

Konrad BOMANOWSKI, Sylwia ŁAGAN Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

WPLYW FAZ CHODU NA STAN NAPRĘŻENIA W MODELU STOPY PROTEZOWEJ

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki symulacji analizy wytrzymałościowej z wykorzystaniem MES (Metod Elementów Skończonych) modelu stopy protezowej. Analizowano modele 3D (trójwymiarowe) wykonane z wykorzystaniem systemów CAD(ang. *ComputerAided Design*) uwzględniając różne warunki brzegowe wynikające z wybranych faz chodu. Zaprezentowano wyniki analiz w postaci rozkładów map naprężeń zredukowanych wg hipotezy H-M-H (Hubera-Misesa-Hencky'ego).

Słowa kluczowe:stopa protezowa, CAD, MES, fazy cyklu chodu, analiza wytrzymałościowa

1. WSTĘP

Nieodłącznym elementem każdej protezy kończyny dolnej jest stopa protezowa. Pełniąc rolę podporową, pozwala na zachowanie równowagi, bierze aktywny udział w cyklu chodu oraz wpływa na sposób przenoszenia obciążenia. Biorąc pod uwagę wymienione aspekty aby zaprojektować optymalną stopę protezową, kluczowe jest poznanie rozkładu naprężeń występujących w czasie jej użytkowania. Informacje te można uzyskać na drodze badań doświadczalnych, te jednak wiążą się z koniecznością poniesienia nakładów finansowych i budowaniem złożonych stanowisk laboratoryjnych. Rozwój metod komputerowego projektowania typu CAD (ang. *Computer Aided Design*) oraz symulacji komputerowych analiz wytrzymałościowych pozwala na wykonywanie wielu zadań obliczeniowych i uzyskanie informacji wstępnych np. dotyczących miejsc koncentracji naprężeń oraz stanu wyężenia konstrukcji w celach późniejszych weryfikacji.

2. ZAKRES PRACY

Niniejsza praca ma charakter rozpoznawczy w celu oceny zachowania się całości konstrukcji stopy protezowej podczas wybranych faz chodu. Etap pierwszy obejmował proces przeniesienia fizycznej protezy do środowiska cyfrowego z wykorzystaniem narzędzi do modelowania trójwymiarowego. Następnie model poddano odpowiednim modyfikacjom w celu przeprowadzenia rzetelnej analizy wytrzymałościowej w środowisku MES (Metody Elementów Skończonych). Obliczenia przeprowadzone zostały w kilku etapach z uwzględnieniem faktycznie występujących obciążeń oraz odpowiednich miejsc utwierdzenia protezy. Dodatkowo zadbano o jakość siatki elementów skończonych odpowiednio dobierając ich liczbę, kształt i typ opierając się na wartościach wskaźników jakości siatki.

2.1. Model 3D stopy protezowej

Obiektem rzeczywistym wykorzystanym do wykonania komputerowego modelu stopy protezowej była konstrukcja Trias 1C30[®] firmy Ottobock [3,4], która reprezentuje trzeci poziom mobilności zapewniający możliwość poruszania się z normalną prędkością w zróżnicowanym terenie, z uwzględnieniem przeszkód terenowych oraz tych występujących w miastach. W realizacji projektu wykorzystano oprogramowanie SolidWorks 2014 firmy Dassault Systèmes. Wymiary niezbędne do przygotowania cyfrowej geometrii pochodziły z gotowej, dostępnej w sprzedaży wersji protezy. Model składał się z podstawowych elementów konstrukcyjnych: podeszwy nazywanej przez producenta sprężyną bazową(3), podwójnej sprężyny śródstopnej(4), sprężyny piętowej(2), adaptera(1) oraz elementów montażowych(niewidoczne na rysunku 1a). Porównanie rzeczywistej stopy protezowej i jej modelu komputerowego przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Porównanie stopy protezowej 1C30 Trias (A) z jej komputerowym modelem 3D (B)

2.2. Przygotowanie modelu do analizy

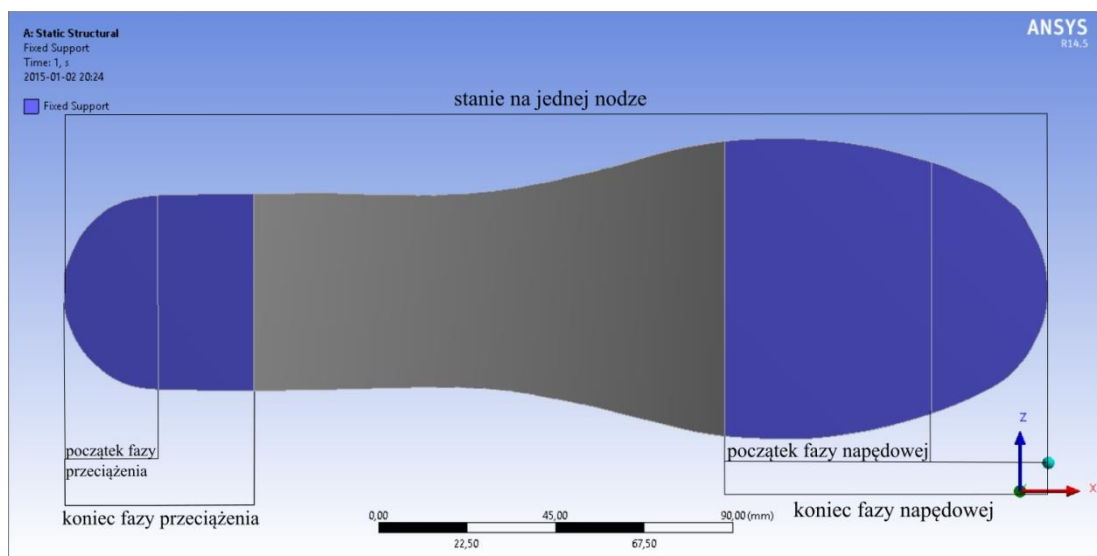
Trójwymiarowy model stopy protezowej z założenia miał jak wiernie odzwierciedlać rzeczywistą konstrukcję. Przy takim podejściu zamodelowane zostały wszystkie jego elementy włącznie z częściami montażowymi. Niestety analiza z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych tak skomplikowanej geometrii nastęrcza wielu problemów i niejednokrotnie prowadzi do otrzymania błędnych rezultatów. Największe problemy stanowią gwinty śrub oraz otwory montażowe, które poprzez swój kształt generują ogromną liczbę elementów siatki, a nawet takie postępowanie nie daje gwarancji poprawności wyników. Ze względu na to zagadnienie oraz na fakt, iż celem pracy było zbadanie zachowanie się protezy jako całości postanowiono uprościć model i usunąć te fragmenty, które prowadziły do nieprawidłowości obliczeń (tj. płytki montażowej, zestawu śrub oraz podkładek). Z racji usunięcia tych fragmentów zmienił się również charakter połączenia elementów modelu stopy. Domyślnie kontakt w takiej sytuacji definiowany jest opcją *Bonded* (związany), która zakłada brak jakichkolwiek przemieszczeń na styku elementów. Po wielu próbach okazało się, że taka definicja kontaktu jest nieprawidłowa, a najbardziej wiarygodne wyniki uzyskano z wykorzystaniem opcji *No Separation* (bez przerwy). Taki typ połączenia zakłada, iż nie dojdzie do separacji elementów (powstania szczeliny), natomiast możliwe jest niewielkie przesunięcie jednego fragmentu względem drugiego.

2.3. Analiza wytrzymałościowa MES

Zgodnie z założeniami głównym celem było zbadanie jak zachowa się stopa w poszczególnych fazach chodu, dlatego też ustalono i rozwiązano pięć osobnych zadań. Liczba ta odzwierciedla kluczowe momenty w trakcie jednego cyklu chodu. Podczas analizy ograniczono się do fazy podporowej, gdyż to podczas niej dochodzi do największych przeciążeń i jest ona najistotniejsza przy badaniu wytrzymałości stopy protezowej. Wspomniane zrealizowane zadania prezentują się następująco [2]:

- początek fazy przeciążenia, gdzie następuje częściowy kontakt części piętowej z podłożem;
- koniec fazy przeciążenia, pogłębienie kontaktu pięty z podłożem (większa powierzchnia styku);
- stanie na jednej nodze, podczas którego następuje równomierne rozłożenie ciężaru całego ciała, punkty podparcia występują zarówno w części piętowej jak i przedniej sprężyny bazowej;
- początek fazy napędowej, kontakt z podłożem ogranicza się do przedniej części sprężyny bazowej;
- końcowy etap fazy napędowej, gdzie powierzchnia podparcia jest jeszcze bardziej zmniejszona.

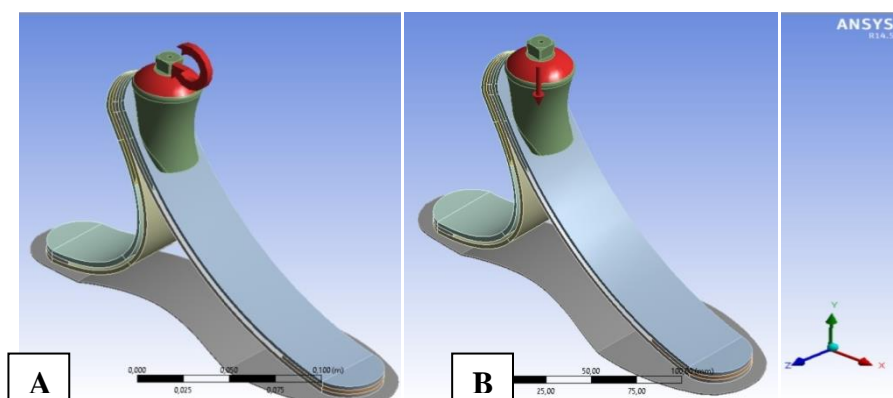
W programie ANSYS Workbench wykonano analizy wytrzymałościowe modelu stopy protezowej przyjmując założenia wstępne zgodne z podstawowymi pięcioma, kluczowymi fazami cyklu chodu. Analizie poddano rozkład pól naprężeń i odkształceń w modelu stopy dla adekwatnych warunków brzegowych [2]. Sposób utwierdzenia modelu w zależności od fazy chodu przedstawiono na rysunku 2. W każdym przypadku zastosowano utwierdzenie typu stałego.



Rys 2. Sposób utwierdzenia w zależności od fazy chodu

Dane do obliczeń poszczególnych zadań pochodziły ze źródeł literaturowych [2,3,4]. Przyjęto maksymalną dopuszczalną masę pacjenta, tj. 100 [kg]. Zaaplikowane obciążenia występowały w dwóch rodzajach: siły skupionej rozłożonej na powierzchnię oraz momentu działającego na ten sam obszar. Zgodnie z [5] uwzględniono ciężar stopy na poziomie 1,37 [%] ciężaru ciała (tu 13,4[N]). Finalna wartość obciążenia założona podczas badania przypadku stania na jednej nodze wynosi zatem 967,2 [N]. Wszystkie obciążenia przykładane są do kopyły adaptera, która odzwierciedla staw skokowy górny (Rysunek 3a). Oprócz prawidłowego zdefiniowania

parametrów analizy przeprowadzono również optymalizację siatki elementów skończonych. W zależności od zaawansowania geometrycznego poszczególnych części modelu zastosowano dwie metody zakładania siatki elementów skończonych: *MultiZone*, która generuje elementy sześciennie w miejscach, gdzie pozwala na to geometria modelu, a powstałe pustki wypełnia elementami pryzmatycznymi oraz *Tetrahedrons*, gdzie stosuje się elementy czworościenne generowane od wewnątrz do powierzchni modelu (algorytm *Path Independent*). Bez względu na przyjętą metodę wszystkie elementy posiadały węzły pośrednie (elementy drugiego rzędu). Liczba elementów skończonych uzyskana w oparciu o powyższe procedury wyniosła 155 958. Dowodem na słuszność przedstawionego podejścia są optymalne (na ile to możliwe) wartości czterech wskaźników jakości siatki (*Skewness*, *Aspect Ratio*, *Element Quality*, *Jacobian Ratio*). Konkretnie wartości wymienionych parametrów zaprezentowano w tabeli 1. Dzięki wykorzystaniu modelowania 3D oraz analizy MES można uzyskać niezbędne informacje o zachowaniu się elementów protetycznych w czasie pracy. Stałe materiałowe wykorzystane do analiz przedstawia tabela 2.



Rys. 3 Sposób obciążenia

Tabela 1. Wartości parametrów jakości siatki

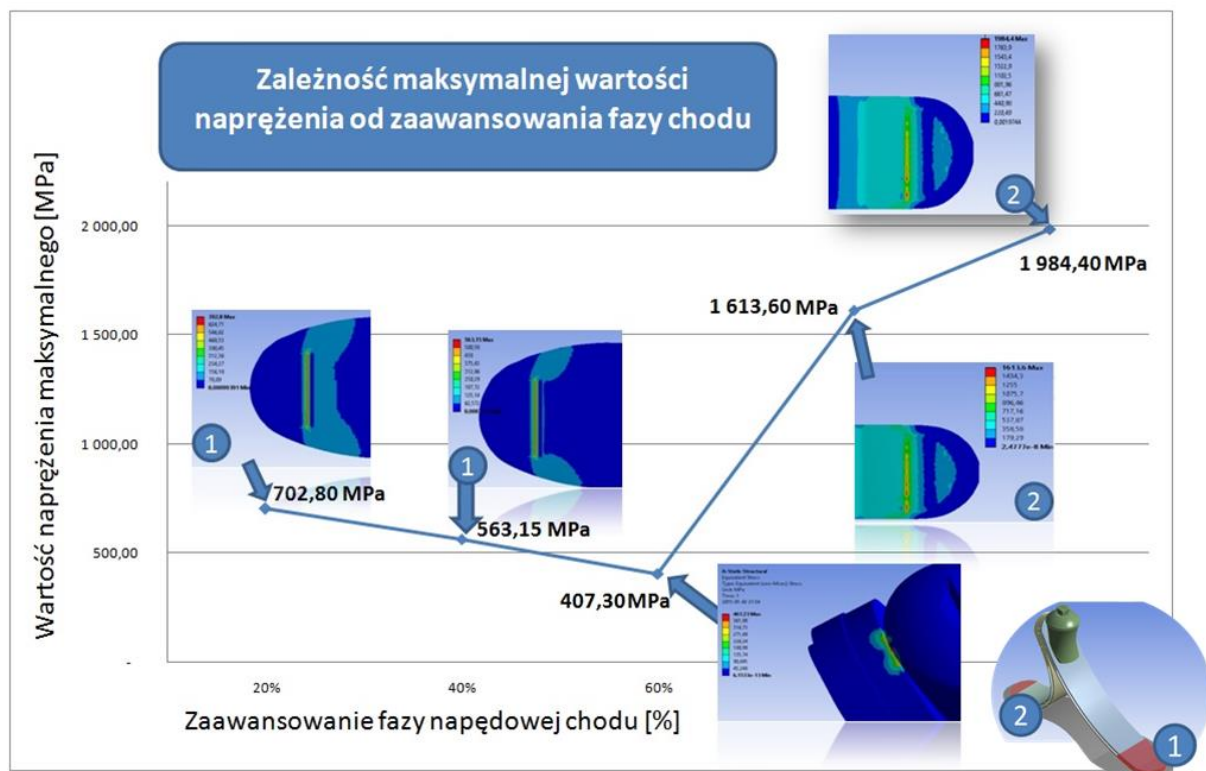
| Parametr | Wartość max | Wartość min | Wartość średnia |
|------------------------|-------------|-------------|-----------------|
| <i>Skewness</i> | 0,690 | 1,238 | 0,196 |
| <i>Aspect Ratio</i> | 33,961 | 1,001 | 1,919 |
| <i>Element Quality</i> | 0,999 | 5,683 | 0,836 |
| <i>Jacobian Ratio</i> | 11,083 | 1,000 | 1,018 |

Tabela 2. Wykaz stałych materiałowych użytych materiałów [1]

| Materiał | Gęstość [g/cm ³] | Moduł Younga E [MPa] | Współczynnik Poissona ν [-] | Granica plastyczności R_e [MPa] |
|--------------------|------------------------------|----------------------|---------------------------------|-----------------------------------|
| Stal konstrukcyjna | 7,85 | 200 000 | 0,30 | 250 |
| Stop aluminium | 2,77 | 71 000 | 0,33 | 280 |
| Włókno węglowe | 1,80 | 230 000 | 0,30 | 3900 |

3. WYNIKI

Maksymalne wartości uzyskanego naprężenia zredukowanego wg hipotezy H-M-H (Hubera-Misesa-Hencky'ego) dla wszystkich zadań zawarty się w przedziale 407÷1984 [MPa]. Miejsce występowania koncentracji wartości były zróżnicowane i ściśle zależne od zaawansowania cyklu chodu. Zależność maksymalnej wartości naprężenia od zaawansowania fazy chodu przedstawia wykres na rysunku 4. Zbiorcze zestawienie wyników prezentuje tabela 2.



Rys. 4 Rozkład pól naprężeń wg hipotezy H-M-H [MPa] w zależności od fazy chodu: (1) strefa przodostopia, (2) strefa piętowa

Tabela 3. Zbiorcze zestawienie wyników wartości maksymalnych naprężeń i odkształceń w poszczególnych fazach chodu wraz z lokalizacją miejsca występowania

| Faza chodu | Maksymalne naprężenie [MPa] | Lokalizacja naprężenia | Maksymalne odkształcenie [-] | Lokalizacja odkształcenia |
|------------------------|-----------------------------|------------------------|------------------------------|---------------------------|
| Początek przeciążenia | 702,8 | Sprężyna bazowa | 0,0029 | Sprężyna bazowa |
| Koniec przeciążenia | 563,2 | Sprężyna bazowa | 0,0025 | Sprężyna bazowa |
| Stanie na jednej nodze | 407,2 | Sprężyna śródstopna | 0,0038 | Adapter |
| Początek napędowej | 1613,6 | Sprężyna bazowa | 0,0072 | Sprężyna bazowa |
| Koniec napędowej | 1984,4 | Sprężyna bazowa | 0,0089 | Sprężyna bazowa |

4. WNIOSKI

Wśród najważniejszych wniosków z powyższych analiz należy wymienić, iż rozkład pól naprężeń oraz odkształceń i wartości maksymalne tych wielkości różnią się od siebie istotnie. Szacowane wartości naprężeń oscylują na granicy 2 [GPa], co jest wartością znaczącą w przypadku takiej konstrukcji jak stopa protezowa. Dlatego ważnym jest właściwe zaprojektowanie materiałów konstrukcyjnych (tu kompozyt węglowy).

Ze względu na zastosowanie uproszczenia w postaci usunięcia niektórych elementów montażowych, należy przeprowadzić weryfikację również z uwzględnieniem analizy elementów kontaktowych.

5. LITERATURA

- [1] Kaczmar J.W., Mayer. P.: Właściwości i zastosowania włókien węglowych i szklanych, Tworzywa sztuczne i chemia, nr 6/2008

- [2] Tejszerska D. i inni: Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji, Radom 2011
- [3] Trias Product Information, Ottobock 2006
- [4] Winter, D.A.: The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Waterloo, University of Waterloo, Ontario 1987
- [5] Zaciorski W.,M.: Osnowysportiwnoymetrologii. Fizkulturali Sport, Moskwa, 1979

THE INFLUENCE OF PHASE OF GAIT CYCLE ON STRESS DISTRIBUTION IN MODEL OF THE PROSTHETIC FEET

Abstract: The paper presents the results of stress analysis simulation using FEA (Finite Element Method) model of the prosthetic foot. The analysis 3D models (three-dimensional) made using CAD systems (Computer Aided Design) taking into account different boundary conditions resulting from some phases of gait. The results of the analysis in the form of reduced stress distributions maps by HMM hypothesis (Huber-Mises-Hencky).