

mikroorganizmy. Zaobserwowano także silną adhezję wielu pleśni i bakterii do warstw węglowych. Spośród drobnoustrojów wymienionych w TABELI 2 pleśń *Aspergillus niger* spowodowała największe zmiany w strukturze powłok diamentopodobnych. Analiza wszystkich powłok węglowych po usunięciu z nich drobnoustrojów wskazuje, że warstwy te są również modyfikowane przez pleśnie *Chaetomium globosum*, *Phanerochaete chrysosporium*, *Mucor circinelloides* oraz bakterie *Lactobacillus delbrueckii*, *Pseudomonas fluorescens*, jednak w mniejszym stopniu niż przez *Aspergillus niger*.

Charakterystyczna zmiana barwy warstw węglowych (RYS. 3a, 3b) prowadząca do ujawnienia struktury typowej dla stali medycznej (RYS. 4b), oraz wyniki analizy widm Ramana (RYS. 5) wskazują, że drobnoustroje mogą naruszać fazę grafitową obecną w powłokach. Hipotezę tę postawiono biorąc pod uwagę różnice w chemicznej strukturze diamentu i grafitu. W cząsteczce grafitu występują podwójne wiązania pomiędzy atomami węgla o hybrydyzacji  $sp^2$ . Są to wiązania, które mogą ulegać reakcjom utleniania bądź redukcji. Prawdopodobnie enzymy i/lub inne metabolity wytwarzane przez drobnoustroje podczas ich wzrostu mogą odgrywać istotną rolę w obserwowanej modyfikacji warstw węglowych.

Wykorzystane w badaniach drobnoustroje produkują wiele enzymów: różne hydrolazy oraz oksydoreduktazy, takie jak peroksydaza i oksydaza manganowa oraz ligninowa, oksydaza p-difenolowa (lakkaza) [8], jak również w środowisku ich wzrostu znajdują się może wiele reaktywnych substancji niskocząsteczkowych - jony manganu(II), szczawiany, nienasycone kwasy tłuszczowe, które mogą współuczestniczyć w degradacji lub modyfikacjach powłok diamentopodobnych.

## Podsumowanie

Niektóre mikroorganizmy (szczególnie pleśń *A. niger*) modyfikują powierzchnie powłok DLC i NCD. Obserwacje makro- i mikroskopowe oraz analiza rentgenowska (z SEM) i ramanowska warstw węglowych po działaniu drobnoustrojów wskazują na usuwanie (?) fazy grafitowej. Niewątpliwie, należy rozważyć możliwość zastosowania biokatalizatorów (enzymów lub całych komórek drobnoustrojów) do modyfikacji twardych powłok węglowych.

are able to produce plenty of enzymes (biological catalysts), for example various hydrolases, manganese and lignin peroxidases, polyphenol oxidase and other oxidoreductases [8] as well as a number of low-molecular substances, like manganese(II) ions, oxalates and unsaturated fatty acids and their derivatives, which can contribute to the degradation of thin carbon layer deposited on stainless steel.

## Conclusion

Some microorganisms can selectively remove/modify(?) the graphite phase of DLC and NCD thin carbon coatings. Undoubtedly, the possibility of an application of the biocatalysts (enzymes or whole cells of microorganisms) for modification of the carbon coatings to modify (improve) their properties should be taken into consideration.

## Piśmiennictwo

## References

- [1] Lettington A.H., "Applications of diamond-like carbon thin films", Carbon, Vol. 36, No. 5-6, pp. 555-560, 1998.
- [2] S. Mitura, E. Mitura, and A. Mitura, "Manufacture of amorphous carbon layers by r.f. dense plasma CVD", Diamond and Related Materials, Vol. 4 (4), pp. 302-303, 1995.
- [3] S. Mitura, P. Niedzielski, D. Jachowicz, M. Langer, J. Marciniak, A. Stanishevsky, E. Tochitsky, P. Louda, P. Couvrat, M. Denis and P. Lourdin, "Influence of carbon coatings origin on the properties important for biomedical application", Diamond and Related Materials, Vol. 5(10), 1996, pp. 1185-1188.
- [4] J.P. Ralph, D.E.A. Catcheside, "Decolourisation and depolymerisation of solubilized low-rank coal by the white-rot basidiomycete *Phanerochaete chrysosporium*" Appl Microbiol Biotechnol 42 (1994) 536-542.
- [5] Bumpus, John A., "Regulation of Coal Polymer Degradation by Fungi" NETL Publications, University Coal Research Contractor Review Meeting, 1998 Conference Proceedings.
- [6] U. Holker, S. Ludwig, T. Scheel, M. Hofer, "Mechanism of coal solubilization by the detromycetes *Trichoderma atroviride* and *Fusarium oxysporum*", Appl Microbiol Biotechnol (1999) 52: 57-59
- [7] J.P. Ralph, D.E.A. Catcheside, "Biological processing of coal", Appl Microbiol Biotechnol 52 (1999) 16-24.
- [8] U. Hölker, H. Schmiere, S. Grobe, W. Winkelhöfer, M. Polskiewicz, S. Ludwig, "Solubilization of low-rank coal by *Trichoderma atroviride*: Evidence for the involvement of hydrolytic and oxidative enzymes by using  $^{14}C$ -labeled lignite" Journal of Industrial Microbiology & Biotechnology 28 (2002) 207-212.

# ZASTOSOWANIE METODY ELEMENTÓW SKOŃCZO- NYCH DO SYMULACJI NAPRĘŻEŃ POMIĘDZY WYPEŁNIENIAMI A TKANKAMI ZĘBA

LESZEK KLIMEK, JACEK SAWICKI

INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ, POLITECHNIKI ŁÓDZKIEJ  
90-924 ŁÓDŹ, UL. STEFANOWSKIEGO 1, POLSKA

## Streszczenie

Jedną z przyczyn nieskuteczności stomatologicznego leczenia zachowawczego mogą być naprężenia

# FEM APPLICATION IN SIMULATING THE STRESSES BETWEEN DENTAL FILLINGS AND THE TISSUES OF THE TOOTH

LESZEK KLIMEK, JACEK SAWICKI

INSTITUTE OF MATERIALS ENGINEERING, TECHNICAL UNIVERSITY OF LODZ  
90-924 LODZ, UL. STEFANOWSKIEGO 1, POLAND

## Abstract

The stresses present in the teeth tissues and at the boundary between the filling and the these tissues

nia panujące w tkankach zęba i na granicy pomiędzy wypełnieniem a tymi tkankami. Mogą one powodować różnego rodzaju niekorzystne zjawiska np. powstawanie szczelin i nieciągłości, niszczenie tkanek zęba bądź materiału wypełnienia, wypadanie wypełnienia itp. Naprężenia te pojawiają się zarówno w wyniku sił działających podczas procesu żucia pokarmów jak i też są wynikiem różnych właściwości fizycznych materiałów wypełniających i tkanek zęba. Istotne jest, więc poznanie ich wielkości i charakteru. Niestety nie można dokonać ich bezpośredniego pomiaru. W niniejszym artykule przedstawiono wyniki symulacji naprężeń panujących w zębie podczas procesu żucia. Symulacji tych dokonano dla trzech różnych materiałów wypełniających i dwóch wielkości wypełnień.

## Wstęp

Jednym z głównych zadań wypełnień stomatologicznych jest zabezpieczenie przed wnikaniem drobnoustrojów do głębszych tkanek zęba. W związku z tym pojawienie się wszelkiego rodzaju nieciągłości na granicy wypełnienie - tkanki zęba jest zjawiskiem niekorzystnym. Stąd w doborze stomatologicznych materiałów wypełniających duży nacisk kładzie się na zapewnienie odpowiedniej szczelności wypełnienia. Dobór odpowiedniego materiału i właściwe opracowanie ubytku a następnie jego wypełnienie powinny tę szczelność zapewnić. Pojawia się jednak pytanie, co dzieje się na granicy wypełnienie - tkanki zęba na przestrzeni czasu. Obserwuje się, bowiem, że prawidłowo wykonane wypełnienia po pewnym czasie nie spełniają swojej roli, obniżając tym samym skuteczność stomatologicznego leczenia zachowawczego. Jedną z przyczyn tych zmian mogą być naprężenia panujące w tkankach zęba i na granicy pomiędzy wypełnieniem a tymi tkankami. Mogą one powodować różnego rodzaju niekorzystne zjawiska np. powstawanie szczelin i nieciągłości, odkruszanie się tkanek zęba lub materiału wypełniającego, wypadanie wypełnienia itp. Przyczyny ich powstawania mogą być różnorodne. Naprężenia pojawiają się zarówno w wyniku sił działających podczas procesu żucia pokarmów jak i też są wynikiem różnych właściwości fizycznych materiałów wypełniających i tkanek zęba (np. różnych modułów sprężystości, różnych współczynników rozszerzalności cieplnej itp.). Istotne jest, więc poznanie ich wielkości i charakteru. Niestety pomiaru tych naprężeń nie można dokonać w sposób bezpośredni. Zagadnienie to można jednak rozwiązać przy zastosowaniu symulacji naprężeń metodą elementów skończonych (MES) [1]. Jest to nowoczesna metoda wykorzystywana do badań wytrzymałościowych różnych konstrukcji, pozwalająca obliczać naprężenia i odkształcenia w nawet bardzo skomplikowanych konstrukcjach, wykonanych z materiałów o różnych właściwościach i różnorodnie obciążonych [3]. Metoda ta znajduje również zastosowanie w analizie rozkładów naprężeń występujących np. w strukturach kostnych człowieka [4]. Metoda ta polega na zastąpieniu ciągłego ośrodka, jakim jest badany obiekt układem skończonym mniejszych elementów, połączonych ze sobą w punktach zwanych węzłami.

## Metodyka badań

Do prowadzenia symulacji naprężeń panujących w zębie, wypełnieniu oraz na granicy tkanki zęba - wypełnienie przyjęto model zęba przedstawiony na RYS. 1. Przyjęty model dyskretny zęba stworzono w oparciu o pakiet ANSYS, przyjmując do jego budowy elementy płaskie prostokątne o dwóch

can be the one of the reasons of the ineffectiveness of the dental conservative treatment. They can cause different kind kinds of disadvantageous phenomena e.g. gaps and discontinuities formation, tooth tissues or fillet material damage, falling out the fillet and so on. These stresses are formed both as a result of acting forces during mastication and different fillings and tooth tissue material properties. It is important to know theirs character and quantity. The direct measurement is impossible, unfortunately. The computer simulations results of the stresses formation in the tooth during mastication process, are shown in this paper. This simulation was run for three different filling materials and two dimensions of these fillets.

## Introduction

One of the most important purposes the dental fillings serve is the protection against penetration of the microorganisms into the deeper tissues of the tooth. Therefore occurrence of the all kinds of discontinuity at the boundary filling-tooth tissues is a big disadvantage. Hence in the process of filling material selection, the assurance of appropriate integrity is highly pressed. Selection of proper material and proper dental work out of the loss and following filling it, should assure the proper integrity of the dental fillet. But here appears the question what takes place at the boundary filling-tooth tissues, during the space of time. It was observed that the correctly made fillets don't perform their function after some time, what decreases the efficiency of the dental conservative therapy. The stresses in the tooth tissues and at the boundary between the filling and these tissues can be one of the reason of this changes. These stresses can cause different kinds of adverse phenomena e.g. formation of the cracks and discontinuities, spalling of the tooth tissues or filling material, falling out of the fillet. The reasons of their formation can be various. These stresses arise both as a result of forces acting during mastication and different physical properties of filling material and tooth tissues (for example different Young module, thermal expansion coefficients). So, it is very important to know the quantity and character of them. The measurement of these stresses can not be done directly, unfortunately. This problem can be, however, solved by means of computer simulation of the stresses with use of FEM (Finite Element Method) [4]. This is a modern method widely used in strength researches of different constructions, allows calculation of stresses distribution even in highly complicated cases made of various types of materials of different properties and loaded with various ways [3]. This method finds its place also in analyzing the stresses distribution in human bone system [2], and consists in replacing the continuous medium, the investigated object is, with the system of finite small elements connected each other at places called nodes.

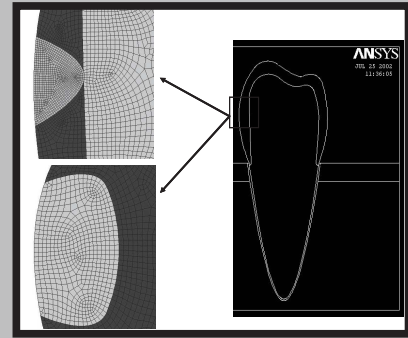
## Investigations

The tooth model shown in FIGURE 1, was subjected to stresses distribution calculation in the fillet and at the boundary filling-tissues. Assumed discrete model of the tooth was based on the ANSYS software package, and constructed of flat rectangular elements of two freedom degrees in the node - type PLANE 42. Following the two kinds of defects to fill in were modeled and are shown in FIGURE 1. The parameters of the defects were selected to obtain filling only in the enamel in one case, whereas in the second case both in enamel and dentin. Next, the fillings made of differ-

stopniach swobody w węzle - typu PLANE 42. Następnie zamodelowano w nim dwa rodzaje ubytku mające później ulec wypełnieniu. Kształty i wielkości tych ubytków przedstawiono na RYS. 1. Parametry ubytków dobrano w ten sposób, aby w jednym przypadku uzyskać wypełnienie tylko w warstwie szklawa, natomiast w drugim w warstwie szklwi i zębiny. Następnie w tak przygotowanych ubytkach symulowano wypełnianie trzema różnymi materiałami. Były to: amalgamat, kompozyt i masa akrylowa. Właściwości materiałów wypełnień [2] przyjęte do symulacji przedstawiono w TABELI 1.

Aby określić naprężenia panujące w zębie przyjęto, że podczas procesu żucia jest on obciążony siłą 1000 N.

W wyniku przeprowadzonej symulacji przy użyciu pakietu ANSYS otrzymano rozkłady naprężeń zredukowanych  $s_{red}$ , poprzecznych  $s_x$  i podłużnych  $s_y$ . Analiza wyznaczonych naprężeń umożliwia ocenę nie tylko maksymalnej wartości i znaku, lecz również pozwala wskazać miejsca występowania ich lokalnych nieciągłości.



RYS. 1. Model dyskretny zęba i dwa typy wypełnień.

FIG. 1. The discrete tooth model with two kinds of defects to fill.

Materiał Material	Szklwo Enamel	Zębina Dentin	Zębina Periodontium	Kość zbita Dense bone	Kość głęboka Spongy bone	Amalgamat Amalgam	Kompozyt Composite	Masa akrylowa Acrylic mass
Moduł Younga Young modulus [MPa]	83000	18600	68,9	13700	1370	27600	16600	2760

TABELA 1. Przyjęte właściwości materiałów wypełniających.

TABLE 1. Properties of filling materials.

Wyniki symulacji przedstawiono na RYSUNKACH 2-7.

## Wyniki badań

Rozkłady poszczególnych naprężeń w wypełnieniu płytkim tylko w warstwie szklawa przedstawiono dla amalgamatu na RYS. 2, kompozytu RYS. 3 i masy akrylowej RYS. 4. Analogiczne rozkłady naprężeń dla wypełnienia głębokiego (w warstwie szklawa i zębiny) przedstawiono dla amalgamatu na RYS. 5, kompozytu RYS. 6 i masy akrylowej RYS. 7.

## Omówienie wyników badań

Z przedstawionych wyników widać jak rozkładają się naprężenia w zębie obciążonym w wyniku procesu żucia.

ent materials were simulated. There were: amalgam, composite, and acrylic mass. The filling materials properties [1] are shown in TABLE 1.

To determine the stresses in the tooth we assumed that during mastication process it is loaded with force at level 1000 N.

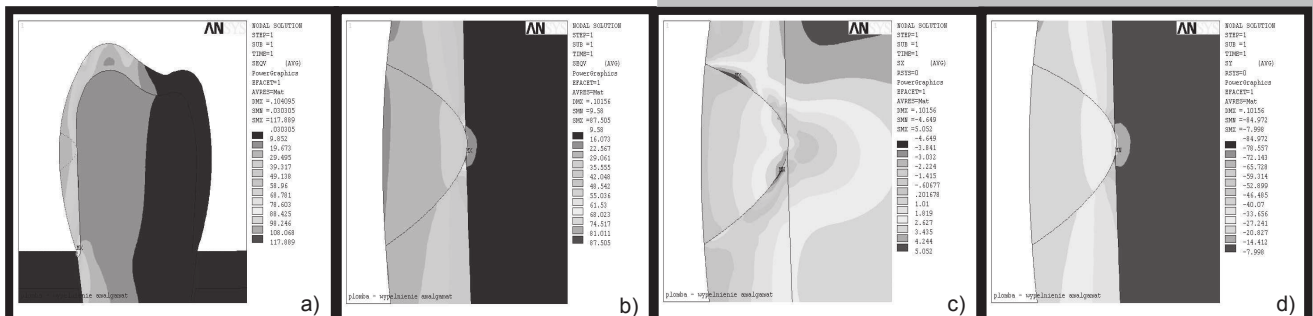
The reduced stresses  $s_{red}$ , transverse  $s_x$  and longitudinal  $s_y$  ones were obtained as a result of carried out simulations. The local discontinuities, maximum value and the sign of the stress can be determined on the basis of calculated stresses analysis.

The simulation results are shown in FIGURES 2-7.

## Results

The distribution of particular stresses in case of shallow fillet-only in enamel layer, for amalgam, composite and acrylic mass are shown in FIGURES 2, 3 and 4 respectively.

Analogous, the stresses distribution for deep fillet (in the enamel and dentin layers) are shown in FIGURES 5, 6 and 7 for amalgam, composite and acrylic mass respectively.



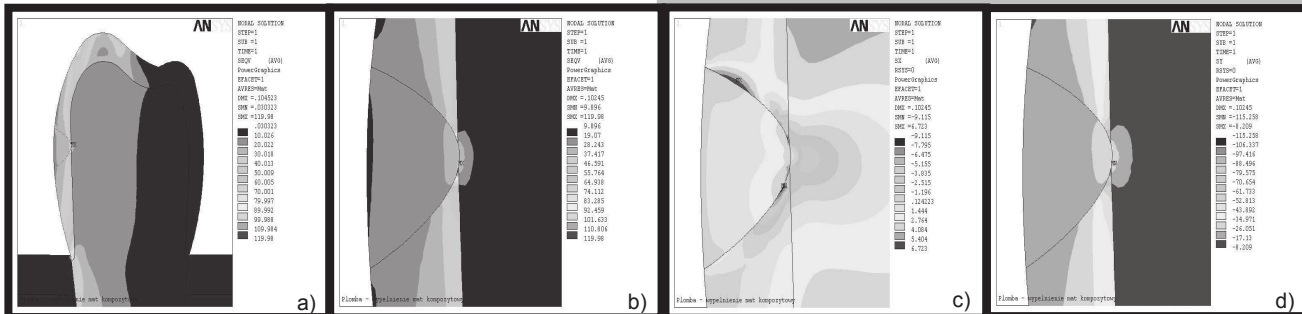
RYS. 2. Rozkład naprężeń w wypełnieniu płytkim, materiał wypełniający - amalgamat:

a) Rozkład naprężeń zredukowanych w całym zębie; b) Rozkład naprężeń zredukowanych w okolicy wypełnienia; c) Rozkład naprężeń podłużnych w okolicy wypełnienia; d) Rozkład naprężeń poprzecznych w okolicy wypełnienia.

FIG. 2. The stresses distribution in shallow fillet, filling material-amalgam:

a) Reduced stresses distribution in whole tooth; b) Reduced stresses distribution nearby the fillet;

c) Transverse stresses distribution nearby the fillet; d) Longitudinal stresses distribution nearby the fillet.

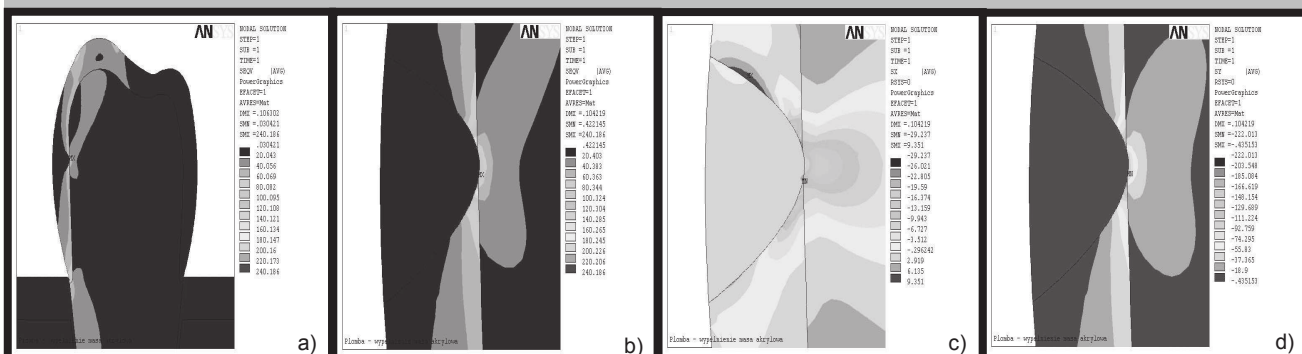


**RYS. 3. Rozkład naprężeń w wypełnieniu płytkim, materiał wypełniający - kompozyt:**

a) Rozkład naprężeń zredukowanych w całym zębie; b) Rozkład naprężeń zredukowanych w okolicy wypełnienia; c) Rozkład naprężeń podłużnych w okolicy wypełnienia; d) Rozkład naprężeń poprzecznych w okolicy wypełnienia.

**FIG. 3. The stresses distribution in shallow fillet, filling material-composite:**

a) Reduced stresses distribution in whole tooth; b) Reduced stresses distribution nearby the fillet; c) Transverse stresses distribution nearby the fillet; d) Longitudinal stresses distribution nearby the fillet.

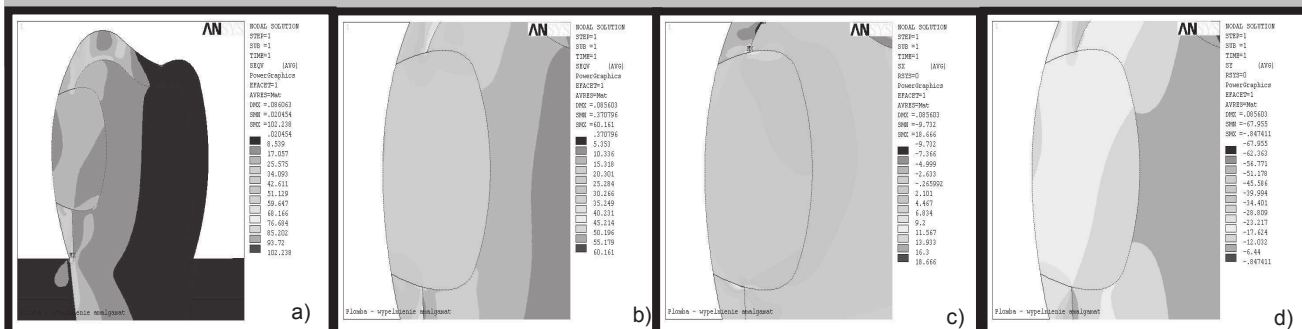


**RYS. 4. Rozkład naprężeń w wypełnieniu płytkim, materiał wypełniający - masa akrylowa:**

a) Rozkład naprężeń zredukowanych w całym zębie; b) Rozkład naprężeń zredukowanych w okolicy wypełnienia; c) Rozkład naprężeń podłużnych w okolicy wypełnienia; d) Rozkład naprężeń poprzecznych w okolicy wypełnienia.

**FIG. 4. The stresses distribution in shallow fillet, filling material-acrylic mass:**

a) Reduced stresses distribution in whole tooth; b) Reduced stresses distribution nearby the fillet; c) Transverse stresses distribution nearby the fillet; d) Longitudinal stresses distribution nearby the fillet.



**RYS. 5 Rozkład naprężeń w wypełnieniu głębokim, materiał wypełniający - amalgamat:**

a) Rozkład naprężeń zredukowanych w całym zębie; b) Rozkład naprężeń zredukowanych w okolicy wypełnienia; c) Rozkład naprężeń podłużnych w okolicy wypełnienia; d) Rozkład naprężeń poprzecznych w okolicy wypełnienia.

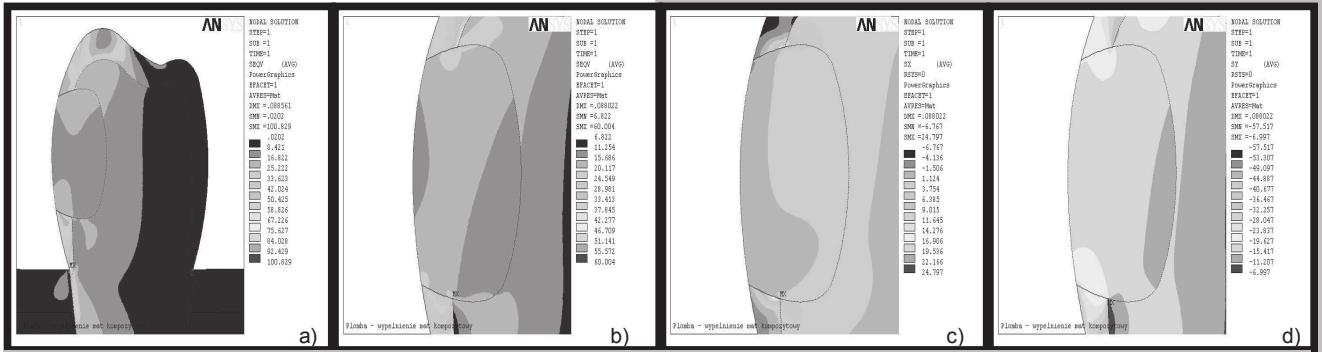
**FIG. 5. The stresses distribution in deep fillet, filling material-amalgam:**

a) Reduced stresses distribution in whole tooth; b) Reduced stresses distribution nearby the fillet; c) Transverse stresses distribution nearby the fillet; d) longitudinal stresses distribution nearby the fillet.

Na podstawie symulacji przeprowadzonych metodą elementów skończonych można dowiedzieć się, w których obszarach zęba są największe naprężenia, a także w których obszarach zęba są najbardziej narażone na zniszczenie. Mimo, że sposób przyłożenia siły wskazywałby, że ząb powinien być ściskany na przedstawionych symulacjach widać, że w samym zębie występują zarówno naprężenia

## Discussion

The shown above results show the stresses distribution in the tooth loaded during mastication process. One can find out, on the basis of the computer simulations, in which

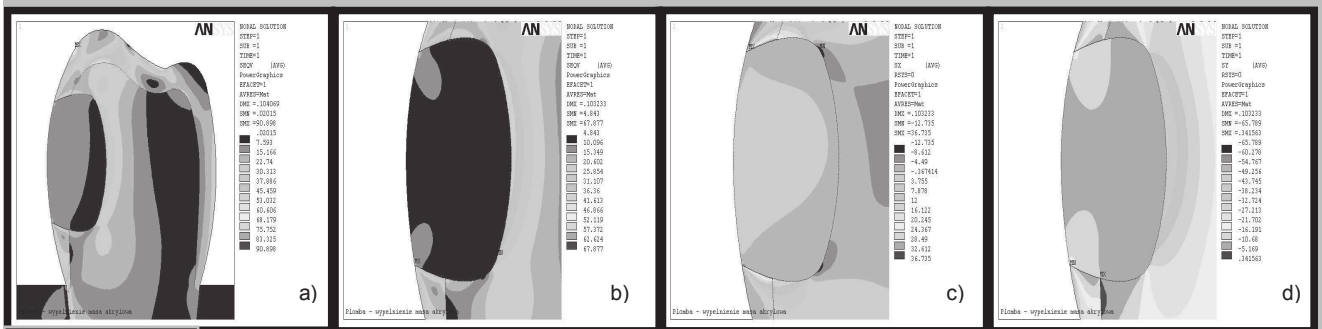


**RYS. 6. Rozkład naprężeń w wypełnieniu głębokim, materiał wypełniający - kompozyt:**

a) Rozkład naprężeń zredukowanych w całym zębie; b) Rozkład naprężeń zredukowanych w okolicy wypełnienia; c) Rozkład naprężeń podłużnych w okolicy wypełnienia; d) Rozkład naprężeń poprzecznych w okolicy wypełnienia.

**FIG. 6. The stresses distribution in deep fillet, filling material-composite:**

a) Reduced stresses distribution in whole tooth; b) Reduced stresses distribution nearby the fillet; c) Transverse stresses distribution nearby the fillet; d) Longitudinal stresses distribution nearby the fillet.



**RYS. 7. Rozkład naprężeń w wypełnieniu głębokim, materiał wypełniający - masa akrylowa:**

a) Rozkład naprężeń zredukowanych w całym zębie; b) Rozkład naprężeń zredukowanych w okolicy wypełnienia; c) Rozkład naprężeń podłużnych w okolicy wypełnienia; d) Rozkład naprężeń poprzecznych w okolicy wypełnienia.

**FIG. 7. The stresses distribution in deep fillet, filling material-acrylic mass:**

a) Reduced stresses distribution in whole tooth; b) Reduced stresses distribution nearby the fillet; c) Transverse stresses distribution nearby the fillet; d) Longitudinal stresses distribution nearby the fillet.

ściskające jak i rozciągające, przy czym ich wielkość zależy głównie od rodzaju materiału wypełnienia. Np. dla amalgamatu zmieniają się one dla wypełnień płytkich od wartości  $-4$  MPa do  $+5$  MPa, dla kompozytu od  $-9$  MPa do  $+7$  MPa i największe są dla masy akrylowej od  $-20$  MPa do  $+9$  MPa analogicznie dla wypełnień głębokich: amalgamat od  $9$  MPa do  $+18$  MPa, kompozyt od  $-6$  MPa do  $+24$  MPa i masa akrylowa od  $-12$  MPa do  $+36$  MPa. Takie różnice pomiędzy naprężeniami związane są oczywiście ze znacznymi różnicami w modułach sprężystości poszczególnych materiałów od  $27600$  MPa dla amalgamatu poprzez  $16600$  MPa dla kompozytu aż do  $2760$  MPa dla masy akrylowej. Im większe różnice modułów sprężystości pomiędzy tkankami zęba a materiałem wypełniającym tym większe powstają naprężenia i większe różnice między maksymalnym ściskającym a maksymalnym rozciągającym. Jest to także przyczyną różnic wielkości naprężeń występujących w wypełnieniach głębokich i płytkich przy tym samym materiale wypełniającym.

Dla każdego rodzaju materiału wypełniającego największe naprężenia występują na styku wypełnienie - szkliwo (w przypadku wypełnienia płytkiego) i wypełnienie zębina w przypadku wypełnienia sięgającego w głąb zębiny. I tutaj także zaznacza się wyraźny wpływ różnic właściwości materiałów na rozkład naprężeń. Największe naprężenia

areas of the tooth the stresses are the highest, what is their sign and therefore which areas run a risk of damage. Although the way of force placement would point, that the tooth should be compressed, there can be seen on shown simulations that there are both compressive and tensile stresses in the tooth, and their level depends mainly on the kind of fillet material. For amalgam, for instance, they change for shallow filllets from  $-4$  MPa to  $+5$  MPa, for composite from  $-9$  MPa to  $+7$  MPa, and they are the biggest for acrylic mass: from  $-20$  MPa to  $+9$  MPa, analogously for deep filllets: amalgam  $-9$  MPa to  $+18$  MPa, composite  $-6$  MPa to  $+24$  MPa and acrylic mass  $-12$  MPa to  $+36$  MPa. These differences between stresses are, of course, connected with large differences between Young module of the particular materials from  $27600$  MPa for amalgam by  $16600$  MPa for composite to  $2760$  MPa for acrylic mass. The higher differences between tissues young module and filling materials ones the highest stresses and higher differences between maximum compressive and tensile stress. This is also the reason of the differences between stresses in deep and shallow fillings with the same filling material.

The highest stresses, for each kind of filling material, occur at contact fillet-enamel (in shallow filling case) and fillet-dentin in case of deep filling reaches inside the dentin. The influence of different materials properties is sharply

zredukowane występują przy wypełnieniach płytkich dla masy akrylowej (240 MPa), mniejsze dla kompozytu (119 MPa) i najmniejsze dla amalgamatu (87 MPa). Nieco inaczej wygląda sytuacja przy wypełnieniu głębokim. W tym przypadku największe naprężenia zredukowane występują przy wypełnieniu z amalgamatu (102 MPa), mniejsze dla kompozytu (100 MPa) i najmniejsze dla masy akrylowej (90 MPa). Takie różnice uszeregowania wynikają z faktu, że w przypadku wypełnienia płytkiego o wielkości naprężeń decyduje różnica właściwości pomiędzy materiałem wypełniającym a szkliwem, natomiast w przypadku wypełnienia głębokiego dochodzi jeszcze różnica właściwości między materiałem wypełnienia a zębina, która ma zdecydowanie gorsze właściwości niż szkliwo.

Analizując rozkłady naprężeń w okolicach wypełnienia można przewidywać jakie będzie jego dalsze zachowanie się i konsekwencje tego. Przykładowo pojawienie się naprężeń rozciągających może powodować powstawanie szczeliny pomiędzy wypełnieniem a szkliwem. Konsekwencją tego będzie wnikanie bakterii w powstałą szczelinę a tym samym nie spełnienie podstawowej roli wypełnienia i niepowodzenie procesu leczenia.

Przedstawione tutaj symulacje nie wyczerpują wszystkich przypadków obciążeń zęba. Przede wszystkim symulację ograniczono tylko do trzech przykładowych materiałów z całej bardzo szerokiej gamy dostępnych na rynku i stosowanych we współczesnej stomatologii. W badanych przypadkach siła przykładana była tylko w jeden sposób. Przy innym przyłożeniu siły, co ma na pewno miejsce przy różnych budowach aparatu żucia (np. przy występowaniu wad zgryzu) układ powstających naprężeń może być zupełnie inny. Kolejnym czynnikiem, który powinien być uwzględniony są naprężenia powstające w wyniku zmian temperatur pojawiających się podczas spożywania pokarmów np. gorące lub zimne napoje, lody itp.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że metoda elementów skończonych może być bardzo pomocna w przyszłym projektowaniu materiałów do wypełnień stomatologicznych. Pozwala ona na podstawie właściwości tych materiałów oraz właściwości tkanek zęba przewidzieć naprężenia panujące w układzie zęb - wypełnienie, zachowanie się wypełnienia jego interakcję z tkankami zęba.

## Wnioski

1. Metoda elementów skończonych daje dużo informacji o możliwościach zachowania się materiałów stomatologicznych i ich interakcjach z tkankami zębów.
2. Naprężenia panujące w zębie i wypełnieniu w dużym stopniu zależą od relacji właściwości tkanek zęba i materiału wypełnienia. Im większe różnice właściwości tym naprężenia większe i ich rozkład jest bardziej niejednorodny.
3. W celu określenia przydatności konkretnego materiału wypełniającego konieczne jest przeprowadzenie symulacji uwzględniających dużo więcej czynników niż te, które przedstawiono w niniejszej pracy.

outlined, also here. The highest reduced stresses occur for shallow fillings with acrylic mass (240 MPa), lower for composite (119 MPa) and the lowest for amalgam (87 MPa). The situation is a little bit different in case of deep filllets. The highest stresses, in this case, occur for amalgam (102 MPa), lower for composite (100 MPa) and the lowest (90 MPa) in case of acrylic mass. Such differences in scheduling come from the fact that, in case of shallow fillet the distinction between filling material and enamel properties is a crucial factor determining the stresses level, whereas in case of deep fillet, the material properties difference between the filling material and the dentin, which has worse properties than enamel, is added.

Analysis of the stresses distribution in the region of the fillet allows one to forecast what will be its future behavior and consequences. For example, the tensile stress occurrence can cause the gap formation between the fillet and the enamel. The bacteria penetration in formed crevice is the consequence, and thereby the basic role of the fillet is not fulfilled and the therapy process is failed.

The all possible cases of loading the tooth shown in this paper, do not exhaust the problem. The simulation was restricted to three basic materials from the whole wide gamut of available on market ones, and applied in modern stomatology. The force was applied only in one way, in examined cases. The system of arising stresses can be totally different, at other force assumption what undoubtedly takes place at different structures of mastication aid (e.g. occlusion faults). The stresses that are formed by reason of temperature changes what takes place during food consumption e.g. hot or cold drinks, ice creams, are the next factor.

On the basis of carried out experiments we can assert, that FEM can be very useful in future design of dental filling materials. This method allows, on the basis of mechanical materials properties, to predict the stresses distribution in the tooth-fillet system, behavior of the fillet and its interaction with tooth tissues.

## Conclusions

1. FEM gives a lot of information about possible interactions between dental materials and teeth tissues and their behavior.
2. The stresses in the tooth and the fillet depend mostly on the relations between tissues and fillings properties. The higher differences the higher stresses and the most non-uniform their distribution.
3. To determine the usability of the particular filling material it is necessary to carry out simulations taking into account much more factors than authors showed in this paper. Figures, tables, and formulas should be included on the same page they are referred to in the text or, if it is not possible, on the subsequent page.

## Piśmiennictwo

## References

- [1] Craig, Powers, Wataha, "Materiały stomatologiczne", Wyd. I polskie pod redakcją H.Limanowskiej-Shaw. Urban&Partner.
- [2] Gierzyńska-Dola M., Krzesiński G., Rajchel B., "Kryteria doboru rodzaju materiału i obróbki powierzchniowej na endoprotezy stawu biodrowego", Inżynieria Materiałowa Nr 5, 1999, pp.553-557.
- [3] Rusiński E., Czmochoowski J., Smolnicki T., "Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych", Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2000.
- [4] Zienkiewicz O.C., "Metoda elementów skończonych", Arkady, Warszawa, 1972.