

Magdalena SPYRA¹, Wojciech KAJZER², Radosław CZYRNIA³

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

³Laboratorium Ortopedyczne PROTEKA

WYTRZYMAŁOŚCIOWA ANALIZA Z WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH ZMODYFIKOWANYCH ORTEZ GRAFO

Streszczenie: Przeprowadzono statyczną analizę wytrzymałościową modeli ortez typu GRAFO, które zmodyfikowano o wykonanie otworów o kształcie koła i sześciokąta. Obliczenia z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych (MES) przeprowadzono dla materiałów ABS, PLA oraz polipropylenu podczas symulacji fazy *midstance*. Na podstawie otrzymanych wartości przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera - Missesa – Henckiego dokonano porównania wytrzymałości konstrukcji, na którą wpływ miało zróżnicowanie materiałów polimerowych oraz wprowadzenie otworów.

Słowa kluczowe: orteza GRAFO, analiza wytrzymałościowa, MES

1. WSTĘP

Konstruktorzy przy współpracy z ortetykami dążą do usprawnienia możliwości ruchowych pacjentów posiadających różne dysfunkcje. Korygowanie wad anatomicznych w obrębie stopy i stawu skokowego możliwe jest za pomocą ortez AFO (ang. *Ankle-Foot Orthosis*). Jedną z odmian jest orteza typu GRAFO (ang. *Ground Reaction AFO*), której zadaniem jest przywrócenie prawidłowej postawy stopy względem podudzia oraz stworzenie odpowiedniego kąta pomiędzy osią trzonu kości piszczelowej, a osią długą. Zastosowanie ortez GRAFO jest wykorzystywane do wspomaganie procesu leczenia dziecka urodzonego z mózgowym porażeniem dziecięcym lub przepukliną oponową rdzeniową [1, 2, 6, 7].

Wśród wymagań jakie stawia się ortezom jest uzyskanie lekkiego, a zarazem wytrzymałego układu, którego zadaniem jest zahamowanie rozwoju wady. Do najpopularniejszych materiałów powszechnie wykorzystywanych w produkcji ortez, a także w dużym stopniu spełniające powyższe wymagania, należą: tworzywa termoplastyczne, żywice, włókna węglowe oraz kombinacje tych materiałów. Wciąż trwają badania na temat doboru materiału oraz ukształtowaniem geometrii ortez, aby spełniały określone funkcje oraz zapewniały komfort użytkowania [3].

Ciągły rozwój technologii informatycznych przyczynia się do usprawnienia pracy w różnych dziedzinach życia, również w medycynie. Ogrom firm wykonuje wstępną ocenę nowego lub zmodyfikowanego produktu w oparciu o analizę wytrzymałościową. W przypadku zastosowania symulacji zachowania nowych rozwiązań ortopedycznych zmniejsza się ryzyko narażenia pacjenta na niebezpieczeństwo, które miałyby miejsce

podczas badań *in vivo*. Pojedyncza analiza każdego pacjenta pozwoli na zaprojektowanie optymalnego aparatu rehabilitacyjnego pod względem funkcjonalności i komfortu uwzględniając jego cechy osobnicze [8-9].

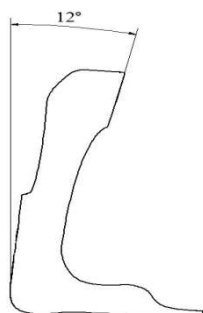
Możliwość wykorzystania technologii FDM (ang. *Fused Deposition Modeling*) szybkiego prototypowania (ang. *Rapid Prototyping*) do produkcji ortez posiada wiele zalet wśród których należy wymienić łatwiejszy dostęp do spersonalizowanych wyrobów medycznych większej liczbie pacjentów. Głównym założeniem jest dodawanie kolejnych warstw materiału do uzyskania prototypu lub gotowego modelu urządzenia bez konieczności stosowania obróbki ubytkowej [9].

2. STATYCZNA ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA

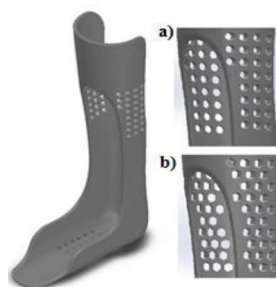
Praca zawiera wyniki przeprowadzonej statycznej analizy wytrzymałościowej dla trzech typów modeli ortezy, które różnią się między sobą materiałem. Badanie wykonano dla warunków panujących w ortezie podczas fazy *midstance*, czyli w środkowej fazie podparcia, dla której generowane są największe wartości występujących sił. Celem analizy było określenie wpływu wprowadzonych otworów wentylacyjnych na wytrzymałość konstrukcji ortezy.

2.1. Model CAD

W środowisku programów *Inventor* oraz *SolidWorks* zaprojektowano trzy modele ortezy GRAFO, których wspólnym parametrem była grubość ściany wynosząca 4 mm. Ponadto zwrócono uwagę na zachowanie ortezy w analizowanej fazie chodu, w której optymalny kąt odchylenia od osi pionowej człowieka uzyskany przez pacjenta mieści się w przedziale 10-12° [6]. Na podstawie tych informacji wykonano model odchylony o 12° – rys. 1.



Rys. 1. Kąt ortezy uzyskany podczas fazy *midstance*



Rys. 2. Model ortezy GRAFO z wykonanymi otworami o kształcie: a) koła, b) sześciokąta

W celu zmodyfikowania konstrukcji wykonano w niej dwa rodzaje otworów. Otwory o kształcie koła (97 otworów), których średnica wynosiła $\varnothing = 7$ mm oraz sześciokąta (95 otworów) o długości boku $a = 4$ mm wykonano w tych samych obszarach stabilizatora. W części pionowej otwory ulokowano w zakończeniu podpory kości strzałkowej na przejściu do przedniej części ortezy celem zminimalizowania zużycia materiału. Dodatkowym zastosowaniem otworów w przypadku drugiej powierzchni – poziomej (pomiędzy obszarem palców, w którym należy zapewnić sztywną konstrukcję, a piętą, która stanowi punkt podparcia) jest zwiększenie wentylacji. Miejsca ich rozmieszczenia przedstawia zamieszczony rysunek modelu – rys. 2.

Orteza została zaprojektowana bez uwzględnienia zapięć mocujących, wkładek usztywniających oraz innych elementów, które są dodatkowym wyposażeniem utrzymującym konstrukcję na kończynie.

Orteza została zaprojektowana bez uwzględnienia zapieć mocujących, wkładek usztywniających oraz innych elementów, które są dodatkowym wyposażeniem utrzymującym konstrukcję na kończynie.

2.2. Model obliczeniowy

Kolejnym etapem było zaimportowanie geometrii do środowiska programu *Ansys Workbench 15*, w którym przeprowadzono analizę wytrzymałościową z użyciem MES.

Przygotowanym modelom nadano cechy materiałowe zgodne z właściwościami mechanicznymi dla tworzyw stosowanych w druku 3D – PLA (polilaktyd), ABS (kopolimer akrylonitrylo – butadieno – sterynowy) oraz powszechnie stosowanego do produkcji ortez polipropylenu (PP) – tabela 1. Podczas analizy zastosowano uproszczenie modelu materiału do liniowo – sprężystego.

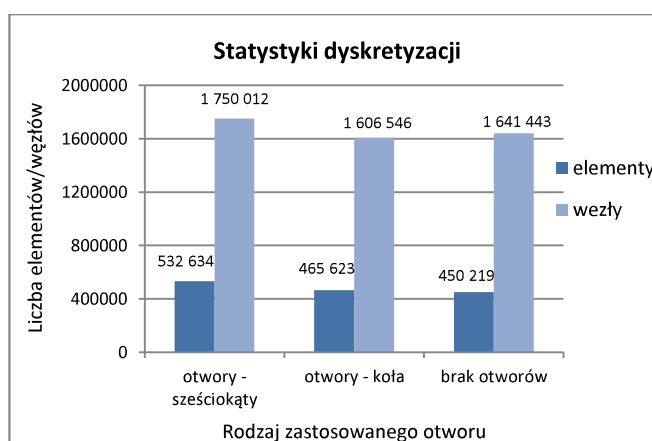
Tabela 1. Właściwości mechaniczne materiałów przeznaczonych do wytwarzania ortez [4,5,12,13]

Własność Material	Gęstość ρ [g/cm ³]	Moduł Younga E [MPa]	Liczba Poissona ν [-]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]
PLA	1,25	3500	0,36	50
ABS	1,03	2300	0,35	110
PP	0,9	1300	0,45	38

Następnie dokonano dyskretyzacji modeli – rys. 3. Zastosowano element skończony typu Hex 20, który jest wykorzystywany przy analizach brył przestrzennych. Długość boku elementu skończonego wyniosła 1 mm, a w miejscach otworów zagęszczono siatkę, gdzie zastosowano długość boku elementu równą 0,8 mm. Liczbę węzłów i elementów skończonych przedstawiono na wykresie – rys. 4.

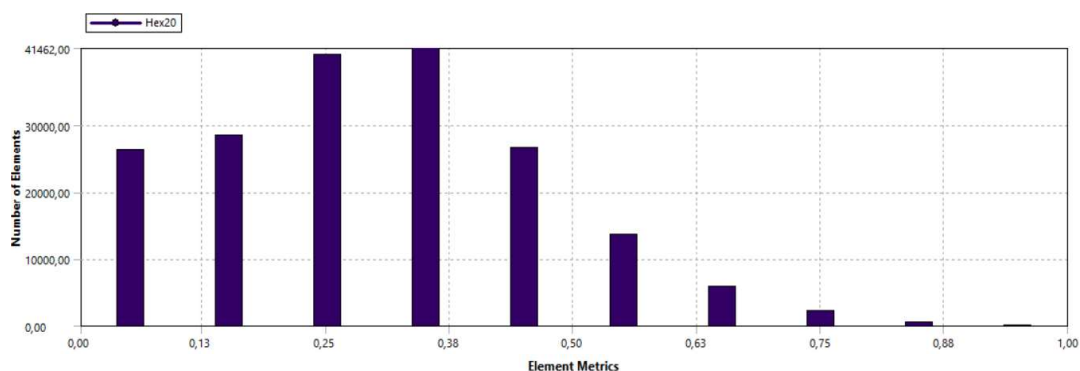


Rys. 3. Zdyskretyzowany model ortezy GRAFO



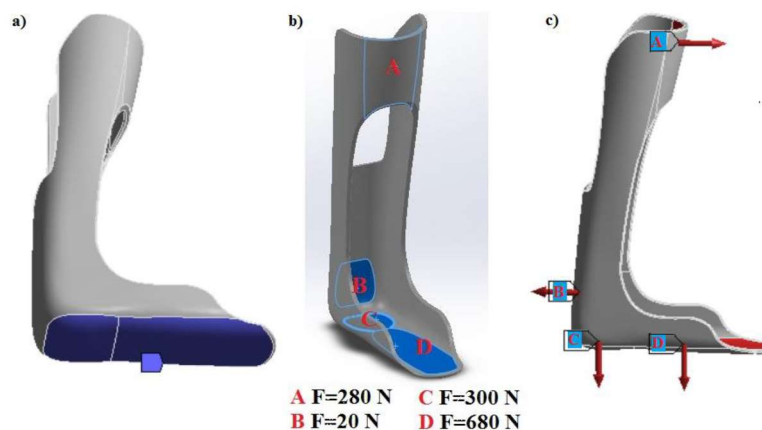
Rys. 4. Zestawienie liczby węzłów i elementów skończonych w wykonanych modelach ortezy

Zastosowane wielkości elementów skończonych umożliwiły uzyskanie modeli dyskretnych w których parametr skośności mieści się w zakresie 0 – 0,5 – rys. 5. Przedstawiony rozkład parametru skośności świadczy o bardzo dobrej jakości wygenerowanej siatki.



Rys. 5. Przykładowy rozkład elementów Hex 20 występujących w modelu ortozy z otworami o kształcie sześciokąta

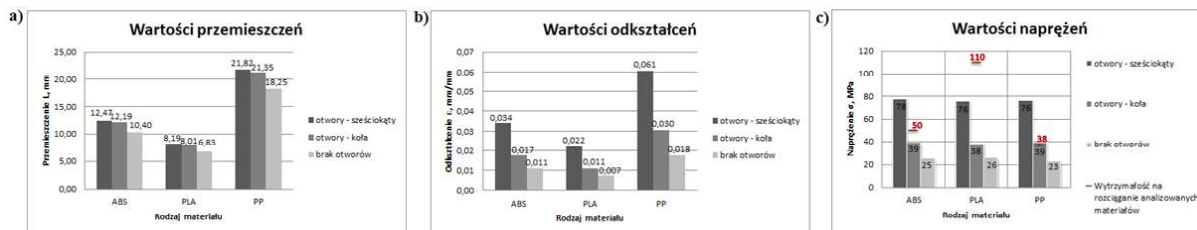
Zdefiniowano warunki brzegowe dla uzyskanych modeli. Konstrukcje utwierdzono w miejscu podłoża ortozy – rys. 6.a. Wartości sił występujące w trakcie wykonywania fazy *midstance* zaczerpnięto z danych literaturowych [10] i zdefiniowano je w poszczególnych elementach ortozy – rys. 6.b. Kierunki działania poszczególnych sił przedstawiono na schemacie – rys. 6.c.



Rys. 6. Schemat rozkładu: a) miejsca podparcia konstrukcji, b) sił działających na ortezę wraz z wartościami, c) kierunki działania sił na ortezę

3. WYNIKI

Maksymalne wartości przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera - Missesa – Henckiego przedstawiono w postaci wykresów – rys. 7.



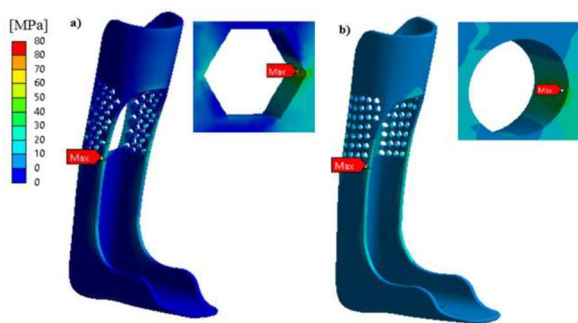
Rys. 7. Wartości: a) przemieszczeń, b) odkształceń, c) naprężeń uzyskanych w analizowanych modelach ortozy

Analiza uzyskanych wyników wykazała, że przekroczona została granica wytrzymałości na rozciąganie R_m w modelach z otworami o kształcie sześciokąta wykonanych z PLA i PP oraz koła z materiału PP (tabela 1, wykres – rys. 7).

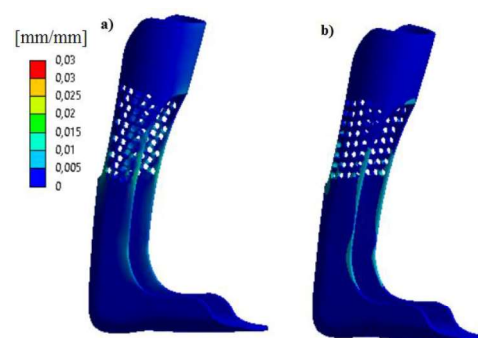
Ponadto stwierdzono, że modyfikacja postaci konstrukcyjnej ortozy otworami w kształcie kół oraz sześciokątów powoduje wzrost maksymalnych naprężeń w stosunku do ortozy niezmodyfikowanej. Obszary spiętrzenia naprężeń zlokalizowane są w części pionowej ortez zmodyfikowanych w miejscu wprowadzenia otworów – rys. 8.

Odkształcenie ortozy z otworami o kształcie sześciokąta jest skumulowane w miejscu wprowadzonych modyfikacji, a co więcej dla tego rozwiązania zanotowano najwyższe wartości omawianego parametru. Inaczej zauważono dla modelu z otworami o kształcie koła, w którym wartość odkształcenia jest o połowę mniejsze, a strefa odkształceń rozlokowana jest równomiernie na krawędzi ortozy.

Wartości przemieszczeń uzyskanych dla modeli sugerują, że konstrukcje nie są wystarczająco sztywne, aby utrzymać pożądany kąt 12° . Jednak dla materiałów PLA oraz ABS zmiany te są dwukrotnie mniejsze niż dla ortez wykonanych z polipropylenu.



Rys. 8. Obszary występowania największych wartości naprężeń w modelach ortez z otworami o kształcie: a) sześciokąta, b) koła



Rys. 9. Strefy odkształceń w modelach ortez z otworami o kształcie: a) sześciokąta, b) koła

4. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej można stwierdzić, że zaproponowane modyfikacje geometrii obniżają wytrzymałość konstrukcji ortozy w stosunku do ortozy niezmodyfikowanej. Niemniej zaobserwowano korzystne funkcjonowanie otworów o kształcie koła dla ortez wykonanych z materiału ABS.

Analiza wykazała, że w produkcji ortez typu GRAFO możliwe jest zastosowanie materiałów powszechnie wykorzystywanych w technologii FDM druku 3D [11]. Dodatkowo stwierdzono, że sztywność konstrukcji wykonanych z PLA oraz ABS jest większa od tradycyjnie stosowanego materiału na protezy jakim jest polipropylen. Zapewnienie sztywności elementów stabilizatora jest istotnym aspektem w przypadku gdy należy wykonać konstrukcję, w której praca ortozy jest niepożądana. Należy jednak zaznaczyć, że PLA zaliczany jest do materiałów biodegradowalnych, co może być tematem kolejnych badań, w których należałoby wyznaczyć czas degradacji ortozy.

Powyższa analiza wytrzymałościowa zwraca uwagę na problem związany z modyfikacją ortez, który wpływa na wytrzymałość konstrukcji. Stąd, tak istotny jest odpowiedni wybór rodzaju, miejsca i sposobu wykonywania otworów wentylacyjnych w urządzeniach tego typu. Co więcej, wybór materiału na ortezę ma fundamentalne znaczenie w produkcji ortez.

LITERATURA

- [1] Bartkowiak Z., Łuczak-Piechowiak A., Zgorzalewicz-Stachowiak M., Idzior M., Pajor J.: Metody zaopatrzenia ortopedycznego stosowane u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. *Fizjoterapia*, vol. 16, 2008, s. 99-113.
- [2] Dega W., Singer A.: *Ortopedia i rehabilitacja T.1 i 2*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1996.
- [3] Edelman J.E., Bruckner J.: *Orthotic: A comprehensive Clinical Approach*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated 2002.
- [4] Lai J., Moldflow Material Testing Report. MAT2238. NatureWorks PLA. Moldflow 2007.
- [5] Mańkowski J., Garbarczyk J., Kozłowski R., Paukszta D., Borysiak S.: Thermoplastic polimer composite. Patent nr. WO2011025398 A1.
- [6] Owen E.: The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 34(3), 2010, p. 254–269.
- [7] Przeździak B, Nyka W.: Zastosowanie kliniczne protez, ortoz i środków pomocniczych, *VIA MEDYCA* 2008.
- [8] Rusiński E.: *Metoda elementów skończonych*. Wyd. komunikacji i łączności, Warszawa 1994.
- [9] Schrank E., Stanhope S.: Dimensional accuracy of ankle-foot orthoses constructed by rapid customization and manufacturing framework. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 48, nr 1, 2011, p. 31-42.
- [10] Silva P. C., Silva M. T., Martins J. M.: Evaluation of the contact forces developed in the lower limb/orthosis interface for comfort design. *Multibody Syst Dyn*, vol. 24, 2010, p. 367–388
- [11] Telfer S., Pallari J., Munguia J., Dalgarno K., McGeough M., Woodburn J.: Embracing additive manufacture: implications foot and ankle orthosis design. Telfer et al. *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 13, no.1, 2012, p. 84
- [12] <http://www.makeitfrom.com> (data dostępu 1.03.2016)
- [13] http://xahax.com/subory/Spec_ABS.pdf (dostęp 01.12.2015)

STRENGTH ANALYSIS OF MODIFIED GRAFO ORTHOSIS USING FINITE ELEMENT METHOD

Abstract: Conducted analysis of numerical models orthoses unmodified and modified with performed holes in the shape of circle and hexagon. Calculations using Finite Element Method were conducted for different materials (ABS, PLA and PP) in *midstance* phase and there was prepared estimation of strength structures for individual solutions.