

OCENA MOŻLIWOŚCI OPTYMALIZACJI METALOWEJ KULI ORTOPEDYCZNEJ

MAŁGORZATA MARCINKOWSKA, JUSTYNA MIODOWSKA, SYLWIA ŁAGAN

*Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska
e-mail: slagan@mech.pk.edu.pl*

Streszczenie. Celem pracy było zbudowanie modelu metalowej kuli ortopedycznej i następnie ocena możliwości jej optymalizacji. Do zrealizowania tematu wykorzystano system wspomaganie procesu projektowania CATIA V5R19.

1. WSTĘP

Odruchem, który towarzyszy próbie utrzymania pionowej postawy, jest odruch podparcia. Człowiek mimowolnie stara się znaleźć punkt podparcia, który będzie mu służył jako podpora zapobiegająca upadkowi. Dlatego też ważnym etapem w odzyskiwaniu sprawności jest wprowadzenie lasek (kul). Wspomagają one sprawne poruszanie się, gdy nie można tego zrobić samodzielnie. Wraz ze wzrostem zapotrzebowania na tego rodzaju pomoc ortopedyczną wzrasta liczba możliwych wariantów oraz wprowadzanych udogodnień.

W sytuacji, gdy osoba chora jest zbyt wysoka lub zbyt niska do standardowych kul, istnieje możliwość wykonania kul na zamówienie, dopasowanych do wzrostu. Coraz częściej problemem w doborze właściwego zaopatrzenia ortopedycznego staje się otyłość, wówczas zaleca się korzystanie ze specjalnie wzmocnionych kul. Dlatego w pracy podjęto próbę oceny możliwości optymalizacji modelu metalowej kuli ortopedycznej. Zastosowano uproszczone podejście do tematu profesjonalnego inżynierskiego optymalizowania konstrukcji na podstawie oceny wytrzymałościowej jako wyznacznika kierunku kolejnych prac z zakresu optymalizacji.

2. ETAPY TWORZENIA MODELU KULI ORTOPEDYCZNEJ

Model kuli ortopedycznej ze stopniową regulacją został zamodelowany za pomocą programu CATIA V5R19 [2,3]. Celem projektu było zbudowanie wirtualnego modelu kuli ortopedycznej odwzorowanego w skali 1:1. Szczególną uwagę poświęcono odwzorowaniu geometrii i zachowaniu odpowiednich kątów oraz odległości w modelu. W początkowej fazie modelowania został zbudowany główny, rozgałęziony człon kuli, który stanowi miejsce połączenia z innymi elementami. W kolejnym etapie zostały zamodelowane wysuwane człony, dzięki którym można regulować długość kuli tak, aby była odpowiednio dopasowywana do wzrostu pacjenta. Następnie wykonano obejmę oraz połączono ją z resztą modelu. Wybrano klasyczne połączenie zawiasowe. Jako ostatni został zamodelowany

mechanizm, za pomocą którego możliwa jest regulacja długości poszczególnych członów kuli. Na samym końcu dodano gumową podkładkę, która zapobiega ślizganiu się kuli, oraz rączkę (rys.1).



Rys.1. Kompleksowy model kuli ortopedycznej

3. WYBÓR PARAMETRÓW DO WSTĘPNEJ OCENY MODELU KULI ORTOPEDYCZNEJ

Kula metalowa jest popularnym rozwiązaniem ortopedycznym, liczne schorzenia wymagają wspomagania pacjentów przez bardzo długi czas, również dożywotnio. Dlatego ważne jest dobranie właściwej kuli, dostosowanej do potrzeb pacjenta. Inspiracją tej pracy stała się idea racjonalizacji wielu aspektów: materiałowych, konstrukcyjnych, wytrzymałościowych, ergonomicznych. W celu oceny możliwości poprawy wybranych aspektów wykonano wstępne analizy wytrzymałościowe metodą elementów skończonych.

Zaproponowano zmianę materiałów. Tabela 1 prezentuje stałe materiałowe wykorzystane do obliczeń numerycznych (moduł Younga [MPa] oraz współczynnik Poissona). Wszystkie materiały definiowano jako jednorodne, izotropowe, sprężyste. Dodatkową modyfikacją jest dodanie po zewnętrznej stronie opaski żebrowania, które poprawi jej sztywność i wytrzymałość na pękanie oraz zapobiegnie deformacjom.

Tabela 1. Stałe materiałowe wykorzystane w obliczeniach

Materiał	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona
Stal	200	0,266
Guma	0,02	0,490
Włókno węglowe HT	140	0,270
Włókno węglowe HM	220	0,250
Włókno węglowe UHM	294	0,230
Aluminium	70	0,346
Włókno węglowe 80-98%	90	0,250
Włókno węglowe 99%	420	0,250
Polipropylen	2,3	0,380

W wygenerowanym modelu zostało przyłożone obciążenie na rączce oraz na wewnętrznej stronie obejm (rys.2) oraz utwierdzenie w miejscu styku podkładki gumowej z podłożem w dolnej części kuli.

Wartości przyłożonych obciążeń zostały wybrane następująco:

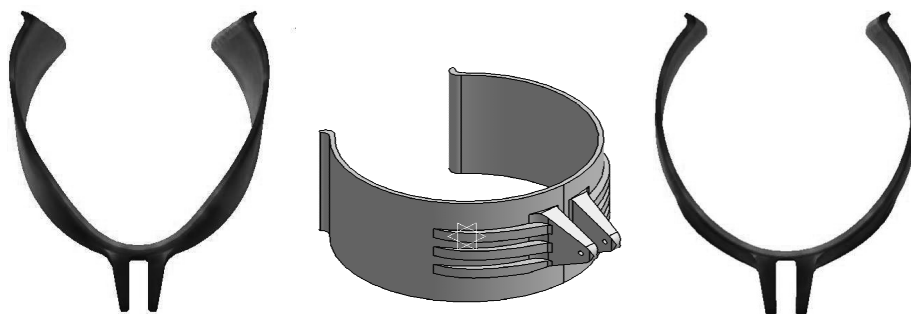
- obciążenie rączki: 80 [%] ciężaru ciała dorosłego mężczyzny – 675[N] działające w dół,
- obciążenie obejm: 20 [N] działające w kierunku podłużnym na obwodzie opaski.



Rys. 2. Miejsca zdefiniowania obciążenia

4. OCENA MOŻLIWOŚCI OPTYMALIZACJI KONSTRUKCJI KULI ORTOPEDYCZNEJ

Proces oceny przeprowadzono na podstawie analizy wytrzymałościowej konstrukcji, rozważaniom poddano wartości maksymalne oraz miejsca lokalizacji koncentracji naprężeń. Jest to uproszczone podejście do tematu inżynierskiego optymalizowania konstrukcji, jednak wydaje się być wystarczające w początkowym etapie prac. Funkcją celu jest bowiem ergonomiczny kształt rozpatrywany przez pryzmat oceny wytrzymałościowej. Zastosowanie kryterium optymalizacji, jakim może być minimalizacja naprężeń, należy odnieść do otrzymanego kształtu kuli, który powinien spełniać wymogi ergonomiczności. Zmniejszenie naprężeń maksymalnych występujących w elementach (członie głównym kuli oraz w opasce) otworzy możliwość wykorzystania innych materiałów, lżejszych lub ekonomiczniejszych, bez zagrożenia przekroczenia naprężeń dopuszczalnych. Dlatego podjęto próbę zamodelowania żebrowania wokół opaski w celu podwyższenia jej wytrzymałości oraz sztywności (rys.3).



bez żebrowania

z żebrowaniem

Rys. 3. Efekt usztywnienia opaski ramieniowej poprzez dodanie uźebrowania

5. ANALIZA WYNIKÓW

W wyniku zastosowania proponowanych materiałów możliwe jest obniżenie masy kuli ortopedycznej. Wyjściowy produkt z członami stalowymi szacowano na 2,095 [kg], natomiast z członem głównym z kompozytu węglowego i aluminiowych członów wsuwanych możliwe jest uzyskanie 0,803 [kg]. Aspekt ten jest niezwykle istotny przy dedykowaniu kuli osobom starszym lub z porażeniami kończyn górnych, u których obserwuje się trudności z generowaniem odpowiedniej siły mięśniowej w celu długotrwałego stosowania kul.

Kolejnym zagadnieniem jest ocena wytrzymałościowa kuli. Tabela 2 przedstawia wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych dla zaproponowanych materiałów konstrukcyjnych. Miejsce koncentracji naprężeń obrazuje rys.4.

Tabela 2. Zestawienie maksymalnych naprężeń zredukowanych w funkcji materiału

Material	Maksymalne naprężenia [MPa]
Stal	25,7
Włókno węglowe HT	25,5
Włókno węglowe HM	26,3
Włókno węglowe UHM	27,0
Aluminium	21,7
Włókno węglowe 80-98%	26,3
Włókno węglowe 99%	25,5



Rys.4. Koncentracja naprężeń w uchwycie rączki kuli ortopedycznej

Zamodelowanie kuli ortopedycznej w programie CATIA v5 oraz jej analiza wytrzymałościowa umożliwiły zlokalizowanie miejsc koncentracji naprężeń, co pozwala na lepszą racjonalizację tego przyrządu ortopedycznego. Dodanie żebera do obejmy zapobiegło jej deformacjom. Zastąpienie stali innym materiałem (kompozytem węglowym [1]) zmniejszyło masę, nie wpływając negatywnie na wytrzymałość kuli, w zakresie obciążenia generowanego przez ciężar pacjenta. Natomiast usuwanie lokalnych koncentracji naprężeń można uzyskać wprowadzając promienie zaokrąglenia, np. pomiędzy rączką kuli a jej trzonem. Wprowadzone zmiany z pewnością zwiększyłyby komfort użytkowania, szczególnie w przypadku osób skazanych na długoterminowe wspieranie się na kuli.

LITERATURA

- [1] Boczkowska A., Kapuściński J., Lindemann Z., Witemberg Perzyk D., Wojciechowski S.: Kompozyty. Warszawa: Ofic. Wyd. Pol. Warsz., 2003.
- [2] Wyleżoł M.: CATIA v5 Modelowanie układów kinematycznych. Gliwice: Helion, 2007,
- [3] Wyleżoł M.: Modelowanie bryłowe w systemie CATIA. Gliwice: Helion, 2006.

THE ESTIMATE OF THE POSSIBILITY OPTIMIZATION THE METAL ORTHOPAEDIC CRUTCH

Summary. The aim of authors work was creating a model of metal crutch and subsequently assessment of possibility to optimize it. To pursue that goal they used a system supporting computer design called CATIA V5R19.