

XVII Konferencja Naukowo-Techniczna

TKI2024

TECHNIKI KOMPUTEROWE W INŻYNIERII

15–18 października 2024

Analiza wpływu parametrów techniki łuku prostego na obciążenie ozębnej

Kamil Sybilski¹, Anna Ewa Kuc², Jerzy Małachowski¹, Michał Sarul²

¹Zakład Budowy Maszyn, Politechnika Warszawska

²Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna
email: jkowalski@ipbm.pw.edu.pl, anowakowski@wat.edu.pl, prybicki@ipbm.pw.edu.pl

STRESZCZENIE: Nadmierna siła ortodontyczna może wywoływać zapalną resorpcję korzenia zęba z powodu utrzymującego się wysokiego naprężenia w obrębie więzadła ozębnej (PDL). Niniejsze badanie miało na celu analizę nacisków PDL podczas retrakcji górnego siekacza przy użyciu metody en masse z TISAD. Metoda elementów skończonych (MES) zapewniła spójne warunki we wszystkich przypadkach. Modele obejmowały geometrię kości, sąsiednie zęby, PDL i sprzęt ortodontyczny. Analizy prowadzono z wykorzystaniem niejawnego kroku całkowania w systemie LS-Dyna. W ramach pracy wyznaczono ciśnienie działające w PDL dla różnych wartości obciążenia, wysokości haczyka, utwierdzenia oraz gęstości kości. Ciśnienie wahało się od 0,37 do 2,5 kPa w całym łuku zębowym, przy czym siekacze centralne przenosiły 55% obciążenia. Rozkład ciśnienia pozostawał spójny niezależnie od siły i wysokości haka. W trakcie analiz wyznaczono obciążenia krytyczne, powodujące występowania ciśnienia w PDL na poziomie 4,7 kPa. Uzyskano je przy sile 6-6,5 N.

SŁOWA KLUCZOWE: MES, modelowanie kości, resorpcja korzeni, leczenie ortodontyczne, analizy nieliniowe

1. Wprowadzenie

Nowoczesne technologie w medycynie często wymagają długiego czasu na zrozumienie ich działania i wpływu na organizm człowieka. Problem ten komplikuje fakt, że każdy organizm jest nieco inny, co sprawia, że badania porównawcze muszą uwzględniać wiele dodatkowych czynników. W tym kontekście niezwykle pomocne stają się analizy numeryczne, które umożliwiają symulowanie takich samych warunków dla różnych wariantów.

Jednym z głównych celów tego badania było wierne odtworzenie rzeczywistych warunków pacjenta przy jednoczesnym zapewnieniu właściwego uwzględnienia sztywności czaszki w zachowaniu struktur zębów i przyzębia. Następnie przeprowadzono analizy numeryczne dla różnych parametrów leczenia techniką łuku prostego i określenie ich wpływu na ciśnienie w ozębnej.

2. Materiały i metody

W ramach badania skonstruowano model numeryczny na podstawie skanów pochodzących z tomografii komputerowej (TK) czaszki i skanowania skanerem wewnątrzczuciowym. Pliki DICOM pochodzące ze skanów TK zostały przetworzone na pliki STL przy użyciu systemu MIMICS. Podczas tego procesu położono nacisk na wyznaczenie trzech odrębnych grup geometrycznych: kości zbitnej, kości gąbczastej i zębów (łącznie z ich korzeniami). Aby zwiększyć precyzję geometryczną, każda warstwa pliku DICOM została skrupulatnie ręcznie obrysowana w oparciu o wartości w skali szarości odpowiadające poszczególnym strukturom. Wynikiem tego procesu była siatka powierzchniowa składająca się z trójkątów reprezentujących zewnętrzny

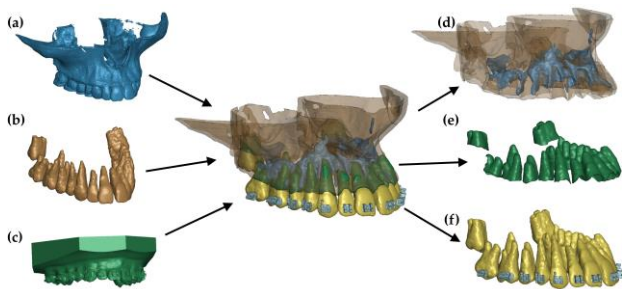
kontur kości korowej (rys. 1a) i zębów (rys. 1b). Kość gąbczasta została wyznaczona poprzez zdefiniowanie zamkniętych objętości w obrębie konturu kości korowej.

Ponadto dane ze skanów skanerem wewnątrzczuciowym łuków zębowych, w tym tych z zamkami stałymi, zostały uwzględnione w konstrukcji modelu numerycznego. Skan łuku zębowego (rys. 1c) został wyrównany z zębami wyznaczonymi na podstawie skanów TK, a następnie modele STL zamków dostarczone przez producenta zostały zaimportowane i indywidualnie ustawione dla każdego zęba.

W kolejnej fazie kontury wyznaczające kość korową, kość gąbczastą, zęby i zamki (rys. 1d) zostały wypełnione siatką elementów 3D przy użyciu systemu Hypermesh. W tym celu wybrano elementy tetragonalne. Korzystając z geometrii zębów i kości, więzadło przyzębia (PDL) zostało zamodelowane przy użyciu elementów sześciennych, przy założonej stałej grubości 0,25 mm [1].

Ostatnim etapem odtwarzania anatomii pacjenta było modelowanie mini-implantu i drutu. Druć został ukształtowany w oparciu o geometrię zamka, wyznaczając prostokątny przekrój wzdłuż krzywej łączącej kolejne otwory zamka. Do odtworzenia tej geometrii w modelu numerycznym wykorzystano elementy sześciennie.

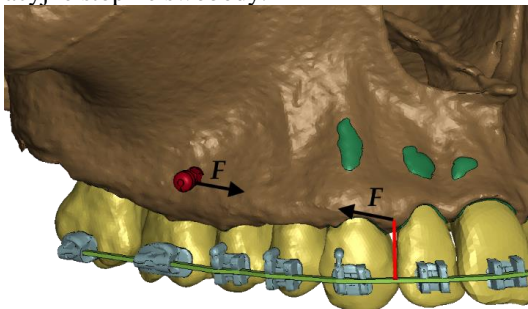
W modelu numerycznym, w oparciu o wstępne symulacje, zweryfikowano, że drut, zamki, zęby i kości będą poddawane niewielkim obciążeniom i że w tych elementach nie występuje znaczące naprężenie. W związku z tym założono, że struktury te będą modelowane przy użyciu izotropowego, liniowego sprężystego modelu konstytutywnego [2].



Rys. 1. Model MES: (a) geometria uzyskana z obrazu TK, (b) zęby uzyskane z obrazu TK, (c) skan łuku zębowego z zamkami, (d) połączenie kości korowej i gąbczastej, (e) siatka MES przyzębia oraz (f) zębów z zamkami [3].

Najbardziej obciążonym komponentem, a jednocześnie najbardziej interesującym autorów, była ozębna (PDL). Dlatego do modelowania PDL zastosowano hiperelastyczny model Ogdena [4].

W rzeczywistym przypadku obciążenie w trakcie leczenia metodą łuku prostego przykładane jest za pomocą elementów sprężystych pomiędzy mini-implant (umiejscowiony pomiędzy korzeniami zębów 5 i 6) oraz haczyk zamocowany do drutu/łuku (między zębami 2 i 3). W modelu numerycznym mini-implant oraz haczyk odwzorowano za pomocą elementów sztywnych. Pomiedzy ich górnymi węzłami zdefiniowano wektor, wzdłuż którego przyłożono siłę. W trakcie analiz węzłom leżącym na górnej powierzchni czaszki odebrano wszystkie translacyjne stopnie swobody.



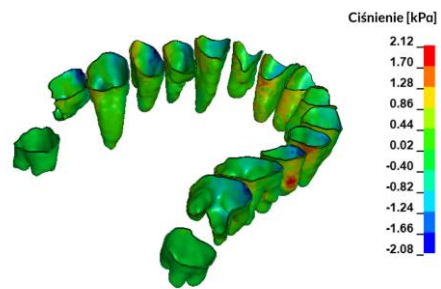
Rys. 2. Odwzorowanie obciążenia w modelu numerycznym [3].

3. Wyniki analiz

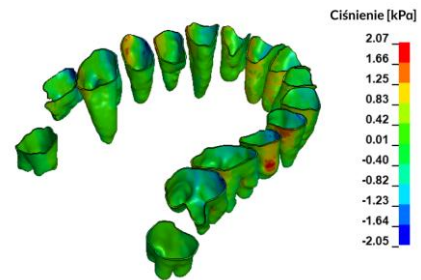
W wyniku przeprowadzonych analiz numerycznych uzyskano rozkład ciśnienia wewnątrz ozębnej dla różnych parametrów wysokości haczyka, wartości obciążenia, utwierdzenia oraz gęstości kości. Ciśnienie wahało się od 0,37 do 2,5 kPa w całym łuku zębowym, przy czym siekacze centralne przenosiły 55% obciążenia. Rozkład ciśnienia pozostawał spójny niezależnie od siły i wysokości haka.

W trakcie analiz wyznaczono obciążenia krytyczne, powodujące występowania ciśnienia w PDL na poziomie 4,7 kPa. Uzyskano je przy sile 6-6,5 N.

Przykładowe wyniki dla różnych odległości utwierdzenia modelu od korzeni zębów przedstawiono w rysunkach 3 i 4.



Rys. 3. Rozkład ciśnienia w ozębnej dla „wysokiego” utwierdzenia czaszki.



Rys. 4. Rozkład ciśnienia w ozębnej dla „niskiego” utwierdzenia czaszki.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że wszystkie analizowane parametry mają istotny wpływ na uzyskiwane wartości ciśnienia w ozębnej, co z kolei przekłada się na przebieg i bezpieczeństwo leczenia pacjenta. Zrozumienie mechanizmu powstawania napięcia w PDL jest kluczowe z punktu widzenia prawidłowego doboru wartości obciążeń w praktyce lekarskiej.

Ta praca została wsparta przez Wojskową Akademię Techniczną w ramach projektu nr UGB 22-719.

Literatura

- [1] Martinez, S. *A variable finite element model of the human masticatory system for different loading conditions*, AIF—Zebris cooperation project. In Proceedings of the 5th GACM Colloquium on Computational Mechanics, Hamburg, Germany, 30 September–2 October 2010.
- [2] Pietron, K.; Mazurkiewicz, Ł.; Sybilski, K.; Małachowski, J. *Correlation of bone material model using voxel mesh and parametric optimization*. *Material* 2022, 15, 5163..
- [3] Kuc, A.E.; Sybilski, K.; Kotuła, J.; Piątkowski, G.; Kowala, B.; Lis, J.; Saternus, S.; Sarul, M. *The Hydrostatic Pressure Distribution in the Periodontal Ligament and the Risk of Root Resorption-A Finite Element Method (FEM) Study on the Nonlinear Innovative Model*. *Materials* 2024, 17, 1661.
- [4] Simon, M.; Lenz, J.; Karl, S.; Hans, S. *A Variable Finite Element Model of the Overall Human Masticatory System for Evaluation of Stress Distributions during Biting and Bruxism*, Conference. In Proceedings of the 10th European LS-DYNA Conference 2015, Würzburg, Germany, 15–17 June 2015.