Jarosław ŻMUDZKI, Wiesław CHLADEK, Katedra Modelowania Procesów i Inżynierii Medycznej, Politechnika Śląska, Katowice

ZNACZENIE WARUNKÓW PODPARCIA I OBCIĄŻENIA W MODELOWYCH BADANIACH MES PROTEZ ZĘBOWYCH TYPU OVERDENTURE

Streszczenie. W badaniach modelowych FEM protez overdenture założenie więzów ograniczających ruchomość protezy w sposób zgodny z zasadami ich funkcjonowania pozwala na rozpoznanie obciążeń złączy, przy znacznym uproszczeniu modelu numerycznego. Dla powszechnie dostępnych w sprzedaży typów złączy podczas transmisji sił żucia stwierdzono występowanie znacznych wartości obciążeń bocznych, co stanowi bezpośrednie wyjaśnienie przyczyn niepowodzeń mechanicznych. Założenie pionowych kierunków sił zgryzowych prowadzi do znacznego niedoszacowania obciążeń złączy.

1. WSTĘP

W protetyce zębowej jednym z najbardziej aktualnych problemów jest rozpoznanie transmisji obciążeń zgryzowych w ekonomicznych typach dolnych protez całkowitych, w których dwa implanty są wystarczające do zamocowania konwencjonalnej akrylanowej protezy za pomocą specjalnych złączy. W rozwiązaniach tego rodzaju utrzymanie implantów w przedniej części żuchwy sięga 100%. Jednak użytkowaniu protez towarzyszą liczne niepowodzenia o charakterze mechanicznym [1-4], świadczące o niedostatecznym rozpoznaniu transmisji obciążeń zgryzowych w kierunku podparcia implantologicznego. Pomimo licznych badań, rozkład obciążeń zgryzowych na strefy podparcia śluzówkowego i implantologicznego nie został przedstawiony w jasnej relacji do podstawowej cechy złączy, czyli zadanego stopnia ograniczenia swobody przemieszczeń w złączu.

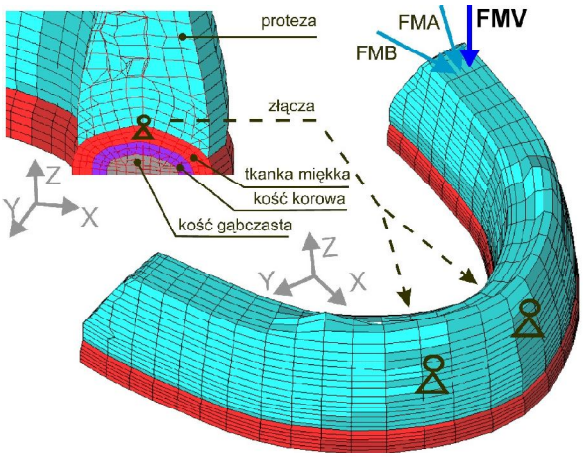
Celem badań było określenie na drodze modelowej analizy MES realnych poziomów obciążeń występujących w trakcie żucia w szeroko stosowanych typach złączy, przedstawianych na rynku jako zaawansowane pod względem zgodności z resiliencją błony śluzowej.

2. METODYKA BADAŃ

Do budowy przestrzennego modelu numerycznego i obliczeń MES zastosowano Algor software. W modelu geometrycznym protezy uproszczono nieregularności kształtów sztucznych zębów. Do analizy wybrano przypadek podłoża kostnego, który stwarza największe problemy w praktyce klinicznej, z charakterystycznymi dla silnie atroficznych wyrostków zębodołowych płaskimi stokami. W modelu odwzorowano fragment łuku kości żuchwy stanowiący obszar podparcia protezy. Na całej długości łuku przyjęto stały kształt wyrostków zębodołowych oraz niezmienny układ warstw, jak przedstawiono na przekroju na rys.1. Mechaniczne efekty współpracy protezy z implantami badano w typowym wariancie lokowania implantów w przedniej bródkowej części wyrostków zębodołowych żuchwy.

W miejscach zamocowania protezy do implantów wprowadzono prosty system więzów, które ograniczają swobodę przemieszczeń protezy zgodnie z zasadami ich działania.

Dostępne na rynku złącza, przedstawiane przez producentów jako mechanicznie biozgodne ze względu na zaawansowanie pod względem resiliencji z błoną śluzową, można podzielić w zasadzie na dwa typy: zezwalające na pełną swobodę rotacji wokół punktu podparcia (wariant oznaczony „K") oraz z dodatkową możliwością osiadania protezy wzdłuż osi implantu (wariant oznaczony „R"). W poprzednich badaniach [5] zakładano nie tylko możliwość osiadania, ale pełną swobodę przemieszczeń osiowych. Tym razem ograniczone zostały przemieszenia skutkujące wypięciem złącza, do którego przy analizowanym przypadku sił zgryzowych będzie dochodzić na podporze po stronie balansującej. Dla uproszczenia procedur obliczeniowych przyjęto liniowo sprężyste charakterystyki mechaniczne materiałów. Przyjęto przeciętnie cechy sprężyste błony, opisane modułem Younga E=3 MPa, a jej nieściśliwość w pewnym zakresie odwzorowano wysokim współczynnikiem Poisson ν=0.49. Dla kości korowej przyjęto moduł Younga E=17 GPa; dla kości gąbczastej E=600 MPa; przy współczynnikach Poisson`a równych w obydwu przypadkach ν=0.3. Cechy materiałowe protezy opisano danymi E=2000 MPa i ν=0.3. Obciążenia złączy, jako reakcji w założonych więzach, analizowano dla szczególnych przypadków sił zgryzowych o wartości 100 N. Symulowano obciążenia towarzyszące żuciu, kiedy proteza jest nie tylko dociskana do podłoża, ale dodatkowo wymuszone zostaje jej przesunięcie w poziomie, w wyniku którego mogą się zwiększać poziome (boczne) składowe sił obciążających złącza. Założono dwa niekorzystne dla obciążeń złączy przypadki wypadkowej dynamicznie zmieniających się sił żucia na guzkach zębów trzonowych. Przyjęto siłę zgryzową skierowana pod kątem 45° ku policzkowi w płaszczyźnie czołowej (FMB). Dalej, drugi przypadek, siłę również pod kątem 45°, ale skierowaną doprzednio w płaszczyźnie strzałkowej (FMA). Przeprowadzono również obliczenia przy pionowym kierunku siły zgryzowej (FMV), w celu porównania wyników dla tego szczególnego przypadku wypadkowej sił okluzyjnych, bardzo często przyjmowanego w badaniach modelowych. Pomiędzy błoną śluzową a protezą założono pełne przyleganie. Cały model został sztywno podparty u dołu kości żuchwy.



Rys. 1. Warunki analizy modelowej MES

3. REZULTATY BADAŃ

Zasadą prowadzenia badań modelowych jest wyeliminowanie założeń modelowych niepotrzebnie zwiększających rozmiar analizy, których znaczenie w analizowanym zjawisku jest drugorzędne lub zupełnie nieistotne. Dąży się zatem do uzyskania najprostszego modelu, który jednak pozwala na ilościowe rozpoznanie analizowanych zjawisk. Podstawą uzyskania prawidłowych rezultatów badań numerycznych i rozpoznania realnych zjawisk jest odpowiednie założenie warunków brzegowych modelu. W tej materii występują niejednoznaczności dotyczące warunków podparcia modeli, a przede wszystkim obciążenia siłami czynnymi.

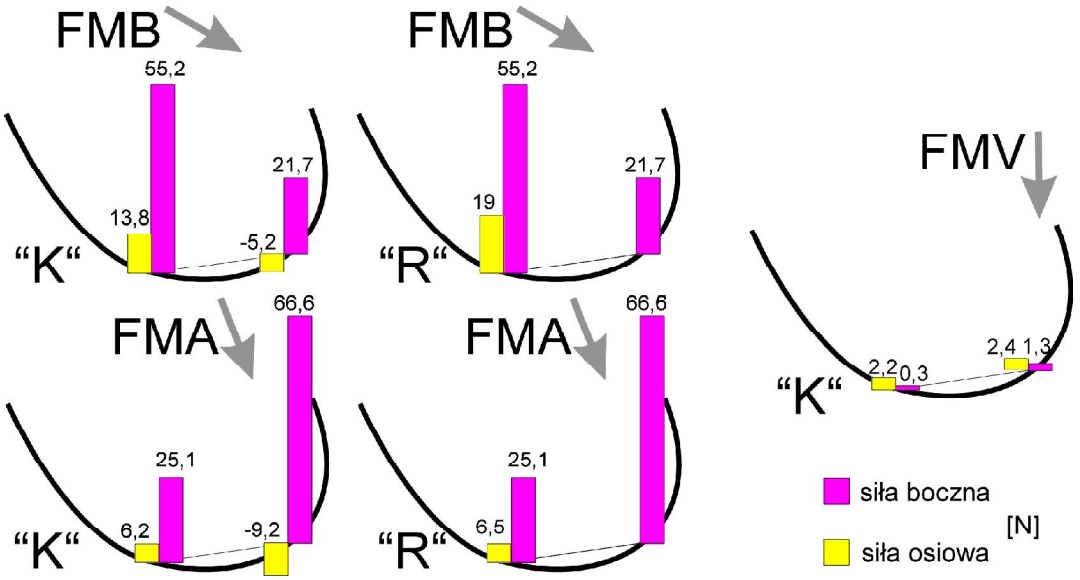
W przypadku badania zjawisk biomechanicznych w protezach osiadających odwzorowanie w modelu układu tkanek żuchwy wykraczające poza obszar podparcia znacznie zwiększa

rozmiar analizy. W zamian uzyskuje się co prawda dodatkowe informacje o deformacji całej kości żuchwy. Jednak ten wielokrotny wzrost rozmiaru analizy nie jest konieczny do rozpoznania zjawisk rozkładu obciążeń zgryzowych na strefy podparcia śluzówkowego i implantologicznego. Deformacje całej kości żuchwy odgrywają podrzędną rolę i nie wpływają znacząco na przemieszczenia protezy, ze względu na nieporównywalnie większe odkształcenia miękkiego podłoża błony śluzowej. Podobnie deformacje podpór implantologicznych wraz z otaczającą tkanką kostną. Dla przedmiotowych badań jest także zbędne dokładne odwzorowanie kształtu zębów, znacznie zwiększające rozmiar analizy numerycznej ze względu na generację dodatkowej liczby niepotrzebnych elementów skończonych w pobliżu nieregularnych powierzchni.

Założenie więzów zastępujących w modelu pełne zespoły zamocowania, przy znacznym uproszeniu modelu i rozmiaru analizy, pozwoliło nadać analizie numerycznej uniwersalny wymiar. Rezultaty nie są związane z żadnym z komercyjnych systemów złączy, lecz przedstawiają prostą informację o wartościach sił przejmowanych przez złącza zależnie od ich typu.

Założenie całkowitego przylegania protezy na powierzchni śluzówkowej w znacznej mierze odzwierciedla sytuację stabilnego żucia. Nie rozpatruje się tutaj incydentalnych sytuacji, kiedy w wyniku odrywania protezy bądź poślizgu, może dochodzić do zrzucania protezy z podłoża. Założenie takie znajduje uzasadnienie, gdyż w sytuacji utraty przylegania protezy, pacjent wyczuwający brak jej stabilności redukuje siły okluzyjne, dążąc by siodła protezy wróciły we właściwe położenie.

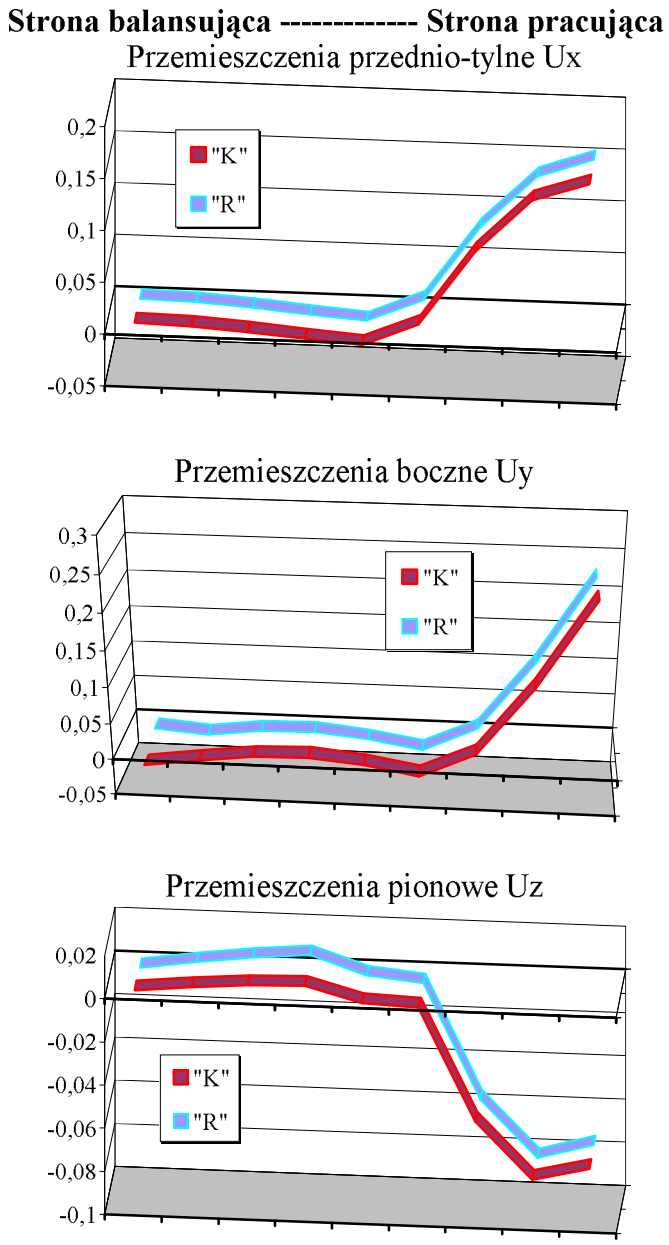
Podstawowe znaczenie dla otrzymanych reakcji wokół stref zamocowania ma sposób przyłożenia siły zgryzowej. W licznie prezentowanych analizach obciążeń systemów zamocowań opartych na badaniach zarówno na modelach fizycznych, jak i numerycznych, często przyjmuje się wyłącznie pionową składową sił zgryzowych. W realnych warunkach siły zgryzowe są skośne, a brak składowej poziomej w analizie modelowej poważnie ogranicza jej wyniki. Ze względu na pionowe osiadanie protezy, nie będą generowane w złączach reakcje boczne. Zatem, rezultaty badań uzyskane przy założeniu dominującej roli pionowych sił okluzyjnych przedstawiają znaczne niedoszacowanie obciążeń zamocowań.



Rys. 2. Siły boczne i osiowe dla złączy kulkowych „K" oraz tzw. resilientnych „R" przy obciążeniu skośnymi siłami żucia (FMB i FMA). W porównaniu reakcje przy założeniu wyłącznie pionowej składowej sił żucia (FMV) dla złączy typu „K".

Projektowanie konstrukcji złączy w oparciu o takie wyniki nie może być poprawne.
Wyniki badań potwierdziły przypuszczenia o przejmowaniu przez złącza znacznych wartości obciążeń okluzyjnych, w szczególności sił bocznych. Na rys. 2 dla analizowanych wariantów sił okluzyjnych przedstawione zostały wartości sił przejmowanych przez złącza typu „K" i „R" po stronie balansującej oraz pracującej. Dla sił bocznych (czyli poprzecznych do osi implantu w płaszczyźnie poziomej „XY") wywołujących zginanie implantu, podano bezwzględne wartości wypadkowej sił bocznych. Wartości składowej osiowej „Z" podano z rozróżnieniem na ujemne wartości skutkujące naciskiem w kość oraz dodatnie wartości powodujące ciągnięcie w górę, czyli dążące do otwarcia złącza w chwili osiągnięcia wartości siły limitowanej retencją złącza.

Na rys. 3 zestawiono wykresy przemieszczeń protezy (mm) odczytane w 9 punktach kontrolnych wzdłuż przedniej dolnej krawędzi siodeł. W prezentacji wykresów przemieszczeń wybrano wariant siły okluzyjnej FMB. Wykresy przemieszczeń obrazują wyraźnie, że ruchomość protezy w strefach złączy jest ograniczona i dla obydwu typów złączy nie różni się znacząco. Zapewniony przez obydwa typy złączy zakres ruchomości skrzydeł protez pozwala uzyskać stosunkowo niskie wartości wyłącznie osiowych sił, rzędu 5-10N. Jednak przy realnych ukośnych siłach zgryzowych, zarówno swoboda obrotu w złączach, jak i możliwość osiadania protezy wzdłuż osi implantu, nie eliminują przejmowania znacznych wartości składowych poziomych sił zgryzowych. Właśnie w mniejszej mierze od sił osiowych, lecz w większej mierze od zginania, a zatem bocznych obciążeń, uwarunkowane są niekorzystne zmiany w tkance kostnej otaczającej implant [5-10]. Przedstawione wyniki pozostają w zbieżności z rezultatami uzyskanymi w jednym z nielicznych badań prowadzonych w warunkach realnych obciążeń w jamie ustnej [11], gdzie stwierdzono, że siły poprzeczne w implantach utrzymywały się w zakresie przekraczającym 100-300%



Rys. 3. Przemieszczenia (ruchomości) protez dla złączy K i R przy obciążeniach żucia FMB

wartości składowych osiowych. Jednak prawidłowa interpretacja wyników badań w jamie ustnej wymaga dokładnego rozpoznania warunków podparcia na podłożu protetycznym, czyli przede wszystkim resiliencji błony śluzowej oraz kształtu wyrostków, a także lokalizacji filarów oraz ułożenia ich osi. Wpływ sposobu obciążenia symulowanymi siłami zgryzowymi na ocenę testowanych złączy potwierdza również eksperyment przeprowadzony metodą elastooptyczną [6]. Skośne siły na trzonowcu są transmitowane na podłoże całkowicie odmiennie niż pionowe [6]. W przypadku sił pionowych obciążenie jest transmitowane na podłoże śluzówkowe w tylnych obszarach. Skośne siły wywołują wysokie obciążenia w tkance kostnej wokół filaru po stronie obciążanej. Autorzy konkludują, że przy braku dopasowania do podłoża, jak również niepodatnych złączach można się spodziewać przeciążeń tkanki kostnej. Również w eksperymencie MES [7] zwrócono uwagę na znaczenie bocznych obciążeń w złączach, gdzie naprężenia z wartości ok. 3,5MPa w przypadku obciążeń pionowych wzrastają do ponad 25MPa przy obciążeniach pod kątem 60 stopni do osi implantu. Jednak dyskutowany przez autorów [7] znaczący wpływ przyjętych do analizy

typów złączy na obciążenia kości jest dość wątpliwy. Otrzymano tu różnice w zakresie pomiędzy 25,3 a 28,1 MPa. Różnice te mogą wynikać ze zmiennego rozkładu nacisków bocznych dla różnych typów złączy, co skutkuje niewielkim zróżnicowaniem w ułożeniu wypadkowej tych sił oraz momentu gnącego cały filar. Stąd obciążenia kości w badaniach porównawczych różnych systemów w głównej mierze zależą od ramienia sił bocznych, czyli wprost od odcinka pomiędzy powierzchnią kości a punktem przyłożenia sił bocznych.

Tzn. zróżnicowane efekty odciążenia tkanki kostnej dla konkretnego systemu nie wynikają ze znaczącego zróżnicowania przejmowania obciążeń zgryzowych przez same złącza. Zróżnicowanie wynika z odmiennego sposobu przekazywania ich do kości, określonego przez dźwignię sił bocznych charakterystyczną dla danego komercyjnego systemu, a następnie przez cechy konstrukcyjne implantu i łącznika. Stąd wyników testów porównawczych nie należy traktować w rozumieniu obciążeń przejmowanych przez same złącza. Dane pomiarowe przedstawiane są zazwyczaj jako wartości sił w implantach, które należałoby przeliczyć, aby uzyskać wartości sił bocznych przejmowanych przez samo złącze. Podejście takie nie jest jednak praktykowane, gdyż dla praktyki lekarskiej wydają się bardziej użyteczne porównania całych systemów. Z drugiej strony podejście takie jest źródłem niejednoznaczności właśnie odnośnie oceny konstrukcji i zasad pracy samych złączy. W tej pacy proponuje się, żeby dokonywać jednoznacznej i przejrzystej oceny zasad funkcjonowania złącza, w sposób niezależny od obciążeń konstrukcji implantologicznej i kości, które to wartości, jako wtórne i zależne nie tylko od cech złączy, dezinformują.

Znaczne wartości sił bocznych stanowią wyjaśnienie przyczyn mechanicznych niepowodzeń eksploatacji złączy [1-4]. Wprowadzany do powszechnej świadomości przez producentów termin złączy biozgodnych, czy zaawansowanych pod względem resiliencji do podłoża, w świetle jednoznacznych rezultatów obliczeń tej pracy, należy uznać jako zabieg marketingowy, w którym wykorzystuje się, niezależny od typu złączy, fenomen, prawie 100% powodzenia w utrzymaniu implantów lokowanych w części bródkowej żuchwy.

LITERATURA

[1] Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003;90:121-32.

[2] Heydecke G,. Penrod JR, Takanashi Y, Lund JP, Feine JS, Thomason JM. Cost-effectiveness of mandibular two-implant overdentures and conventional dentures in the edentulous elderly. J Dent Res 2005;84(9):794-9.

[3] MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results. J Prosthet Dent 2005;93:28-37.

[4] Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. Clin Oral Invest 1997;1:119–124.

[5] Chladek W, Chladek G, Lipski T, Margielewicz J, Żmudzki J. Biomechaniczne problemy w konstruowaniu implantologicznego systemu stabilizacji protez całkowitych. Wyd. Pol. Śl. Seria Monografie Nr 152, Gliwice 2008; ss.215.

[6] Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998;80:559-64.

[7] Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil. 2005;32(3):193-205.

[8] W. Chladek, S. Majewski, J. Zmudzki, J. Krukowska, Mechaniczne warunki funkcjonowania wybranych konstrukcji implantoprotetycznych – badania modelowe. Implantoprotetyka 2003;2:3-10.

[9] Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Impl Res 1998;9:407-18.
[10] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J. Biomed. Mater. Res. 1998;43:192-203.
[11] Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13(1):36-4.

IMPORTANCE OF SUPPORT AND LOADING CONDITIONS IN OVERDENTURE FEM MODEL INVESTIGATIONS

Summary. In overdenture FEM analysis, assumption of constrains reducing denture movement according to the rules of their functioning allows to determine loads of attachments, at the same time significantly simplifying numerical model. For commonly available types of attachments – during occlusal forces transmission found has been an occurrence of considerable lateral loads, which directly explains the causes of mechanical failures. Assumption of vertical occlusal forces directions leads to remarkable underestimating of attachments loads.