

ANALIZA MES ZĘBÓW Z WYPEŁNIENIEM STOMATOLOGICZNYM PRZY OBCIĄŻENIU TERMICZNYM

KRZYSZTOF PAŁKA¹, JAROSŁAW BIENIAŚ¹, HUBERT DĘBSKI^{2*}

¹ POLITECHNIKA LUBELSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,
KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
NADBYSTRZYCKA 36, 20-618, LUBLIN

² POLITECHNIKA LUBELSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,
KATEDRA PODSTAW KONSTRUKCJI MASZYN,
NADBYSTRZYCKA 36, 20-618, LUBLIN,

* E-MAIL: H.DEBSKI@POLLUB.PL

Streszczenie

Termiczno-mechaniczna analiza MES umożliwia określenie poziomu naprężeń spowodowanych obciążeniami termicznymi w zębach zdrowych oraz poddanych leczeniu. W artykule dokonano sprzężonej analizy termiczno-mechanicznej symulującej rozkład naprężeń w zębach, spowodowanych przyjmowaniem zimnych i gorących posiłków. Obciążenia termiczne przyłożone były do powierzchni korony zęba i spowodowały powstawanie naprężeń szczególnie w rejonie powierzchni rozdziału ząb-wypełnienie. Obszary o podwyższonej wartości naprężeń zostały zidentyfikowane i określony zostało ich kliniczne znaczenie z uwzględnieniem uszkodzenia wypełnienia i powstania mikroprzecieku.

Słowa kluczowe: naprężenia termiczne, rozkład temperatury, metoda elementów skończonych (MES)

[Inżynieria Biomateriałów, 106-108, (2011), 39-43]

Wprowadzenie

Stale wzrastają wymagania dotyczące wypełnień stomatologicznych, wizualnie dopasowanych do naturalnej barwy zęba i wykazujących odpowiednią adhezję do tkanek. Zastosowanie materiałów kompozytowych pozwala stomatologom na odbudowę zębów łącząc aspekty funkcjonalne i anatomiczne oraz estetyczne [1]. Wypełnienia kompozytowe bazują na adhezji wymagającej efektywnego i trwałego połączenia z tkankami zęba. Materiały te narażone są na różnorodne obciążenia mechaniczne. Skurcz polimeryzacyjny powstający w trakcie utwardzania żywicy osnowy prowadzi do powstawania naprężeń pomiędzy wypełnieniem a tkanką zęba [2]. Naprężenia powstające w obszarze międzyfazowym są sumą naprężeń, których źródłem są obciążenia mechaniczne, powstające w procesie żucia oraz obciążenia termiczne, spowodowane temperaturą przyjmowanych pokarmów [3]. Badanie efektów oddziaływań termicznych w zębach z wypełnieniami oraz niszczenia systemu wiążącego i mikroprzecieku jest zagadnieniem bardzo złożonym. Matematyczne modelowanie procesów z zastosowaniem MES oferuje alternatywne podejście do problemu [4]. Przeanalizowanie wpływu zmian temperatury na wypełnienia stomatologiczne jest konieczne, gdyż umożliwia określenie naprężeń w obszarze międzyfazowym, a spowodowanych różnicami w rozszerzalności cieplnej, co warunkuje trwałość wypełnienia. Kliniczne konsekwencje powstających pęknięć czy szczelin w warstwie adhezyjnej prowadzą do powstawania przecieków, nadwrażliwości oraz próchnicy wtórnej [5].

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF DENTAL RESTORATIONS UNDER THERMAL LOADING

KRZYSZTOF PAŁKA¹, JAROSŁAW BIENIAŚ¹, HUBERT DĘBSKI^{2*}

¹ LUBLIN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY, DEPARTMENT OF MATERIALS ENGINEERING,
36 NADBYSTRZYCKA ST., 20-618 LUBLIN, POLAND

² LUBLIN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY, DEPARTMENT OF MACHINE CONSTRUCTION,
36 NADBYSTRZYCKA ST., 20-618 LUBLIN, POLAND

* E-MAIL: H.DEBSKI@POLLUB.PL

Abstract

Thermo-mechanical finite element analyses in 3-D models are described for determination of the stress levels due to thermal loads in a healthy and restored tooth. Transient thermal analysis simulating the ingestion of cold and hot drinks was performed to determine the temperature distribution in the models of the teeth, followed by linear elastic stress analyses. The thermal loads were applied on the crown part surfaces. Maximum stresses were verified in resin restoration under thermal loads. Thermal loading showed higher tensile stress values occurred especially at the restoration-dentin interface. Regions of high tensile stress were detected and their possible clinical significance with respect to restoration damage and microleakage were discussed.

Keywords: Thermal stress, temperature distribution, finite element method

[Engineering of Biomaterials, 106-108, (2011), 39-43]

Introduction

There is an increasing demand for dental restorations that visually match the tooth and which bond to dental tissue effectively. The use of composite dental restorations allows dentists to restore teeth, joining functional and anatomic aspects to aesthetic considerations [1]. The restoration systems using these materials are based on adhesive dentistry, requiring an effective and durable connection to the dental tissues. Composite restorations connected to the dental structure are subjected to a number of different mechanical loads. The polymerization contraction that occurs during curing of the resin matrix can lead to stresses at the interface between the restoration and dental tissue [2]. Additional interfacial stresses are subsequently superimposed by mechanical loading on the tooth during mastication, and by the thermal loading at drinking and eating of hot and cold foods [3]. The investigation of the effects of these thermal changes on restored teeth, and the associated bond failure and microleakage, either in vitro or in vivo, present serious experimental difficulties. Mathematical modeling of the process using finite element analysis offers an alternative approach to the problem [4]. The analysis of the effect of thermal fluctuations on restored teeth should be considered, as it has direct impact on the stress in the interface due to the difference between the thermal properties in the tooth and in the restoring materials, affecting durability of the interface. The clinical consequences of cracks in the adhesive layer are marginal leak, postoperative sensitivity, and the occurrence of recurrent caries [5].

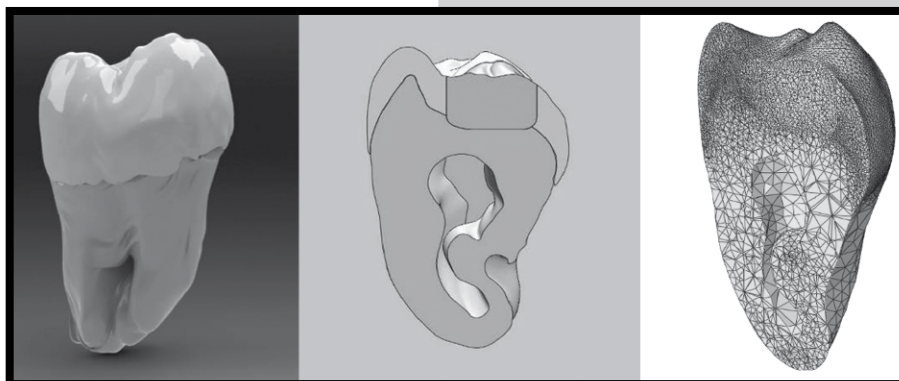
W artykule przeprowadzono analizę numeryczną oddziaływania temperatury na rozkład naprężeń w zębach przedtrzonowych z wypełnieniem klasy I. Celem analizy było wyznaczenie rozkładów naprężeń wynikających z obciążeń termicznych, szczególnie w rejonie granicy międzyfazowej zęb-system wiążący-wypełnienie. Opracowanie to jest uzupełnieniem prowadzonych uprzednio badań nad zmęczeniem cieplnym zębów z wypełnieniami stomatologicznymi [6,7].

Metodyka badań

Numeryczny model 3D zęba przedtrzonowego, zastosowany w analizie MES (RYS. 1), wykonano w oparciu o geometrię obiektu rzeczywistego z wypełnieniem klasy I, uzyskaną poprzez skanowanie mikrotomografem RTG. Zastosowano rodzaj elementu skończonego typu C3D4T – czterowzłowy tetragonalny element bryłowy do termiczno-przemieszczeniowej analizy sprzężonej z liniową funkcją kształtu dla przemieszczeń i temperatury. Sprzężoną analizę typu *coupled temp-displacement analysis* prowadzono w zakresie oddziaływania na powierzchnię zewnętrzną szkliwa podwyższoną temperaturą 55°C oraz obniżoną temperaturą wynoszącą 5°C przez okres 30 s [6]. Jako początkową temperaturę określoną dla całego modelu zęba przyjęto 37°C. Przyjęto następujące wartości warunków brzegowych na powierzchni zewnętrznej szkliwa:

- dla temperatury 55°C: *film coefficient* $7,37 \cdot 10^{-4}$ [J/(s*mm²*°C)], *sink temperature* 55°C,
- dla temperatury 5°C: *film coefficient* $5,95 \cdot 10^{-4}$ [J/(s*mm²*°C)], *sink temperature* 5°C,

Wysoka wartość górnej temperatury (55°C) oraz długi czas jej oddziaływania (30 s) mają oczywiście destrukcyjny wpływ na tkanki zęba i takie parametry rzadko występują w rzeczywistości [8]. Przyjęte wartości miały na celu określenie rozkładu temperatur i naprężeń w trakcie badań zmęczenia cieplnego, opisanych w pracach [6,7]. Model uwzględnił również warstwę adhezyjną pomiędzy materiałem wypełnienia a tkanką twardą zęba, w tym celu zmodyfikowano interakcje kontaktowe typu *cohesive based surface behavior* w warstwie adhezyjnej dodając parametry dotyczące warunków przepływu ciepła pomiędzy poszczególnymi tkankami zęba [9,10]. Wymagało to uzupełnienia właściwości kontaktu o wartość współczynnika przewodzenia ciepła $\lambda=0,4 \cdot 10^{-3}$ [J/(s*mm*°C)] oraz szerokość szczeliny pomiędzy powierzchniami kontaktowymi, która wynosiła 10 µm. Zastosowano sprężyste modele materiałów dla tkanek zęba oraz materiału wypełnienia. Ze względu na analizę sprzężoną dla każdego elementu określono mechaniczne właściwości materiałowe, tj.: moduł Younga, liczba Poissona, gęstość oraz właściwości termiczne takie, jak: ciepło właściwe, współczynnik rozszerzalności cieplnej oraz współczynnik przewodzenia ciepła. Przyjęte do analizy numerycznej właściwości tkanek zęba i materiałów wypełnienia [na podstawie prac 11-14] przedstawiono w TABELI 1. Jako narzędzie numeryczne wykorzystano program ABAQUS/Standard.



RYS. 1. Model geometryczny zęba z wypełnieniem.
FIG. 1. Geometrical model of tooth with restoration.

In this article, numerical analyses were performed and described, comparing the response of a human molar with composite restoration of class I. Initially, a transient thermal model was analyzed to obtain the thermal loading due to temperature distribution at different time steps. Afterwards, the stresses arising from thermal changes were computed. Attention was given to the restoration–tissue interface, where problems are observed in clinical practice. This work is a complement of previous research on thermal fatigue of teeth with restoration [6,7]

Methods

A three-dimensional numerical model of the premolar tooth used in the FEM analysis (FIG. 1) was made based on the geometry of a real object with a class I restoration, obtained using X-ray microtomography scanning. For a thermal-displacement analysis coupled with the linear function of shape for displacements and temperature, a C3D4T type finite element was utilised – a four-node tetragonal solid body element. The *coupled temperature-displacement analysis* was made to expose the outer surface of enamel to an increased temperature of 55°C, as well as a lowered temperature of 5°C for 30 s [6]. The temperature of 37°C was adopted as the initial temperature for the whole model of the tooth. The following values for the boundary conditions on the outer surface of the enamel were assumed:

- for the temperature of 55°C: *film coefficient* $7.37 \cdot 10^{-4}$ [J/(s*mm²*°C)], *sink temperature* 55°C,
- for the temperature of 5°C: *film coefficient* $5.95 \cdot 10^{-4}$ [J/(s*mm²*°C)], *sink temperature* 5°C,

High value of upper temperature (55°C) and long dwell time (30 s) has obviously destructive influence on tooth tissues and these parameters occur rarely in real [8]. Such values were assumed to determine the distribution of temperature and stresses in thermocycling research, described in works [6] and [7]. The adhesive layer between the filling material and the hard dental tissue has been taken into consideration in the model; for that purpose, the contact interactions of the *surface-based cohesive behaviour* type in the adhesive layer were modified by adding parameters concerning conditions of the heat flow between individual dental tissues [9,10]. It necessitated complementing the contact properties with the thermal conductivity coefficient value $\lambda=0.4 \cdot 10^{-3}$ [J/(s*mm*°C)], as well as the width of the adhesive layer was 10 µm. Elastic models of materials were used for dental tissues and the restoration material. Because of the coupled analysis, the mechanical properties of the materials, i.e. Young's modulus, Poisson's ratio, density, as well as the thermal properties, such as: specific heat, thermal expansion coefficient and thermal conductivity, were defined for every element.

The properties of dental tissues and filling materials adopted for the numerical analysis [based on works 11-14] have been presented in TABLE 1. As a numerical tool, ABAQUS/Standard software was used.

TABELA 1. Dane materiałów przyjęte do analizy MES.
TABLE 1. Properties of materials used in FE analysis.

Właściwości materiału / Properties of material		Szklivo / Enamel	Zębina / Dentine	Wypełnienie kompozytowe / Composite restoration	System wiążący / Adhesive system
Moduł Younga / Young's modulus	E [MPa]	84 100	18 600	15 000	4 500
Liczba Poisson'a / Poisson ratio	ν	0.33	0.31	0.3	0.3
Gęstość / Density	ρ [g/mm ³]	2.90·10 ⁻³	4.0·10 ⁻³	1.95·10 ⁻³	-
Wsp. rozsz. cieplnej / Thermal expans. coeff.	α [1/°C]	17·10 ⁻⁶	10.6·10 ⁻⁶	25·10 ⁻⁶	-
Wsp. przewodn. cieplnej / Thermal conductivity	λ [J/(s*mm°C)]	0.92·10 ⁻³	0.63·10 ⁻³	1.5·10 ⁻³	0.4·10 ⁻³
Ciepło właściwe / Specific heat	C_p [J/g°C]	0.7536	1.1724	1.4	-

Wyniki obliczeń numerycznych

Przeprowadzona analiza numeryczna w zakresie temperaturowo-przemieszczeniowym pozwoliła wyznaczyć rozkłady temperatury oraz wynikające z nich rozkłady naprężeń w tkankach twardych zęba. Analizę naprężeń przeprowadzono w oparciu o naprężenie zredukowane wyznaczone według hipotezy wytrzymałościowej Hubera – Misesa – Hencky'ego. Na RYS. 2 przedstawiono rozkłady naprężenia zredukowanego oraz temperatury w tkankach zęba z wypełnieniem stomatologicznym poddanych działaniu temperatury 55°C w czasie 30 sekund. Na skutek działania środowiska o temperaturze 55°C powierzchnia szkliva zmieniła temperaturę od wartości początkowej $T_0 = 37^\circ\text{C}$ do wartości 54,37°C. Wartość temperatury w zębnie wyniosła 51,48°C w elementach „szczytowych” geometrii zębiny, bezpośrednio stykających się z powierzchnią wewnętrzną szkliva, natomiast w strefie stykającej się z materiałem wypełnienia temperatura nie przekroczyła wartości 50°C. W materiale wypełnienia stomatologicznego maksymalna wartość temperatury osiągnęła 51,5°C na górnych krawędziach wypełnienia.

Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego H-M-H umiejscowione w elementach szkliva na jego zewnętrznej krawędzi kształtują się na poziomie 20÷30 MPa. Zaobserwowano tam gwałtowne gradienty naprężeń do 51 MPa, podobnie jak w pobliżu ostrych krawędzi styku szkliva z wypełnieniem na powierzchni zęba. Obszar ten może stanowić potencjalne źródło uszkodzenia materiału wypełnienia. Pozostała zewnętrzna powierzchnia korony zęba charakteryzuje się równomiernym rozkładem naprężenia zredukowanego o wartości ok. 7,5 MPa łącznie z powierzchnią wypełnienia, na której zaobserwowano nieznacznie niższe wartości naprężeń. Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego w modelu zębiny wynoszą 10 MPa i są umiejscowione w pobliżu bocznej ściany styku zębina-wypełnienie. Również w tym przypadku na przeważającym obszarze modelu zębiny rozkład naprężenia jest równomierny, natomiast w obszarze styku z dolną powierzchnią wypełnienia poziom naprężenia osiąga wartość 7,5 MPa.

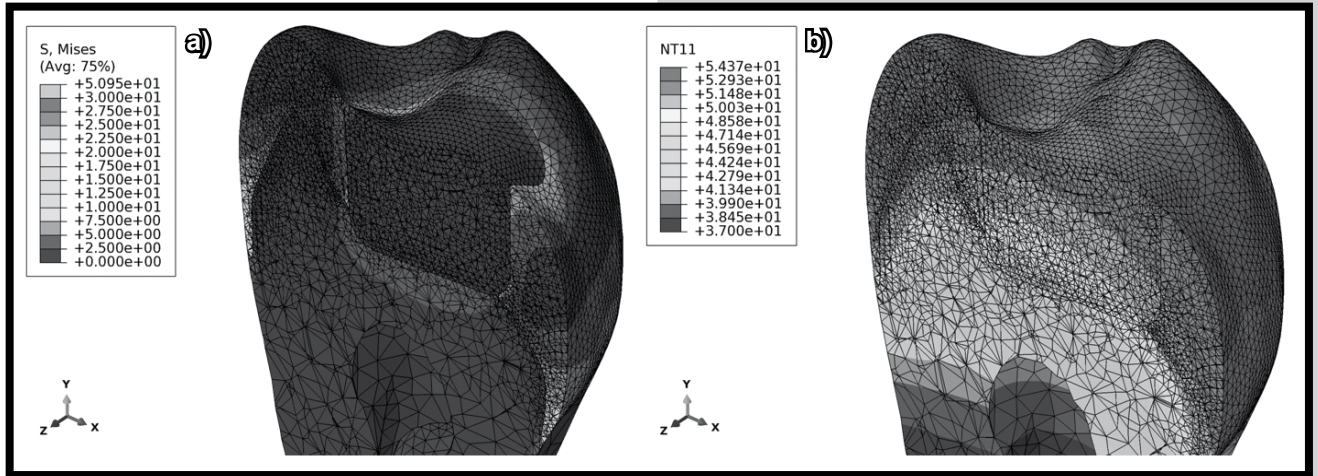
Na RYS. 3 przedstawiono rozkłady naprężenia zredukowanego oraz temperatury w tkankach twardych struktury zęba z wypełnieniem stomatologicznym, poddanego oddziaływaniu środowiska o temperaturze 5°C. Na skutek działania temperatury 5°C na część koronową, temperatura szkliva obniżyła się od wartości początkowej 37°C do wartości 6,62°C. Na powierzchni zewnętrznej szkliva można zaobserwować równomierny rozkład temperatury. Rozkład temperatury ochładzanego zęba wykazywał duże podobieństwo do przypadku ogrzewania. Obserwowano łagodny wzrost temperatury aż do wartości 36,9°C w części korzeniowej. Materiał wypełnienia, pomimo różnic we właściwościach cieplnych, przy czasie chłodzenia 30 s nie stanowi istotnej bariery cieplnej.

Results of numerical calculations

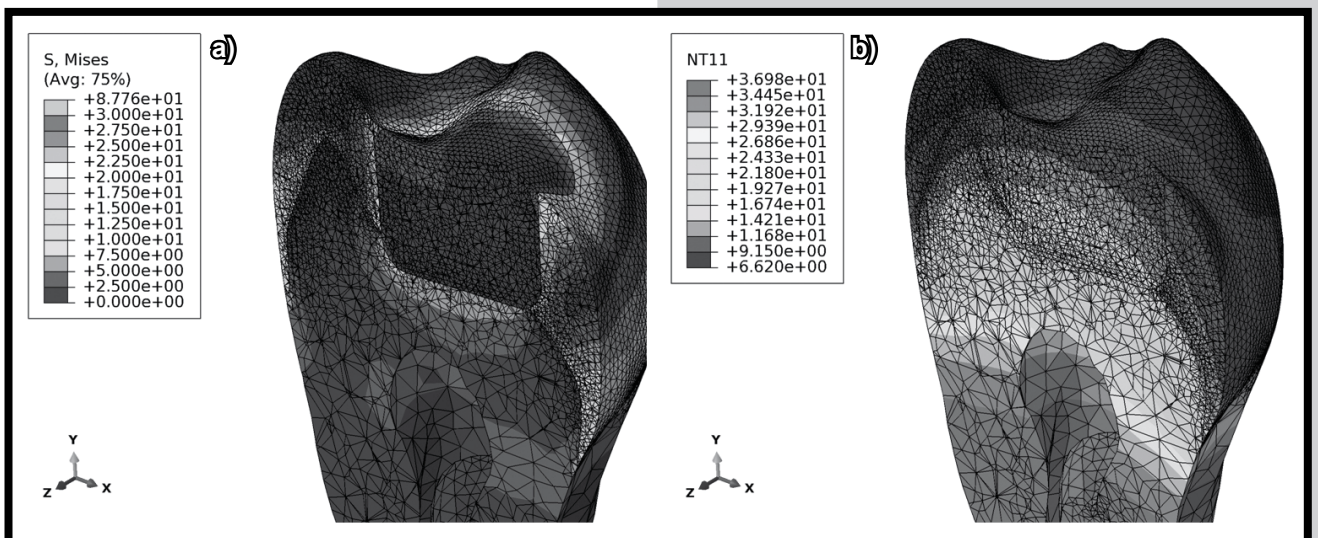
The numerical analysis of temperature and displacement allowed determining the distribution of temperature and the resulting distribution of stress in hard dental tissues. The stress analysis was made based on the reduced stress determined with the Huber-Mises-Hencky strength hypothesis. In FIG. 2, the distribution of reduced stress and temperature in tissues of teeth with dental restoration, exposed to the temperature of 55°C for 30 seconds, has been presented. As a result of exposure to the environmental temperature of 55°C, the enamel surface temperature changed from the initial value $T_0 = 37^\circ\text{C}$ to the value of 54.37°C. The value of temperature in the dentine was 51.48°C in the “top” elements of the dentine geometry, directly in contact with the inner layer of the enamel, while in the area of direct contact with the filling material the temperature did not exceed the value of 50°C. In the restoration material the maximum temperature value reached 51.5°C on the upper edges of the filling.

The maximum values of the reduced H-M-H stress located in the enamel elements on their outer edge are 20 to 30 MPa. Severe stress gradients up to 51 MPa were observed in this area as well as near the sharp edges of contact between the enamel and the filling on the tooth surface. This area can involve a potential source of damage to the filling material. The remaining outer surface of the crown is characterized by an even distribution of the reduced stress of about 7.5 MPa, jointly with the surface of restoration on which only insignificantly lower stress values were observed. The maximum values of the reduced stress in the dentine model are 10 MPa and are located near the dentine-restoration contact wall. Also in this case, in the vast area of the dentine model the distribution of stress is even, while in the area of contact with the lower surface of the restoration the stress reaches 7.5 MPa.

FIG. 3 presents the distributions of reduced stress and temperature in hard tissues of the tooth structure with a restoration exposed to the environmental temperature of 5°C. As a result of the exposure of the crown part to the temperature of 5°C, the enamel temperature decreased from the initial value of 37°C to 6.62°C. On the outer surface of the enamel, an even distribution of temperature can be observed. The distribution of temperature of a cooled tooth exhibited great similarity to that of heating. A gradual increase in temperature up to the value of 36.9°C in the root part was observed. The filling material, in spite of the differences in thermal properties, with a cooling time of 30 s, does not constitute a significant thermal barrier.



RYS. 2. a) mapa naprężeń zredukowanych H-M-H i b) rozkład temperatury na przekroju modelu zęba (55°C).
 FIG. 2 a) distribution of reduced stress by H-M-H hypothesis and b) distribution of temperature on cross section of the tooth model (55°C).



RYS. 3. a) rozkład naprężeń i b) rozkład temperatury na przekroju modelu zęba (5°C).
 FIG. 3. a) distribution of stress and b) distribution of temperature on cross section of the tooth model (5°C).

Naprężenia zredukowane H-M-H na powierzchni zewnętrznej szkliwa charakteryzowały się równomiernym rozkładem, przy czym najwyższa wartość naprężeń wystąpiła na zewnętrznej krawędzi i wynosiła 87,7 MPa, natomiast najniższa w guzkach zęba i wynosiła ok. 5 MPa. Na powierzchni żującej zaobserwowano wyraźną różnicę naprężeń między szkliwem (30 MPa) i wypełnieniem (5 MPa). Dla materiału wypełnienia otrzymano równomierny rozkład naprężenia zredukowanego nie przekraczającego wartości 10 MPa. Poziom naprężenia w elementach zębiny stykającej się ze szkliwem był bardzo niski i wynosił ok. 5 MPa. Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego w modelu zębiny wynoszą 10 MPa i są umiejscowione w zewnętrznej części zęba w pobliżu krawędzi styku szkliwo-zębina oraz w dnie wypełnienia.

Dyskusja wyników i podsumowanie

W praktyce klinicznej występowanie plamek i przecieków obserwowanych na granicy wypełnienia jest dość częste, stąd wybór właściwego materiału do odbudowy powinien być staranny. Sukces kliniczny jest konsekwencją wyboru materiału o odpowiednich właściwościach biologicznych i mechanicznych jak również o odpowiedniej estetyce.

The reduced H-M-H stresses on the outer surface of the enamel were characterized by even distribution, and the highest stress value was observed on the outer edges and was 87.7 MPa, while the lowest – in the nodules and it was about 5 MPa. On the masticating surface, a marked difference in stresses between the enamel (30 MPa) and the filling (5 MPa) was observed. For the restoration material, an even distribution of reduced stress, not exceeding 10 MPa, was found. The value of stress in the elements of dentine contacting the enamel was about 5 MPa. The maximum values of reduced stress in the dentine model are 10 MPa and are located in the outer part of the tooth near the border of the enamel-dentine contact as well as in the bottom of restoration.

Discussion of results and summary

In clinical practice, the occurrence of spots and leaks observed on the border of the filling is quite frequent, thus suitable material for the restoration should be carefully selected. The clinical success is a consequence of the choice of material with suitable biological and mechanical properties, as well as appropriate aesthetics.

Zarówno naprężenia termiczne jak i mechaniczne zależne są od właściwości materiałów. W zębach poddanych leczeniu problem ten jest wzmacniany przez użycie materiałów kompozytowych, który wykazują dużą różnicę w rozszerzalności cieplnej w porównaniu do tkanek zęba. Sumowanie naprężeń termicznych i mechanicznych w warstwie bondu może prowadzić do powstawania pęknięć i skutkować mikropreciekaniem. Wyniki uzyskane zarówno dla obniżonej jak i dla podwyższonej temperatury są zbliżone z wynikami uzyskanymi w pracach [1,3,4]. Cornacchia i in. [4] określili również rodzaj naprężeń przy chłodzeniu i ogrzewaniu zęba, chłodzenie powoduje powstawanie naprężeń rozciągających w szkliwie a naprężeń ściskających w zębinie, przy ogrzewaniu kierunki naprężeń odwracają się. Wobec tego wskazaniem do zastosowań w leczeniu jest stosowanie materiałów wypełnień z tej samej grupy materiałów ze względu na brak różnic we współczynnikach rozszerzalności cieplnej i generowane niskie naprężenia termiczne. Szczególną uwagę należy zwrócić na opracowanie ubytku w taki sposób, aby krawędzie miały łagodny kształt zmniejszający gradient naprężeń. Konieczne jest również dobre opracowanie wypełnienia przez polerowanie, co zabezpiecza przed powstawaniem miejsc koncentracji naprężeń, oraz częsta kontrola wypełnienia w celu szybkiej interwencji w przypadku powstawania uszkodzeń.

Wartości naprężeń uzyskanych z analizy MES nie należy traktować jako ścisłych, właściwości tkanek zębów oraz materiałów wypełnień zawierają się w szerokich granicach. Geometria zębów również jest indywidualną cechą osobniczą. Na podstawie wyników niniejszej pracy można stwierdzić, że zmienne obciążenia spowodowane zmianami temperatury w zakresie od 5 do 55°C mogą generować naprężenia zredukowane o wartości maksymalnej 50÷90 MPa, co w porównaniu do wytrzymałości tkanek zęba (szkliwo 310 MPa, zębina 247 MPa) nie jest wartością znaczącą, natomiast jest zbliżone do wartości wytrzymałości materiału wypełnienia [9÷14]. Jednakże zmienny gradient naprężeń może przyczynić się zarówno do uszkodzenia najsłabszego elementu - systemu wiążącego, jak również do uszkodzenia materiału wypełnienia i tkanek zęba.

Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2008-20011 jako projekt badawczy.

Piśmiennictwo

- [1] Toparli M, Aykul H, Sasaki S (2003) Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 30(1):99-105.
- [2] Kleverlaan C.J., Feilzer A.J.: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials* (2005) 21, 1150-1157.
- [3] Fenner DN, Robinson PB, Cheung PM-Y (1998) Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Med Eng Phys* 20(4): 269-275 11.
- [4] Cornacchia T.P. M., Las Casas E.B., Cimini Jr. C.A., Peixoto R.G.: 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading. *Med Biol Eng Comput* (2010) 48:1107-1113.
- [5] Ehrenberg D., Weiner G.I., Weiner S.: Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: A pilot study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* Vol. 95, No. 3, pp. 230-236, 2006.
- [6] Pałka K., Niewczas A.: Badania zmęczenia cieplnego stomatologicznych wypełnień kompozytowych. *Inżynieria Biomateriałów (Engineering of Biomaterials)*, nr 96-98, 2010, str. 61-65.
- [7] Pałka K., Gruszecka M., Niewczas A.: Rozwój szczeliny brzeżnej jako efekt zmęczenia cieplnego wypełnień stomatologicznych. *Inżynieria Biomateriałów (Engineering of Biomaterials)* (w druku).

Both the thermal and mechanical stresses are dependent on the properties of the materials. In treated teeth the problem is enhanced by the use of composite materials, which exhibit significant difference in thermal expansion compared with dental tissues. Adding up thermal and mechanical stresses in the bonding layer can lead to cracks and result in microleakage. The results obtained for both the lowered and the increased temperatures are convergent with the results obtained in works [1,3,4]. Cornacchia et al. [4] defined also the type of stresses for cooling and heating of the tooth; cooling down causes tensile stresses in the enamel and compressive stresses in the dentine; in heating, the stress directions are reversed. For that reason, the use of filling materials from the same group is recommended for treatment due to lack of differences in the thermal expansion coefficients and generation of low thermal stress. Special attention should be paid in preparation of the cavity that the edges are smooth, which reduces the stress gradient. Also, good preparation of the filling by polishing is necessary, as it protects against formation of stress concentration points, as well as frequent check-ups of the filling to enable quick intervention in the event of damage.

The stress values determined in the FEM analysis should not be treated as exact, as the properties of dental tissues and filling materials are broad in range. Also, tooth geometry is an individual, ontogenetic characteristic. Based on the results of this research, it can be stated that variable loads caused by temperature changes ranging from 5 to 55°C can generate reduced stresses of the maximum value of 50÷90 MPa, which are considerably lower in comparison to the strength of tooth tissues (for enamel 350 MPa, for dentine 247 MPa) but near the strength of filling material [9÷14]. However the variable stress gradient can contribute to damage both the weakest element – the bonding system and cracking of the filling material and dental tissues as well.

Acknowledgements

The authors acknowledge to the support of the Ministry of Science and Higher Education in the years 2008-2011 in the research project.

References

- [8] Barańska-Gachowska M.: Endodoncja wieku rozwojowego i dojrzałego. Wyd.Czelej, Lublin, 2011.
- [9] Ausiello P., Rengo S., Davidson C.L., Watts D.C.: Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials* (2004) 20, 862-872.
- [10] Ausiello P., Apicella A., Davidson C.L.: Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations-a 3D finite element analysis. *Dental Materials* (2002) 18, 295-303.
- [11] Dobosz A., Panek H., Napadłek P.: Implementation of Numerical Analysis in Assessment of Stresses in Hard Tissues of Teeth Reconstructed with Selected Fixed Prosthesis, *Dent. Med. Probl.* 2005, 42, 4, 657-662.
- [12] Tribiño R., Szymaniak E., Waszkiel D., Syczewski M.: Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy stanu naprężeń w tkankach twardych zęba. *Czas. Stomat.* 1989, 42, 1-7.
- [13] Szymaniak E., Kierklo A., Tribiño R.: Praktyczne zastosowanie metody elementów skończonych (MES) do analizy naprężeń w tkankach zęba i wypełnieniu. *Czas. Stomat.* 1991, 44, 271-275.
- [14] Dejak B., Młotkowski A.: Analiza naprężeń w dwu- i trójwymiarowych modelach zębów badanych metodą elementów skończonych. *Prot. Stomat.* 1994, 44, 209-212.