

## ZASTOSOWANIE METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH (MES) DO WYBRANYCH ZAGADNIĘĆ W PROJEKTOWANIU TYTANOWO-CERAMICZNYCH KORON PROTETYCZNYCH

STANISŁAW RYMKIEWICZ<sup>1\*</sup>, ZDZISŁAW BEREZNOWSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> POLITECHNIKA GDAŃSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,  
KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ

UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK,

<sup>2</sup> AKADEMIA MEDYCZNA W GDAŃSKU,

ZAKŁAD IMPLANTOPROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ

UL. MARII SKŁODOWSKIEJ-CURIE 3A, 80-210 GDAŃSK,

\*E-MAIL: SRYMKIEW@PG.GDA.PL

*[Inżynieria Biomateriałów, 69-72, (2007), 62-64]*

### Wprowadzenie

Zagadnienie wytwarzania koron protetycznych jest jedną z dynamicznie rozwijających się dziedzin we współczesnej stomatologii [1,2,3,4]. Dla uzyskania wysokiej jakości współczesnych rozwiązań materiałowych i konstrukcyjnych włączono najnowsze osiągnięcia nauki z zastosowaniem numerycznych metod włącznie, między innymi metody elementów skończonych MES [1,5,6,7]. Rezultatem są niebywale osiągnięcia technologii uzupełnień pełnoceramicznych wprowadzonej w ostatnich latach do praktyki stomatologicznej [8,9,10,11]. Próby wykorzystania metod numerycznych do oceny jakości konstrukcji dentystycznych trwają i ich rozwój jest ciągły.

Współcześnie, dynamicznie rozwijającym się działem protetyki stały się korony i protezy oparte na podbudowie ze złota galwanicznego, zapewniające wystarczającą wytrzymałość przy jednoczesnych wyjątkowo korzystnych cechach biogodności i oddziaływaniu antybakteryjnym. Alternatywą dla stopów szlachetnych o wysokiej zawartości złota staje się tytan. Właściwości tytanu sprawiają, że on sam czy też w postaci stopów może być stosowany w protetyce. Problemy związane z technologią wytwarzania tytanowych konstrukcji protetycznych i napalaniem porcelany na tytan i jego stopy znalazły pozytywne rozwiązania [3, 12, 13], aczkolwiek wiele doniesień wskazuje na występowanie istotnie niższej adhezji porcelany do powierzchni stopów tytanu w porównaniu ze stopami złota czy złotem galwanicznym [14,15] Trwają badania w celu uzyskania wystarczająco silnych połączeń adhezyjnych pomiędzy tytanem i ceramiką [16].

Przeprowadzono symulacyjne badania komputerowe zachowania koron protetycznych tytanowo-ceramicznych w warunkach obciążeń zewnętrznych których celem była analiza naprężeń w materiale ceramicznym.

### Numeryczne badania tytanowo-ceramicznych koron dentystycznych

Opracowano dwu wymiarowy model korony stomatologicznej zamocowanej na kikucie zęba, w którym określono obszary występowania poszczególnych materiałów. Geometria modelu korony stomatologicznej uwzględniała charakterystyczne karby strukturalne na siecznej, zakończeniach przyszyjkowych i wewnętrznej części czapeczki, modelując je poprzez promienie krzywizny. Tak określony model rozszerzono do geometrii 3D determinując grubość

## FINITE ELEMENT METHOD (FEM) IMPLEMENTATION IN SOME CHOSEN AREAS IN DENTAL TITANIUM-CERAMIC CROWN DESIGN

STANISŁAW RYMKIEWICZ<sup>1\*</sup>, ZDZISŁAW BEREZNOWSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> GDANSK UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING,

DEPARTMENT OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING,

11/12, G. NARUTOWICZA STREET, 80-952 GDANSK, POLAND

<sup>2</sup> MEDICAL UNIVERSITY OF GDANSK,

INSTITUTE OF PROSTHETIC DENTISTRY,

15, TUWIMA STREET, 80-210 GDANSK, POLAND

\*E-MAIL: SRYMKIEW@PG.GDA.PL

*[Engineering of Biomaterials, 69-72, (2007), 62-64]*

### Introduction

The issue of manufacturing dental crowns is one of dynamically developing areas of modern dentistry [1,2,3,4]. This dramatic development proves the importance of the subject to the health of human population. The most modern scientific achievements including numerical methods, including FEM finite elements method, have been applied in achieving present solutions [1,5,6,7]. The result includes great achievements in fully ceramic technology introduced in the dental practice in recent years [8,9,10,11]. Attempts to use numerical methods to assess the quality of the dental structures are in progress and their development continues.

Currently, a dynamically developed branch of dentistry concerns crowns and dentures based on galvanic gold basis, ensuring sufficient reliability/resistance with exquisitely beneficial biocompatibility features and antibacterial functioning within human organism. The properties of titanium make it possible that titanium itself or in the form of alloys may be applied in prosthodontia as an alternative for alloys with high gold content. Problems connected with the technology of manufacturing dental titanium structures and covering titanium and its alloys with porcelain have been positively solved [3, 12, 13], although there are many reports that indicate the danger of lower adhesion of porcelain to the surface of titanium alloys in comparison with gold and ceramics connections [14,15]. Research to find sufficiently strong adhesive connections of titanium and ceramics is in progress [16].

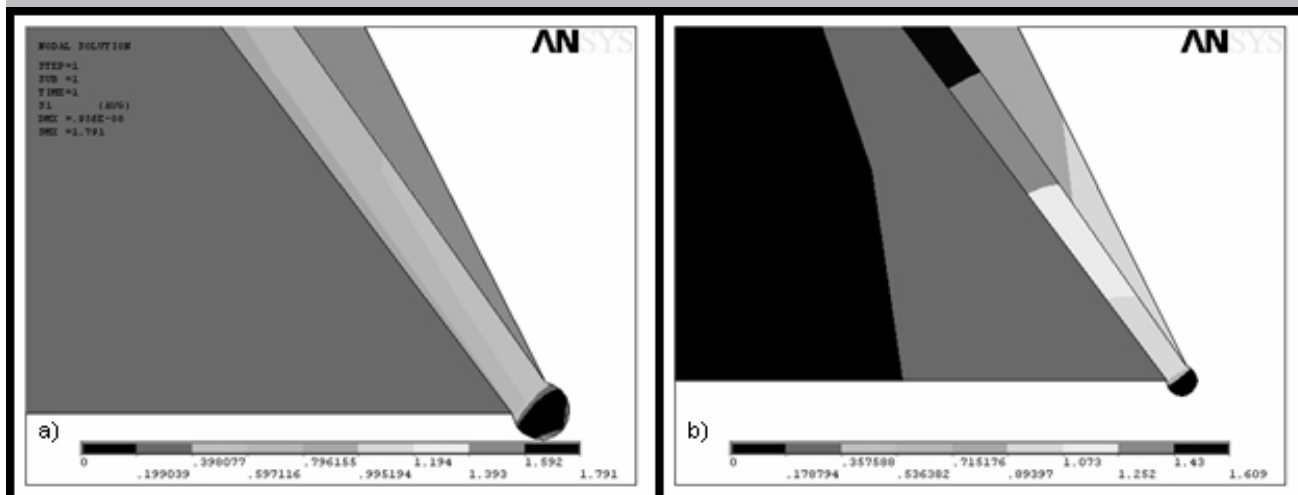
The author has conducted computer simulations of how dental titanium-ceramic crowns behave in external stress conditions.

### Titanium-ceramic dental crowns numerical investigations

A two-dimensional model of a dental crown has been produced fixed on a tooth stump, where the areas of specific materials have been determined. The geometry of a dental crown model included the characteristic structural notches on a secant, cervix endings and internal part of the cap, modelling them with curvature radii. The model determined in this manner has been extended to 3D geometry by determining the depth of 5mm of the crown model. The surface weight applied on the blade of the tooth secant in order to

Materiał / Material	Moduł Younga / Young module E[GPa]	Współczynnik Poissona / Poisson index $\nu$
1 – zębina / dentine	20	0,31
2 – tytanowa czapeczka korony / titanium crown cap	100	0,36
3 - porcelana przyszyjkowa / porcelain cervix zone	60	0,31
4 - porcelana siecznej / porcelain secant zone	60	0,31

**TABELA 1. Własności materiałowe przyjęte do obliczeń MES.**  
**TABLE 1. The material values adopted for numeric computing.**



**RYS.1. Naprężenia rozciągające w części przyszyjkowej korony stomatologicznej: a) przy braku podparcia tytanowej czapeczki na kikucie opracowanego zęba, b) przy podparciu tytanowej czapeczki na kikucie opracowanego zęba.**

**FIG.1. Tensile stresses in the cervix endings of the dental crown: a) with the titanium cap not supported on the stump of the tooth in question, b) with the titanium cap supported on the stump of the tooth in question.**

5 mm modelu korony. Zastosowano obciążenie powierzchniowe na ostrzu siecznej zęba, tak by symulowany nacisk dawał wypadkową siłę pod kątem 45° do osi głównej zęba. Przyjęte do obliczeń numerycznych wartości modułu Younga i współczynniki Poissona podano w TABELI 1.

Symulacje te pozwoliły na określenie przyczyn możliwych zniszczeń ceramiki w strefie przyszyjkowej (RYS.1a) oraz wskazanie działań, których efektem było by wyeliminowanie niebezpieczeństwa powstawania ubytków ceramiki.

Jednym z sposobów jest zmiana sposobu podparcia korony, tak by również czapeczka tytanowa uczestniczyła w przenoszeniu obciążeń na zębiny (RYS.1b).

Pierwotny, bardzo niekorzystny rozkład naprężeń w części przyszyjkowej ceramiki (RYS.1a) uległ znaczącej poprawie (RYS.1b) po zmianie sposobu podparcia czapeczki.

## Wnioski

Analiza rozkładu naprężeń wykazała, że szczególnie duże spiętrzenia naprężeń powstają w częściach przyszyjkowych tytanowo-ceramicznej korony stomatologicznej. W przyszyjkowej części modelu występują największe naprężenia rozciągające, szczególnie niebezpieczne dla ceramiki nieodpornej na tego typu obciążenia. Mogą one stanowić przyczynę spękania i odprysków w części przyszyjkowej korony.

Wyniki symulacji komputerowej metodą MES wskazują, że niebezpieczeństwo powstania zniszczeń w ceramice przyszyjkowej można zmniejszyć poprzez zmianę sposobu podparcia korony, tak by opierała się ona na opracowanym zębie również tytanową czapeczką.

simulate the stress has given the resultant force at the angle of 45° to the main axis of the tooth.

The values of Young module and Poisson index adopted for numeric computing have been shown in TABLE 1.

Those simulations have enabled to determine the possible causes of damage to ceramics in the cervix zone (FIG.1a) and to indicate those activities that would result in the elimination of the danger of disintegration/decrement of porcelain.

One of the ways includes the change of supporting the crown so that the titanium cap also participates in carrying loads applied to dentine (FIG.1b).

The original, very unfavourable distribution of loads in the cervix area of the ceramics (FIG.1a) has been improved significantly (FIG.1b) following the method of supporting the cap.

## Conclusions

The analysis of stress distribution has shown that a particularly large concentration of stresses takes place in the cervix part of dental titanium-porcelain crown. The largest tensile stresses, particularly dangerous for ceramics not resistant to such stresses, take place in the cervix part of the model. They may constitute the cause of cracks and chipping in the cervix part of the crown.

The results of the computer simulation in accordance with the FEM method indicate that the danger of damages in the cervix part of ceramics may be decreased by the change in the way of supporting the crown to make it rest on the tooth in question also in the titanium cap part.

## Piśmiennictwo

- [1] Kenneth J. Anusavice: Phillips' science of dental materials. Elsevier Science (USA) 2003.
- [2] Craig R., Powers J., Wataha J.: Materiały stomatologiczne. Wrocław: Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner 2000.
- [3] Gołębiewska M.: Materiałoznawstwo protetyczne – skrypt dla studentów Oddziału Stomatologii Wydziału Lekarskiego AMB. Praca zbiorowa: Akademia Medyczna w Białymstoku 2003.
- [4] Spiechowicz E.: Protetyka stomatologiczna – podręcznik dla studentów stomatologii. Warszawa: PZWL 2000.
- [5] Kierklo A.: Koncepcje analizy wytrzymałości tkanek zęba i wypełnień w wybranych przypadkach klinicznych metodami numerycznymi. Rozprawa habilitacyjna. Akademia Medyczna w Białymstoku, Zakład Stomatologii Zachowawczej, Białystok, 2002.
- [6] Łodygowski T., Kąkol W.: Metoda elementów skończonych w wybranych zagadnieniach mechaniki konstrukcji inżynierskich. Skrypt Politechniki Poznańskiej, Nr 1779, Poznań, 1994 [http://www.ikb.poznan.pl/zaklady/komp/dydaktyka/materialy/skrypt.html].
- [7] Dobosz A., Panek H., Dobosz K.: Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy naprężeń w twardych tkankach zębów. Dental and Medical Problems, nr 42, 4, 2005 [http://www.stom.am.wroc.pl/dmp/].
- [8] Marciniak J.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.

## References

- [9] Szczyrek P., Okoński P.: Systemy ceramiczne bez podbudowy metalowej. Protetyka Stomatologiczna, tom LI, nr 6, listopad – grudzień 2001.
- [10] Kamińska A., Karasiński A., Kurkowska J.: Ocena kliniczna koron Procera® All-Ceram – obserwacje dwuletnie. Protetyka Stomatologiczna, tom LIV, nr 1, styczeń- luty 2004.
- [11] Szczyrek P.: Struktura i właściwości mechaniczne materiałów ceramicznych w aspekcie wykonawstwa stałych jednolicie ceramicznych uzupełnień protetycznych. Protetyka Stomatologiczna, tom LII, nr 5, wrzesień- październik 2002.
- [12] Raszewski Z.: Stopy Metali. Technika Dentystyczna, nr 2/06, 2006.
- [13] Protetyka Stomatologiczna: Korony i Mosty. Praca zbiorowa pod redakcją B. Koeckiej. Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław, 2000.
- [14] Suansuan N., Swain M.V.: New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. Int. J. Prosthodont. 1999 Nov-Dec; 12(6): 547-552
- [15] Homann F., Waddell J.N., Swain M.V.: Influence of water, loading rate and bonder on the adhesion of porcelain to titanium. J. Dent. 2006 Aug.; 34(7): 485-490
- [16] Al Hussaini I., Al Wazzan K.A.: Effect of surface treatment of bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. J. Prosthet. Dent. 2005 Oct.; 94(4): 350-356.

## WPŁYW SPOSOBU WPROWADZANIA NANOKRZEMIONKI NA WYBRANE WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE KOMPOZYTÓW CERAMICZNO – POLIMEROWYCH STOSOWANYCH NA WYPEŁNIENIA STOMATOLOGICZNE

JOANNA SIEJKA-KULCZYK<sup>1\*</sup>, MONIKA BIERNAT<sup>2</sup>, MAŁGORZATA LEWANDOWSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Politechnika Warszawska, Instytut Inżynierii Materiałowej ul. Wołoska 141, 02-507 Warszawa

<sup>2</sup> POLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ CHEMICZNY, UL. KOSZYKOWA 75, 00-671 WARSZAWA

\*E-MAIL: JSIEJKA@INMAT.PW.EDU.

[Inżynieria Biomateriałów, 69-72, (2007), 64-66]

### Wprowadzenie

Kompozyty ceramiczno – polimerowe charakteryzują się brakiem ujemnego wpływu na zdrowie człowieka oraz zadowalającą estetyką. Są więc perspektywicznymi materiałami do zastosowań jako stałe wypełnienia stomatologiczne. Ich podstawowymi wadami są skurcz polimeryzacyjny oraz niezadowalające właściwości mechaniczne. W celu poprawy tych właściwości stosuje się nanowypełniacze [1]. Problemami związanymi z aplikacją nanoproszków są uzyskanie ich jednorodnego rozmieszczenia w osnowie polimerowej oraz zwilżalności przez fazę organiczną.

## THE INFLUENCE OF NANOSILICA INTRODUCING METHOD ON SELECTED MECHANICAL PROPERTIES OF CERAMIC-POLYMER COMPOSITES INTENDED FOR DENTAL FILLINGS

JOANNA SIEJKA-KULCZYK<sup>1\*</sup>, MONIKA BIERNAT<sup>2</sup>, MAŁGORZATA LEWANDOWSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, FACULTY OF MATERIAL SCIENCE AND ENGINEERING, 141, WOŁOSKA STREET, 02-507 WARSAW, POLAND

<sup>2</sup> WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, FACULTY OF CHEMISTRY, 75, KOSZYKOWA STREET, 00-671 WARSAW, POLAND

\*E-MAIL: JSIEJKA@INMAT.PW.EDU.

[Engineering of Biomaterials, 69-72, (2007), 64-66]

### Introduction

Ceramic – polymer composites have a great advantage in that they have no negative influence on human health and, at the same time, ensure satisfactory aesthetics. For this reason they are considered to be prospective materials in dentistry for the application as dental fillings. The most important disadvantages of these materials are polymerization shrinkage and unsatisfactory mechanical properties. These properties can be improved by introducing nanofillers [1].

Difficulties encountered when using nanopowders are their non - uniform distribution in the polymer matrix and their poor wettability by the organic phase.