

ANALIZA ROZKŁADU NAPRĘŻEŃ W TKANKACH TWARDYCH ZĘBA Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

HUBERT DĘBSKI^{1*}, JAROSŁAW BIENIAŚ², KRZYSZTOF PAŁKA², AGATA NIEWCZAS³

¹ POLITECHNIKA LUBELSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY, KATEDRA PODSTAW KONSTRUKCJI MASZYN, NADBYSTRZYCKA 36, 20-618, LUBLIN

² POLITECHNIKA LUBELSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY, KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ, NADBYSTRZYCKA 36, 20-618, LUBLIN

³ KATEDRA I ZAKŁAD STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ, UNIwersytet MEDYCZNY W LUBLINIE, UL. KARMEŁICKA 7, 20-081 LUBLIN

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

Streszczenie

W pracy przedstawiono możliwość wykorzystania metody elementów skończonych do analizy stanu naprężenia w twardych tkankach zębów, odbudowanych wypełnieniem stomatologicznym klasy I, poddanych działaniu obciążenia mechanicznego. Badania prowadzono na modelu geometrycznym odwzorowującym rzeczywistą geometrię zęba przedtrzonowego, uzyskaną z wykorzystaniem techniki mikrotomografii rentgenowskiej oraz oprogramowania CAD. Analizie poddano rozkłady naprężenia zredukowanego wyznaczonego wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (H-M-H) w twardych tkankach zęba, jak również podjęto próbę oceny stopnia wyężenia warstwy adhezyjnej na granicy wypełnienia kompozytowe-tkanka biologiczna. Zastosowanie symulacji numerycznych (Abaqus) umożliwia dokonanie realnej oceny stopnia wyężenia tkanek zęba, co pozwala na ocenę ryzyka niepowodzenia leczenia stomatologicznego i pomaga w opracowaniu racjonalnych metod zapobiegania uszkodzeniom zębów na skutek działania obciążeń mechanicznych.

Słowa kluczowe: metoda elementów skończonych, twarde tkanki zębów, analiza naprężeń, wypełnienia stomatologiczne.

[Inżynieria Biomateriałów, 112, (2012), 42-47]

Wprowadzenie

Ze względu na uniwersalny charakter metody elementów skończonych, umożliwiającej modelowanie złożonych zjawisk fizycznych obserwuje się coraz szersze jej wykorzystanie w interdyscyplinarnych zagadnieniach związanych z analizą parametrów mechanicznych nowoczesnych materiałów [1,2]. Do współczesnych obszarów zastosowania analiz numerycznych wykorzystujących MES można zaliczyć m.in. bioinżynierię czy stomatologię w zakresie oceny stanu naprężeń oraz kwalifikacji hipotez wyężeniowych w tkankach kostnych. Umożliwia to projektowanie oraz optymalizację współczesnych materiałów wykorzystywanych do rekonstrukcji stomatologicznych, takich jak: korony czy wkłady koronowo-korzeniowe, jak również ocenę ryzyka niepowodzenia leczenia stomatologicznego w wyniku uszkodzenia struktury tkanki twardej zęba czy materiału wypełnienia [3-5].

ANALYSIS OF STRESS LEVEL IN HARD DENTAL TISSUES USING FINITE ELEMENT METHOD

HUBERT DĘBSKI^{1*}, JAROSŁAW BIENIAŚ², KRZYSZTOF PAŁKA², AGATA NIEWCZAS³

¹ DEPARTMENT OF MACHINE DESIGN, FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING, LUBLIN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, NADBYSTRZYCKA 36, 20-618 LUBLIN, POLAND,

² DEPARTMENT OF MATERIALS ENGINEERING, FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING, LUBLIN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, NADBYSTRZYCKA 36, 20-618 LUBLIN, POLAND

³ MEDICAL UNIVERSITY OF LUBLIN, DEPARTMENT OF CONSERVATIVE DENTISTRY, KARMEŁICKA 7, 20-081 LUBLIN, POLAND

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

Abstract

This paper presents the possibility of applying the finite element method for the analysis of stress level in hard dental tissues, restored with class I dental filling and exposed to mechanical load. The studies were made on a geometrical model imitating the real geometry of a premolar tooth obtained using the X-ray microtomography technique and CAD software. The distributions of reduced stress defined in accordance with the Huber-Mises-Hencky (H-M-H) hypothesis in hard dental tissues were analysed, and assessment of the degree of strength of the adhesive layer at the border of the composite filling and biological tissue was attempted. The application of numerical simulations (Abaqus) enables real assessment of the tooth tissue strength, which allows assessing the risk of unsuccessful dental treatment, and helps to prepare rational methods of preventing tooth damage resulting from mechanical load.

Keywords: finite element method, hard dental tissues, stress analysis, dental filling.

[Engineering of Biomaterials, 112, (2012), 42-47]

Introduction

Due to the universal character of the finite element method, which enables modelling of complex physical phenomena, its increasingly broad use in an interdisciplinary context, connected with the analysis of mechanical parameters of modern materials, can be observed [1,2]. Among the present day areas of application of numerical analyses involving FEM, bioengineering and dentistry can be included, with respect to the assessment of stress levels and qualification of strength hypotheses in bone tissues. It allows designing and optimizing modern materials used for dental reconstructions, such as crowns or crown-root fillings, as well as assessing the risk of unsuccessful dental treatment resulting in damage to the hard dental tissue structure or the filling material [3-5]. Numerical simulations using the finite elements method in dentistry can constitute a stage of preclinical tests connected with biomechanical aspects of the design and optimization of dental fillings.

Symulacje numeryczne z wykorzystaniem metody elementów skończonych w zagadnieniach stomatologicznych mogą stanowić etap przedklinicznych testów związanych z biomechanicznymi aspektami projektowania i optymalizacji wypełnień stomatologicznych. Znajomość rozkładów naprężenia w obszarze zęb-wypełnienie, stanowiącym układ trzech różnych materiałów umożliwi dokonanie oceny stopnia wyciężenia poszczególnych tkanek badanego układu, jak również pozwala zobrazować wzajemne interakcje pomiędzy nimi. Prawidłowa ocena stopnia wyciężenia twardych tkanek zęba może stanowić podstawę właściwego doboru metody leczenia, minimalizując ryzyko mechanicznego uszkodzenia tkanki zęba lub materiału wypełnienia. Świadczą o tym coraz częściej spotykane we współczesnej literaturze opracowania dotyczące wykorzystania analiz numerycznych do oceny stopnia wyciężenia twardych tkanek zębów, jak również oceny właściwości mechanicznych materiałów stomatologicznych [6-8].

Cel i zakres obliczeń numerycznych

Celem prowadzonych obliczeń numerycznych było wyznaczenie rozkładów naprężeń generowanych w twardych tkankach zęba, dla wartości maksymalnego obciążenia wynoszącego 400 N. Analizie poddano rozkłady naprężeń zredukowanych, wyznaczonych wg hipotezy wytrzymałościowej H-M-H (Hubera –Misesa- Hencky'ego).

Zastosowany proces obliczeń numerycznych stanowił zagadnienie geometrycznie nieliniowe z wykorzystaniem przyrostowo-iteracyjnej metody Newtona-Raphsona [9]. Dla wszystkich elementów (szkliwo, zębina oraz wypełnienie) zdefiniowano modele materiału o charakterystyce liniowo-sprężystej w całym zakresie obciążenia zewnętrznego. Prowadzone obliczenia umożliwiły ocenę stopnia wyciężenia tkanek twardych analizowanego zęba jak również dokonanie analizy porównawczej zęba zdrowego oraz zęba z wypełnieniem stomatologicznym. Jako narzędzie numeryczne wykorzystano program ABAQUS/Standard.

Przedmiot badań

Przedmiotem badań był model ludzkiego zęba przedtrzonowego stanowiący dokładne odwzorowanie geometrii obiektu rzeczywistego. Zastosowano proces skanowania przestrzennego zęba rzeczywistego z wykorzystaniem mikrotomografii rentgenowskiej z rozdzielczością 12 μm . Umożliwiło to uzyskanie cyfrowego zapisu struktury zęba z wyodrębnieniem tkanek twardych: zębiny oraz szkliwa. Otrzymany zapis w postaci zdjęć kolejnych przekrojów zęba stanowił podstawę do opracowania współrzędnych przestrzennych geometrii zęba (krzywe parametryczne typu spline, powierzchnie przestrzenne) z wykorzystaniem oprogramowania CAD. Uzyskane współrzędne przestrzenne umożliwiły opracowanie geometrii bryłowej zęba o anatomicznych kształtach w postaci złożenia szkliwo-zębina oraz szkliwo-zębina-wypełnienie - RYS. 1.

W TABELI 1 zestawiono właściwości mechaniczne materiałów wykorzystanych do przeprowadzenia analizy numerycznej - dane przyjęto na podstawie literatury w tym zakresie [3].

The knowledge of stress distribution in the tooth-filling area, which is a configuration of three different materials, allows assessing the degree of strength for individual tissues of the investigated configuration, and illustrates two-way interactions between them. Correct evaluation of the degree of strength of hard dental tissues can be a basis for the right choice of treatment method, thus minimizing the risk of mechanical damage to the dental tissue of the filling material. It is shown by increasingly frequent reports in present-day literature concerning the use of numerical analyses for assessing the degree of strength of the hard dental tissues and evaluating mechanical properties of dentistry materials [6-8].

Numerical analysis

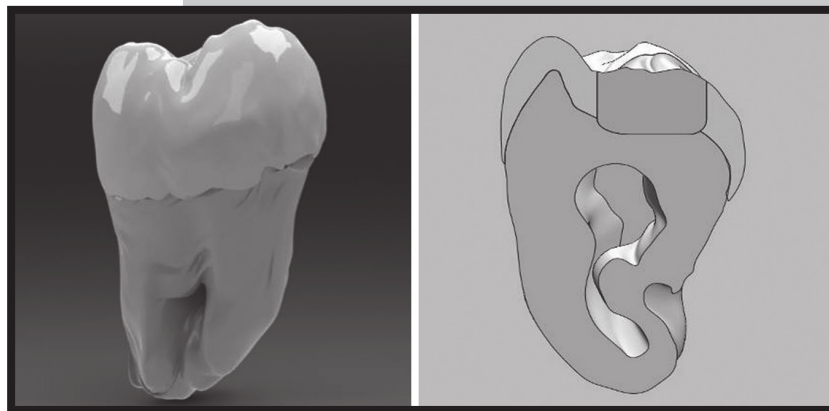
The purpose of the numerical calculations was to determine the distribution of stresses generated in hard dental tissues, for the maximum load of 400 N. The distributions of reduced stresses, determined on the basis of the H-M-H (Huber-Mises-Hencky) strength hypothesis, were analyzed.

The numerical calculation process that was applied was geometrically non-linear in character, and the incremental-iterative Newton-Raphson method was used [9]. For all the elements (enamel, dentine and filling), material models with the linear-resilient characteristics in the whole range of the external load were defined. The calculations allowed assessing the degree of strength of hard tissues with respect to the examined tooth, as well as comparative analysis of a healthy tooth and a tooth with a dental filling. As a numerical tool, ABAQUS/Standard software was used.

Material

The subject of the studies was a human premolar tooth which was an exact reconstruction of the geometry of a real object. The dimensional scanning process of a real tooth using X-ray microtomography (12 μm resolution) was used. This enabled obtaining a digital image of the tooth structure with setting apart the hard tissues: the dentine and the enamel. The images of subsequent tooth sections formed the basis for preparing dimensional coordinates of the tooth geometry (spline type parametric curves, dimensional surfaces) using CAD software. The dimensional coordinates enabled preparation of the solid body geometry of a tooth having anatomical shapes in the form of the enamel-dentine and enamel-dentine-filling junctions (FIG. 1).

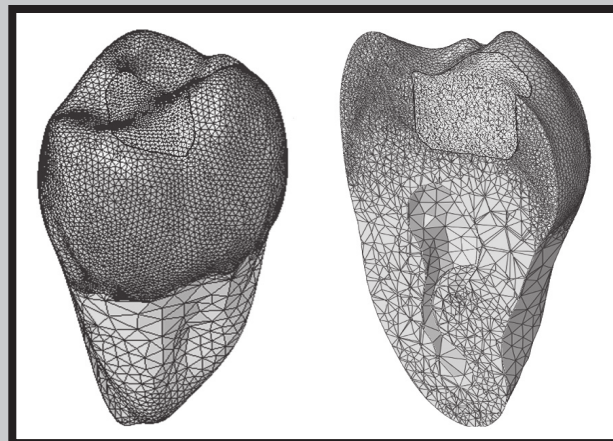
In TABLE 1, the mechanical properties of the materials used for the numerical analysis have been juxtaposed – the data was adopted based on the relevant literature [3].



RYS. 1. Model geometryczny tkanek twardych zęba.
FIG. 1. Geometrical model of tooth's hard tissues.

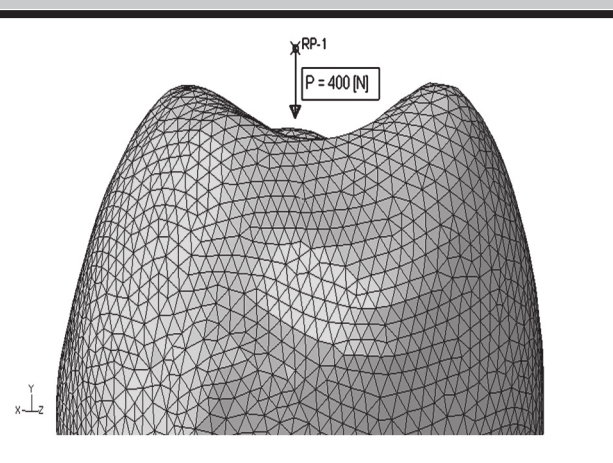
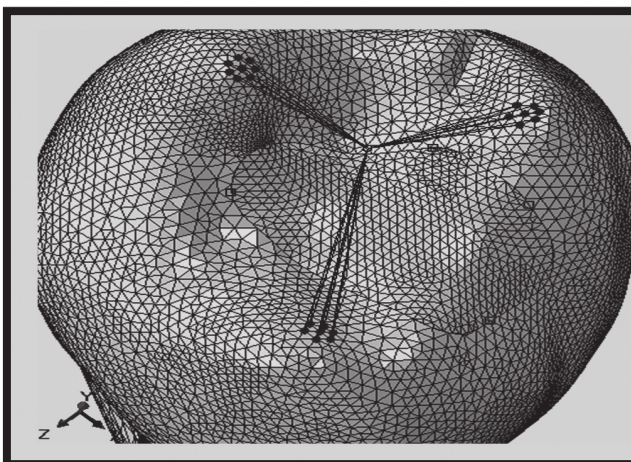
TABELA 1. Właściwości mechaniczne materiałów wykorzystane do obliczeń MES.
TABLE 1. Mechanical properties of materials used in FEM Analysis.

Rodzaj materiału Kind of material	Moduł Younga Young's modulus [MPa]	Liczba Poissona Poisson's ratio ν
Szklivo Enamel	84 100	0.33
Zębina Dentin	18 600	0.31
Kompozyt Composite	15 000	0.30



RYS. 2. Model dyskretny zęba z założonym wypełnieniem.

FIG. 2. FEM model of tooth with restoration.



RYS. 3. Interakcje typu Coupling oraz obciążenie zewnętrzne modelu.

FIG. 3. Coupling interactions and mechanical load in the FEM-model.

Model dyskretny zęba

Proces dyskretyzacji tkanek twardych zęba oraz materiału wypełnienia oparto na elementach bryłowych typu tetragonalnego – C3D4, tj. 4-węzłowych elementach objętościowych z liniową funkcją kształtu, posiadających po 3 translacyjne stopnie swobody w każdym węźle [9] - RYS. 2.

Obciążenie mechaniczne zęba w postaci siły skupionej wynoszącej 400 N wprowadzono poprzez interakcje typu Coupling, umożliwiające jej rozłożenie na grupę węzłów znajdujących się na powierzchni szkliwa w sposób pokazany na RYS. 3. Warunki brzegowe modelu numerycznego zdefiniowano poprzez utwierdzenie węzłów zębiny poniżej granicy szkliwa, blokując w tych węzłach wszystkie translacyjne stopnie swobody.

W modelu zęba z wypełnieniem stomatologicznym uwzględniającym właściwości warstwy adhezyjnej pomiędzy tkanką biologiczną zęba a materiałem wypełnienia stomatologicznego zastosowano model warstwy adhezyjnej oparty na interakcjach kontaktowych typu cohesive based surface behavior [9]. Zastosowana metoda modelowania oddziaływań adhezyjnych polega na definicji par kontaktowych pomiędzy materiałem wypełnienia stomatologicznego a tkanką biologiczną zęba, uwzględniających specyfikę wzajemnych interakcji pomiędzy łączonymi powierzchniami.

Discrete model of tooth

The process of discretization of hard dental tissues and the filling material was based on the solid body elements of the tetragonal type – C3D4, that is 4-node cubic elements with a linear shape function, having 3 translation degrees of freedom, in every node each [9] (FIG. 2).

The mechanical load of the tooth in the form of concentrated force of 400 N was introduced through interactions of the coupling type, allowing its distribution across the group of nodes on the enamel surface, as shown in FIG. 3. The border conditions of the numerical model were defined by clamping the dentine nodes below the border of the enamel, blocking all translation degrees of freedom in those nodes.

For the model of a tooth with a dental filling, in which the properties of the adhesive layer between the biological tissue of the tooth and the dental filling material were allowed for, the adhesive layer model based on the contact interactions of the surface-based cohesive behaviour type [9] was used. The adhesive interactions modelling method consists in defining the contact pairs between the dental filling material and the tooth biological tissue, allowing for the specific character of the interactions between the connected surfaces. The description of the adhesive layer requires a definition of the initiation point, as well as the character of the evolution of the layer damage consisting in gradual degradation of the junction rigidity together with the increased external load.

Opis właściwości warstwy adhezyjnej wymaga definicji punktu inicjacji oraz charakteru ewolucji zniszczenia warstwy, polegającej na stopniowej degradacji sztywności połączenia wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego. Podstawowym prawem konstytutywnym używanym do opisu warstwy kontaktu kohezyjnego jest kryterium zniszczenia Traction-Separation (siła rozrywająca – graniczna wartość separacji), pozwalające na uwzględnienie w analizie zniszczenia zarówno oddziaływań normalnych (odrywanie) jak również efektów zniszczenia wywołanych oddziaływaniami stycznymi (ściananie). W TABELI 2 zamieszczono właściwości mechaniczne warstwy adhezyjnej przyjęte w obliczeniach numerycznych na podstawie danych literaturowych [10].

Wyniki obliczeń numerycznych

Wyniki obliczeń numerycznych zostały przedstawione w postaci kolorowych map naprężeń zredukowanych σ_{red} wyznaczonych wg hipotezy wytrzymałościowej Hubera-Misesa-Hencky'ego. Umożliwiło to przeprowadzenie analizy stopnia wyciężenia tkanki twardej zęba w wyniki działania obciążenia imitującego procesy żucia w jamie ustnej. Podjęto również próbę oceny stopnia wyciężenia w warstwie adhezyjnej pomiędzy tkanką biologiczną zęba a materiałem wypełnienia stomatologicznego. Na RYS. 4 przedstawiono rozkład naprężenia zredukowanego H-M-H w poszczególnych tkankach zęba.

Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego H-M-H umiejscowione są w elementach szkliwa w obszarach przyłożenia obciążenia zewnętrznego i kształtują się na poziomie $\sigma_z = 668,7$ MPa. Obszary te charakteryzują się gwałtownymi gradientami naprężenia zredukowanego do wartości maksymalnej, przy ogólnym poziomie naprężenia w materiale szkliwa o średniej wartości $\sigma_z = 20 \pm 33$ MPa. Maksymalne wartości naprężenia zredukowanego w modelu zębiny wynoszą $\sigma_z = 23,7$ MPa. Również w tym przypadku w pobliżu krawędzi wypełnienia stomatologicznego zaobserwowano wzrost poziomu naprężenia zredukowanego - kolor zielony w modelu zębiny.

The basic constitutive law that is applied to describe the cohesive contact layer is the criterion of the traction-separation damage (disruptive strength – separation limit value), by which both the normal effect (separation) and the damage caused by the contact effect (shear) can be allowed for in the damage analysis. The mechanical properties of the adhesive layer adopted for the numerical calculations based on the literature data are shown in TABLE 2 [10].

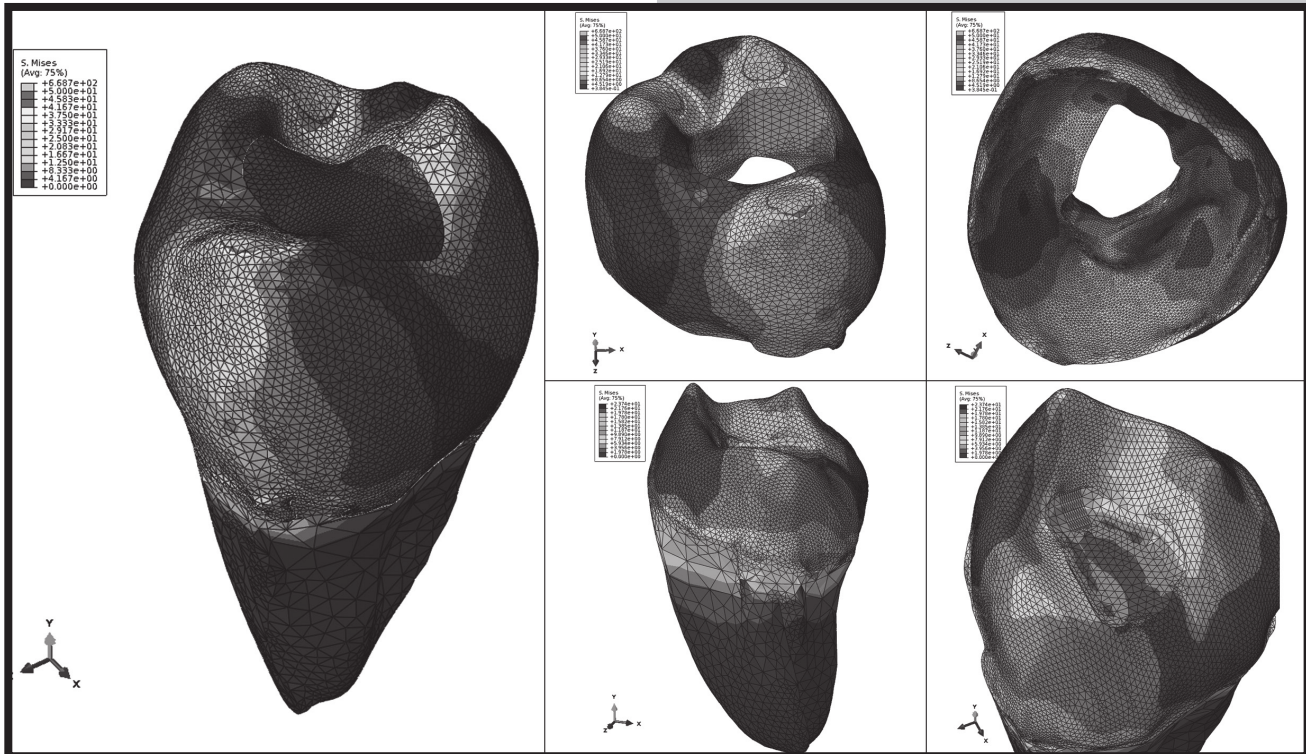
TABELA 2. Właściwości mechaniczne warstwy adhezyjnej wykorzystane do obliczeń MES.
TABLE 2. Mechanical properties of adhesive layer used in FEM analysis.

Moduł Younga Young's modulus [MPa]	Liczba Poissona Poisson's ratio ν	Wytrzymałość na odrywanie Peel strength K_{nn} [MPa]	Wytrzymałość na ściananie Shear strength K_{ss}, K_{tt} [MPa]
1 000	0.3	25	12.5

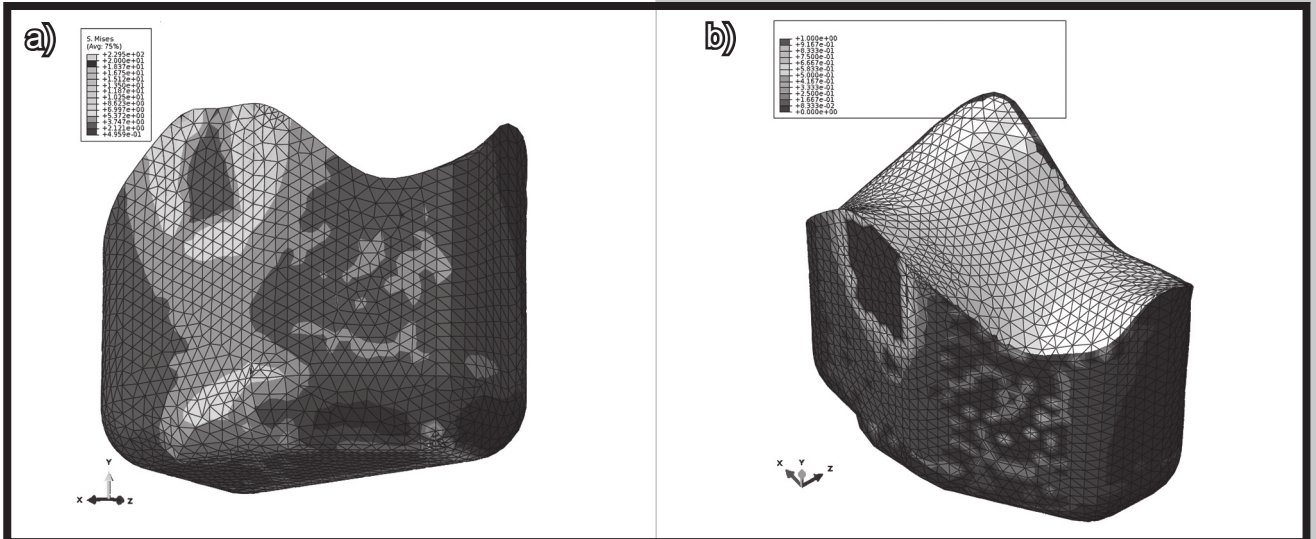
Results of numerical analysis

The results of the numerical calculations have been presented as colour maps of reduced stresses σ_{red} determined on the basis of the strength hypothesis of Huber-Mises-Hencky. This allowed analysing the degree of strength in the hard dental tissue resulting from the load imitating the process of chewing in the oral cavity. Also, an assessment of the degree of strength in the adhesive layer between the biological tissue of the tooth and the dental filling material was attempted. In FIG. 4, the distribution of the reduced H-M-H stress in individual tooth tissues has been presented.

The maximum reduced H-M-H stress values in the enamel elements are located in areas of the external load attachment and are $\sigma_z = 668.7$ MPa. The areas are characterized by rapid reduced stress gradients to the maximum value,



RYS. 4. Mapa naprężenia zredukowanego H-M-H w tkankach twardych zęba.
FIG. 4. H-M-H stress distribution in hard tissues of tooth.



RYS. 5. a) Mapa naprężenia zredukowanego oraz b) wyężenia warstwy adhezyjnej na powierzchniach granicznych wypełnienia.

FIG. 5. a) H-M-H stress distribution, b) effort of adhesive layer on boundaries of restoration.

Poddając analizie stan naprężenia w materiale wypełnienia kompozytowego oraz na powierzchni warstwy adhezyjnej zauważono obszar o podwyższonej wartości naprężenia zredukowanego, wynoszącego $\sigma_z = 19$ MPa - RYS. 5a. Potwierdzają to również mapy wyężenia warstwy adhezyjnej - RYS. 5b. Widoczne obszary newralgiczne występują na krótkim odcinku górnej krawędzi wypełnienia oraz miejscowo na jego bocznej powierzchni.

Podsumowanie

Stan naprężeń powstający pod wpływem obciążeń zgryzowych jest jednym z bardziej istotnych czynników wpływających na stopień obciążenia zarówno tkanek zęba, jak również wytrzymałość warstwy adhezyjnej przylegania materiału wypełnienia do tkanki biologicznej. Otrzymane wyniki pozwalają ujawnić obszary newralgiczne, występujące na krótkim odcinku górnej krawędzi wypełnienia oraz miejscowo na jego bocznej powierzchni - RYS. 5. Strefy te mogą stanowić źródło potencjalnego uszkodzenia warstwy adhezyjnej, narażonej na działanie złożonego stanu obciążenia (rozciąganie, ścinanie oraz ściskanie), a tym samym doprowadzić do propagacji szczeliny brzeżnej [11,12]. W większości przypadków zjawisko to stanowiło bezpośrednią przyczynę zniszczenia wypełnienia stomatologicznego [13,14]. Zastosowanie metody elementów skończonych w znacznym stopniu ułatwia opis stanów mechanicznych twardych tkanek zębów oraz ocenę materiałów używanych w rekonstrukcjach stomatologicznych. Umożliwia to dokonanie realnej oceny stopnia wyężenia twardych tkanek zębów, co pozwala na ocenę ryzyka niepowodzenia leczenia stomatologicznego i pomaga w opracowaniu bardziej racjonalnych metod zapobiegania uszkodzeniom zębów na skutek działania obciążeń mechanicznych. Wyniki symulacji MES mogą zatem stanowić cenną pomoc w przedklinicznych etapach projektowania i optymalizacji rekonstrukcji stomatologicznych.

Podziękowania

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

with the general level of stress in the enamel material of the mean value of $\sigma_z = 20-33$ MPa. The maximum reduced stress values in the dentine model are $\sigma_z = 23.7$ MPa. Also in this case, near the dental filling edge, an increased reduced stress level was observed - the colour green in the dentine model.

Analyzing the stress level in the composite filling material and on the surface of the adhesive layer, an area of increased value of reduced stress of $\sigma_z = 19$ MPa (FIG. 5a) was observed. This is also confirmed by the adhesive layer strength maps (FIG. 5b). The visible trouble areas are found in a short segment of the upper edge of the filling and locally on its side surface.

Summary

The level of stress resulting from the occlusion load is one of the most essential factors affecting the degree of load for both the dental tissues, as well as the strength of the adhesive layer of the filling material to the biological tissue. The results allow revealing the trouble areas occurring in the short segment of the upper edge of the filling and locally on its side surface (FIG. 5). These areas can constitute a potential source of damage to the adhesive layer exposed to a complex state of load (tension, shear and compression), thereby leading to the propagation of the border crevice [11,12]. In most cases, this phenomenon was a direct cause of damage to the dental filling [13,14]. The use of the finite elements method makes describing the mechanical condition of hard dental tissues and evaluating materials used for reconstruction in dentistry significantly easier. This allows realistically assessing the degree of strength of dental tissues, which in turn allows evaluating the risk of unsuccessful dental treatment and helps prepare more rational methods for preventing tooth damage resulting from mechanical load. The results of the FEM simulation can therefore constitute a valuable aid in the preclinical stages of design and optimization of dental reconstructions.

Acknowledgements

Presented work was financed from the scientific funds in the years 2008-2011 as a research project.

Piśmiennictwo

- [1] Rusiński E., Czmochoński J., Smolnicki T.: Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2000.
- [2] Zienkiewicz O. C.: Metoda elementów skończonych. Arkady, Warszawa 1972, 63-84.
- [3] Dobosz A., Panek H., Napadłek P.: Implementation of Numerical Analysis in Assessment of Stresses in Hard Tissues of Teeth Reconstructed with Selected Fixed Prostheses. *Dent. Med. Probl.* 42, 4, (2005) 657-662.
- [4] Tribińo R., Szymaniak E., Waszkiel D., Syczewski M.: Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy stanu naprężeń w tkankach twardych zęba. *Czas. Stomat.* 42 (1989) 1-7.
- [5] Szymaniak E., Kierkło A., Tribińo R.: Praktyczne zastosowanie metody elementów skończonych (MES) do analizy naprężeń w tkankach zęba i wypełnieniu. *Czas. Stomat.* 44 (1991) 271-275.
- [6] Dejak B., Józefowicz W.: Komputerowa analiza naprężeń powstających pod wpływem obciążeń zębów odbudowanych wkładami koronowo-korzeniowymi z różnych materiałów. *Prot. Stomat.* 41 (1991) 156-163.
- [7] Dejak B., Młotkowski A.: Analiza naprężeń w dwu- i trójwymiarowych modelach zębów badanych metodą elementów skończonych. *Prot. Stomat.* 44 (1994) 209-212.

References

- [8] Dejak B.: Badania naprężeń w zębach odbudowanych wkładami koronowo-korzeniowymi z różnych materiałów. *Stomat. Współcz.* 2 (1995) 35-40.
- [9] Abaqus HTML Documentation.
- [10] Tulimar P.M. Cornacchia, Estevam B. Las Casas, Carlos Alberto Cimini Jr., Rodrigo G. Peixoto: 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading, *Med. Biol. Eng. Comput* 48 (2010) 1107-1113.
- [11] Kierkło A.: Studium hipotez wytrzymałościowych tkanek twardych kości i zęba. *Zesz. Nauk. Polít. Biań., Budownictwo* 16 (1997) 95-106.
- [12] 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* 20 (2004) 862-872.
- [13] Niewczas A., Pieniak D., Bachanek T., Surowska B., Bieniaś J., Pałka K.: Prognosing of functional degradation of bio-mechanical systems exemplified by the tooth-composite filling system. *Eksploatacja i Niezawodność - Maintenance and Reliability* 1 (2010) 23-34.
- [14] 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* 18 (2002) 295-303.