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

MODELOWA ANALIZA MES WPŁYWU SILIKONÓW PODŚCIELAJĄCYCH PROTEZY ZĘBOWE NA REDYSTRYBUCJĘ OBCIĄŻEŃ W TKANKACH MIĘKKICH PODŁOŻA PROTETYCZNEGO

Streszczenie. Urazy i odczucia dyskomfortu bólowego podczas użytkowania protez zębowych mogą powstawać w wyniku przekroczenia tolerancji tkanki zarówno na ciśnienie jak i ścinanie, których maksymalne wartości na drodze badań MES zlokalizowano we wzajemnie odległych obszarach. Wprowadzenie silikonowego podścielenia protezy skutkuje zmniejszeniem maksymalnych wartości nacisków i ich wyrównaniem na powierzchni przylegania. Jednak przeniesienie części nacisków na stoki bezzębnych wyrostków skutkuje zwiększeniem ścinania przy kości pod powierzchnią tkanki miękkiej.

1. WSTĘP

Metodą zmniejszenia odczuć dyskomfortu i urazowości błony śluzowej pod protezami zębowymi jest stosowanie warstw podścielających [1,2], które są wykonywane przeważenie z plastyfikowanych polimetakrylanów lub silikonów. Polimetakrylany, z powodu utraty plastyfikatorów w środowisku jamy ustnej, stosunkowo szybko pozbawione zostają zdolności do rozładowywania obciążeń w przyległych tkankach. Stąd na podścielenia długoterminowe głównie stosuje się silikony.

Określenie pożądanych cech materiałowych tych warstw ze względu na efekty odciążenia błony śluzowej jest tu zagadnieniem kluczowym. Niemniej, związki pomiędzy stanem obciążenia w tkance miękkiej a ryzykiem powstawania urazów i występowaniem odczuć bólowych, nie zostały jak dotąd jednoznacznie ustalone. Bezpośrednie pomiary wielkości mechanicznych w układach żywych są znacznie ograniczone bądź po prostu niemożliwe. Do podstawowych niewiadomych należy stan obciążenia pod powierzchnią błony śluzowej. Eksperymenty na modelach fizycznych podobnie, jak badania w jamie ustnej, pozwoliły jedynie na uzyskanie informacji o rozkładzie nacisków [3-5]. Z kolei nieliczne próby modelowania numerycznego stanu obciążenia błony śluzowej znamionuje wyraźny brak rozeznania w przyjęciu prawidłowych kryteriów mechanicznych [6-10]. W analizach tych, oceny obciążenia błony dokonuje się w kryterium Hubera-Misesa, znajdującym skuteczne zastosowanie w inżynierii. Tymczasem w obszarze technik przeciwodleżynowych na drodze badań numerycznych i eksperymentalnych „in vivo" udokumentowane zostało [11-14] występowanie w tkankach obszarów podwyższonego ciśnienia oraz ścinania, wzajemnie odlegle zlokalizowanych, a równorzędnie odpowiedzialnych za tworzenie odleżyn [15,16].

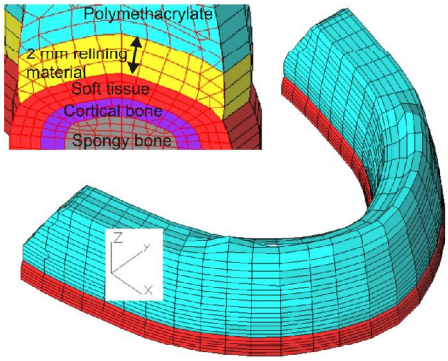
Wobec wymienionych niedostatków zasady kształtowania własności użytkowych protez nie mogą zapewniać optymalnego rozkładu obciążeń w tkance miękkiej podłoża protetycznego. Ogólne zalecenie dotyczące standardowego stosowania 2 mm grubości podścielenia wymaga weryfikacji.

Celem przedstawianej pracy było rozpoznanie wartości poszczególnych składowych stanu naprężenia w błonie śluzowej występujących w trakcie przenoszenia sił zgryzowych iu stalenie, jak modyfikacja podatności powierzchni siodeł protez, polegająca na wprowadzeniu 2mm warstwy z materiału podścielającego, wpływa na redystrybucję obciążeń rzutujących na występowanie urazów i odczuć bólowych.

2. METODYKA BADAŃ

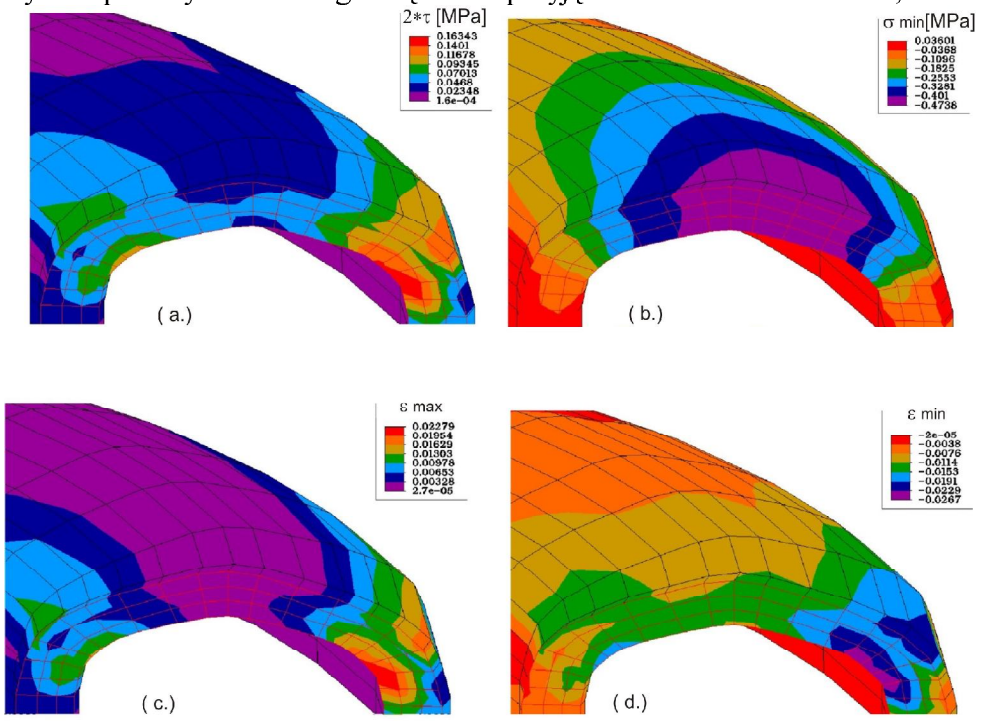
Ocena stanu obciążenia w błonie śluzowej pod protezą w trakcie działania sił zgryzowych dokonana została w oparciu o numeryczne badania MES (Algor software). Zgodnie z zasadami badań modelowych poczyniono założenia upraszczające, które mają na celu ograniczenie rozmiaru analiz numerycznych do poziomu dostosowanego do mocy obliczeniowej dostępnego komputera, przy odwzorowaniu cech układu na poziomie zapewniającym rozpoznanie poszukiwanych wielkości. Przygotowany przestrzenny model protezy spoczywającej na podłożu protetycznym żuchwy przedstawia rys. 1. Wyodrębniono wyłącznie część tkanek stanowiących obszar podparcia protezy. Założono, że wzdłuż kości żuchwy kształt i układ tkanek jest niezmienny. Do analizy przyjęto kształt podłoża charakterystyczny dla trudnych warunków protezowania, tzn. z silnym zanikiem bezzębnych wyrostków żuchwy, kiedy mała wypukłość i nachylenie stoków skutkuje zmniejszeniem powierzchni tkanki zdolnej do przenoszenia obciążeń zgryzowych. Przyjęcie kształtów wyrostków, pozbawionych nierówności, pozwoliło na tym etapie badań na wyeliminowanie z analizy zjawisk powstawania urazów, do których dochodzi w wyniku nakładania się w jednym obszarze efektów koncentracji różnych składowych naprężeń, odpowiedzialnych za tworzenie odmiennych typów urazów. W modelu protezy uproszczono kształty zębów, pomijając nieregularności powierzchni niepotrzebnie zwiększające liczbę elementów skończonych poza obszarem zainteresowania. W pierwszym z przygotowanych modeli twarde siodła protezy bezpośrednio uciskały błonę śluzową. Drugi z modeli numerycznych przygotowano by zbadać wpływ silikonowych podścieleń na redystrybucję obciążeń w błonie śluzowej. Na powierzchni pomiędzy protezą a podłożem śluzówkowym, wprowadzona zatem została równomierna warstwa grubości około 2 mm, w sposób typowy dla wykonawstwa podścieleń długoterminowych, czyli „kosztem" siodeł protezy (rys.1).

Analizą objęto naprężenia i odkształcenia w błonie śluzowej wywołane przemieszczeniami protezy przy nacisku pionową siłą 100N na siekaczach. Dalsze warunki brzegowe stanowiły więzy odbierające komplet stopni swobody na dolnej powierzchni kości żuchwy. Sposób podparcia modelu uzasadnia się nieznacznym wpływem deformacji kości żuchwy na obciążenia błony śluzowej, które wynikają głównie z przemieszczeń protezy. Na powierzchni proteza/podłoże założono idealne przyleganie. Odpowiada to sytuacji, w której nie występują lokalne poślizgi, ani odrywanie protezy od podłoża. Założenie w znacznej mierze odpowiada sytuacji stabilnego przenoszenia obciążeń zgryzowych i znajduje uzasadnienie w fakcie, że w realnych warunkach w momencie utraty stabilności naciski zgryzowe zostają natychmiast wstrzymane, a kontynuacja rozdrabniania pokarmu następuje dopiero po uzyskaniu właściwego położenia siodeł względem podłoża.

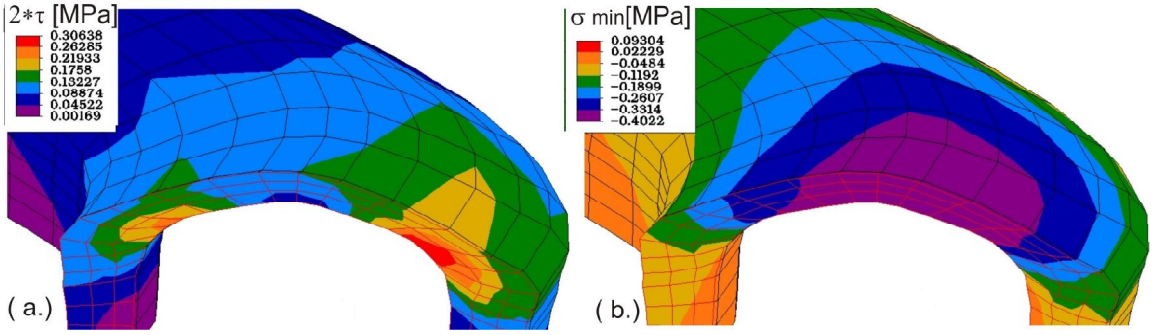


Rys. 1. Model MES protezy z przekrojem przedstawiającym przyjęte warstwy materiałowe i sposób podścielania twardych siodeł protezy.

W złożonych geometrycznie modelach i przy silnym zróżnicowaniu sprężystości kontaktujących się ciał, kiedy występują trudności z otrzymaniem wiarygodnych wyników i konwergencji po wprowadzeniu zjawisk kontaktu [9], zalecane jest [17] prowadzenie wyjściowych analiz w zakresie liniowym. Następnym z założeń, pozwalającym na znaczące uproszczenie procedur obliczeniowych, było założenie liniowo-sprężystych izotropowych charakterystyk mechanicznych materiałów. Błona śluzowa, poza początkową fazą żucia [18], pracuje w zakresie odkształceń natychmiastowych. Prowadząc badania stanu obciążeń towarzyszących żuciu, charakterystykę mechaniczną błony śluzowej w zadawalającym stopniu można przybliżyć zależnością liniową. Urazy tkanek podłoża najczęściej występują w przypadku małej zdolności do odkształceń natychmiastowych, stąd przyjęto wartość modułu sprężystości z górnego przedziału: E = 5 MPa [19]; małą ściśliwość tkanki w pewnej mierze odwzorowano wysokim współczynnikiem Poisson`a ν = 0,49. Silikonowe materiały podścieleń charakteryzują się nieznacznymi efektami reologicznymi [20,21]. Z kolei nieliniowe charakterystyki silikonów dla potrzeb badań numerycznych z powodzeniem aproksymuje się modułem sprężystości [10], którego wartość zawiera się w przedziale 1-20 [MPa]. W obliczeniach założono wartość odpowiadającą sprężystości błony śluzowej 5 [MPa]. 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. Dla polimetakrylanu protezy i sztucznego uzębienia przyjęto E = 2000 MPa i ν = 0,3.



Rys. 2. Obciążenia błony śluzowej w przekroju prostopadłym do łuku zębowego w punkcie działania siły zgryzowej:
(a) rozkład maksymalnych naprężeń tnących podwojonych (2* T max)
(b) rozkład naprężeń głównych minimalnych (ściskanie)
(c) rozkład odkształceń głównych maksymalnych
(d) rozkład odkształceń głównych minimalnych



Rys. 3. Redystrybucja stanu obciążenia tkanek miękkich spowodowana zastosowaniem materiału podścielającego:
(a) rozkład naprężeń maksymalnych tnących podwojonych (2* T max),
(b) rozkład naprężeń głównych minimalnych

3. REZULTATY BADAŃ

Badania numeryczne MES stanów naprężeń towarzyszących realnym obciążeniom użytkowym umożliwiły wyróżnienie kryterialnych obszarów niebezpiecznych ze względu na poziom poszczególnych składowych naprężeń. Badano nie tylko stan obciążenia na powierzchni błony śluzowej, który w prezentowanych dotychczas badaniach traktowano jako jedyne kryterium oceny własności użytkowych rozwiązań protez, lecz zwrócono również uwagę na rozkład obciążeń pod powierzchnią. Na rys. 2 (a), dokonując przekroju prostopadle do łuku zębowego w miejscu przyłożenia siły obciążającej, przedstawiono rozkłady podwojonych maksymalnych naprężeń tnących (bezpośrednio wskazują największą różnicę pomiędzy wartościami naprężeń głównych), a na rys 2 (b) naprężeń minimalnych (ściskanie) w błonie śluzowej. Na rys. 2 (c) i (d) zaprezentowano rozkłady odkształceń głównych maksymalnych i minimalnych.

Okazuje się zatem, że ścinanie, które jest odpowiedzialne za powstawanie odleżyn równorzędnie jak ściskanie [15,16], przyjmuje znacznie większe wartości pod powierzchnią błony śluzowej. Naprężenia tnące koncentrują się po bokach kości (na stokach) bezzębnych wyrostków. Asymetria, polegająca na mniejszym ścinaniu od strony językowej, wywołana jest geometrią układu: łukiem zębowym. W realnych warunkach dystrybucja obciążeń na boki wyrostków zależeć będzie wprost od dodatkowej poziomej składowej siły zgryzowej skierowanej do wewnątrz lub na zewnątrz łuku zębowego zależnie od lokalizacji pokarmu na powierzchni żującej zęba.

Na powierzchni błony śluzowej w sąsiedztwie krawędzi protezy również widoczny jest lokalny wzrost ścinania. Przyczyną są lokalne deformacje wywołane wepchnięciem krawędzi protezy w tkankę. Jednak ścinanie w głębi tkanki z tym zjawiskiem nie ma związku. Koncentracja ścinania przy kości wynika z największych różnic pomiędzy rozciąganiem a ściskaniem wywołanych deformacjami tkanki ugniatanej i wypychanej przez całą powierzchnię protezy. Różnice te uwidoczniają się wyraźnie na prezentowanych rozkładach odkształceń głównych. W centralnej części wyrostka odkształcenia minimalne wcale nie przyjmują największych wartości. Stąd nie mogą być powodem maksymalnych wartości ściskania, które doświadcza tkanka właśnie w tym obszarze. To napierające siodła protezy ograniczając swobodę przemieszczeń prawie-nieściśliwej tkanki skutkują wzrostem ciśnienia.

Rys. 3 przedstawia redystrybucję stanu obciążenia spowodowaną zastosowaniem materiału podścielającego. Ze względu na oszczędność miejsca przedstawiono jedynie rozkłady ciśnienia i ścinania, a pominięto prezentowane wcześniej zjawiska deformacji. Widoczne jest

wyrównanie nacisków powierzchniowych i ich znaczący spadek w obszarze centralnym ponad wypukłością kostną. Stwierdzono jednak znaczny wzrost ścinania zarówno przy kości jak i przy powierzchni. Przy czym, podścielenie skutkuje rozmyciem i przesunięciem przypowierzchniowych pików naprężeń tnących, zlokalizowanych w przypadku twardej protezy przy krawędzi siodeł. Stanowi to uzasadnienie powyżej podanego stwierdzenia, które dotyczy braku związku pomiędzy lokalną koncentracją naprężeń przy krawędzi protezy a koncentracją w głębi tkanek przy kości.

Stwierdza się zatem, że zarówno nacisków, jak i ścinania nie należy przyjmować jako odrębne kryteria oceny. Analizy prowadzone w oparciu o pojedyncze kryteria prowadzą do jednostronnej niekompletnej interpretacji zjawisk [10,11]. Wartości maksymalnych nacisków powierzchniowych są wyznacznikiem wyłącznie ściskania w obszarze centralnym i nie informują o poziomie naprężeń tnących w głębi tkanek.

Warstwa materiału podścielenia oddziałuje zatem w sposób dwustronny. Poprzez wyrównanie nacisków na powierzchni uzyskuje się zmniejszenie odczuć bólowych oraz ryzyka występowania urazów na wypukłości kostnej. Jednak eliminując niekorzystne efekty obciążeniowe w obszarze centralnym, można doprowadzić do rozwoju równie niebezpiecznych typowych odleżyn głębokich, charakteryzujących się przebiegiem od kości ku powierzchni tkanek miękkich. Stąd, powszechnie uznawane za najskuteczniejsze 2mm warstwy materiałów podścielających, w przypadku występowania typowych urazów odleżynowych na stokach wyrostków, nie mogą być stosowane. Również przy eliminacji urazów w obszarze centralnym, konieczna jest kontrola odczuć bólowych we wskazanych specyficznych obszarach w celu wczesnego zapobiegania odleżynom typu głębokiego.

W świetle przedstawionych rezultatów okazuje się zatem konieczne wpierw rozróżnienie typu urazu bądź lokalizacji odczuć bólowych. Dopiero wtedy można z nimi łączyć wyznaczniki stanu obciążenia: ścinanie, ciśnienie czy też siły styczne na powierzchni, odpowiedzialne za urazy cierne. Finalnie, przedstawione zależności pozwalają zastąpić intuicyjne i przypadkowe decyzje ścisłą optymalizacją cech użytkowych.

LITERATURA

[1] Płonka B.: Protetyka stomatologiczna - protezy całkowite. Urban&Partner, Wrocław 1994.
[2] Spiechowicz E.: Protetyka Stomatologiczna. PZWL Warszawa 1992.
[3] Ishizuka I, Mizokami T: Relationship between impression method of mucosa-borne area and denture pressure supportability. Bull Tokyo Dent Coll 1993;34(1):23–32.
[4] Ohguri T, Kawano F, Ichikawa T, Matsumoto N: Influence of occlusal scheme on the pressure distribution under a complete denture. Int J Prosthodont 1999;12(4): 353–8.
[5] Taguchi N, Murata H, Hamada T, Hong G: Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. J Oral Rehabil 2001;28(11):1003–8.
[6] Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K: Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. J Oral Rehabil 2000;27(8):660–3.
[7] Kawano F, Koran A 3rd, Asaoka K, Matsumoto N: Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture. Int J Prosthodont 1993;6(1):43–9.
[8] Kawano F, Asaoka K, Nagao K, Matsumoto N: Effect of viscoelastic deformation of soft tissue on stresses in the structures under complete denture. Dent Mater J 1990;9(1):70-9.
[9] Takayama Y, Yamada T, Araki O, Seki T, Kawasaki T: The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method. J Oral Rehabil 2001;28(11):1064–74.

[10] Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K: Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – three-dimensional behaviour of a lower complete denture. J Oral Rehabil 2001;28(10):950–7.
[11] Oomens CWJ, Bressers OFJT, Bosboom EMH, Bouten CVC, Bader DL: Can Loaded Interface Characteristics Influence Strain Distributions in Muscle Adjacent to Bony Prominences? Comput Methods Biomech Biomed Engin 2003;(6)3:171–80.
[12] Ragan R, Kernozek TW, Bidar M, Matheson JW: Seat interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach. Arch Phys Med Rehab 2002;83:872–5.
[13] Linder-Ganz E, Shabshin N, Itzchak Y, Gefen A: Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach. J Biomech 2007;40:1443–54.
[14] Even-Tzur N, Weisz E, Hirsch-Falk Y, Gefen A: Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe: Computational studies. Bio-Medical Mater Engin 2006;16: 289–99.
[15] Kosiak M. Etiology of decubitus ulcers. Arch Phys Med Rehabil 1961:19–29.
[16] Linder-Ganz E, Gefen A: Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models. J Appl Physiol 2004;96:2034–49.
[17] Chabanas M, Payan Y, Marecaux C, Swider P, Boutault F: Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery. IN S. Cotin and D. Metaxas (Eds.): ISMS 2004, LNCS 3078: 19–27.
[18] Hayakawa I, Hirano S, Kobayashi S, Nagao M, Masuhara E: The creep behaviour of denture-supporting tissues and soft lining materials. Int J Prosthodont 1994;7(4):339–47.
[19] Józefowicz W: Wyniki badań modułów sprężystości tkanek miękkich podłoża protetycznego. Prot Stom 1970,XX,3.
[20] Aydýn AK, Terziogçlu H, Akýnay AE, Ulubayram K, Hasýrcý N: Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. Dental Materials 1999;15:211–8.
[21] Williams KR, Jagger RG, Sadamori S, Waters MG: Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials. J Dent 1996;24(4):301–8.

FEM MODEL ANALYSIS OF DENTURES SILICON RELINING INFLUENCE ON THE STRESSES REDISTRIBUTION IN DENTURE FOUNDATION SOFT TISSUES

Summary. Injuries and discomfort of pain sensations during wearing of dentures might result from exceeding tissue tolerances both as far as pressure and shear are concerned. Their maximum values determined by means of FEM analysis were located in opposite areas. Introducing silicone denture relining results in reduction of maximum compression values and their balance on adherence interface. Nevertheless, relocation of part of the compression forces on slopes of edentulous ridges causes increase of shear at the bone under surface of soft tissues.