznego szczęki; a – model A przyśrodkowego zęba siecznego szczęki, b – model B przyśrodkowego zęba siecznego szczęki z koroną.



Ryc. 2. Model przyśrodkowego zęba siecznego szczęki poddany działaniu siły 100N równomiernie rozłożonej na brzegu siecznym korony.

Tabela I. Dane materiałowe

Materiał	Moduł elastyczności [GPa]	Współczynnik Poissona	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Wytrzymałość na ściskanie [MPa]
Szklivo	84.1	0.33	11.5	384
Zębina	18.6	0.31	105.5	297
Ozębana	0.05	0.45	–	–
Ceramika tlenku cyrkonu	210	0.19	200	900
Ceramika wzmacniana leucytem	65.0	0.19	48.8	162.9
Kompozyt	14.1	0.24	41	293
Akryl	2,7	0,24	28	97
Cement kompozytowy	8.3	0.35	45.1	178

węzłach, w modelach zębów z koronami – 76885 elementów złączonych w 104212 węzłach.

Modele utwierdzono w węzłach na zewnętrznej powierzchni ozębnej i poddano obciążeniu wzdłuż osi zęba. Obciążenie to symulowało siły, jakim podlegają zęby sieczne podczas odgryzania. Miały one wartość sumaryczną 100N (27) i były przyłożone równomiernie do węzłów na brzegach siecznych, w miejscach kontaktów z zębami przeciwstawnymi (ryc. 2) (28).

Obliczono składowe naprężenia (naprężenia normalne, naprężenia styczne, główne) w 5 modelach. Tkanki zębów, kompozyty i ceramika charakteryzują się różną wytrzymałością na rozciąganie i na ściskanie. Jednym z kryteriów używanych do oceny wytrzymałości takich materiałów w złożonych stanach naprężeń jest zmodyfikowane kryterium von Misesa (mvM) (29). Uwzględnia ono iloraz wytrzymałości na ściskanie i wytrzymałości na rozciąganie, który np. dla szkliwa wynosi 33,4, dla zębiny 2,8, dla ceramiki leucytowej 3,3, dla ceramiki cyrkonowej 4,5, dla kompozytu 7,1, dla akrylu 3,5, dla cementu kompozytowego 3,9 (tabela I). Według tego kryterium materiał ulegnie zniszczeniu, gdy wartości naprężeń zredukowanych przekroczą wartość jego wytrzymałości na rozciąganie. Wyniki obliczeń przedstawiono w postaci map tych naprężeń w zębini, szkliwie, cementie i koronie protetycznej modeli zębów siecznych. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych powstałe w materiałach modeli porównano

między sobą i z wytrzymałością tych materiałów na rozciąganie.

Wyniki

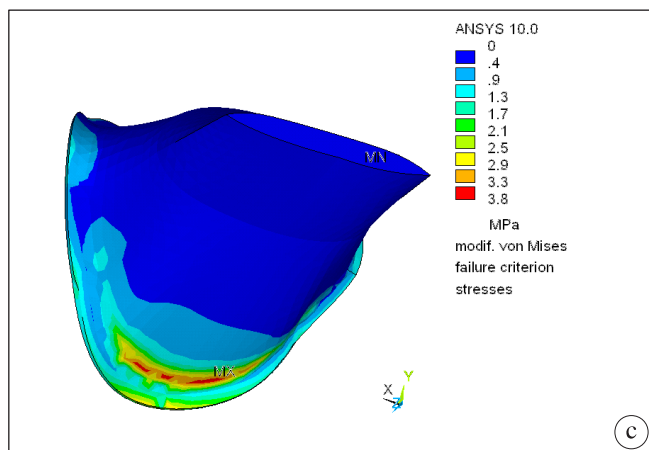
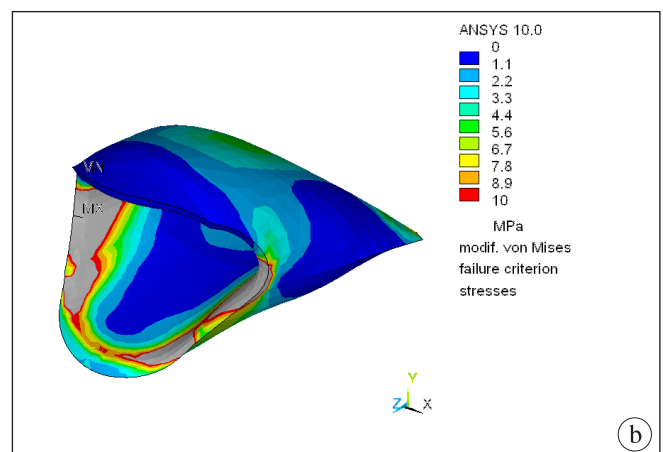
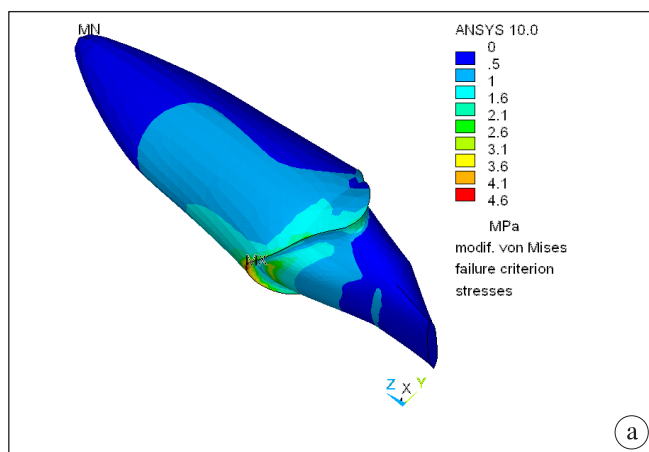
Wartości maksymalnych naprężeń mvM występujących w poszczególnych materiałach modeli podczas obciążenia skośnego zostały zaprezentowane w tabeli II.

W zębini zębów odbudowanych koroną z ceramiki tlenku cyrkonu maksymalne naprężenia mvM wyniosły 4,6MPa (ryc. 3a), w strukturach zęba pod koroną porcelanową 4,2MPa, pod koroną kompozytową osiągnęły 7,4MPa, a pod akrylową wzrosły do 15,6 MPa (ryc. 4a) (tabela II). W każdym przypadku były wyższe niż w nienaruszonym zębie 3,7MPa. W zębach z koronami akrylowymi i kompozytowymi maksymalne naprężenia mvM powstały na brzegach siecznych zębów, natomiast pod koronami ceramicznymi w szyjkach zębów.

Wraz ze wzrostem modułu elastyczności materiału koron rosły naprężenia mvM w koronach protetycznych. Naprężenia mvM w koronie z tlenku cyrkonu osiągnęły wartości 36,5MPa, a w porcelanowej 30MPa i były skoncentrowane w brzegach dodziąsłowych tych uzupełnień (tabela II) (ryc. 3b). W koronach kompozytowej i akrylowej naprężenia mvM nie przekroczyły 29MPa (tabela II). Ich koncentracja powstała w miejscach obciążeń, w brzegach siecznych koron (ryc. 4b). Wartości naprężeń zredukowanych w stosunku do wytrzymałości na rozciąganie cera-

Tabela II. Wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) w strukturach zębów odbudowanych koronami kosmetycznymi z różnych materiałów (MPa)

Model	Model zęba z	Największe naprężenia mvM (MPa)			
		Szklivo	Korona	Zębina	Cement
Model A	Ząb	21,1	–	3,7	–
Model B	Koroną ceramiczną z rdzeniem z tlenku cyrkonu	–	36,5	4,6	3,8
Model C	Koroną z ceramiki leucytowej	–	30,0	4,2	3,7
Model D	Koroną kompozytową	–	29,0	7,4	2,1
Model E	Korona akrylową	–	24,7	15,7	5,6

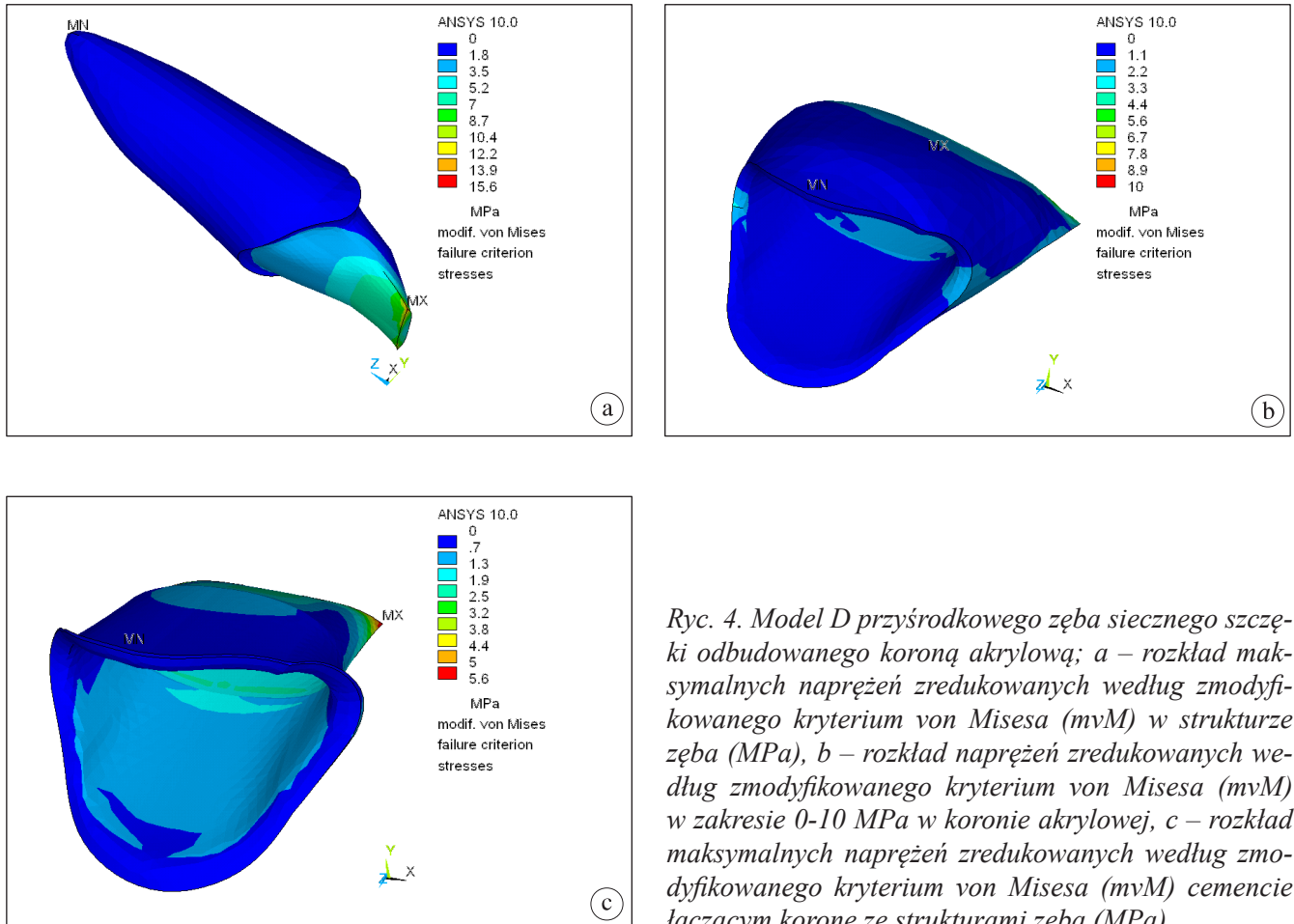


Ryc. 3. Model B przyśrodkowego zęba siecznego szczęki odbudowanego koroną pełnoceramiczną z rdzeniem z ceramiki tlenku cyrkonu; a – Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) w strukturze zęba (MPa), b – Rozkład naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) w zakresie 0-10 MPa w koronie z rdzeniem z ceramiki tlenku cyrkonu, c – Rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) cementu kompozytowym łączącym koronę ze strukturami zęba (MPa).

miki tlenku cyrkonu były ponad 5,5krotnie mniejsze, dla porcelany współczynnik ten wyniósł tylko 1,6, podobnie jak dla kompozytu 1,4. Wartość naprężeń mvM w koronie akrylowej była bliska wytrzymałości na rozciąganie polimetakrylanu metylu.

W cemencie kompozytowym łączącym korony z ceramiki tlenku cyrkonu z tkankami, najwięk-

sze naprężenia zredukowane osiągnęły wartości 3,8 MPa (ryc. 3c), a pod akrylową wzrosły do 5,6 MPa (ryc. 4c) (tabela II). W cemencie pod koronami z materiałów elastycznych naprężenia mvM były skoncentrowane na brzegach siecznych, natomiast pod koronami sztywnymi na powierzchniach podniebiennych zębów.



Ryc. 4. Model D przyśrodkowego zęba siecznego szczęki odbudowanego koroną akrylową; a – rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) w strukturze zęba (MPa), b – rozkład naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) w zakresie 0-10 MPa w koronie akrylowej, c – rozkład maksymalnych naprężeń zredukowanych według zmodyfikowanego kryterium von Misesa (mvM) cementie łączącym koronę ze strukturami zęba (MPa).

Dyskusja

Naprężenia mvM w strukturach zębów pod koronami z ceramiki tlenku cyrkonu i ceramiki leucytowej były o 13,5%– 30% wyższe niż w zdrowym zębie, natomiast pod koronami z kompozytu i akrylu osiągnęły wartości 2-4 krotnie wyższe niż w zębinie nietkniętego zęba (tabela I i II). W żadnym przypadku nie przekroczyły wytrzymałości zębiny na rozciąganie. Przeczy to powszechnemu twierdzeniu, że korony protetyczne wzmacniają tkanki zębów. Im materiał korony miał mniejszy moduł elastyczności, tym większe naprężenia mvM powstawały w strukturach zęba, a ich koncentracja zlokalizowana była bliżej brzegu siecznego (ryc. 3, 4a). Pod koroną akrylową w zębinie naprężenia mvM osiągnęły 3,7krotnie wyższe wartości niż pod koroną ceramiczną. Korony ceramiczne lepiej chronią tkanki zęba przed złamaniem niż korony z kompozytu czy akrylu.

Z przeprowadzonych badań wynika, że im sztywniejsza była korona tym większe wartości naprężeń mvM w niej powstawały. Naprężenia mvM w koronach z ceramiki tlenku cyrkonu i leucytu były wyższe niż w koronach z kompozytu i akrylu, a ich koncentracja wystąpiła w brzegach dziąsłowych ich struktur (tabela II) (ryc. 3b). Naprężenia zredukowane w uzupełnieniach protetycznych nie przekroczyły wytrzymałości na rozciąganie materiałów z jakich były one wykonane, chociaż wartości te dla korony akrylowej były bardzo zbliżone do tej granicy (tabela I). Podczas fizjologicznych obciążeń zębów przednich, korony protetyczne z ceramiki tlenku cyrkonu, ceramiki leucytu i kompozytów, jeżeli są dobrze zespolone z tkankami, to nie powinny ulec uszkodzeniu. Badania wytrzymałościowe in vitro przeprowadzone przez Ereifej i in. potwierdzają powyższe stwierdzenie (30). Wykazały one, że inicjacja pęknięcia koron z ceramiki tlenku cyrkonu ZirCAD (Ivoclar-Vivadent) następuje

pod wpływem siły 1029N, z ceramiki leucytowej IPS (Ivoclar-Vivadent) przy 808,8N, a z kompozytu BelleGlass (Kerr) przy 979,8N. Chociaż korony wykonane z ceramiki leucytowej wykazują mniejszą odporność na złamania niż korony z tlenku cyrkonu (31), to siły statyczne powodujące pęknięcia tych uzupełnień są znacznie wyższe od przeciętnej działających na zęby przednie w jamie ustnej (32). Ze względów wytrzymałościowych nie ma potrzeby stosowania złożonych koron ceramicznych do odbudowy pojedynczych koron zębów przednich, bowiem wytrzymałość koron z ceramiki wzmocnionej kryształami leucytu jest wystarczająca w tej sytuacji.

W cemencie pod koronami z bardzo sztywnego tlenku cyrkonu i z bardzo elastycznego akrylu powstały większe naprężenia zredukowane, niż po zastosowaniu porcelany czy kompozytu (tabela II). Jednak wartości tych naprężeń były ponad 30 krotnie mniejsze od wytrzymałości cementu kompozytowego na rozciąganie (tabela I). Wyniki przeprowadzonych badań są zbieżne z doniesieniami Zarone i wsp. (33), którzy porównali naprężenia występujące w zębach przednich odbudowanych koronami pełnoceramicznymi z ceramiki skaleniowej i aluminy. W brzegach dodziąsłowych koron wykonanych z materiałów o wysokim module elastyczności (ceramika trójtlenku aluminium ma moduł elastyczności 400 GPa) oraz w połączeniu tych koron z zębiną wystąpiły znaczne koncentracje naprężeń. Autorzy wnioskowali, aby do odbudowy zębów stosować materiały, które mają podobne właściwości do szkliwa i zębiny. Taka rekonstrukcja miałaby właściwości podobne do naturalnego zęba.

Wnioski

1. Korony kosmetyczne zacementowane adhezyjnie, nie wzmocniają tkanek zębów przednich.
2. Sztywne korony (ceramiczne) lepiej chronią pozostałe struktury zębów przed uszkodzeniem niż wykonane z materiałów o niskim module elastyczności (kompozytu, akrylu).
3. Korony pełnoceramiczne i kompozytowe w zębach przednich, jeżeli są dobrze złączone z tkankami, to w warunkach fizjologicznych ob-

ciążeń nie powinny ulec zniszczeniu ani odcementowaniu.

Piśmiennictwo

1. *Spiechowicz E.*: Protetyka stomatologiczna. Wyd 6. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2008, p. 519.
2. *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: 374-80.
3. *Habelitz S, Marshall S, Marshall G, Balooch M.*: Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol* 2001;46:173-83.
4. *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;22:234-42.
5. *Craig R, Peyton F.*: Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res* 1958; 37: 710-718.
6. *Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J, Vanherle G.*: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992; 8, 310-319.
7. *Craig R, Powers J, Wataha J.*: Materiały stomatologiczne. Urban&Partner, Wrocław 2000. p.22-23.
8. *Recow D, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G.*: Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mat* 2006; 22:125-132.
9. *Ku CW, Park SW, Yang HS.*: Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88,2:170-5.
10. *Strub J R, Beschmidt SM.* Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998;11,6:602-9.
11. *Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R.*: A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent.* 2010;38,1,;16-22.
12. *Etmedi S, Smales RJ.*: Survival of resin bonded porcelain veneer crown placed with and without metal reinforcement. *J Dent* 2006;34:139-45.
13. *Land MF, Hopp CD.*: Survival rates of all-ceramic

- systems differ by clinical indication and fabrication method.. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10,1,:37-8.
14. *Fradeani M, Redemagni M.*: An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33,7:503-510.
 15. *Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A.*: Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 1999;12,2:122-8.
 16. *Della Bona A, Kelly R.*: The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139:8-13.
 17. *Zienkiewicz O, Tylor R.*: Finite element method. Volume 1. The basis. 5 ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000. p. 87-110.
 18. *Ash M, Nelson S.*: Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 8 ed. Philadelphia: Saunders Co, 2003, p.297-314.
 19. *Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L D, Jacobi R, Brackett S.*: Fundamentals of fixed prosthodontics. 3 wyd. Quintessence: Chicago; 1997, p.433-454.
 20. *Rees J, Jacobsen P.*: Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997;18:995-999.
 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;87:516-27.
 22. *Giannini M, Soares C, Carvalho R.*: Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mat* 2004;20:322-329.
 23. *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.
 24. *Probst L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P.*: In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 636-645.
 25. *Eldiwany M, Powers J, George L.*: Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent* 1993; 6, 5, 222-4.
 26. *White S, Yu Z.* Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1993;69:568-572.
 27. *Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van der Bilt A, Van THol MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA.*: Biting and chewing overdentures, full dentures and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79: 1519-1524.
 28. *Kraus B, Jordan R, Abrams L.*: Dental anatomy and occlusion. Williams & Wilkins Co, Baltimore, 1969. p. 227.
 29. *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.
 30. *Ereifej N, Silikas N, Watts DC.*: Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. *Dent Mater* 2008;24,9:1289-95.
 31. *Snyder MD, Hogg KD.*: Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemp Dent Pract* 2005; 15,6,4:54-63.
 32. *Fontijn-Tekamp F, Slagter A, van der Bilt A* i in.: Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions. *J Dent Research* 2000; 79,7: 1519-24.
 33. *Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A.*: Evaluation of mechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear elements analysis. *Dent Mat* 2006;22, 1035-44.
- Zaakceptowano do druku: 13.I.2011 r.
Adres autora: 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251.
©Zarząd Główny PTS 2011.