

Michał SOBOCIŃSKI, Marcin NABRDALIK
Politechnika Częstochowska, Instytut Technologii Mechanicznych, Al. Armii Krajowej 21,
42-217 Częstochowa
e-mail: sobocinski@iop.pcz.pl

Obciążenia występujące w elementach kompozytowych stosowanych na implanty stomatologiczne

Streszczenie: *Praca swą treścią obejmuje analizę obciążeń i odkształceń występujących w elementach stosowanych na implanty stomatologiczne. Analiza została wykonana przy wykorzystaniu metody elementów skończonych za pomocą oprogramowania Autodesk Inventor Professional. Porównano dwa rozwiązania: pierwsze z implantem wykonanym z ZrO_2 , drugie z implantem Ti-6Al-4V. Wartości analizowanych obciążeń dotyczyły przyjętych w literaturze sytuacji biomechanicznych. Przeprowadzona analiza pozwoliła na wskazanie korzystniejszego skojarzenia ze względu na występujące wartości naprężeń i odkształceń.*

Słowa kluczowe: *implanty, metoda elementów skończonych, naprężenia kontaktowe, odkształcenia*

LOADS OCCURRING IN COMPOSITES ELEMENTS APPLIED IN STOMATOLOGICAL IMPLANTS

Abstract: *The paper refers to loads and deformations occurring in elements used in stomatology implants. The analysis was conducted by using Finite Elements Method and Autodesk Inventor Professional software. There have been two solutions compared: one with implant made of ZrO_2 , the other with implant made of Ti6Al4V. The values of submitted loads referred to the ones approved in biomechanical literature. The results allowed to point at better solution as far as stress and strain values occurring are concerned.*

Keywords: *implants, FEM, contact stress, strain*

1. WPROWADZENIE

Implantologia stomatologiczna jest dynamicznie rozwijającą się dziedziną medycyny. Doskonały efekt estetyczny, dostępność i coraz niższe ceny sprawiają, iż większe grono pacjentów decyduje na uzupełnienie braków uzębienia implantami. Literatura dotycząca tej dziedziny ukazuje szereg opracowań podejmujących analizę wytrzymałościową stanu naprężeń i odkształceń w żuchwie [1,2,3]. Ze względu na złożoność budowy anatomicznej oraz różnorodność stosowanych implantów przeprowadzone analizy różnią się znacząco, zarówno metodyką badań, jak i otrzymanymi wynikami. Stosowanie nowych materiałów niesie za sobą konieczność analizy zastosowanych rozwiązań. Zastosowanie metod analitycznych

może pozwalać na udzielenie odpowiedzi na pytania, które są związane z mechaniką czy wytrzymałością materiałów [4].

Na każdy implant, jak na każdy pojedynczy ząb oddziałują siły, które wpływają na jego stabilność. Podczas każdego dnia człowiek wielokrotnie gryzie i żuje, powodując osłabienie kleju, który mocuje koronę z łącznikiem lub też korony zębowe. Pod wpływem działania tych sił, elementy implantu, bądź całe mosty ulegają odkształceniom [5].

2. OPIS BADAŃ

Celem przeprowadzonej analizy było wskazanie optymalnego skojarzenia materiałowego dla przyjętych rozwiązań geometrycznych. Analiza została przeprowadzona przy zasto-

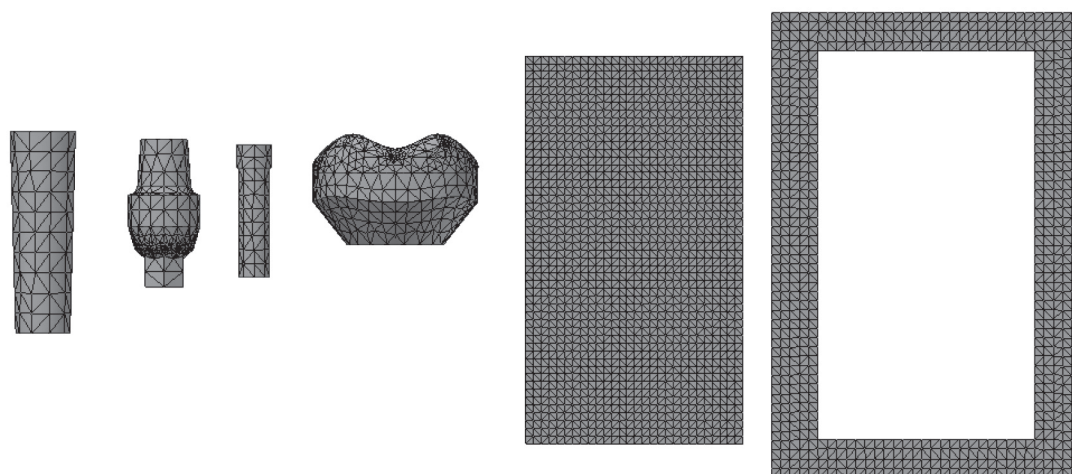
sowaniu metody elementów skończonych za pomocą oprogramowania Autodesk Inventor Professional, które na obecnym etapie prowadzonej analizy pozwala na wskazanie „słabych punktów” przyjętych rozwiązań. W celu ułatwienia analizy wprowadzono uproszczenia polegające na pominięciu nagwintowań poszczególnych części implantu oraz pominięciu powłoki ceramicznej na implancie tytanowym. Uproszczony kształt żuchwy służył jedynie do zamodelowania utwierdzeń. Analiza obciążeń działających na części kostne jest przedmiotem innej pracy. Modele implantu stomatologicznego, łącznika wraz z koroną protetyczną ilustruje rysunek 1. Model implantu stanowi odwzorowanie rzeczywistego wszczepu sto-

sowanego w stomatologii o długości 16 mm i średnicy 4,5 mm.

W rozważaniach przyjęto następujące kombinacje skojarzeń materiałowych (Tab. 1).

2.1. MATERIAŁY UŻYTE W BADANIACH

Materiałami, które są najczęściej stosowane na konstrukcję implantu stomatologicznego są ceramika ZrO_2 i stopy tytanu, najczęściej Ti-6Al-4V, charakteryzujące się odpornością na korozję i wysoką biokompatybilnością. W analizie w celu porównawczym uwzględniono dwa skojarzenia materiałów implantu. Właściwości użytych materiałów przedstawione są w tabeli 2 [6,7,8,9].



Rys. 1. Model numeryczny z naniesioną siatką elementów skończonych
Fig. 1. Numerical model with finite elements method mesh applied

Tab. 1. Zastosowane materiały dla przyjętych rozwiązań

Tab. 1. Materials used for the analysed models

Element układu	Rozwiązanie 1	Rozwiązanie 2
korona protetyczna	ZrO_2	ZrO_2
łącznik	ZrO_2	Ti-6Al-4V
śruba łącząca	ZrO_2	Ti-6Al-4V
implant	ZrO_2	Ti-6Al-4V

Tab. 2. Własności materiałów użytych do symulacji

Tab. 2. Features of the materials used in the simulation

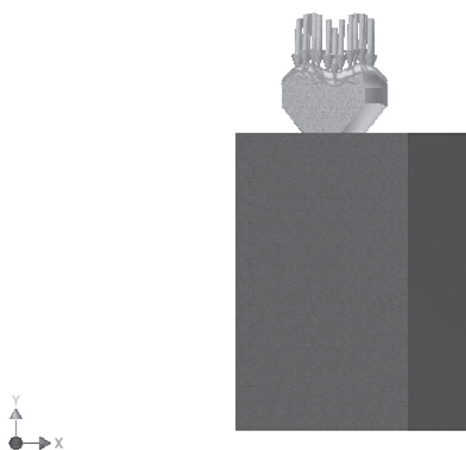
	Moduł Younga (E), GPa	Współczynnik Poissona (ν)	Granica plastyczności, MPa	Wytrzymałość na rozciąganie, MPa
Ceramika ZrO ₂	200	0,3	300	455
Ti-6Al-4V	103	0,36	276	900
Kość gąbczasta	0,5	0,33	-	2
Kość korowa	14	0,49	-	130

2.2. WARUNKI OBCIĄŻEŃ

W przyjętym modelu założono obciążenie następującymi siłami:

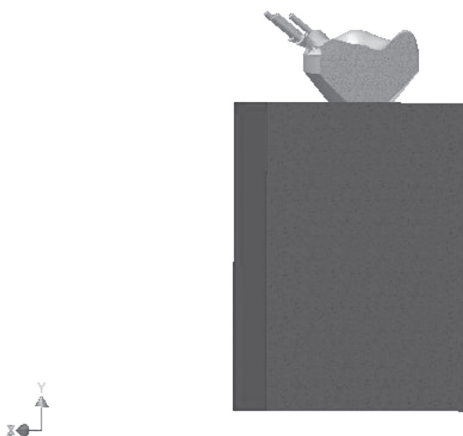
- 20 N – odpowiadającej minimalnej sile używanej do żucia pokarmu,
- 100 N – odpowiadającej średniej sile żucia,

- 200 N – odpowiadającej maksymalnej sile żucia. Siły zostały przyłożone pod kątami 0°, 45°, 90° w stosunku do osi głównej implantu, imitując sytuację biomechaniczną mającą miejsce podczas żucia pokarmów. Kierunki i powierzchnie działania sił ilustrują rysunki 2 – 4.



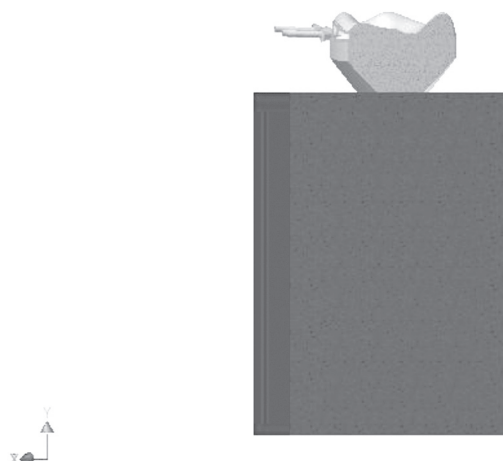
Rys. 2. Powierzchnie obciążone siłą osiową

Fig. 2. Surfaces loaded with axial force



Rys. 3. Powierzchnie obciążone siłą pod kątem 45°

Fig. 3. Surfaces loaded with force at the angle of 45°



Rys. 4. Powierzchnie obciążone siłą pod kątem 90°
 Fig. 4. Surfaces loaded with force at the angle of 90°

3. WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

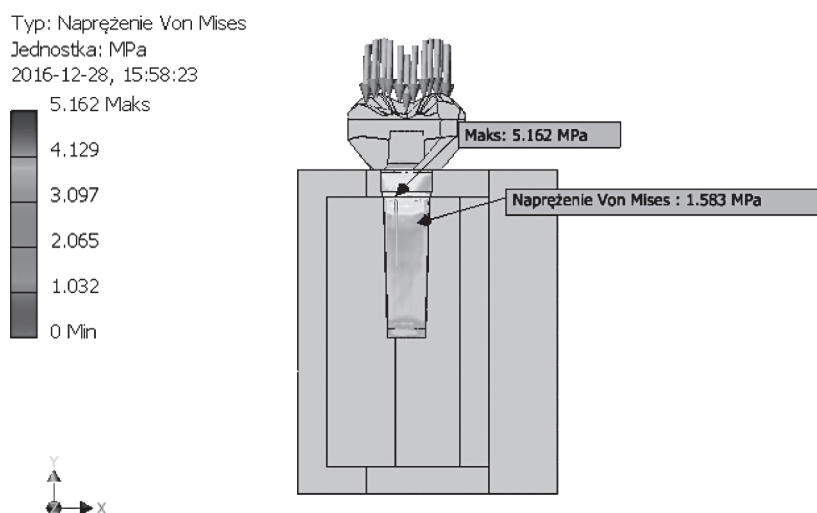
Rysunki 5 - 8 ilustrują przykładowe rozkłady naprężeń i odkształceń dla analizowanych sytuacji.

Maksymalna wartość naprężenia w modelu ze wszystkimi elementami wykonanymi w ZrO_2 została zlokalizowana w miejscu połączenia łącznika i implantu. Osiągnęła wartość 5,162 MPa.

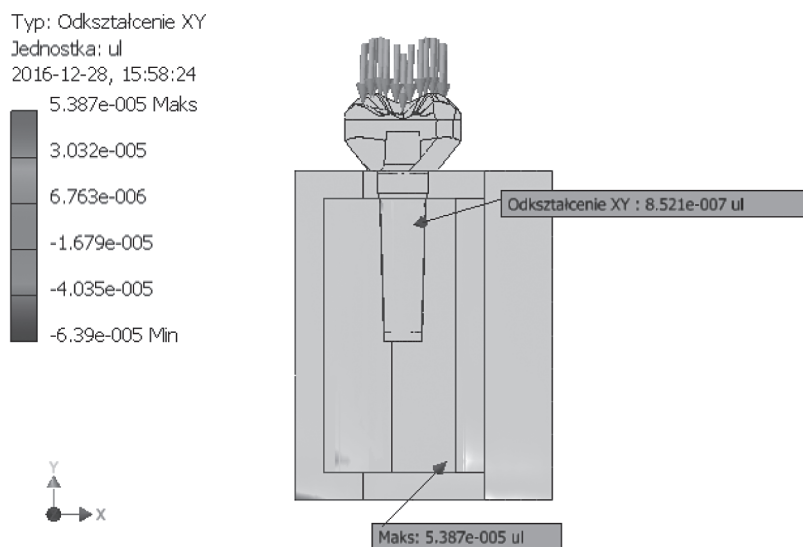
Jak można się było spodziewać odkształcenia występujące w analizowanym przy-

kładzie były bardzo niskie i nie wpływały na stabilność układu.

Maksymalna wartość naprężeń w skojarzeniu drugim – implancie wykonanym z $Ti6Al4V$ osiągnęła wartość 562,7 MPa. Miejscem koncentracji naprężeń był łącznik występujący w układzie. W przypadku tego rozwiązania zauważono występowanie stosunkowo dużych naprężeń w dolnej części implantu mocowanego w tkance kostnej.

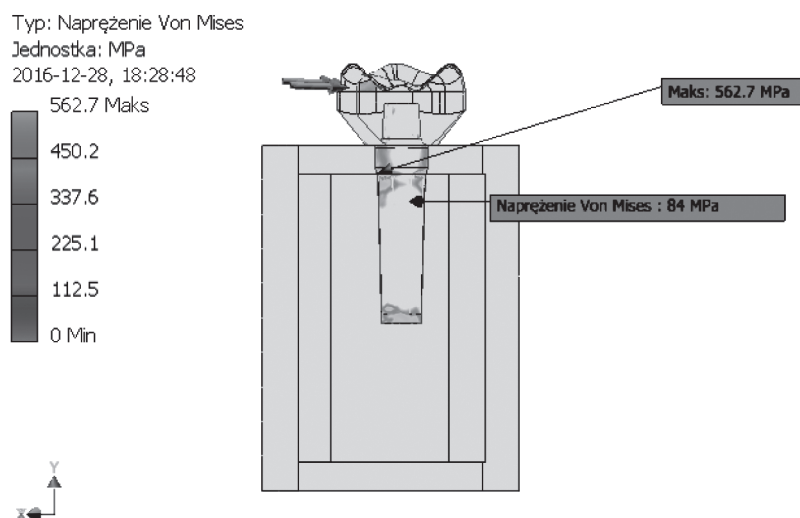


Rys. 5. Rozkład naprężeń zredukowanych występujący w implancie w rozwiązaniu 1, przy obciążeniu siłą 20 N
 Fig. 5. Stress pattern occurring in the implant pair no. 1, loaded with force of 20 N



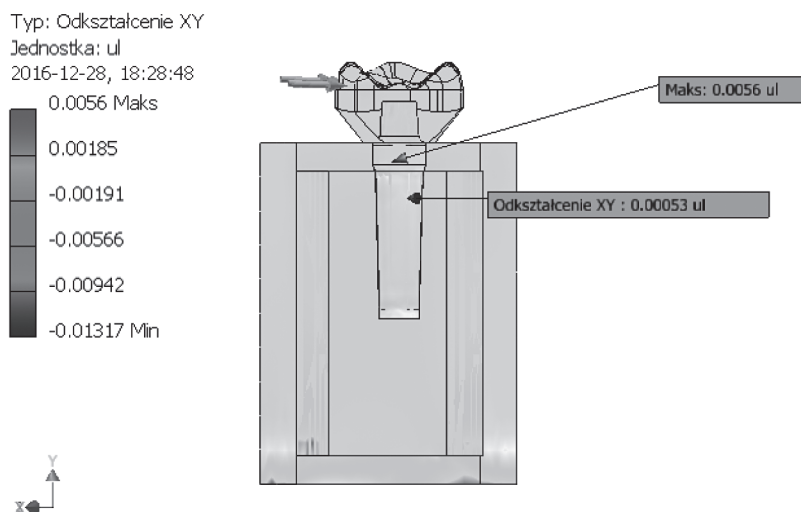
Rys. 6. Rozkład odkształceń występujący w implancie w skojarzeniu 1, przy obciążeniu siłą 20 N

Fig. 6. Strain pattern occurring in the implant pair no. 1, at the load of 20 N



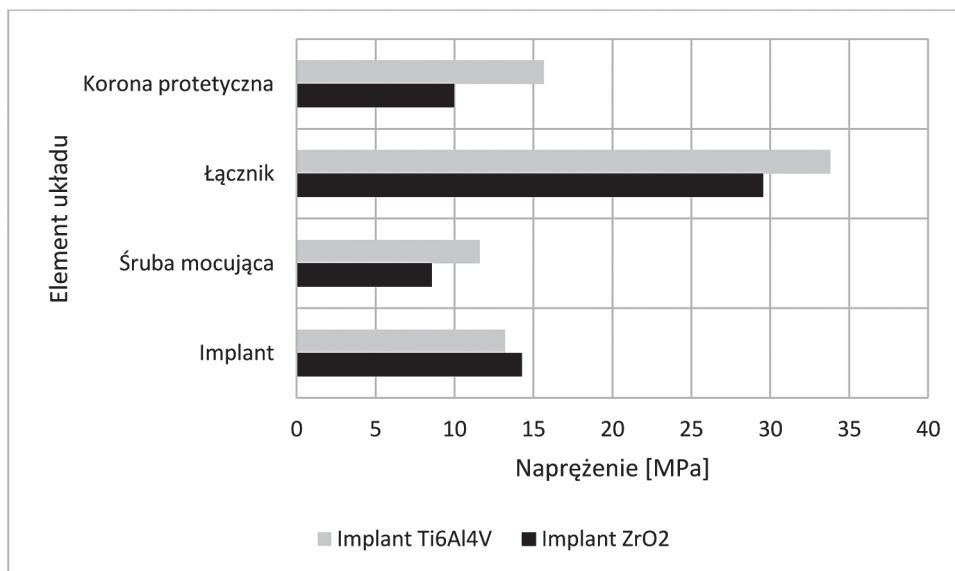
Rys. 7. Rozkład naprężeń zredukowanych występujący w implancie w skojarzeniu 2, przy obciążeniu siłą 200 N, pod kątem 90°

Fig. 7. Stress pattern occurring in the implant pair no. 2, loaded with force of 200 N, at the angle of 90°



Rys. 8. Rozkład odkształceń występujący w implantie w skojarzeniu 2, przy obciążeniu siłą 200 N, pod kątem 90°

Fig. 8. Strain pattern occurring in the implant pair no. 2, loaded with force of 200 N, at the angle of 90°

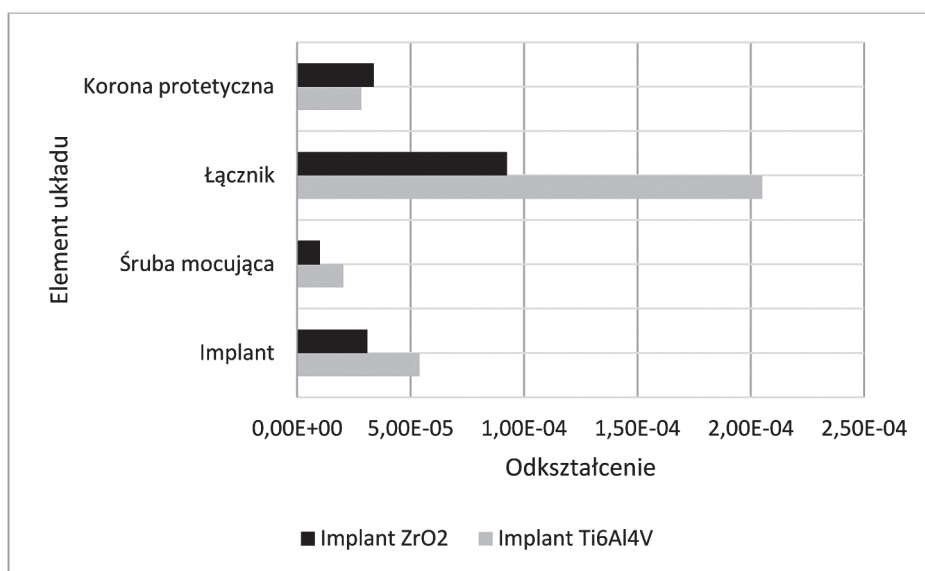


Rys. 9. Maksymalne wartości naprężeń występujące w poszczególnych częściach analizowanego modelu przy obciążeniu siłą osiową 100N

Fig. 9. Ultimate stress values occurring in each part of analyzed model loaded with axial force of 100 N

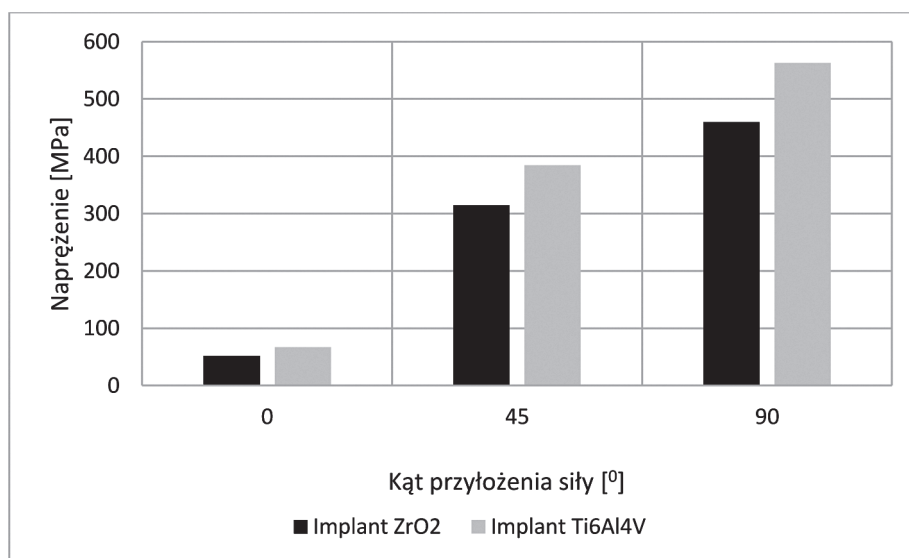
W przypadku odkształceń tego samego układu największe odkształcenia zauważono w łączniku. Dokonując porównania poszczególnych elementów składowych analizowanych układów można zauważyć, że największe wartości naprężeń, jak również największe odkształcenia ob-

serwuje się w elemencie łączącym implant z koroną. Sytuacja taka miała miejsce we wszystkich analizowanych przypadkach. Zauważa się, że w przypadku elementów łącznika wykonanych ze stopu tytanu są to nieco wyższe wartości. Ilustrują to rysunki 9 i 10.



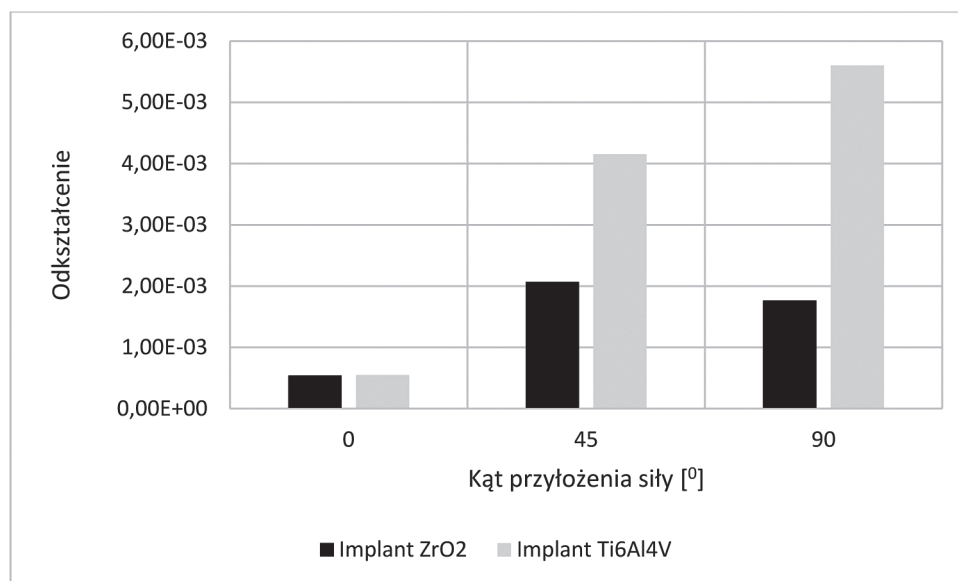
Rys. 10. Maksymalne odkształcenia występujące w poszczególnych częściach analizowanego modelu przy obciążeniu siłą osiową 100N

Fig. 10. Ultimate strain values occurring in each part of analyzed model loaded with axial force of 100 N



Rys. 11. Wpływ kierunku działania siły na maksymalną wartość naprężenia w implancie obciążonym siłą 200 N

Fig. 11. Influence of the applied force direction on the value of stress in the implant loaded with 200 N



Rys. 12. Wpływ kierunku działania siły na maksymalne odkształcenia w implancie obciążonym siłą 200 N

Fig. 12. Influence of the applied force direction on the value of strain in the implant loaded with 200 N

Analizując rozkłady naprężeń i odkształceń w przyjętych modelach, można zauważyć, że duży wpływ na otrzymane wyniki ma kierunek działania przyłożonej siły. Najwyższe wartości naprężeń występowały w przypadku siły o wartości 200N działającej pod kątem 90° w stosunku do osi głównej implantu i osiągały wartości 459,6 MPa dla implantu ceramicznego oraz 562,7 MPa dla implantu tytanowego. Jest to symulacja sytuacji występującej np. podczas zgrzytania zębami. Można zauważyć, że w przypadku elementów wykonanych ze stopu Ti6Al4V wartości otrzymanych naprężeń są wyższe niż w elementach wykonanych z bioceramiki. Zestawienie ilustruje rysunek 11.

W przypadku odkształceń najmniejsze odkształcenie występuje dla implantu ceramicznego przy obciążeniu osiowym i jego wartość to $5,39e^{-004}$, największe zaś w implancie tytanowym przy obciążeniu pod kątem 90° i wynosi 0,0056. Tutaj również zauważono, że w przypadku elementów wykonanych ze stopu Ti6Al4V od-

kształcenia są większe niż w elementach wykonanych z bioceramiki, co wynika z charakterystyki materiału. Ilustruje to rysunek 12.

Otrzymane wyniki nie odbiegały znacząco od analiz wykonywanych przez innych autorów [10,11] przy podobnych wartościach obciążeń.

4. PODSUMOWANIE

Największe wartości naprężeń, jak również największe odkształcenia obserwuje się w elemencie łączącym implant z koroną.

Ze względu na przyjęty model obciążenia, duży wpływ na otrzymane wyniki ma kierunek działania przyłożonej siły.

W przypadku elementów wykonanych ze stopu Ti6Al4V wartości otrzymanych naprężeń jak również odkształcenia są większe niż w elementach wykonanych z bioceramiki.

Celowym jest przeprowadzenie dalszej analizy zaproponowanego modelu oraz uzupełnienie go o dodatkowe elementy jak np. kontakt z kością.

BIBLIOGRAFIA

1. Milewski G.: *Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda - implant w stomatologii*, Kraków, Politechnika Krakowska 2002.
2. Favot L-M., Berry-Kromer V., Haboussi M., Thiebaud F., Zineb T.B.: *Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behavior of a rehabilitated edentulous mandible*, *Journal of Dentistry* 42 (2014), 287-297.
3. Lofaj F., Kucera J., Nemeth D., Kvetkova L.: *Finite element analysis of stress distributions in mono-and bi-cortical dental implants*, *Materials Science and Engineering C* 50 (2015), 85-96.
4. Sobociński M.: *Analysis of the loads occurring in a modular hip joint endoprosthesis*, *Journal of Applied Mathematics and Computational Mechanics*, Vol 15, Issue 3 (2016).
5. Pihut M.: *Czynniki wpływające na siły zgryzowe generowane w układzie stomatognatycznym*, *Poradnik stomatologiczny*, 9/2003 str. 20 – 23.
6. Grądzki R.: *Problemy wytrzymałościowe układu stomatologicznego*; Politechnika Łódzka, Łódź, 2012.
7. Kayabaşı O., Yüzbaşıoğlu E., Erzincanlı F., *Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software*, Vol. 37, 2006, p. 649-658.
8. Marzec-Gawron M., Michalska S., Dejak B.: *Properties of contemporary resin cements and their adhesion to enamel and dentin*, *Protetyka Stomatologiczna*, Vol. 3, 2012, s. 173-180.
9. Błażewicz S., Chłopek J., Błażewicz M., Pamuła E., *Biomateriały węglowe i kompozytowe*, *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna* 2000, tom 4- Biomateriały, Warszawa 2003, s.331-424.
10. Miodowska J., Kromka-Szydek M., Undas J., *Modelowanie i analiza stanu naprężenia przy obciążeniach zgryzowych dla przypadku zgryzu prawidłowego i prognacyjnego*, *Modelowanie inżynierskie* nr 56, tom. 25, 2015, str. 83 – 88.
11. Dejak B., *Analiza metodą elementów skończonych wyężenia i zespolenia z tkankami ceramicznymi endokoron w zębach trzonowych*, *Protetyka stomatologiczna*, 2008, LVIII (3), str. 151 – 161.

Data wpłynięcia artykułu do redakcji: 01-07-2017

Data akceptacji publikacji do druku: 03-08-2017