

Porównanie rozkładu naprężeń w implancie i w kości wokół implantów AstraTech. i Xive za pomocą analizy elementów skończonych

Comparative study of stress distribution in Astra and Xive implant systems and in surrounding bone. A numerical analysis

Daria Farida Basmadji¹, Stanisław Kut², Zdzisław Bereznowski¹

¹ Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej Gdański Uniwersytet Medyczny
Kierownik: dr hab. Z. Bereznowski, prof. ndzw. GUM

² Katedra Przeróbki Plastycznej, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechnika Rzeszowska
Kierownik: prof. dr hab. inż. F. Stachowicz

HASŁA INDEKSOWE:

implant dentystyczny, połączenie implant-łącznik protetyczny, rozkład naprężeń w implantach, naprężenia w kości

KEY WORDS:

dental implant, implant-abutment interface, stress distribution in implants, bone stress

Streszczenie

Wstęp. Na lokalizację i wielkość naprężeń w implancie i wokół implantów ma wpływ sposób połączenia implantu z łącznikiem protetycznym. Ważną rolę w prawidłowym rozkładzie naprężeń odgrywają również naprężenia wstępne (montażowe) powstające po połączeniu implantu z łącznikiem protetycznym za pomocą śruby. Naprężenia wstępne mogą kumulować się z naprężeniami wywołanymi podczas obciążenia implantów w trakcie żucia i przyspieszać zaniki kostne wokół implantów.

Cel pracy. Celem pracy było porównanie rozkładu naprężeń montażowych i naprężeń wywołanych działaniem sił zewnętrznych w układzie łącznik-implant i implant-kość w badanych implantach.

Metody. Modele numeryczne oraz obliczenia przeprowadzono przy wykorzystaniu systemu MSC MARC/Mentat.

Wyniki. Naprężenia w kości powstające w wyniku naprężeń montażowych wynosiły: dla im-

Summary

Introduction. Localization and value of stress in implant and surrounding bone is influenced by the way the implant and abutment are connected. Initial (mounting) stress formed by the implant to abutment connection with a screw plays also an important role in the stress distribution. Initial stress may cumulate with stress released by implant loading during mastication and accelerate bone loss around implants.

Aim of the study. To compare the distribution of both mounting stress and stress caused by external forces in abutment to implant and implant to bone interfaces.

Methods. Numerical models and calculations were carried out using MSC MARC/Mentant system.

Results. Stress resulting from mounting tension in bone surrounding Xive and Astra Tech implants were 13.5 MPa and 8.5 MPa, respectively. Bone stress resulting from exter-

plantu Xive 13,5 MPa, a dla Astry 8,5 MPa. Przy obciążeniu zewnętrznym intensywność naprężeń wokół Astry była wyższa o 153% w porównaniu z implantem Xive.

Rozkład wartości naprężeń montażowych i naprężeń po obciążeniu implantów był bardziej równomierny w przypadku implantu Xive. Wokół implantu Astra naprężenia są rozłożone na większym obszarze, jednak ich wartości są większe.

Wnioski. 1. Badania numeryczne wykazały, że naprężenia powstające w kości wokół implantów wynikające zarówno z naprężeń montażowych jak i zewnętrznych obciążeń ukośnych implantów są znacznie mniejsze wokół implantów Xive w porównaniu do wartości naprężeń wokół implantów Astra. 2. Wszystkie elementy systemu Xive (łącznik, implant i śruba) są bardziej odporne na deformację pod wpływem działania zewnętrznych, ukośnych sił.

nal load was up to 153% higher around Astra implants compared to Xive implants.

Bone stress resulting from mounting tension and external load is more equally distributed around Xive implants. On the other hand, bone stress around Astra Tech implants was distributed on a larger area, however, its value was higher.

Conclusions. 1. Numerical analysis revealed that bone stress around implants resulting from both mounting tension and external cross load are significantly lower around Xive implants compared to Astra Tech implants. 2. All Xive implant system elements (implant, screw, abutment) are more resistant to deformation resulting from external cross load.

Wstęp

Przeciążenie kości wyrostka zębodołowego wokół implantu uważane jest za podstawową przyczynę niepowodzenia osteointegracji implantu i jego utraty.

Nowoczesne implanty konstruowane są w taki sposób żeby zapewnić maksymalną siłę połączenia z kością i zminimalizować naprężenia w kości powstające wokół nich podczas obciążenia implantów siłami zgryzowymi. Uważa się, że resorpcja brzeżna kości obserwowana wokół implantu jest rezultatem kumulacji mikrouszkodzeń kości spowodowanymi naprężeniami wyzwalanymi podczas obciążania implantu siłami zgryzowymi (1). W badaniach z zastosowaniem analizy numerycznej rozkładu naprężeń w kości wokół implantów wykazano, że najwyższe wartości naprężeń pojawiają się w okolicy grzbietu wyrostka zębodołowego w miejscu połączenia implantu z kością (2-4). Stoiber, Mailach i wsp. w 1989 r. za pomocą

analizy metodą elementów skończonych wykazali, że największe naprężenia w kości zarówno przy pionowych jak i poziomych siłach oddziaływujących na implant wyzwalane są na grzbiecie wyrostka w miejscu połączenia implantu z kością, co znaczy, że naprężenia wyzwalane z dwóch różnych kierunków kumulują się (5).

Wykazano także, że sposób połączenia środkowego wszczepu z łącznikiem protetycznym ma wpływ na lokalizację i wielkość naprężeń wokół implantów. Stożkowe połączenie implantu z łącznikiem w porównaniu do połączenia płaskiego jest korzystniejszym rozwiązaniem konstrukcyjnym pod względem rozkładu naprężeń występujących w kości wokół implantu. Połączenie stożkowe zmniejsza wartość naprężeń na granicy kość-implant. Powstające naprężenia przy obciążeniu osiowym implantu są zlokalizowane bardziej dowierzchołkowo (5, 6). Oznacza to, że w połączeniu stożkowym naprężenia wynikające z

obciążenia pionowego nie kumulują się z naprężeniami powstającymi przy obciążeniu poziomym implantu co może ograniczać zaniki brzeżne wokół implantu.

Ważną rolę w prawidłowym funkcjonowaniu rekonstrukcji implantoprotetycznej odgrywają również naprężenia wstępne (montażowe) powstałe w implancie w wyniku jego połączenia z łącznikiem protetycznym za pomocą śruby (7). Naprężenia wstępne cały czas oddziałują na kość wokół implantu bez względu na obciążenie zewnętrzne systemu wywołane siłami wyzwalanymi w trakcie żucia. Nadmierne naprężenia wstępne w implancie, przenoszone na kość mogą kumulować się z naprężeniami wyzwalanymi podczas obciążenia filarów w trakcie żucia i przyspieszać zaniki kostne wokół implantów. Z kolei, zbyt niski poziom naprężeń montażowych może prowadzić do obluźowania się połączonych elementów pod wpływem zmiennych obciążeń, a w konsekwencji do ich zniszczenia. Z tego względu bardzo istotny jest moment siły podczas dokręcenia śruby łącznika. Aby połączenie było prawidłowe, śruba powinna być zawsze wstępnie napięta niezależnie od siły żucia. Naprężenie wstępne w śrubie powinno być takie, aby podczas obciążania układu nie spadło do zera ani nie przekroczyło granicy plastyczności śruby. Dlatego ważne jest skrupulatne przestrzeganie zalecanych przez producentów systemów implantologicznych wielkości sił przy przykręcaniu łącznika protetycznego. W większości systemów siła ta waha się od 32 do 35 Ncm.

Cel pracy

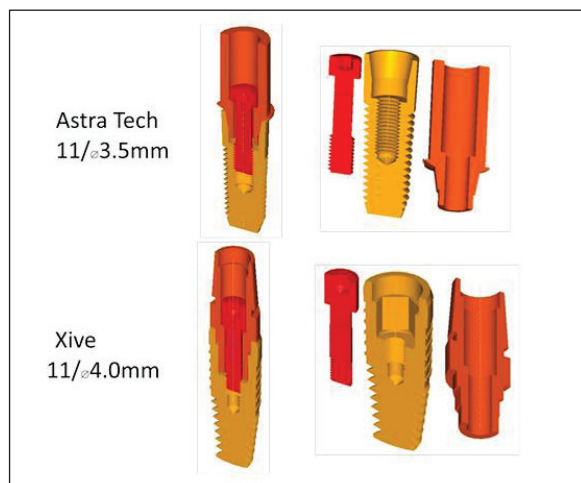
Celem pracy było porównanie rozkładu naprężeń montażowych i naprężeń wywołanych działaniem sił zewnętrznych w układzie łącznik–implant i implant–kość w implantach Xive i Astra Tech. z zastosowaniem metody MES.

Material i metody

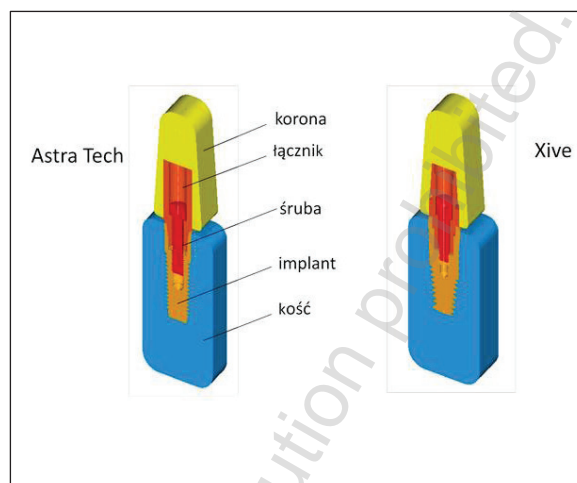
Implanty z badanych systemów pochodziły z tej samej grupy wymiarowej. Oba rodzaje badanych implantów miały długość 11 mm, średnica implantu Astra wynosiła 3,5 mm a Xive 4,0 mm. Modele geometryczne poszczególnych elementów zbudowano tak, aby model numeryczny po dyskretyzacji uwzględniał możliwie jak najwięcej istotnych szczegółów konstrukcyjnych (fazy, podcięcia czy promienie).

Trójwymiarowe modele geometryczne poszczególnych elementów analizowanych systemów implantów dentystycznych (ryc. 1) wykonano w programie Ideas NX. Ze względu na symetrię płaszczyznową analizowanych systemów zbudowano połowę geometrii. Pozwoliło to na zmniejszenie złożoności obliczanego zagadnienia i skrócenia czasu obliczeń, bez wpływu na dokładność otrzymanych wyników modelowania. Szczególną uwagę podczas tworzenia modeli geometrycznych zwrócono na dokładne odwzorowanie kształtu i wymiarów implantu, śruby i łącznika. Model geometryczny badanego układu (ryc. 2) składał się z pięciu ciał odkształcalnych będących ze sobą w kontakcie: kości, implantu, łącznika, śruby oraz korony protetycznej. Model geometryczny kości oraz korony protetycznej zaprojektowano w jednakowy sposób dla wszystkich badanych systemów implantologicznych i zmodyfikowano w stosunku do naturalnego kształtu co pozwoliło znacznie uprościć model numeryczny analizowanego układu mechanicznego.

Przyjęto, że implant, łącznik oraz śruba zostały wykonane z tytanu Ti6Al4V. Dla tych elementów do modelowania przyjęto sprężysto-plastyczny model materiału. Dla pozostałych elementów (kości zbitej, kości gąbczastej oraz korony protetycznej) przyjęto sprężysty model materiału. Właściwości mechaniczne poszczególnych materiałów przyjęte do modelowania zamieszczono w tabeli I.



Ryc. 1. Modele geometryczne badanych implantów.

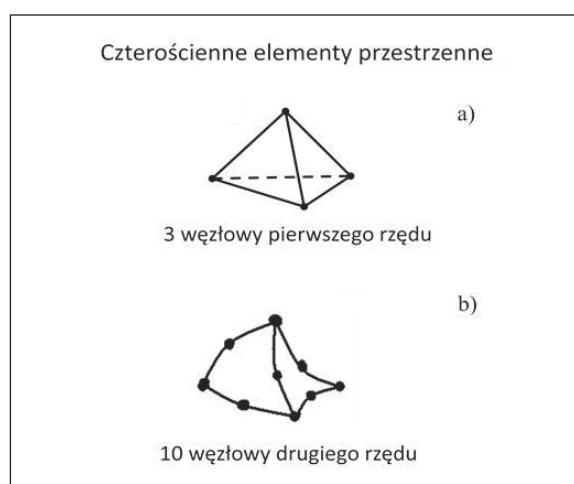


Ryc. 2. Modele geometryczne badanych układów.

Tabela I. Właściwości mechaniczne modelowanych materiałów

Element modelu	Moduł Younga [MPa]	Liczba Poissona	Naprężenie uplastyczniające [MPa]
Implant, łącznik, śruba [10]	110000	0,3	729
Korona [13]	66900	0,29	–
Kość zbita [14]	13760	0,3	–
Kość gąbczasta [14]	7930	0,3	–

Modele numeryczne oraz obliczenia badanych systemów implantologicznych przeprowadzono przy wykorzystaniu systemu MSC MARC/Mentat. Do dyskretyzacji poszczególnych części modelu numerycznego zastosowano elementy trójwymiarowe czterościenne drugiego rzędu (three-dimensional tennode tetrahedron element 127) (8) (ryc. 3). Element drugiego rzędu posiada dziesięć węzłów z których cztery definiują naroża elementu, a pozostałe sześć węzłów określa położenie punktu środkowego każdej krawędzi. Krawędź tego elementu tworzy parabolę, co pozwala na dokładne odwzorowanie pola naprężeń. Zastosowanie



Ryc. 3. Trójwymiarowe elementy czterościenne służące do dyskretyzacji modelu numerycznego.

Tabela II. Charakterystyka modeli MES

Model	Ilość elementów					
	kość	korona	implant	łącznik	śruba	razem
Astra Tech	9734	4081	3118	2312	1086	20331
Xive	13122	3957	4281	2313	1118	24791

elementów dziesięciowęzłowych pozwala dokładniej odwzorować kształt modelu geometrycznego oraz obniżyć wpływ liczby elementów na czułość rozwiązania numerycznego. Pozwala to na uzyskanie dobrych wyników modelowania przy znacznie mniejszej liczbie elementów skończonych. Dane charakterystyczne siatek poszczególnych modeli zamieszczono w tabeli II.

Modelowanie przeprowadzono w dwóch etapach. W pierwszym modelowano powstawanie naprężeń wstępnych w układzie kość–implant–łącznik–śruba będących skutkiem połączenia implantu z łącznikiem za pomocą śruby. Obciążenie wstępne śruby zadawano tak, aby wynosiło 75% granicy plastyczności materiału, z którego jest ona wykonana.

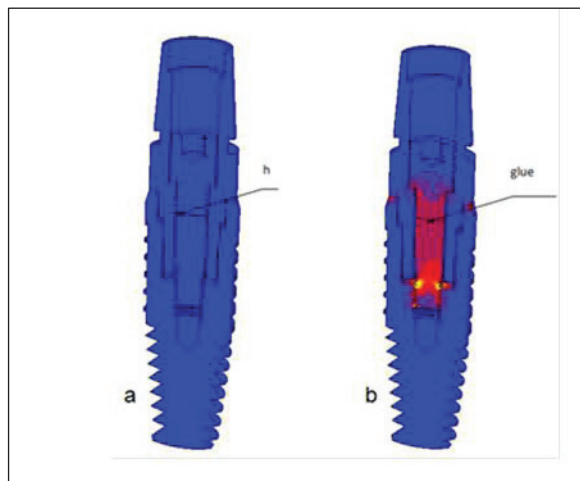
W drugim etapie model z naprężeniami montażowymi obciążano siłą ukośną działającą na koronę o wartościach od 0 do 250 N.

Analizowane sytuacje stanowią typowe zagadnienie kontaktowe. We wszystkich przypadkach pomiędzy łącznikiem i koroną oraz implantem i kością założono kontakt typu „glue”. Kontakt typu „glue” charakteryzuje się tym że powierzchnie ciał będących ze sobą w kontakcie np. implantu i kości nie mają możliwości przemieszczania się względem siebie bez względu na wielkość działającej siły – odpowiada to połączeniu na klej, stąd nazwa tego warunku kontaktowego. Oprócz tego możliwości jakie daje zastosowanie kontaktu typu „glue” wykorzystano do wywołania naprężeń wstępnych (montażowych) w śrubie, tym

samym naprężeń montażowych w całym połączeniu implant–łącznik. W tym celu śrubę podzielono na dwa ciała odkształcalne, pomiędzy którymi utworzono szczelinę h (ryc. 4a). Po uruchomieniu obliczeń w pierwszym kroku powierzchnie przemieszczają się do siebie a następnie są sklejjane, w wyniku czego w analizowanym układzie powstają naprężenia montażowe (ryc. 4b). Wielkość szczeliny h została tak dobrana, aby po złączeniu powierzchni śruby wywołać w jej rdzeniu naprężenia o wymaganej wartości. Wiadome jest, że wartość tego naprężenia powinna stanowić 75% wartości naprężenia plastycznego śruby (9). W naszym badaniu przyjęto, że naprężenie montażowe wynosi 547 MPa.

Pomiędzy pozostałymi powierzchniami ciał odkształcalnych stykających się ze sobą przyjęto kontakt typu „touching” opisany prawem Coulomba.

Kontakt typu „touching” służy do opisu warunków tarcia np. ciernego. W tym przypadku ciała będące ze sobą w kontakcie mogą być względem siebie nieruchome (tarcie statyczne, spoczynkowe) ale po przekroczeniu pewnej siły mogą się względem siebie przemieszczać (tarcie ślizgowe). Do opisu tych przypadków służą modele tarcia. W naszym przypadku zastosowano model tarcia opisany prawem Coulomba. Podsumowując, w przypadku założenia warunku kontaktu typu „glue”, nie dopuszcza się możliwości przemieszczenia powierzchni ciał będących w kontakcie względem siebie, natomiast w przypadku kontaktu

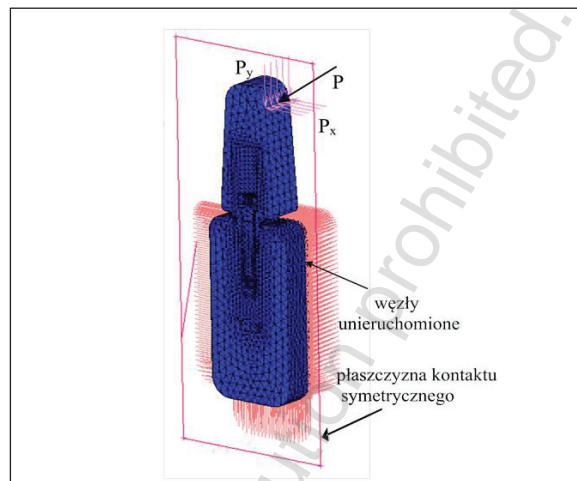


Ryc. 4. Naprężenia wstępne w implancie Xive; a – model przed napięciem śruby, (h – szczelina), b – model po napięciu śruby (547Mpa), (glue – kontakt typu klej).

typu „touching” tarcie może być spoczynkowe i ruchowe w zależności od warunków (wartości działających sił). Wartość współczynnika tarcia pomiędzy tymi powierzchniami przyjęto za równe 0,36 (6,10). Warunki brzegowe pomiaru ustalono w taki sposób, że od strony zewnętrznej zablokowano przemieszczenia skrajnych węzłów modelu kości, natomiast w płaszczyźnie symetrii założono tzw. kontakt symetryczny (ryc. 5).

We wszystkich przypadkach układ obciąża- no siłą P od 0 do 250 N, przyłożoną do korony pod kątem 45° o wartościach zmiennych liniowo w czasie. Miejsce oraz sposób przyłożenia obciążenia do modelu w postaci składowych siły P o wartościach $P_x = P_y = P \cos 45^\circ$ przedstawia rycina 5.

Do analizy porównawczej rozkładów i wartości naprężeń w łącznikach, implantach oraz śrubach badanych systemów implantologicznych zastosowano również bezwymiarowy znormalizowany wskaźnik naprężenia: $k = \text{naprężenie zastępcze} / \text{naprężenie uplastyczniające}$ (effective stress/ yield stress) (11). Wartość wskaźnika k przedstawia stopień wykorzystania sprężystości materiału.

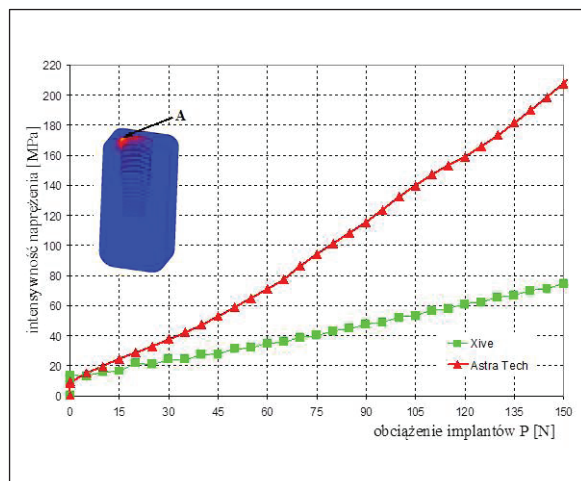


Ryc. 5. Obciążenie oraz warunki brzegowe badania. Siła $P =$ od 0 do 250 N, liniowo w czasie, $P_x = P_y = P \cos 45^\circ$. Warunek ciągłości uzyskano poprzez unieruchomienie (odebranie stopni swobody skrajnych węzłów modelu kości).

Jeżeli wartość wskaźnika k jest większa od zera a mniejsza od jedności to badany materiał odkształca się w zakresie sprężystym. Jeżeli $k = 1$ wówczas naprężenie zastępcze osiąga wartość naprężenia uplastyczniającego równo- go granicy plastyczności materiału, z którego wykonany jest obciążany element konstrukcyjny. W przypadkach, kiedy $k > 1$ materiał odkształca się plastycznie, co prowadzi do trwałych deformacji elementów konstrukcyjnych. Aby nie dopuścić do uplastycznienia materiału a tym samym spowodowania trwałych deformacji konstrukcji wartość wskaźnika powinna mieścić się w przedziale $0 < k < 1$. Z tego względu posługiwanie się znormalizowanym wskaźnikiem naprężenia jest bardzo wygodne w badaniach wytrzymałościowych, co wykorzystano podczas analizy wyników badań prezentowanych w pracy.

Wyniki

Zależność pomiędzy wartością naprężenia w kości a wielkością przyłożonej siły zewnętrznej w badanych systemach, w miejscu najbardziej obciążonym „A”, przedstawia ryc. 6.

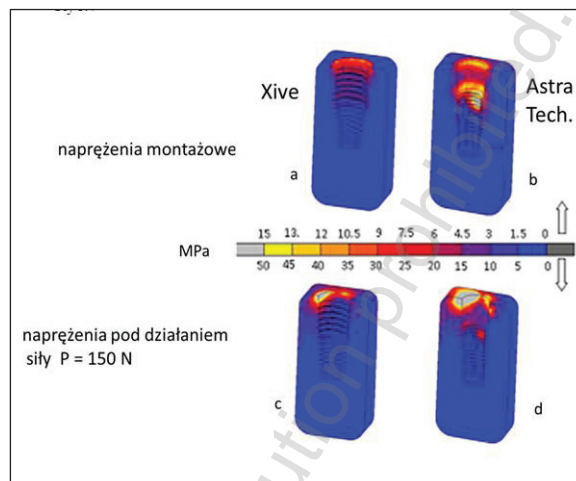


Ryc. 6. Rozkład naprężeń w tkance kostnej pod wpływem naprężeń montażowych i działania siły zewnętrznej.

Naprężenia obserwowane wokół implantów przy braku obciążenia zewnętrznego $P = 0$ N są rezultatem naprężeń montażowych powstających po przykręceniu łącznika protetycznego do implantu. Dla implantu Xive naprężenie wstępne wokół implantu wynosi około 13,5 MPa a dla implantu Astra Tech. 8,5 MPa.

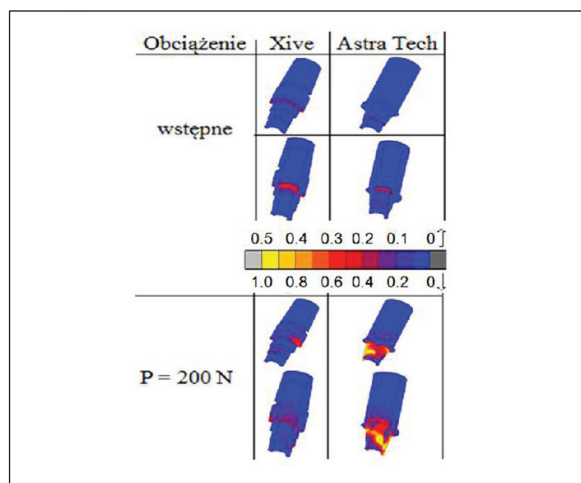
Po przyłożeniu obciążenia P wartość naprężeń wokół implantów w analizowanej lokalizacji wzrasta. W obu systemach naprężenia rosną proporcjonalnie wraz z obciążeniem. Znacząco większy wzrost poziomu naprężeń zaobserwowano wokół implantu Astra Tech. Przy obciążeniu $P = 100$ N wartość naprężenia w przypadku implantu Astra Tech. wynosi około 135 MPa podczas gdy w implancie Xive 55 MPa.

Rycina 7 przedstawia rozkład intensywności naprężeń występujących w kości po montażu łącznika za pomocą śruby (ryc. 7a, 7b) oraz pod wpływem działania obciążenia siłą $P = 150$ N (ryc. 7c, 7d). Bardziej równomiernie rozłożone wartości naprężeń w kości wokół implantów zarówno po montażu jak i obciążeniu siłą P występują wokół implantu Xive (ryc. 7a, c). W przypadku systemu Astra Tech. naprężenia są rozłożone wprawdzie na znacznie większym

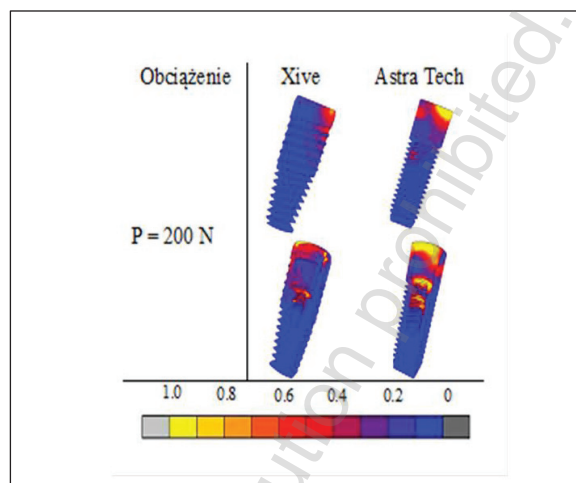


Ryc. 7. Rozkład naprężeń [MPa] w tkance kostnej pod wpływem naprężeń montażowych i działania siły zewnętrznej $P = 150$ N.

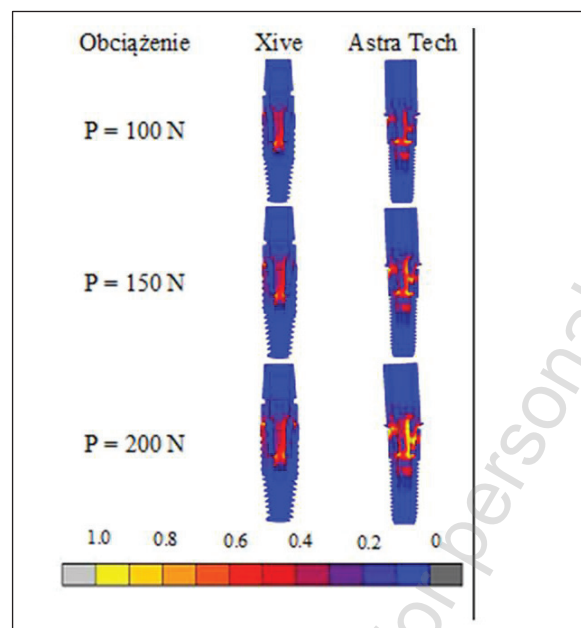
obszarze, jednak ich wartości są znacząco wyższe w porównaniu z naprężeniami powstającymi wokół implantu Xive. Rycina 8 przedstawia rozkład oraz wartości normalizowanego naprężenia k w łącznikach badanych systemów po montażu łącznika z implantem (skala $0 \div 0,5$) oraz pod obciążeniem siłą $P = 200$ N (skala $0 \div 1$). Naprężenia montażowe w przypadku systemu Astra Tech są nieco mniejsze (wskaźnik k w granicach $0,1$) niż naprężenia występujące w systemie Xive (k około $0,2$). W obu systemach największe naprężenia montażowe występują na powierzchni styku śruby i łącznika a wskaźnik k wynosi około $0,25$. Znacznie bardziej wyraźne gradienty w rozkładzie naprężeń widoczne są na łącznikach obciążonych zewnętrzną siłą $P = 200$ N. Widać duży wpływ składowej siły P powodującej zginanie układu, a w konsekwencji koncentrację naprężeń o wartościach wyższych. W przypadku obciążenia implantu Astra Tech. wskaźnik znormalizowanego naprężenia k w łączniku jest w granicach 1 . Na ryc. 9 przedstawiono rozkład i wartości wskaźnika k w badanych implantach po obciążeniu implantów siłą 200 N. Zdecydowanie większe wartości wskaźnika k obserwuje się



Ryc. 8. Rozkład normalizowanego wskaźnika naprężenia k w łącznikach protetycznych obu systemów implantologicznych.



Ryc. 9. Rozkład normalizowanego wskaźnika naprężenia k w implantach.



Ryc. 10. Deformacja oraz rozkład normalizowanego wskaźnika naprężenia k w implantach dla różnych wartości obciążeń implantów.

w przypadku implantu Astra. Podobnie, różnice zarówno w wartościach naprężeń jak i ich rozkładzie widoczne są w implantach Xive i Astra (ryc. 9).

Rycina 10 przedstawia rozkłady naprężeń badanych systemów implantologicznych pod wpływem działania obciążeń zewnętrznych o wartościach $P = (100, 150 \text{ oraz } 200 \text{ N})$. W implancie Xive wartości współczynnika k są niższe niż w implantach Astra, są w granicach 0,6-0,7 i nieznacznie zmieniają się przy zwiększaniu obciążenia implantu. Natomiast w systemie Astra Tech, naprężenia są wyraźnie wyższe i zależne od obciążenia. Już przy obciążeniu 150N pojawiają się naprężenia o wartościach $k=1$ które mogą prowadzić do trwałej deformacji implantu. Znacznie bardziej wyraźne gradienty w rozkładzie naprężeń widoczne są na łącznikach obciążonych siłą $P = 200 \text{ N}$. Widać tutaj duży wpływ siły P , powodującej zginanie układu a w konsekwencji koncentrację naprężeń o wartościach k około 1 w łączniku implantu Astra Tech. (kolor żółty). Z ryc. 10 wynika również, że najslabszym elementem w tym systemie jest śruba, która najwcześniej ulega uplastycznieniu już przy sile $P = 100 \text{ N}$ wartość współczynnika k zbliża się do 1. Zwiększenie siły P do 200 N może powodować uplastycznienie najbardziej obciążonych obszarów (kolor żółty), a w konsekwencji deformację całego

systemu. Bardziej odporny na przenoszenie obciążeń zarówno osiowych jak i bocznych jest system Xive. W tym przypadku obciążenie $P = 200$ N nie powoduje znacznych deformacji układu, a wartości naprężeń są poniżej granicy plastyczności ($k < 1$). Kształt łącznika i implantu powoduje, iż siły przenoszone przez śrubę są znacznie mniejsze niż w przypadku implantu Astra Tech.

Podsumowanie

Jedną z głównych cech różniących wszczepty śródkostne jest sposób połączenia implantu z łącznikiem protetycznym (12). Aktualnie większość systemów implantologicznych ma połączenie wewnętrzne za pomocą śruby łączącej. Producenci systemów implantologicznych stosują systemy heksagonalne lub oktagonalne z prostym lub stożkowym połączeniem. Wewnętrzne połączenie łącznika z implantem zlokalizowane na poziomie grzbietu kości wyrostka powoduje bardziej korzystny rozkład naprężeń w kości wokół implantu w porównaniu z połączeniem zewnętrznym płaskim. W takiej sytuacji naprężenia wyzwalane w kości są zlokalizowane bardziej dowierzchołkowo a nie na krawędzi grzbietu wyrostka (1).

Przeprowadzone modelowanie numeryczne pozwoliło wyznaczyć rozkłady i wartości naprężeń występujących w kości wokół badanych systemów implantologicznych. Z zależności pomiędzy naprężeniem efektywnym, a obciążeniem P (ryc. 6) wynika, że wpływ sposobu połączenia łącznika protetycznego z implantem na wielkość naprężeń przenoszonych na kość jest znaczący. W implancie systemu Astra Tech naprężenia są rozłożone na znacznie większym obszarze niż w przypadku implantu Xive, natomiast ich wartości są znacząco większe w porównaniu z naprężeniami wokół implantu Xive (ryc. 7). Wynika to prawdopodobnie z różnicy kształtu połączenia implantu z łącznikiem w obu systemach.

W Astrze Tech. połączenie jest stożkowe, w implancie Xive połączenie ma kształt cylindryczny. Przy stożkowym połączeniu obciążenie zarówno pionowe jak i poziome powoduje rozpychanie implantu a to z kolei niekorzystnie oddziałuje na kość, zwiększając wartość naprężeń w tym obszarze. Kształt połączenia łącznika z implantem Xive powoduje, że zarówno naprężenia powstające pod wpływem siły pionowej jak i poziomej rozkładają się na znaczną powierzchnię styku co znacznie zmniejsza poziom naprężeń. Oprócz kształtu połączenia implantu z łącznikiem istotny wpływ na nośność systemu ma śruba, której zadaniem jest połączenie implantu z pozostałą częścią układu, wywołanie i utrzymywanie naprężeń wstępnych (montażowych). Naprężenia wstępne w rdzeniu śruby powinny być na tyle duże, aby podczas obciążania implantu siłą osiową wartości tych naprężeń nie zmniejszyły się do zera. Brak spełnienia tego warunku może prowadzić do obluźowywania się połączenia łącznika z implantem i w efekcie niepowodzenie leczenia protetycznego. Z tego punktu widzenia połączenie stożkowe jest bardziej korzystne, nie ma bowiem problemu z poluzowywaniem się śrub łączących, jako że połączenie tego typu należy do połączeń samo zaciskających się.

Rezultaty analizy rozkładu naprężeń za pomocą metody elementów skończonych powinny być interpretowane z pewną rezerwą. Model użyty do analizy nie dokładnie odzwierciedla warunki kliniczne. W badaniu przyjęto m.in., że kość jest homogenna, izotropowa i liniowo elastyczna co w rzeczywistości nie jest tak jednoznaczne (5). Gdyby celem badań było uzyskanie wartości bezwzględnych naprężeń to model taki byłby nieodpowiedni, natomiast celem naszych badań było porównanie rozkładu naprężeń w kości wokół implantów obu systemów i w tego typu badaniach zastosowany model jest jak najbardziej odpowiedni i przydatny.

Wnioski

1. Przeprowadzone badania numeryczne wykazały, że naprężenia powstające w kości wokół implantów wynikające zarówno z naprężeń montażowych, jak i zewnętrznych obciążeń ukośnych implantów są znacznie mniejsze wokół implantów Xive w porównaniu do wartości naprężeń wokół implantów Astra Tech.
2. Wszystkie elementy systemu Xive (łącznik, implant i śruba) są bardziej odporne na deformację pod wpływem działania zewnętrznych, ukośnych sił.

Piśmiennictwo

1. *Hanson S.*: Implant-Abutment interface: Biomechanical study of Flat top versus conical. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2000, 2, 33-41.
2. *Hanson S.*: The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin. Oral Implant Res.*, 1999, 10, 408-420.
3. *Kitoh M., Matsushita Y., Yamane S., et al.* The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. *J. Oral Implantol.*, 1988, 14, 65-72.
4. *Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A., Bosman F.*: A three-dimensional, finite elements analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch. Oral*

5. *Hanson S.*: A conical implant-abutment interface at level of the marginal bone improves the distribution of stress in the supporting bone. *Clin. Oral Impl. Res.*, 2003, 14, 286-293.
6. *Tada S., Stegaroiu R., Kitamurs E., Miyakawa O., Kusakari H.*: Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2003, 18, 357-368.
7. *McGlimphy E.A., Mendel D.A., Holloway J.A.*: Implant screw mechanics. *Dent. Clin. North Am.*, 1998, 42, 71-89.
8. *Sahin S., Cehreli M.C., Yalcin E.*: The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses – a review. *J. Dent.*, 2002, 30, 271-282.
9. *Laang L.A. et al.*: Finite element analysis to determine implant preload. *J. Prosth. Dent.*, 2003, 90, 6, 539-546.
10. *Machinerys Handbook Eighteenth edition*, Kempes Engineers Year Book 1980.
11. *MSC Software: MSC. Marc Volume B: Element Library, Version 2010.*
12. *Dincer Bozkaya, Sinan Muftu.*: Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J. Biomech.*, 2003, 36, 1649-1658.

Zaakceptowano do druku: 2.04.2015 r.

Adres autorów: 80-208 Gdańsk, ul E. Orzeszkowej 18.

© Zarząd Główny PTS 2015.