

NIELINIOWA ANALIZA DUŻYCH PRZEMIESZCZEŃ Z KONTAKTEM CIERNYM W SYMULACJI OBCIĄŻEŃ WYWOŁUJĄCYCH BÓL POD PROTEZAMI ZĘBOWYMI

Jarosław ŻMUDZKI *, Grzegorz CHLADEK *, Witold WALKE*

* Centrum Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

Streszczenie. Najszerzej stosowane w leczeniu bezzębia całkowite osiadające protezy zębowe spotykają się z brakiem akceptacji ze względu na doznania bólowe. Jednakże, w dotychczasowych badaniach nie stwierdzono ucisku wyższego niż progowy poziom doznań bólowych. W pracy postawiono hipotezę badawczą, że do przekroczenia poziomu bólu dochodzi podczas destabilizacji dolnej protezy na podłożu. Do weryfikacji hipotezy zastosowano analizę numeryczną MES w zakresie dużych przemieszczeń, z uwzględnieniem możliwości odrywania protezy oraz przesuwu z tarcieniem na powierzchni błony śluzowej. W obliczeniach kontaktu zastosowano rozszerzone sformułowanie mnożników Lagrange'a. Pod wpływem działania skośnych sił żucia dochodziło do przechylenia protezy, kontaktu zwarciovego z protezą górną po stronie balansującej oraz znacznego poślizgu po podłożu. Obliczone wartości nacisku na podłoże przekroczyły poziom bólowy. Naciski były przenoszone w warunkach poślizgu, co stwarza ryzyko rozwoju urazów ciernych. Zastosowana metodyka badań modelowych pozwoliła na wyjaśnienie powszechnych problemów dyskomfortu bólowego i ocenę ilości pracy tarcia dysypowanej na powierzchni tkanek w warunkach poślizgu.

I. WSTĘP

Konwencjonalne protezy zębowe dla większości osób dotkniętych bezzębiem stanowią jedyną dostępną ekonomicznie formę rehabilitacji jamy ustnej. Większość użytkowników tego typu protez cierpi na odczucia bólowe pochodzące od przeciążeń tkanek miękkich podłoża protetycznego [1].

Cechy funkcjonalne protez zębowych, definiowanych jako urządzenia mechaniczne, powinny wynikać z zasad biomechaniki. Pod pojęciem biomechaniki inżynierskiej należy rozumieć ścisły opis biomechanicznych warunków funkcjonowania urządzenia, w szczególności oddziaływań mechanicznych na tkanki, pozwalający na dokonanie jakościowej i ilościowej oceny rozwiązań konstrukcyjnych. Wobec tak zdefiniowanego pojęcia biomechaniki, w dotychczasowym dorobku naukowym próby ścisłego inżynierskiego opisu biomechaniki protez konwencjonalnych cechuje wyraźny niedostatek. Szczególnie, zaznacza się brak możliwości oceny dyskomfortu bólowego. Całkowicie brakuje rozpoznania zjawisk ciernych pod protezami. Tymczasem, w praktyce powszechnie występują urazy cierne.

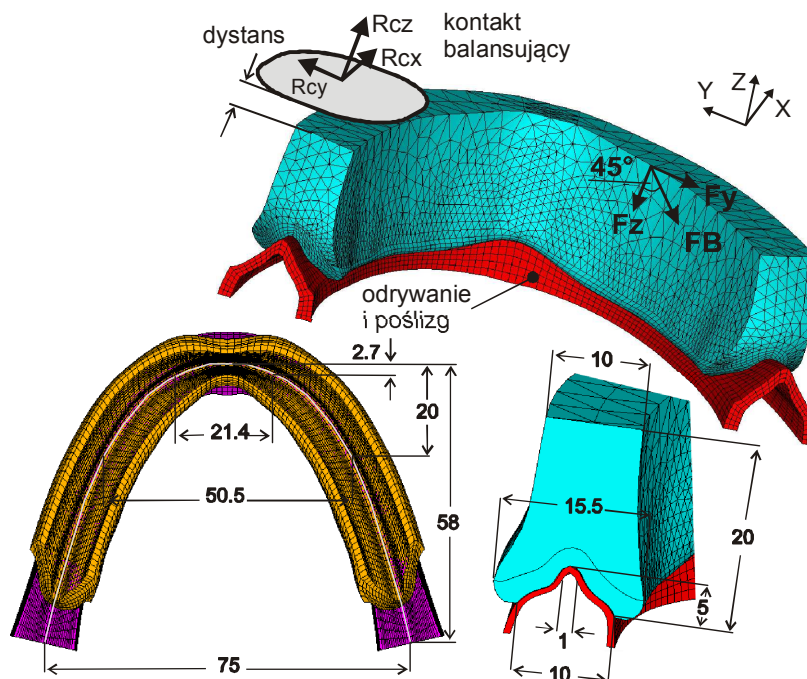
W sytuacji ograniczonych możliwości poznania eksperymentalnego sprawdzonym narzędziem analizy stanu obciążenia tkanek i kontaktujących się z nimi materiałów są numeryczne badania modelowe. W pracy postawiono hipotezę badawczą, że do przekroczenia poziomu bólu dochodzi podczas typowej dla warunków pracy protez destabilizacji dolnej

protezy na podłożu. Do analizy zjawisk towarzyszących transmisji obciążeń zucia zastosowano sformułowanie MES dużych przemieszczeń z ciernym kontaktem.

2. METODYKA

2.1. Opracowanie modelu CAD

W praktyce klinicznej problem braku akceptacji dotyczy przeważnie protez dolnych. Do badań modelowych wytypowano protezę dolną. Przyjęty został wariant tzw. trudnych warunków posadowienia protezy, dla których traumatyczne oddziaływania wzmagają się: charakterystyczny „szablasty” kształt bezzębnych wyrostków, których szczyty w wyniku procesów zanikowych tworzą stosunkowo ostry grzbiet, pokryty błoną śluzową tzw. twardą, odznaczającą się małą grubością (0,5 mm). Rys. 1 przedstawia widok przestrzennego modelu oraz podział na elementy skończone powierzchni kontaktu. Geometrię przygotowano w Autodesk Inventor™ oraz specjalistycznym programie JAW3D, który pozwala na budowę krzywych z obrazów medycznych bezpośrednio w preprocesorze Ansys Classic (APDL).



Rys. 1. Model numeryczny i warunki analizy

2.2. Sformułowanie modelowe MES

Modelowanie zjawisk odrywania i poślizgu na powierzchni błony śluzowej wiązało się z koniecznością zastosowania nieliniowego sformułowania dużych przemieszczeń. Stąd, istotne było skonstruowanie modelu efektywnego. Założenie idealnej sztywności dla bryły protezy byłoby nadmiernym uproszczeniem układu. Uwzględnienie odkształceń obydwu kontaktujących się ze sobą ciał – protezy i podłoża - uznano za konieczne. Wykorzystując możliwość zaniedbania efektów inercyjnych oraz efektów tłumienia, sprowadzono model dynamiczny do quasi-statycznego. Poszukując naprężeń pod protezą odpowiadających quasi-statycznej chwili przyjęto uproszczony izotropowy liniowo-sprężysty model zachowania mechanicznego tkanek miękkich. Przyjęto następujące moduły sprężystości i współczynniki

Poissona: błony śluzowej $E = 5 \text{ MPa}$ (górny zakres – błona „twarda”) i $\nu = 0,49$; protezy $E = 2000 \text{ MPa}$ i $\nu = 0,3$. Do obliczeń kontaktu zastosowano rozszerzone sformułowanie mnożników Lagrange'a. Opory ruchu na powierzchni błony śluzowej opisano liniowym współczynnikiem tarcia $\mu = 0,16$. Parametry funkcji kary, sztywności kontaktu i penetracji wstępnej, zmieniono w stosunku do ustawień wstępnych na drodze obliczeń pilotażowych.

2.3. Warunki podparcia i obciążenia modelu

Ze względu na znaczne różnice sztywności struktury kości żuchwy oraz tkanki miękkiej (ponad 2000 razy większy moduł sprężystości kości korowej w porównaniu do tkanki miękkiej), wyeliminowano z obliczeń kość. Wprowadzenie sztywnego podparcia na powierzchni kości pozwoliło na znaczne zmniejszenie liczby elementów skończonych poza obszarem zainteresowania. Uproszczono również nieregularne kształty zębów, gdyż analiza wytrzymałościowa protezy nie stanowiła głównego obszaru zainteresowania. Jako reprezentatywny przypadek obciążeń towarzyszących żuciu przyjęto (deterministycznie) występowanie siły 100 N w pionie oraz 100 N w kierunku poziomym na zewnątrz łuku (w kierunku policzka) w obszarze drugiego zęba przedtrzonowego. Prawe skrzydło wybrane zostało jako obciążone. Działanie skośnych sił zgryzowych (odpowiadające realnym warunkom żucia) prowadziło do znacznych przemieszczeń protezy (poślizgu) i utraty kontaktu (odrywania) po stronie balansującej. Po stronie balansującej wprowadzono możliwość zaistnienia kontaktu z przeciwstawną powierzchnią zwarciovą protezy górnej, oddaloną na dystans 1 mm. Na powierzchni kontaktu z protezą przeciwstawną symulowano przesuw powierzchni okluzyjnych względem siebie po kęsie pokarmowym w obecności śliny lub symulowano możliwość zablokowania ruchu w warunkach przylegania („bonded contact”). Dla tak dobranych warunków uzyskano zbieżność obliczeń, realizując w całości 100 N obciążeń poziomych (100B). Symulowano również natychmiastowy kontakt z protezą przeciwstawną, zmniejszając dystans z 1 mm do 0,1 mm.

3. WYNIKI

Rysunek 2 prezentuje obciążenia na powierzchni błony śluzowej w kolejnych fazach realizacji sił zgryzowych, w przypadku oddalenia protezy przeciwstawnej na dystans 1 mm. Zjawiska kontaktu zachodzące w poszczególnych podobszarach na powierzchni błony śluzowej przedstawiono w postaci barwnych map. W czerwonych obszarach zostaje zachowane przyleganie (stick). W tych obszarach siły styczne są zbyt małe w stosunku do nacisków, by mogły zostać pokonane ograniczenia ruchu. W obszarach pomarańczowych występuje docisk, lecz dochodzi do poślizgu. W pozostałych obszarach (żółtym i niebieskim) proteza nie kontaktuje się z podłożem. Rozkład nacisków pod protezą również przedstawiono w postaci barwnych map. Naprężenia styczne pominięto ze względu na oszczędność miejsca i analogię do rozkładu nacisków. Następnie przedstawiono wielkość poślizgów w poszczególnych podobszarach, towarzyszących globalnym przemieszczeniom protezy.

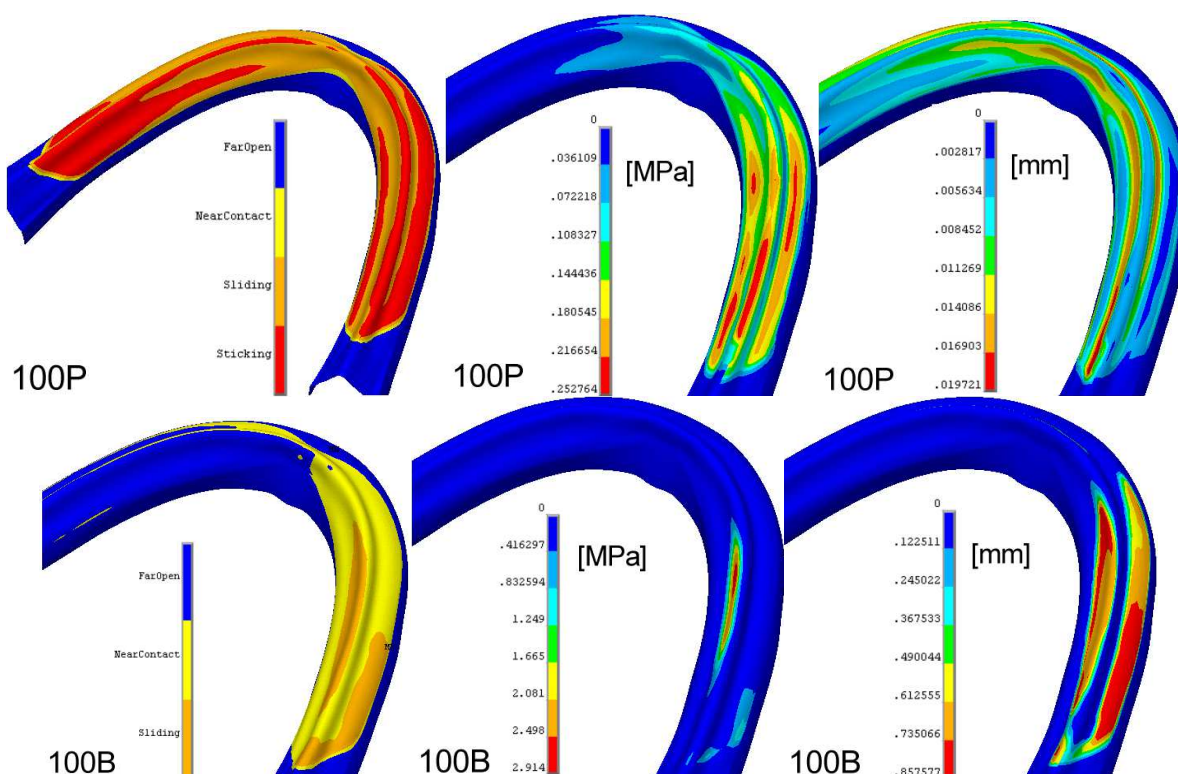
Na rys. 3 przedstawiono wyniki zbiorcze w postaci wykresu słupkowego, podając również ilość pracy dyssypowanej w obszarze poślizgu w wyniku efektu ciernego (W_T).

4. DYSKUSJA

Zastosowana metodyka badań modelowych pozwoliła na rozpoznanie obciążeń pod dolną protezą w warunkach odrywania i poślizgu przy przeciwdziałaniu destabilizacji protezy

poprzez kontakt zwarcioowy z protezą przeciwną. Działanie skośnych sił zgryzowych prowadziło do znacznych przemieszczeń protezy (poślizgu) i utraty kontaktu (odrywania) po stronie balansującej - rys. 2. Naciski na podłoże znacznie przekroczyły poziom przeciętnej wrażliwości bólowej, wynoszącej ok. 630 kPa [2]. Rezultaty wyjaśniają problem dyskomfortu bólowego. Co więcej, obliczone wielkości poślizgu wraz z towarzyszącymi naciskami stwarzają ryzyko rozwoju urazów ciernych, które w obrazie klinicznym znacznie przeważają nad odleżynami. Ze względu na znaczne przekroczenie nacisków ponad progowy poziom doznań bólowych, nawet w przypadku mniejszych wartości sił zgryzowych, a także w przypadku bezzębnych wyrostków bardziej obłych i pokrytych grubszą warstwą błony śluzowej, należy nadal spodziewać się znacznego dyskomfortu. Zwłaszcza, że zjawiska cierne obniżają tolerancję nacisków.

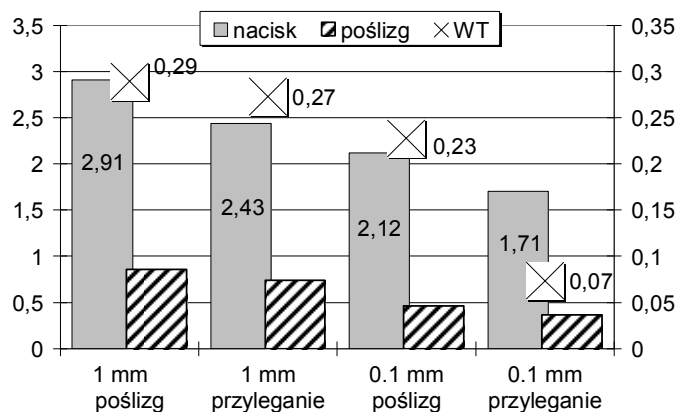
Zakres przemieszczeń protezy obliczony modelowo jest zbliżony z wynikami pomiarów przemieszczeń protez w jamie ustnej [3]. W pracy [3] obciążeniom na pierwszym trzonowcu towarzyszą przemieszczenia na kierunku przednio-tylnym dochodzące do 1.1 mm. Rezultaty obliczeń potwierdzają, że do uzyskania stabilizacji dolnej protezy konieczne są kontakty okluzyjne po stronie balansującej [4]. Lepsze warunki stabilizacji protezy, stwierdzono w przypadku mniejszego oddalenia powierzchni okluzyjnych. Potwierdzone zostało, jak ważne dla powodzenia leczenia jest przystosowanie narządu żucia do jednoczesnego obustronnego rozdrabniania pokarmów lub przynajmniej symetrycznego jego rozmieszczania w odcinkach bocznych. Masa pokarmowa po stronie balansującej redukuje unoszenie skrzydła i przechylenie protezy, ograniczając zarówno wielkości poślizgów, jak i nacisków pod protezą, co znacznie zmniejsza tendencję do rozwoju urazów ciernych.



Rys. 2. Warunki kontaktu, rozkład nacisków w MPa i wielkości poślizgu w mm na powierzchni tkanek pod protezą w fazie realizacji pionowej siły (100P) oraz skośnej (100B)

5. PODSUMOWANIE

Numeryczne badania symulacyjne MES umożliwiły poznanie zjawisk biomechanicznych towarzyszących przeciwdziałaniu destabilizacji dolnej protezy poprzez kontakty zwarciove po stronie balansującej z protezą górną, przy uwzględnieniu zjawisk poślizgu i odrywania protezy na powierzchni posadowienia błony śluzowej. Stwierdzono znaczny wpływ sposobu obciążenia protezy siłami zgryzowymi na biomechanikę i naciski wywierane na podłoże. Obliczone wartości obciążeń błony śluzowej, w odróżnieniu od dotychczas podawanych wartości, pozwoliły uzasadnić powszechne problemy dyskomfortu bólowego u użytkowników protez. Stwierdzono wysoką użyteczność MES w ocenie ryzyka powstawania urazów tkanek miękkich, których rozpoznanie w badaniach eksperymentalnych napotykało na trudności natury metodycznej. Metodyka obliczeniowa znajduje również zastosowanie do oceny efektów stabilizacji protezy za pomocą implantów [5]. Aktualnie przedklinicznej ocenie MES poddaje się skuteczność silikonowych złączy utrzymujących protezy na implantach.



Rys. 3. Wpływ dystansu 0.1-1 mm do kontaktu balansującego z przeciwstawną górną protezą oraz warunków kontaktu balansującego (poślizg lub przyleganie) na maksimum nacisków, wielkość poślizgu oraz pracy tarcia W_T na powierzchni błony śluzowej dla kroku obciążeniowego B100N

PODZIĘKOWANIA

Badania realizowane przy wsparciu MNiSW projektu badawczego N N518 425636.

LITERATURA

- [1] Szentpetery A.G., John M.T., Slade G.D., Setz J.M.: Problems reported by patients before and after prosthodontic treatment. *Int. J. Prosthodont.* 2005;18:124–31.
- [2] Ogawa T., Tanaka M., Ogimoto T., Okushi N., Koyano K., Takeuchi K.: Mapping, profiling and clustering of pressure pain threshold (PPT) in edentulous oral mucosa, *J. Dent.* 2004;32:219-8.
- [3] Miyashita K., Sekita T., Minakuchi S., Hirano Y., Kobayashi K., Nagao M.: Denture mobility with six degrees of freedom during function, *J. Oral. Rehabil.* 1998;25:545-2.
- [4] Dubojska A.M., White G.E., Pasiek S.: The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. *Quintessence Int.* 1998;29(6):389-94.
- [5] Żmudzki J., Chladek G., Kasperski J.: Single implant-retained dentures: loading of various attachment types under oblique occlusal forces. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology, in press.*