

Ocena właściwości mechanicznych w symulacji rozkładu naprężeń w układzie implant – łącznik

Evaluation of mechanical properties in stress distribution simulation of implant-abutment system

Bohdan Bączkowski¹, Anna Ziębowicz², Elżbieta Mierzwińska-Nastalska¹

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

Department of Prosthodontics, Medical University of Warsaw

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Jolanta Kostrzeva-Janicka

² Wydział Biomateriałów i Urządzeń Medycznych Politechniki Śląskiej

Department of Biomaterials and Medical Appliances, Silesian University of Technology

Kierownik: prof. dr hab. inż. Zbigniew Paszenda

HASŁA INDEKSOWE:

implanty, łączniki hybrydowe, łączniki ceramiczne, naprężenia, MES

KEY WORDS:

implants, hybrid implant abutments, ceramic implant abutments, stress simulation, FEM

Streszczenie

Wprowadzenie. Doskonalenie metod leczenia implantoprotetycznego oraz rozwój materiałoznawstwa dyktuje potrzebę prowadzenia badań oceniających także właściwości mechaniczne i fizykochemiczne łączników implantologicznych w celu właściwego ich doboru. Podjęcie próby określenia przydatności łączników ceramicznych i hybrydowych na podstawie badań ma istotne znaczenie dla praktyki klinicznej.

Cel pracy. Ocena właściwości mechanicznych w symulacji rozkładu naprężeń w układzie implant - łącznik hybrydowy oraz implant - łącznik całoceramiczny, wykonana metodą elementów skończonych (MES).

Material i metoda. Do badań wykorzystano układ: implant Replace Select Tapered Rp o średnicy 4.3 mm i długości 13 mm - łącznik hybrydowy metalowo-ceramiczny oraz analogiczny implant Replace Select Tapered Rp - łącznik indywidualny wykonany w całości z materiału ceramicznego. Opracowano modele geometryczne elementów składowych układu: implantu, śruby łącznika, łącznika hybrydowego składającego się z platformy ze stopu tytanu Ti₆Al₄V ELI i pier-

Summary

Introduction. The improvement of implantoprosthetic treatment methods and the development of material science dictate the need for research that also evaluates the mechanical and physicochemical properties of implant abutments so that their proper selection can be made. Attempts to determine the suitability of ceramic and hybrid abutments on the basis of research has important implications for clinical practice.

Aim of the study. To evaluate the mechanical properties in the simulation of stress distribution in the implant-hybrid abutment and implant-all-ceramic abutment system, by means of the finite element method (FEM).

Material and methods. The system used for the study was Replace Select Tapered Rp 4.3 mm implant and 13 mm in length – metal-ceramic hybrid abutment and an analogous Replace Select Tapered Rp implant – individual abutment made entirely of ceramic material. Geometrical models of the components of the system were prepared: the implant, the abutment screw, the hybrid abutment consisting of a Ti₆Al₄V ELI

ścienia ceramicznego oraz łącznika całoceramicznego. Przygotowano model fizyczny na bazie dokumentacji technicznej. Badania symulacyjne wykonano w programie ANSYS Workbench zgodnie z założeniami normy, gdzie wygenerowano krzywe zmęzeniowe Wöhlera w celu określenia potencjalnych obszarów zagrożonych uszkodzeniem.

Wyniki. Układ całoceramiczny, jak również układ hybrydowy nie przekroczyły dopuszczalnej granicy naprężeń. Wyniki uzyskane w badaniu symulacyjnym potwierdziły nieskończoną trwałość konstrukcji.

Wnioski. Analiza MES i otrzymane wyniki minimalnych wartości wytrzymałości świadczą o stabilności badanych konstrukcji. Żaden z układów zarówno hybrydowy, jak i całoceramiczny nie przekroczył granicy plastyczności materiału.

titanium alloy platform and a ceramic ring, and an all-ceramic tray. A physical model was prepared based on technical documentation. Simulation studies were performed in ANSYS Workbench software according to the standard, where Wöhler fatigue curves were generated to determine potential damage-prone areas.

Results. The all-ceramic system, as well as the hybrid system, did not exceed the yield strength of the material. The results obtained in the simulation study confirmed the infinite durability of the structure.

Conclusions. FEA analysis and the obtained results of minimum strength values testify to the stability of the tested structures. None of the systems, either hybrid or all-ceramic, exceeded the yield strength of the material.

Wprowadzenie

Rozwój metod implantoprotetycznych w rehabilitacji pacjentów pozwolił na odbudowę lub poprawę utraconych funkcji narządu żucia oraz uzyskanie optymalnych efektów estetycznych. Stało się to także możliwe dzięki dynamicznemu rozwojowi materiałoznawstwa stomatologicznego oraz nowoczesnych metod wykonawstwa uzupełnień protetycznych. Wprowadzenie metod komputerowego planowania, a następnie komputerowego wykonania (CAD/CAM) okazało się kluczowe dla rozwiązań odbudowy protetycznej opartej na wszczepach śródkostnych. Zastosowanie tlenku cyrkonu w wykonawstwie indywidualnych łączników implantologicznych wprowadziło możliwość wykluczenia częstego defektu estetycznego, jakim było przeświecanie szarości w okolicy dziąsła brzeżnego, związanej z kolorem łącznika tytanowego.¹⁻⁴ Zarówno łączniki całoceramiczne, jak i hybrydowe, składające się z tytanowej podbudowy łączonej z materiałem ceramicznym znajdują zastosowanie w

metodach leczenia protetycznego wykorzystującego wszczepy śródkostne.⁵⁻⁷ Uzupełnienia ceramiczne spełniają wymogi estetyczne dzięki przezierności porównywalnej do naturalnej struktury zęba. Odpowiedni dobór koloru ceramiki zapewnia estetyczną odbudowę protetyczną. Jednak zwraca się uwagę na możliwość odpryskiwania ceramiki (chipping). Podobnie badaniom poddawany jest wpływ przemiany wewnętrznej tlenku cyrkonu na jego stabilność w warunkach jamy ustnej.^{8,9}

Wykonawstwo łączników indywidualnych bądź indywidualizowanych dla większości dostępnych systemów implantologicznych generuje dużą ich różnorodność. Ceramiki stosowane w stomatologii różnią się między sobą składem, mikrostrukturą oraz sposobem wytwarzania, co ma wpływ na ich właściwości mechaniczne i estetyczne.^{4,10} Znajomość właściwości biomechanicznych i fizykochemicznych łączników, determinujących wytrzymałość na siły obciążające, stopień dopasowania w układzie implant-łącznik oraz szczelność brzeżną, od której zależy stopień kumulacji

kolonii bakteryjnych w warunkach jamy ustnej, jest konieczna dla właściwego wyboru łączników w praktyce klinicznej.¹¹⁻¹⁷ W piśmiennictwie dostępnych jest mało prac naukowych szczególnie analizujących te zależności. W niniejszej pracy podjęto próbę określenia przydatności tych łączników w praktyce klinicznej na podstawie badań symulacyjnych oceny rozkładu naprężeń w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramicy.

Cel pracy

Ocena właściwości mechanicznych w symulacji rozkładu naprężeń w układzie implant – łącznik hybrydowy oraz implant – łącznik całoceramicy, wykonana metodą elementów skończonych (MES).

Material

Modelowanie MES układu implant – łącznik

Do badań wytypowano układ: implant Replace Select Tapered Rp o średnicy 4,3 mm i długości 13 mm (łącznik hybrydowy metalowo-ceramicy) oraz analogiczny implant Replace Select Tapered Rp (łącznik indywidualny wykonany w całości z materiału ceramicznego). Przygotowano model fizyczny na bazie dokumentacji technicznej. Punktem wyjścia do przeprowadzenia analizy było zdeterminowanie modelu geometrycznego. Odgrywa to kluczową rolę w metodzie elementów skończonych pozwalając na przeprowadzenie obliczeń rozkładu naprężeń i odkształceń. Geometria została przygotowana w oparciu o dostępną dokumentację implantu.

Metody badań

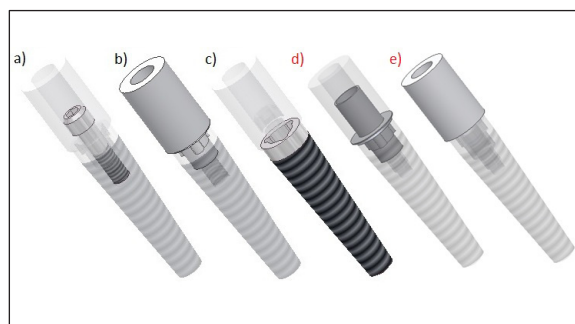
Dla rozwiązania problemu poznawczego opracowano schemat badań:

Modelowanie układu implant – łącznik hybrydowy/całoceramicy:

- opracowanie modeli fizycznych,
- opracowanie modeli dyskretnych,
- przyjęcie odpowiednich warunków brzegowych,
- analiza stanów maksymalnych naprężeń zmęczeniowych.

Badania numeryczne przeprowadzono w celu zasymulowania wpływu warunków fizjologicznych działających na układ implant – łącznik na jego stabilność. Dodatkowym założeniem było zróżnicowanie materiału, z którego wykonuje się łącznik filarowy, stanowiący kluczowy element systemu implantologicznego. Implant wraz z koroną poddawany jest cyklicznym obciążeniom, które mogą powodować zmiany o charakterze zmęczeniowym, a tym samym prowadzić do uszkodzenia jego konstrukcji. Przeprowadzono analizę następujących modeli:

1. Implant – łącznik hybrydowy wykonany ze stopu Ti_6Al_4V ELI (Extra Low Interstitials) będącego podstawą łącznika oraz pierścienia ceramicznego. Elementy łącznika połączone cementem kompozytowym, co zapewnia zwiększenie plastyczności i odporności układu na odkształcenia – podstawa i ZrO_2 – pierścień.
2. Implant – łącznik całoceramicy wykonany z ZrO_2 stabilizowanego itrem (Y-TZP) (ryc. 1).



Ryc. 1. Układ badawczy: a, b – łącznik całoceramicy wraz ze śrubą łączącą, c – implant Replace Select Tapered Rp o średnicy 4,3 mm (Nobel Biocare, Szwecja), d, e – łącznik hybrydowy z podstawą ze stopu tytanu.

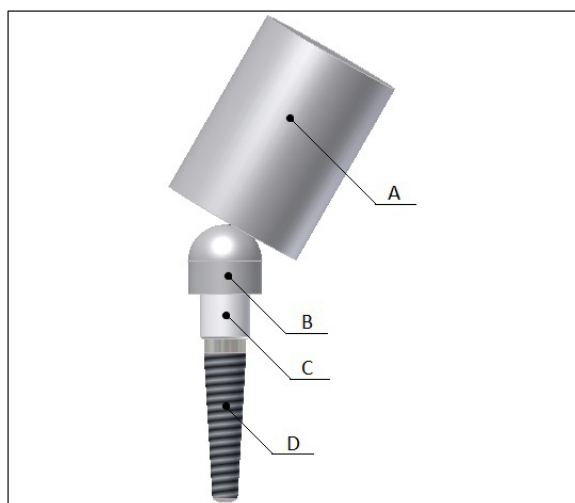
Złożoność geometryczna konstrukcji wszystkich składowych układu implant-łącznik, zmienność warunków brzegowych i obciążenia stwarzała konieczność zastosowania metody krzywych zmęczeniowych S-N (Wöhlera).¹⁸

Pierwszym etapem było opracowanie modeli geometrycznych (ryc. 2) elementów składowych układu: implantu, śruby łącznika, łącznika hybrydowego składającego się z platformy ze stopu tytanu Ti_6Al_4V ELI i pierścienia ceramicznego oraz łącznika całoceramicznego, które wykonano na podstawie dokumentacji technicznej.

Modele zaprojektowano w programie Autodesk Inventor 11. Ponieważ dokładność i czas obliczeń związane są z gładkością i równomiernością siatki elementów skończonych do dyskretyzacji zastosowano elementy o wielkości nie przekraczającej 0,5 mm.

W celu przeprowadzenia symulacji, węzłom odebrano stopnie swobody zgodnie z charakterem obciążeń i warunkami symulującymi pełną osteointegrację. Stworzony kontakt pomiędzy elementami miał charakter „bonded”. Dane do analizy zaczerpnięto z literatury¹⁹⁻²¹ i umieszczono w tabeli 1.

Badania symulacyjne wykonano w programie ANSYS Workbench zgodnie z założeniami normy (20). Kierunki działania sił, charakterystyka zmienności i wartości działania sił były zgodne z założeniami normatywnymi. Kąt



Ryc. 2. Model geometryczny badanego układu: A – element obciążający, B – czasza półkolistą, C – łącznik, D – implant.

przyłożenia siły względem głównej osi układu wynosił 30° . Urządzenie obciążające nie przenosiło sił żucia bezpośrednio na łącznik, lecz poprzez zamocowaną na nim koronę protetyczną, którą dla uproszczenia obliczeń numerycznych zaprojektowano jako półkolistą czaszę.

Na podstawie bazowych danych zmęczeniowych materiałów, program ANSYS wygenerował krzywe zmęczeniowe Wöhlera w celu określenia potencjalnych obszarów zagrożonych uszkodzeniem: pęknięcie struktury lub złamanie. Krzywe te opisują zależność pomiędzy amplitudą nominalnych, liniowych naprężeń a liczbą cykli potrzebnych do zniszczenia.

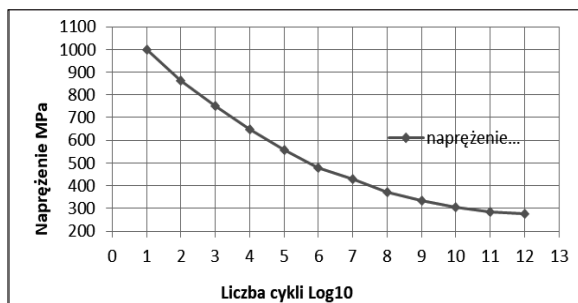
T a b e l a 1. Dane materiałowe poszczególnych elementów układu (57, 59, 60)

Nazwa	Materiał	Wsp. Poisson'a	Moduł Younga [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Gęstość [g/cm ³]	Granica plastyczności [MPa]
Platforma	Ti_6Al_4V ELI	0,33	120	970	4,43	930
Implant	Ti Grade IV	0,41	103	552	4,51	483
Tlenek cyrkonu	Y-TZP	0,31	210	Wytrzymałość na zginanie 1400	6	Wytrzymałość na zginanie 1400
Śruba	Ti_6Al_4V ELI	0,33	120	970	4,43	930

Wyniki

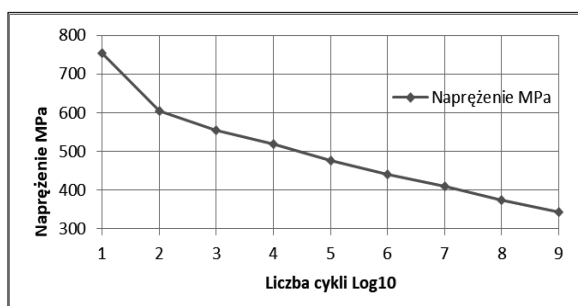
W przeprowadzonym badaniu skupiono się głównie na wynikach żywotności konstrukcji i rozkładu naprężeń, Wyniki analizy przedstawiono na wykresach i mapach. Otrzymane wyniki wartości minimalnych wytrzymałości w korelacji z wykresami Wöhlera świadczą o

stabilności konstrukcji dla każdego materiału w układzie. Do badań wykorzystano tzw. metodę naprężenia nominalnego. Znajduje ona zastosowanie w wysokocyklowych zjawiskach zmęczeniowych, w których zmiana naprężeń jest niska w stosunku do granicy plastyczności. Bazuje ona na tzw. krzywych S-N (Wöhlera) (ryc. 3, 4, 5). Opisują one zależność



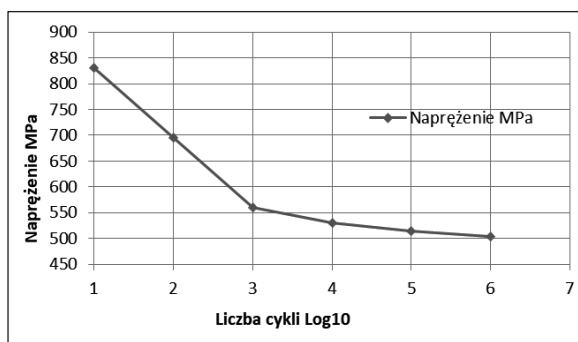
Ryc. 3. Wykres Wöhlera dla stopu

Cykle	Napężenie MPa
1	1000
10	861
100	752
1000	647
10000	559
1E+06	480
1E+07	430
1E+08	372
1E+10	333
1E+11	306
1E+12	283



Ryc. 4. Wykres Wöhlera dla tlenku cyrkonu Y-TZP.

Cykle	Napężenie MPa
1	755
10	604
100	555
1000	518
10000	475
1E+05	440
1E+06	409
1E+07	373
1E+08	344
1E+09	320

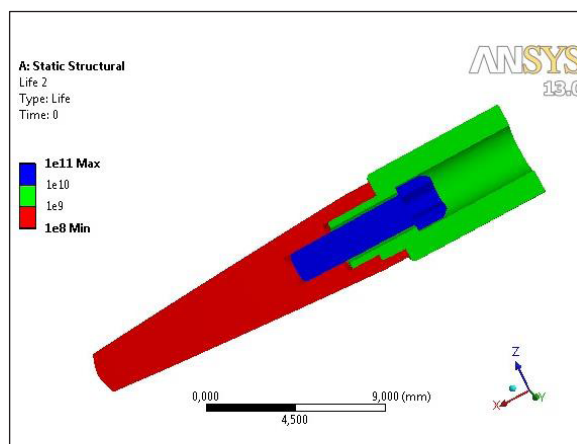


Ryc. 5. Wykres Wöhlera dla tytanu (Grade IV).

Cykle	Napężenie MPa
1000	830
10000	695
1,00E+05	560
1,00E+06	530
1,00E+07	515
1,00E+08	503

pomiędzy amplitudą nominalnych liniowych naprężeń a liczbą cykli potrzebnych do zniszczenia. Krzywe wyznaczono podczas testowania gładkich próbek o określonym wymiarze i stałej amplitudzie obciążenia i wykorzystywano do analizowania efektów zmęczeniowych na poziomie lokalnym. Trwałość konstrukcji potwierdza mapa przekroju poprzecznego systemu implantologicznego (ryc. 6).

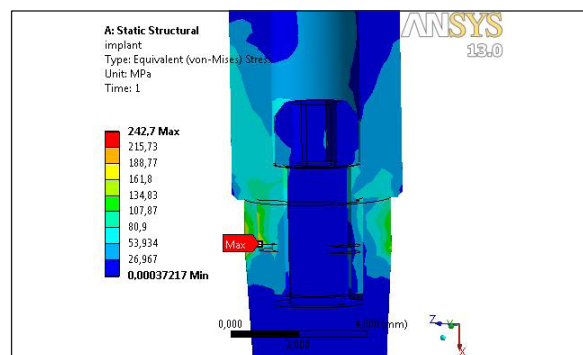
O trwałości konstrukcji świadczą uzyskane mapy naprężeń maksymalnych występujące w łącznikach przedstawionych w tabeli 2 i na mapach (ryc. 7-10).



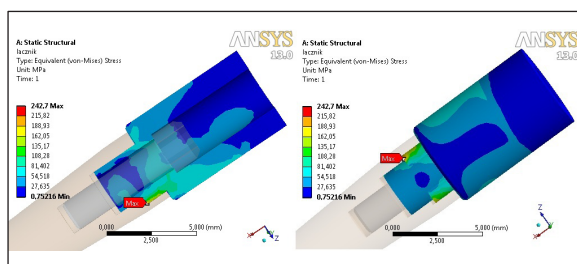
Ryc. 6. Mapa przekroju poprzecznego systemu implantologicznego.

Tabela 2. Naprężenia maksymalne występujące w łącznikach

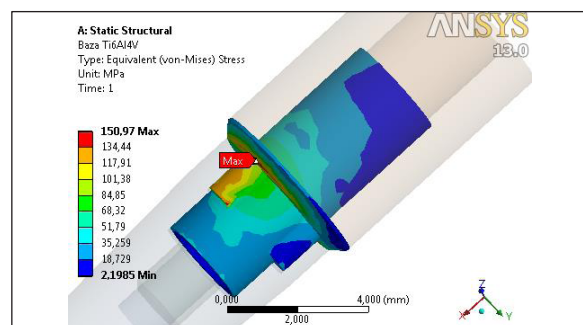
Element	Maksymalna wartość występującego naprężenia [MPa]
Łącznik całoceramiczny	242,70
Łącznik hybrydowy	podstawa tytanowa
Łącznik hybrydowy	element cyrkonowy
	111,00



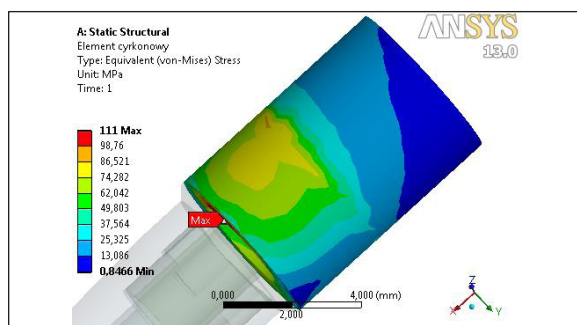
Ryc. 7. Mapa rozkładu naprężeń występujących w miejscu połączenia implant – łącznik całoceramiczny.



Ryc. 8. Mapa rozkładu naprężeń występujących w łączniku całoceramicznym a – przekrój poprzeczny, b – rzut.



Ryc. 9. Mapa rozkładu naprężeń występujący w bazie tytanowej łącznika hybrydowego.



Ryc. 10. Mapa rozkładu naprężeń występujących w części ceramicznej łącznika hybrydowego.

Dyskusja

Metodę elementów skończonych (MES), zaliczyć można obecnie do grupy podstawowych metod badań układu stomatognatycznego. Modelowanie numeryczne stosowane jest zarówno do oceny pracy mechanicznej naturalnych zębów, jak i różnego rodzaju uzupełnień protetycznych. W przypadku implantów dotyczą one oceny wytrzymałości doraźnej, jak i symulacji długiego okresu eksploatacji.

Z punktu widzenia mechaniki system implantologiczny jest złożonym układem o kilkuelementowej konstrukcji i skomplikowanych specyficznych biomechanicznych warunkach pracy. Punktem wyjścia do przeprowadzenia analizy metodą MES jest zdeterminowanie modelu geometrycznego. Odgrywa to kluczową rolę w metodzie elementów skończonych pozwalając na przeprowadzenie obliczeń rozkładu naprężeń i odkształceń. Zmęczeniem materiału nazywa się stan, w którym uszkodzenie następuje przy liczbie cykli obciążenia mniejszej niż 1000. Procesy uszkodzenia zmęczeniowego dzielone są na trzy etapy: inicjacja mikropęknięcia, propagacja rys zależna od stanu naprężeń w elemencie, właściwe pęknięcie – w wyniku utraty stabilności rysy następuje zniszczenie materiału. Pojawienie się efektów inicjacji, jest stanem który dyskwalifikuje układ implant – łącznik do dalszej eksploatacji w jamie ustnej. Dlatego też przeprowadzono badania symulacyjne pozwalające przewidzieć uszkodzenia pierwszego etapu. Maksymalna wartość sił żucia wynosi 200N, liczba cykli 5×10^6 , co w przybliżeniu wynosi około 9 lat użytkowania i średni czas trwania trzech posiłków w ciągu doby: 15 min, 20 min i 15 min. Liczba kontaktów okludalnych w okresie pomiędzy posiłkami wynosi 2×10^5 na rok. Liczba kontaktów sił zgryzowych podczas posiłku wynosi 20/min.²⁰

W badaniach metodą elementów skończonych (MES) przeprowadzono symulację żywotności konstrukcji badanych układów. Otrzymane wyniki minimalnych wartości wytrzymałości świadczą o jej stabilności. Żaden z układów zarówno całoceramiczny, jak i hybrydowy nie przekroczył granicy plastyczności materiału. Pamiętać jednak należy, że badania powyższe mają charakter wyłącznie symulacyjny i nie mogą całkowicie oddać złożonych warunków panujących w jamie ustnej pacjenta. Badania te miały na celu sprawdzenie założeń dotyczących możliwości zastosowania obydwu rodzajów łączników. W celu weryfikacji wyników otrzymanych w badaniu symulacyjnym w kolejnej pracy zostaną przedstawione badania zmęczeniowe. Według badań *Dejak*²² rozkład naprężeń zależny jest między innymi od modułu elastyczności kęsa pokarmowego i kierunku działania sił żucia, które są zmienne podczas kolejnych faz aktu żucia. Ze względu na przeprowadzone w dalszej kolejności doświadczenia zmęczeniowe, dotyczące żywotności konstrukcji wg normy ISO 14801,²⁰ w którym to kierunku działania siły odchyłony jest od osi długiej konstrukcji o 30° zdecydowano o zastosowaniu uproszczonego modelu MES.

Długość czasu w jakim obciążony wszczep pozostaje w jamie ustnej oraz rokowanie co do jego przetrwania można oceniać klinicznie i radiologicznie.²³⁻²⁶ W badaniach in vitro odnoszących się do norm można jedynie symulować zachowanie się wszczepu w warunkach zbliżonych do fizjologii. Badania te jednak mogą dać odpowiedź co do przydatności danego rozwiązania w długoczasowym zastosowaniu klinicznym.

Wnioski

Analiza MES i otrzymane wyniki minimalnych wartości wytrzymałości świadczą

o stabilności badanych konstrukcji. Żaden z układów zarówno hybrydowy, jak i całoceramiczny nie przekroczył granicy plastyczności materiału.

Piśmiennictwo

1. Ozkurt Z: Clinical success of zirconia in dental application. *Int J Prosthodont* 2010; 19: 64-68.
2. Szczyrek P, Okoński P: Systemy bez podbudowy metalowej. *Protet Stomatol* 2001; LI, 6: 323-329.
3. Majewski S: Nowe technologie wytwarzania stałych uzupełnień protetycznych: galwanofarming, technologia CAD/CAM, obróbka tytanu i współczesne systemy ceramiczne. *Protet Stomatol* 2007; LVII, 2: 124-131.
4. Okoński P, Lasek K, Mierzwińska-Nastalska E: Kliniczne zastosowanie wybranych materiałów ceramicznych. *Protet Stomatol* 2012; LXII, 3: 181-189.
5. Mostafavi A, Mojtahedi H, Javanmard A: Hybrid implant abutments: A literature review. *Eur J Gen Dent* 2021; 10: 106-115.
6. Sumi T, Braian M, Shimada A: Characteristics of implant-CAD/CAM abutment connections of two different internal connection systems. *J Oral Rehab* 2012; 39, 5: 391-398.
7. Abduo J, Yin L: Fits of implant zirconia custom abutments and frameworks: A systematic review and meta-analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019; 1, 34: 99-114.
8. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P: Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2009; 36: 610-615.
9. Fu L, Engqvist H, Xia W: Glass-ceramics in Dentistry: A review. *Materials* 2020; 13: 5.
10. Guess PC: Marginal and internal fit of head pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermomechanical fatigue. *J Dent* 2014; 42, 2: 199-209.
11. Butz F, Hydecke G, Okutan M: Survival rate, fracture strength and failure of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 838-843.
12. Truninger T, Stawarczyk B, Lautert CH: Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin. Oral Impl. Res.*, 2012, 23, 12-18.
13. Muhlemann T, Truninger T, Stawarczyk B: Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Impl Res* 2014; 25: 74-81.
14. Abdelhammed MI, Galley J, Bailey MT: A comparison of zirconia and titanium abutments for microleakage. *Clin Impl Dent* 2015; 2, 17: 643-651.
15. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S: Fatigue resistance of two implant/abutment joint design. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 604-610.
16. Bączkowski B, Ziębowicz A, Ziębowicz B, Wojtyńska E, Mierzwińska-Nastalska E: Badania twardości i chropowatości tlenku cyrkonu stosowanego w wykonawstwie łączników implantologicznych. *Protet Stomatol* 2020; 1: 33-43.
17. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T: Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol* 2009; 80: 1991-1997.
18. PN-EN 12290: 2007 Techniczna ceramika zaawansowana. Właściwości mechaniczne kompozytów ceramicznych w wysokiej temperaturze, w atmosferze gazów obojętnych. Oznaczanie właściwości przy ściskaniu.
19. ISO 13356: 2008 (E), Implants for surgery – Ceramic materials based on yttria – stabilized tetragonal al zirconia (Y-TZP).
20. PN-EN ISO 14801: 2008 Stomatologia – Implanty – badania zmęczeniowe śródkostnych implantów dentystycznych.
21. ASTM F 136-08 Standard specification for

- wrought titanium -6aluminium-4vanadium ELI (Extra Low Interstitial) alloy for surgical applications (UNS R56401).
22. *Dejak B*: Ocena naprężeń w zębach trzonowych podczas trójwymiarowej symulacji żucia i zaciskania zębów. *Protet Stomatol* 2007; LVII, 4: 260-268.
23. *Nieborak R, Rolski D*: Rehabilitacja implantoprotetyczna pacjenta po resekcji żuchwy z powodu nowotworu i rekonstrukcji unaczynionym płatem ze strzałki – opis przypadku. *Protet Stomatol* 2022; 4: 369-374.
24. *Rachwalska A, Górecka M, Pihut M, Gala A*: Wybrane możliwości uzupełnienia braków zębowych w odcinku przednim z zastosowaniem implantoprotez - w oparciu o łączniki hybrydowe – opis przypadków. *Protet Stomatol* 2021; 2: 162-176.
25. *Krasny K, Krasny M, Wojtowicz A*: Leczenie implantologiczne w następstwie usunięcia zatrzymanych kłów i augmentacji kością allogeniczną wzbogaconą A-PRF. *Protet Stomatol* 2017; 67(4): 364-373.
26. *Włodarczyk-Górniak O, Ślusarski P*: Protezy całkowite typu overdenture wsparte na miniimplantach – przegląd piśmiennictwa. *Protet Stomatol* 2017; 67(1): 65-69.

Zaakceptowano do druku: 27.03.2023 r.

Adres autorów: 02-097 Warszawa, ul. Binieckiego 6.

© Zarząd Główny PTS 2023.