

pową jak na ten stop oraz tak długi okres kontaktu z tkanką ludzką (ponad 8 lat). Dodatkowo badania wykazały, że są to wkręty z tego samego stopu, natomiast stopień umocnienia wywołany obróbką plastyczną jest różny dla obu wkrętów, co objawiło się różną wielkością ziarna. Świadczy to o różnej obróbce mechanicznej i cieplnej.

Przyczyn znacznie większego oporu podczas wykręcania implantu drugiego należy szukać w większej aktywności powierzchni metalu, co objawiło się śladami kontaktu z tkanką ludzką. Z kolei na powierzchni wkrętu który nie stawił większych oporów śladów kontaktu nie było. Zwiększoną aktywność wywołało większe rozdrobnienie ziarna w próbce drugiej.

the experiments have proven that the screws were of the same alloy, while the degree of strength hardening caused by plastic forming is different for both screws, which resulted in different sizes of grains. It proves that different mechanical and heat treatments were used.

The reason for the bigger resistance while screwing in the other implant is a bigger activity of the metal, which was caused by the reaction with a human tissue. No such contact was observed on the other screw. The bigger activity was a result of bigger breaking up in the second specimen.

Piśmiennictwo

- [1] Ashby M.F.: The engineering materials. Vol.2. WNT, Warszawa 1997
 [2] Lewandowska – Szumiel M.: The possibility of in vitro estimation of implant materials bioagreement. The Medical Academy. Warszawa 2001
 [3] Łaskawiec J., Michalik R.: The theoretical and application problems in implants. Publishing House of the Technical University of Silesia. Gliwice 2002
 [4] Marciniak J.: The biomaterials. Publishing House of the Technical University of Silesia-2002
 [5] Kuś H.: The biomaterials. WKiŁ 1990

References

- [6] Blacharski M.: The material engineering. Steel. WNT, Warszawa 2004
 [7] Głowacka M.: The metal science – collective work. Publishing House of the Technical University of Gdansk. Gdansk 1996
 [8] PN-EN ISO 10993-1 /2004
 [9] Błażewicz S., Stoch L.: The Biomaterials. Vol. 4 The Academic Publishing Outhouse Exit 2003
 [10] Dobrzański L.: The basis of material and metal science. WNT. Warszawa 2002.

BADANIA OBSZARÓW ZAGROŻONYCH ZNISZCZENIEM W BIOMATERIAŁACH KORON STOMATOLOGICZNYCH

STANISŁAW RYMKIEWICZ, ZDZISŁAW BEREZNOWSKI

POLITECHNIKA GDAŃSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY,
 KATEDRA INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ
 UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK
 AKADEMIA MEDYCZNA GDAŃSKA,
 ZAKŁAD IMPLANTOPROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ
 E-MAIL: SRYMKIEW@PG.GDA.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60, (2006), 192-194]

Wprowadzenie

Dzięki zastosowaniu MES stomatologia poczyniła wielkie postępy w przewidywaniu i obliczaniu naprężeń w implantoprotetyce, ocenie zgryzu, umocowania i funkcji aparatów ortodontycznych, analizy naprężeniowej stałych i ruchomych uzupełnień protetycznych, badań tkanek zębowych i wypełnień [1,2].

Do analizy obszarów zagrożonych zniszczeniem w biomateriałach koron stomatologicznych zastosowano analizę strukturalną elementów skończonych MES. Opracowano dwu wymiarowy model korony stomatologicznej zamocowanej na kikucie zęba, w którym określono obszary występowania poszczególnych materiałów. Przyjęte do obliczeń numerycznych wartości modułu Younga i współczynniki Poissona odniesiono do rzeczywistych biomateriałów korony stomatologicznej. Geometria modelu korony stomatologicznej uwzględniała charakterystyczne karby strukturalne na sieciowej, zakończeniach przyszyjkowych i wewnętrznej części czapeczki, modelując je poprzez promienie krzywizny. Tak określony model rozszerzono do geometrii 3D determinując grubość 5 mm modelu korony. Zastosowano

EXAMINATION OF AREAS EXPOSED TO DAMAGE IN BIOMATERIALS OF DENTAL CROWNS

STANISŁAW RYMKIEWICZ, ZDZISŁAW BEREZNOWSKI

GDANSK UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING,
 UL. G. NARUTOWICZA 11/12, 80-952 GDAŃSK,
 MEDICAL ACADEMY OF GDANSK,
 INSTITUTE OF PROSTHETIC DENTISTRY
 E-MAIL: SRYMKIEW@PG.GDA.PL

[Engineering of Biomaterials, 58-60, (2006), 192-194]

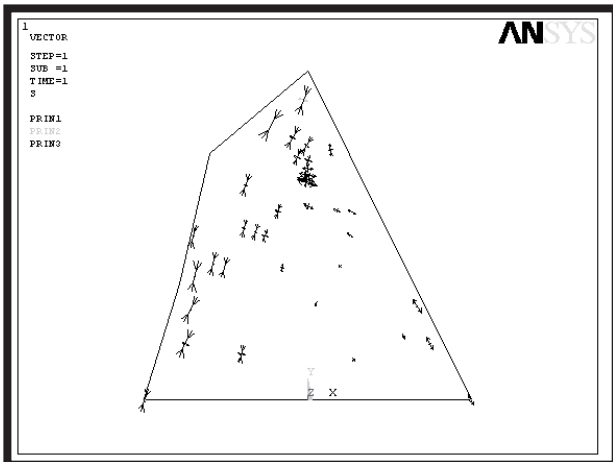
Introduction

With the application of MES stomatology has made great progress in forecasting and computing stress in prosthetic dentistry, assessment of occlusion, mounting and functions of dental devices, stress analysis of fixed and movable prosthetic fillings as well as examination of dental tissues and fillings [1,2].

In order to analyse areas exposed to damage in biomaterials of dental crowns the structural analysis of finite elements MES has been applied. 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 values of Young module and Poisson index adopted for numeric computing have been referred to actual biomaterials of a dental crown. 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 a 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

obciążenie powierzchniowe na ostrzu siecznej zęba, tak by symulowany nacisk dawał wypadkową siłę pod kątem 45° do osi głównej zęba.

Otrzymane wyniki symulacji komputerowej metodą elementów skończonych pozwoliły na określenie obszarów zagrożonych zniszczeniem.



RYS.1. Kierunki główne naprężeń rozciągających (prawa przyszyjkowa strona), ścinających (lewa przyszyjkowa strona i sieczna korony stomatologicznej) oraz ściskających w obszarze siecznej.
FIG.1. The main directions of tensile stresses (the right cervix side), cutting (the left cervix side and the secant of the dental crown) and compressive stress in the secant area.

Wyniki analizy metodą mes

Analiza rozkładu naprężeń wykazała, że szczególnie duże spiętrzenia naprężeń występują w częściach przyszyjkowych oraz obszarze siecznej korony stomatologicznej (RYS.1).

W lewej przyszyjkowej części modelu korony występują największe naprężenia ścinające, których efektem mogą być odklejenia w adhezyjnym połączeniu pomiędzy czapeczką korony stomatologicznej, a zębiną. W prawej przyszyjkowej części modelu występują największe naprężenia rozciągające, szczególnie niebezpieczne dla ceramiki nieodpornej na tego typu obciążenia (RYS.2).

Naprężenia ścinające ciągną się aż do siecznej zęba. Tam materiał ceramiczny jest narażony również na największe naprężenia ściskające (RYS.3).

Weryfikacja doświadczalna

Weryfikację doświadczającą otrzymanych wyników metodą MES przeprowadzono na specjalnym do tego celu przygotowanym stanowisku wytrzymałościowym do prób ściskania i wolnozmiennego zmęczenia. Koronkę stomatologiczną zamocowano na specjalnym trzpieniu tak, by kąt działania siły do osi głównej wyniósł 45° (rys. 4). W próbie ściskania koronka uległa zniszczeniu przy sile 350N, a wolnozmiennemu zmęczeniu w



RYS.4. Koronka osadzona na trzpieniu przed próbą ściskania.
FIG.4. The crown set on an arbour before the compression test.

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

The obtained results of a computer simulation with the method of finite elements have provided the determination of areas exposed to damage.

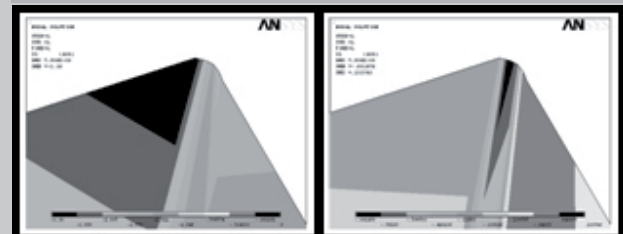
Results of analysis with the mes method

The analysis of the distribution of stress has shown that the particularly significant accumulation of stress occurs in the cervix sections and in the area of the secant of the dental crown (FIG.1).

In the left cervix section of the crown model there is the highest cutting stress, which may result in the unsticking in the adhesive connection between the dental crown cap and the dentine. In the right cervix section of the model there are the highest tensile stresses that are particularly hazardous for ceramics not resistant to this type of stress (FIG.2). Cutting stresses extend as far as the secant of a tooth. Ce-



RYS.2. Naprężenia zredukowane w lewej przyszyjkowej stronie korony oraz rozciągające w prawej przyszyjkowej stronie korony.
FIG.2. Stresses reduced in the left cervix side of the crown and tensile stresses in the right side of the crown.



RYS.3. Naprężenia ścinające (lewa) i ściskające (prawa) w strefie siecznej korony.
FIG.3. Cutting stresses (left) and compressive stresses (right) in the cervix side of the crown.

ramic material is also exposed to the highest compressive stress there (FIG.3).

Experimental verification

The experimental verification of the results obtained with the MES method has been conducted on a specially prepared strength station for compression tests and slow-change fatigue. The dental crown has been fixed on a special arbour, so that the angle of the force to the main axis was 45° (FIG.4).

zakresie od 50N do 250N dało zniszczenie po 16 cyklach. Zaobserwowano zniszczenie w części siecznej przebiegającej aż do strefy przyszyjkowej lewej w płaszczyźnie na kierunku głównym ścinania oraz liczne spękania ceramiki po stronie prawej przyszyjkowej.

Wnioski

Badania potwierdziły przewidywania zagrożenia zniszczeniem korony stomatologicznej w strefach siecznej i przyszyjkowej narażonej na naprężenia ścinające oraz spękania ceramiki w strefie przyszyjkowej narażonej na naprężenia rozciągające.

In the compression test the crown was damaged with the force of 350N, and the low-changing fatigue within the range from 50N to 250N resulted in the damage after 16 cycles. The damage of the secant section was observed as far as the cervix part in the surface in the direction towards the main cutting, together with numerous cracks of the ceramic on the right cervix side.

Conclusions

The examination has confirmed the forecast hazards of damaging a dental crown in the secant and cervix zones exposed to cutting stresses as well as cracking of ceramics in the cervix zone exposed to tensile stresses.

Piśmiennictwo

[1] Kierklo A.: The concept of resistance analysis in tooth tissues and fillings in selected clinical cases with numerical methods. A postdoctoral thesis. Medical Academy in Białystok, Institute of Conservative Stomatology, 2002.

References

[2] Dobosz A., Panek H., Dobosz K.: The application of methods of finite elements for the analysis of stresses in hard tooth tissues. Dental and Medical Problems, no. 42, 4, 2005 [http://www.stom.am.wroc.pl/dmp/].

CHARAKTERYSTYKA POWIERZCHNI KOMPOZYTÓW CERAMICZNO-POLIMEROWYCH W ŚRODOWISKACH WODNYCH O RÓŻNYCH pH

JOANNA SIEJKA – KULCZYK, MAŁGORZATA LEWANDOWSKA,
KRZYSZTOF JAN KURZYDŁOWSKI
(JSIEJKA@INMAT.PW.EDU.PL)

POLITECHNIKA WARSZAWSKA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
02 – 507 WARSZAWA, UL. WOŁOSKA 141

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60, (2006), 194-197]

Wprowadzenie

Jednymi z najpopularniejszych materiałów, stosowanych obecnie na stałe wypełnienia stomatologiczne są kompozyty ceramiczno – polimerowe. Zastępują one amalgamat, ze względu na toksyczność rtęci. Ważnym aspektem eksploatacyjnym wypełnień stomatologicznych jest ich trwałość w środowisku jamy ustnej.

Jako osnowę kompozytów stosowanych na wypełnienia stomatologiczne powszechnie stosuje się mieszaninę żywicy bis – GMA i TEGDMA. Prowadzone są badania wpływu środowiska na właściwości materiałów wypełnieniowych. Określono wpływ kwasów organicznych na twardość mieszaniny monomerów bis – GMA i TEGDMA. Zastosowano środowiska 100 % kwasu octowego oraz 100 % kwasu propionowego. Stwierdzono, że wymienione środowiska zmiękczenia badane polimery [1]. Hosoda i inni [2] prowadzili prace nad wpływem środowiska alkalicznego na kompozyty dentystyczne. Próbki zanurzano na 1 tydzień w 0,1M NaOH o temperaturze 60°C. Autorzy stwierdzili, że środowisko alkaliczne i pierwiastki alkaliczne w wypełniaczu (np. Ba), przyspieszają degradację kompozytów w wyniku rozpuszczania żywicy [2]. Badania strukturalne wykazały tworzenie pęknięć pomiędzy żywicą a wypełniaczem [3]. Żywica rozpuszczała się a cząstki wypełniaczy wypadały.

SURFACE CHARACTERIZATION OF THE DENTAL CERAMIC – POLYMER COMPOSITES AFTER AN EXPOSURE TO WATER ENVIRONMENTS WITH VARIOUS pH

JOANNA SIEJKA – KULCZYK, MAŁGORZATA LEWANDOWSKA,
KRZYSZTOF JAN KURZYDŁOWSKI
(JSIEJKA@INMAT.PW.EDU.PL)

WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY
FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING
02 – 507 WARSZAW, WOŁOSKA 141

[Engineering of Biomaterials, 58-60, (2006), 194-197]

Introduction

The most popular materials currently used for dental fillings are ceramic – polymer composites, which increasingly replace amalgam due to the possible toxicity of mercury and the unpleasant dark color. Resin composites are promising materials, but have some disadvantages. These are: lower than for amalgams mechanical parameters and significant polymerization shrinkage. Very important for dental fillings is their durability in oral cavity environment.

As a matrix of these composites the mixture of acrylic resins: bis – GMA and TEGDMA was used. The influence of environments with various pH on resin composites has been a subject of several investigations [1,2]. Asmussen investigated the effect of organic acids on the mixture of bis – GMA and TEGDMA resins. It was claimed that these acids led to a significant softening at the tested polymers [1]. Hosoda et al. investigated the durability of dental composites under alkaline conditions [2]. The specimens were immersed in 0,1 NaOH solution with the temperature of 60°C for one week. It was found that both alkaline environment and alkaline earth elements in filler particles (e. g. Ba) accelerate degradation of the composite due to resin exfoliation. Structural changes in the surface of the resin composite were also spotted.