

**POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ BUDOWY MASZYN I ZARZĄDZANIA
INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA
SEMESTR VI ROK III
2015 / 2016**

Modelowanie i symulacja zagadnień biomedycznych

**PORÓWNANIE WYTRZYMAŁOŚCI
ALUMINIOWEJ I STALOWEJ ŁOKCIOWEJ
KULI ORTOPEDYCZNEJ NA PODSTAWIE
SYMULACJI MES**

PROWADZĄCY: dr hab. Tomasz Stręk, prof. nadzw.

**Jakub Michalski
Michalina Bryll**

Spis treści:

1. Wprowadzenie	3
2. Wstęp teoretyczny	3
2.1. Kule ortopedyczne	3
2.2. Wytrzymałość materiałów.....	4
2.3. Metoda elementów skończonych.....	5
3. Symulacja wytrzymałościowa modelu	6
3.1. Model aluminiowy.....	6
3.2. Model stalowy.....	12
4. Podsumowanie.....	15
5. Bibliografia	16

1. Wprowadzenie

Celem projektu jest wykonanie komputerowej symulacji wytrzymałości łokciowej kuli ortopedycznej na obciążenia powstające podczas jej użytkowania. Analiza przeprowadzona będzie dwukrotnie w celu porównania wytrzymałości kuli wykonanej z dwóch różnych materiałów - aluminium i stali. Symulacja zrealizowana zostanie w programie Comsol Multiphysics.

2. Wstęp teoretyczny

2.1 Kule ortopedyczne

Kule ortopedyczne stosowane są do wspomagania chodu osób z porażeniem kończyn dolnych, po amputacjach i chorobach reumatologicznych lub też z innymi schorzeniami lokomocyjnymi. Zwiększają płaszczyznę podparcia, a ponadto podpierają kończynę górną. Stosują je osoby wymagające utrzymania równowagi i pomocy w przenoszeniu masy ciała w przypadku cięższych dysfunkcji kończyn dolnych lub tułowia. Używają ich też chorzy ze znacznie zaburzoną sprawnością ogólną. Kule dzielimy na łokciowe i pachowe [1,3].

Kula łokciowa stanowi podparcie dla ręki i dla 1/3 bliższej części przedramienia. Mankiet kuli podpierający przedramię może mieć kształt półkolisty, otwarty albo zaciskający się sprężysto na przedramieniu. Drugi z wymienionych typów mankietu pozwala wykonywać czynności ręką bez odkładania kuli.

W przypadku zaburzeń ruchowych znacznego stopnia można stosować w kulach łokciowych rączki, tak zwane anatomiczne, zapewniające podparcie kłębu kciuka większą powierzchnią. Wówczas kule są odrębne dla rąk prawej i lewej.

Osobom z dysfunkcją ręki albo wymagającym oparcia ciężaru ciała na barkach zaleca się kule pachowe. Pacjenci z chorobą reumatyczną używają specjalnego rodzaju kul, umożliwiających opieranie się całym przedramieniem i sterowanie kulą za pomocą uchwytu umieszczonego z przodu.

Z przeznaczeniem dla chorych po amputacji kończyny górnej dostosowuje się kule pachowe, montując rękaw, do którego wkłada się kikut, co umożliwia sterowanie kulą. Pacjenci z niedowładem ręki, np. w niedowładach połowicznych, korzystają z kuli dzięki przymocowanej rękawicy, poprawiającej chwytanie. Wykonywane są też indywidualnie konstruowane uchwyty silikonowe lub metalowe o odpowiednim kształcie [2].

Długość kul i lasek dobiera się dla pacjenta w pozycji stojącej z kończyną górną zgiętą w łokciu pod kątem 30 stopni. Chory trzyma uchwyt kuli opierając się o podłoże kilka centymetrów przed noskiem buta po stronie zewnętrznej. Inną metodą dopasowania jest pomiar odległości od wierzchołka krętarza wielkiego kości udowej do podłoża.

W przypadku zaburzeń jednej kończyny dolnej pacjent trzyma kulę po stronie zdrowej. Podczas fazy wymachu kończyny zdrowej ciężar ciała przenosi się na kulę i odciąża chorą kończynę. Odstępstwem od tej zasady jest sytuacja, gdy ręka po stronie zdrowej jest niesprawna albo jeżeli w chorej kończynie kolano i biodro są niestabilne. Wówczas kula

działa na innej zasadzie - następuje przyparcie kończyny do kuli i w ten sposób jej unieruchomienie [5].

Część dystalna kuli jest zakończona gumową nasadką z pierścieniowymi nacięciami zapobiegającymi ślizganiu się. Zimą, gdy chodniki są oblodzone, stosuje się zaostrzone metalowe nakładki lub nasadki z kolcami, które można zdjąć w pomieszczeniu.

Odstawiane kule często przewracają się. Podczas próby podniesienia ich przez osoby starsze niejednokrotnie dochodzi do wywrócenia się użytkownika. Konsekwencją tego są często złamania kończyn górnych lub okolicy szyjki kości udowej. W związku z tym bardzo dobrym rozwiązaniem jest stosowanie osprzętu w postaci chwytaków i uchwytów na kule.

Najczęściej kule wykonuje się z aluminium, ale można też stosować materiały takie jak stal, tytan, drewno, kompozyty węglowe, włókno szklane czy tworzywa termoplastyczne [4].

2.2. Wytrzymałość materiałów

Właściwości materiałowe:

- Moduł Younga (E) – współczynnik sprężystości podłużnej – wielkość określająca sprężystość materiału, wyraża zależność względnego odkształcenia liniowego (ε) od naprężenia (σ):

$$E = \frac{\varepsilon}{\sigma}$$

- Moduł Kirchhoffa (G) – moduł ścinania lub moduł sprężystości poprzecznej – współczynnik uzależniający odkształcenie postaciowe (γ) od naprężenia ścinającego (τ):

$$G = \frac{\tau}{\gamma}$$

- Współczynnik Poisson'a (ν) – stosunek odkształcenia poprzecznego (ε_{pop}) do odkształcenia podłużnego (ε) przy osiowym stanie naprężenia:

$$\nu = \frac{\varepsilon_{pop}}{\varepsilon}$$

- Granica plastyczności (R_e) – wartość naprężenia, przy których zaczynają powstawać nieodwracalne mikroskopowe odkształcenia plastyczne we wszystkich ziarnach, występuje płynięcie materiału.
- Wytrzymałość – wartość naprężeń rozciągających, ścinających, zginających bądź ściskających, przy których dochodzi do zniszczenia (zerwania, pęknięcia) danego ciała

Naprężenie – miara gęstości powierzchniowej sił wewnętrznych występujących w ośrodku ciągłym, jest to podstawowa wielkość mechaniki ośrodków ciągłych. Opisywana jest przez macierz:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

Odształcenie – miara deformacji ciała poddanego działaniu sił zewnętrznych. Opisuje je macierz:

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_y & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yz}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix}$$

Naprężenia zredukowane von Misesa

Kryterium maksymalnego naprężenia zredukowanego wg von Misesa opiera się na hipotezie von Misesa- Hencky'ego. Hipoteza ta stwierdza, że materiał plastyczny zaczyna ustępować

w miejscu, gdzie naprężenia zredukowane wg von Misesa stają się równe granicy naprężenia. W większości przypadków jako granica naprężenia wykorzystywana jest granica plastyczności.

$$\sigma_{vonMisesa} = \frac{\sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_z - \sigma_y)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}}{\sqrt{2}}$$

Prawo Hook'a

Podstawowa reguła liniowej mechaniki ośrodków ciągłych, określa zależność odkształcenia od naprężenia.

$$\sigma = E\varepsilon$$

2.3. Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych – metoda aproksymacji (otrzymywania rozwiązań przybliżonych) równań różniczkowych cząstkowych, równania te stanowią model matematyczny, najczęściej procesu lub stanu układu fizycznego. Proces lub stan opisywane są za pomocą parametrów będących funkcjami położenia w przestrzeni i ewentualnie czasu.

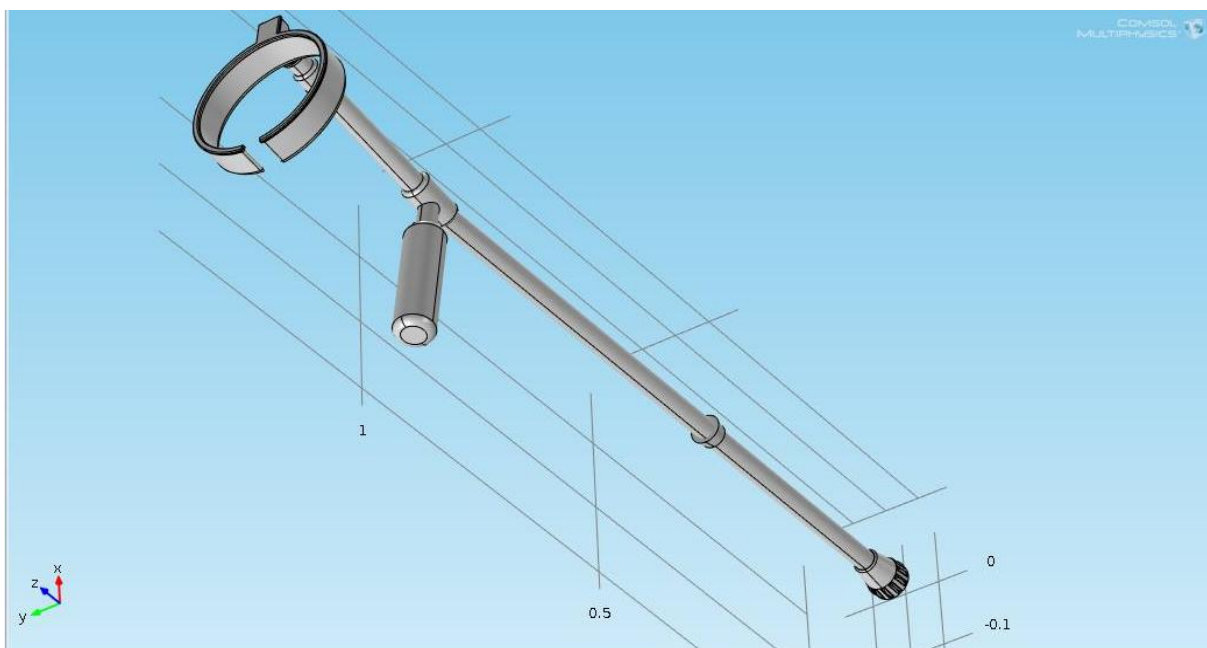
Zasada działania tej metody polega na podziale analizowanego elementu lub konstrukcji na skończoną ilość elementów dyskretnych (dyskretyzacja). Samo rozwiązanie zadania MES polega na przeprowadzeniu obliczeń tylko dla węzłów tego podziału.

MES stosuje się m.in. do badania wytrzymałości konstrukcji (od budownictwa po protetykę), analiz przepływu ciepła, dynamiki płynów, procesów transportu masy i energii (np. dyfuzja) oddziaływań elektrostatycznych, elektromagnetycznych i innych.

3. Analiza wytrzymałościowa modelu

Do zbadania wytrzymałości kuli na obciążenia powstające podczas ruchu pacjenta wykorzystaliśmy model 3D kuli łokciowej pobrany ze strony internetowej grabcad.com (plik STP).

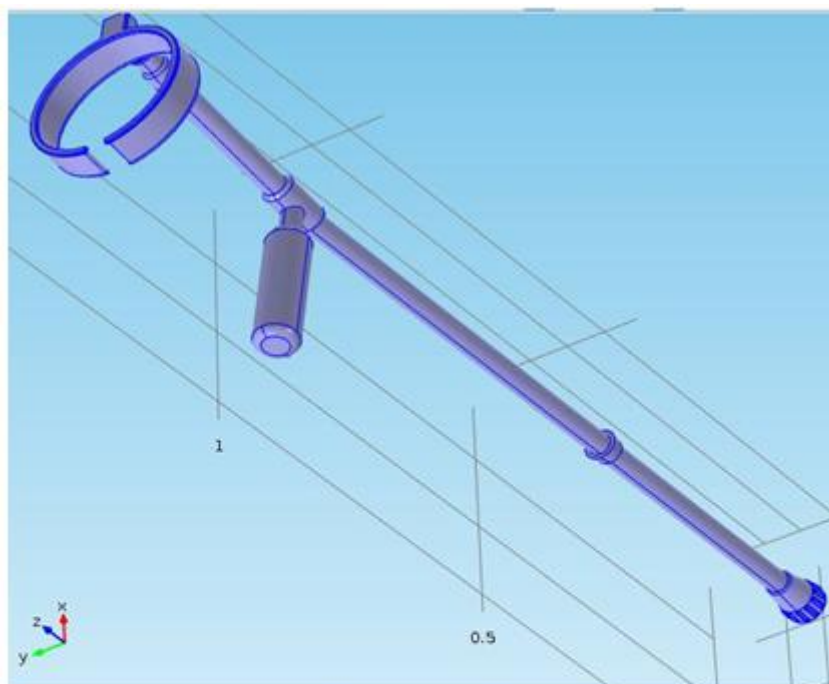
Pierwszym etapem symulacji było zaimportowanie modelu do programu COMSOL Multiphysics. Format STP można bezpośrednio wczytać w programie COMSOL, bez konieczności poddawania modelu konwersji na reprezentację wokselową (można to zrobić m.in. w programie Autodesk Meshmixer przy pomocy narzędzia „Make Solid”) [12].



Rys. 1 Okno programu COMSOL z zaimportowanym modelem kuli.

3.1. Model aluminiowy

Dla wczytanego modelu należało ustawić odpowiedni materiał. Na początek wybraliśmy często stosowane w tego typu sprzęcie rehabilitacyjnym aluminium [4,14].



Materiał liniowo sprężysty definiowany jest następująco:

$$-\nabla \cdot \underline{\sigma} = \mathbf{F}_V, \quad \underline{\sigma} = \mathbf{s}$$

$$\mathbf{s} - \mathbf{s}_0 = \underline{\underline{C}} : (\underline{\epsilon} - \underline{\epsilon}_0 - \underline{\epsilon}_{inel})$$

$$\underline{\epsilon} = \frac{1}{2} [(\nabla \mathbf{u})^T + \nabla \mathbf{u}]$$

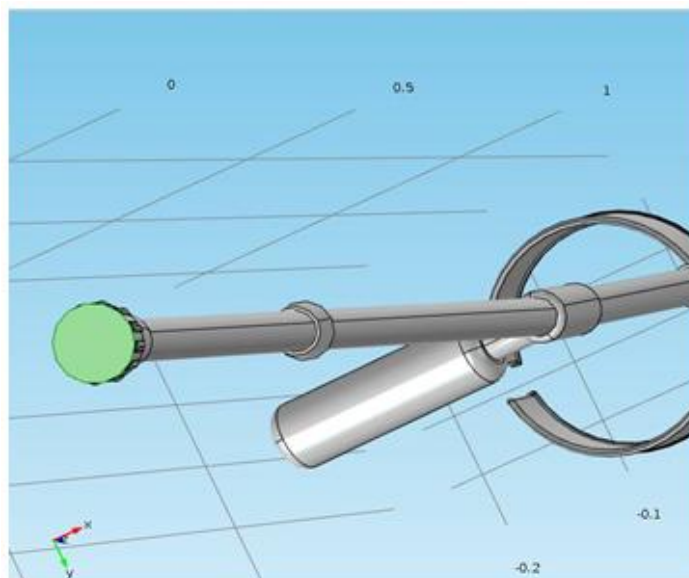
Rys. 2 Przypisanie materiału do modelu.

Property	Name	Value	Unit
✓ Density	rho	2730[k...	kg/...
✓ Young's modulus	E	69e9[Pa]	Pa
✓ Poisson's ratio	nu	0.33	1
Relative permeability	mur	1	1
Electrical conductivity	sigma	2.326e...	S/m
Coefficient of thermal expan...	alpha	23.2e-...	1/K
Heat capacity at constant pr...	Cp	893[J/(...	J/(kg
Relative permittivity	epsil...	1	1
Thermal conductivity	k	155[W...	W/(...

Rys. 3 Właściwości wybranego materiału - Aluminium 3003-H18

Po upewnieniu się, że wszystkie 3 własności materiału potrzebne do analizy wytrzymałościowej (gęstość, moduł Younga i współczynnik Poissona) są zdefiniowane, można było przystąpić do ustawienia warunków brzegowych.

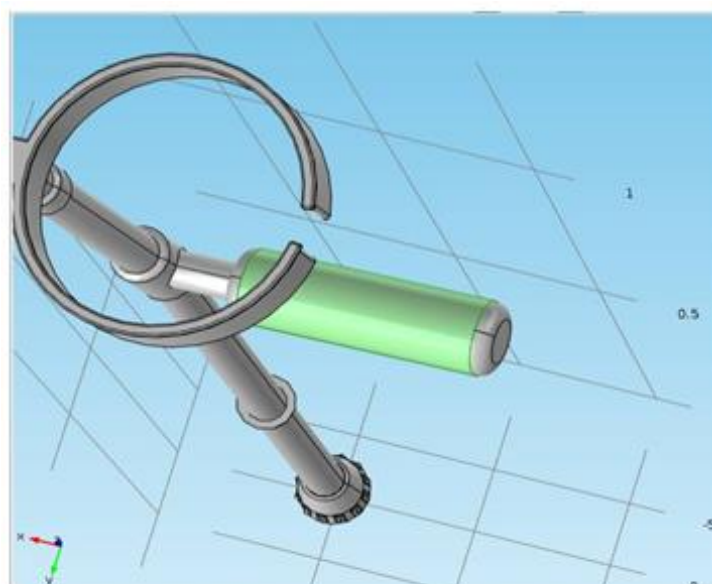
Najpierw nałożyliśmy utwierdzenie („Fixed Constraint”) na podstawę kuli stykającą się z podłożem. Tego typu wiązania odbiera powierzchni wszystkie stopnie swobody [13].



Warunek utwierdzenia: $\underline{u} = \underline{0}$

Rys. 4 Nałożenie utwierdzenia na podstawę kuli wraz z równaniem tego warunku brzegowego

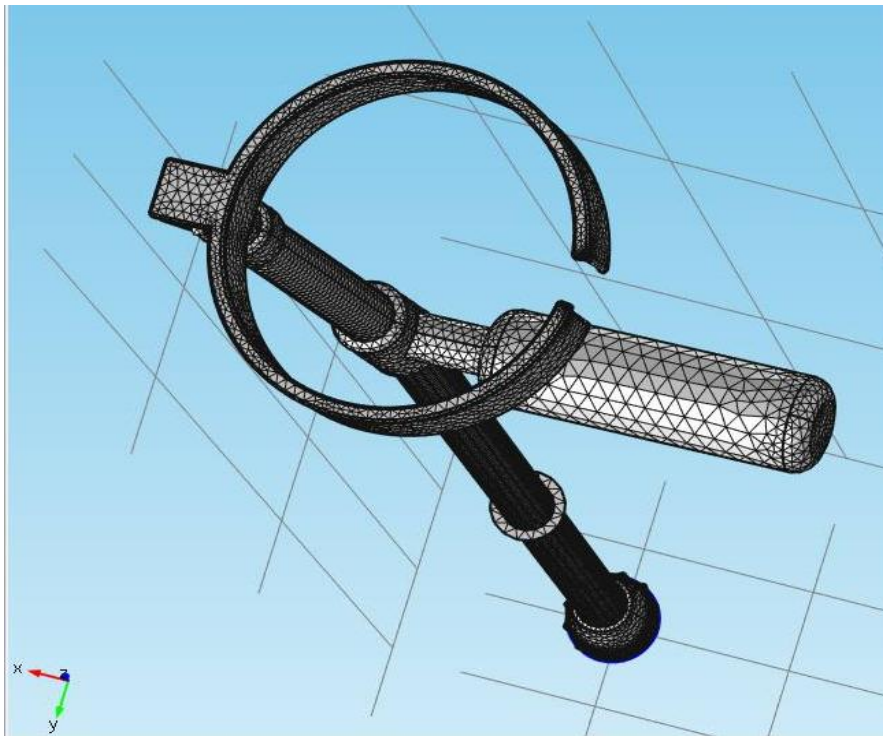
Kolejnym etapem było zadanie sił obciążającej uchwyt kuli. W tym celu skorzystaliśmy z funkcji „Boundary Load” i ustawiliśmy siłę całkowitą jako 500 N (wzdłuż osi Z, skierowaną przeciwnie do jej kierunku). Wartość siły przyjęliśmy dla pacjenta ważącego ok. 100 kg (kulę obciąża połową ciężaru ciała). Jest to masa przyjmowana zwykle jako maksymalne dopuszczalne obciążenie kul ortopedycznych [14].



Warunek: $\sigma \cdot \underline{n} = \underline{F}_A$
 $F_A = \frac{F_{tot}}{A}$

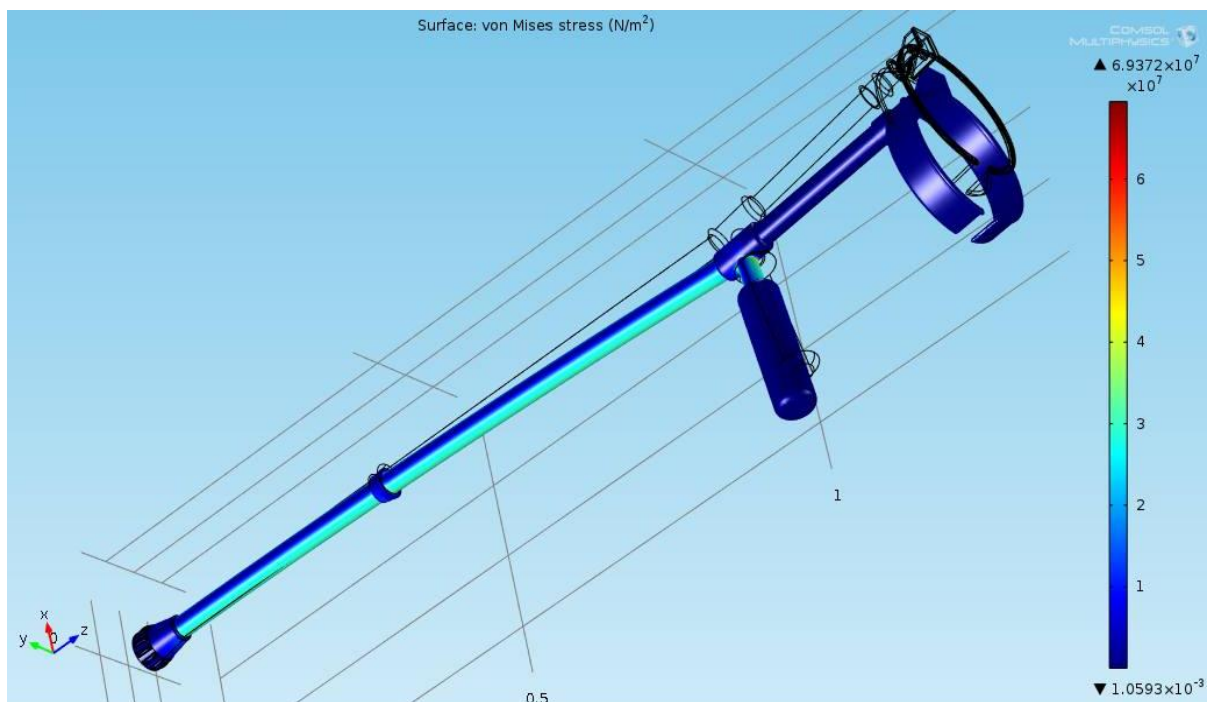
Rys. 5 Ustawienie siły całkowitej i równania tego warunku.

Ostatnim krokiem przed uruchomieniem symulacji jest nałożenie na model siatki elementów skończonych (typ triangular). Wybraliśmy siatkę generowaną automatycznie („Physics-controlled mesh”) o gęstości „Finer”.

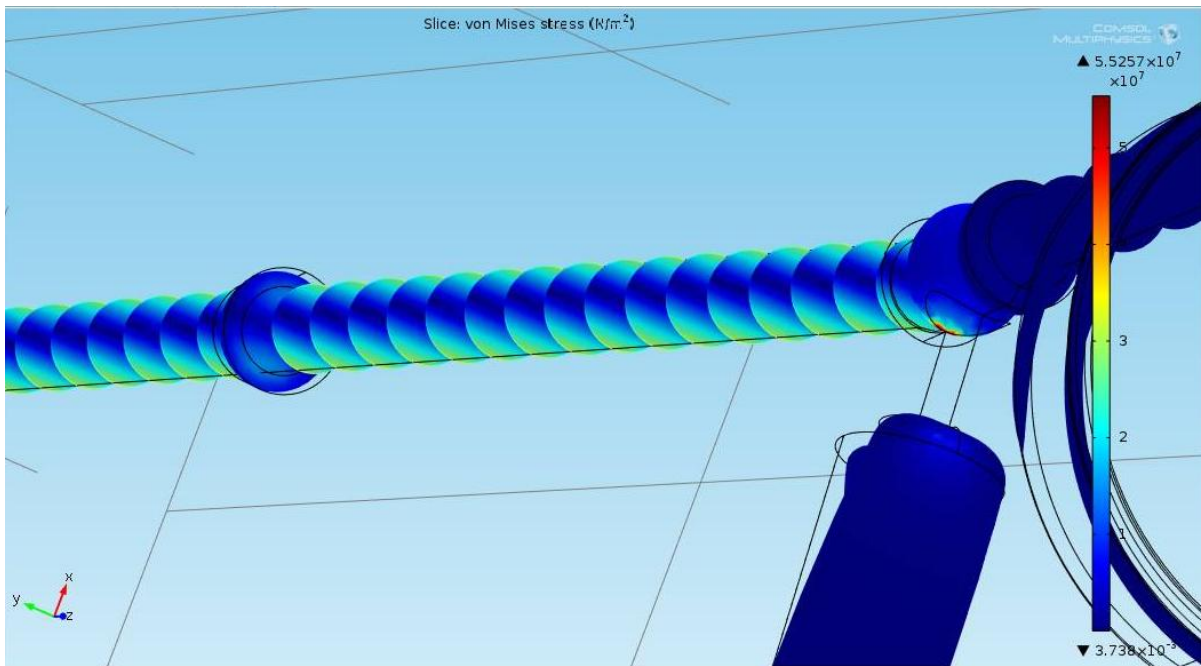


Rys. 6 Siatka MES nałożona na model.

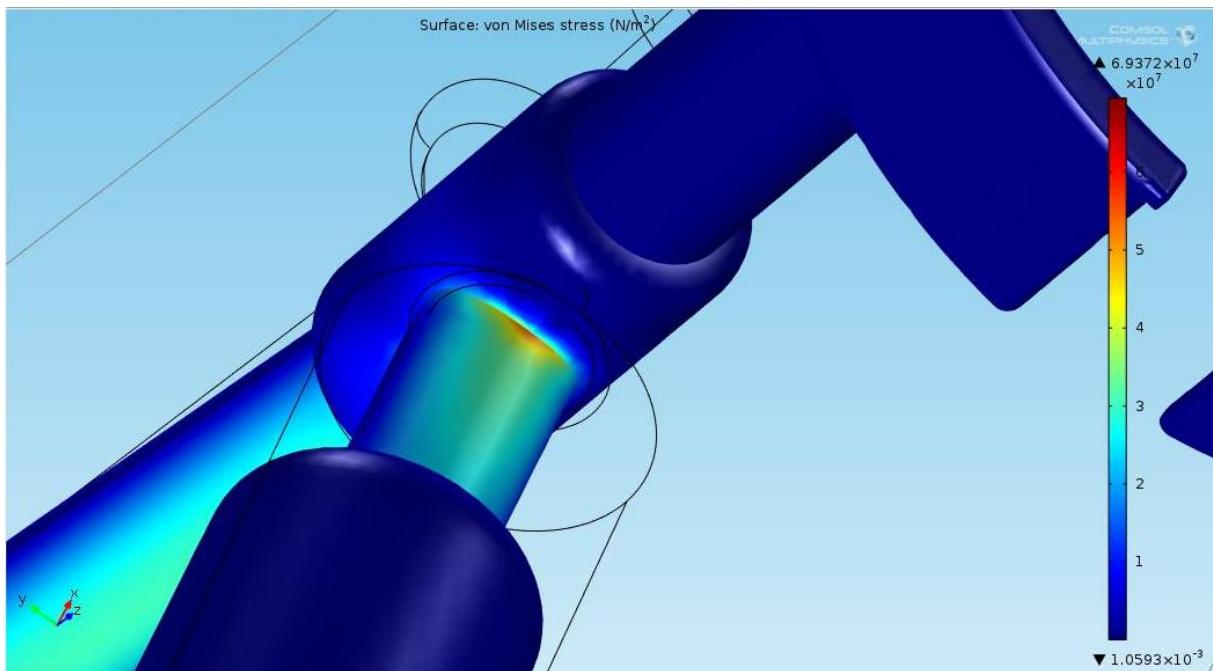
Z przeprowadzonej symulacji uzyskaliśmy następujące wyniki:



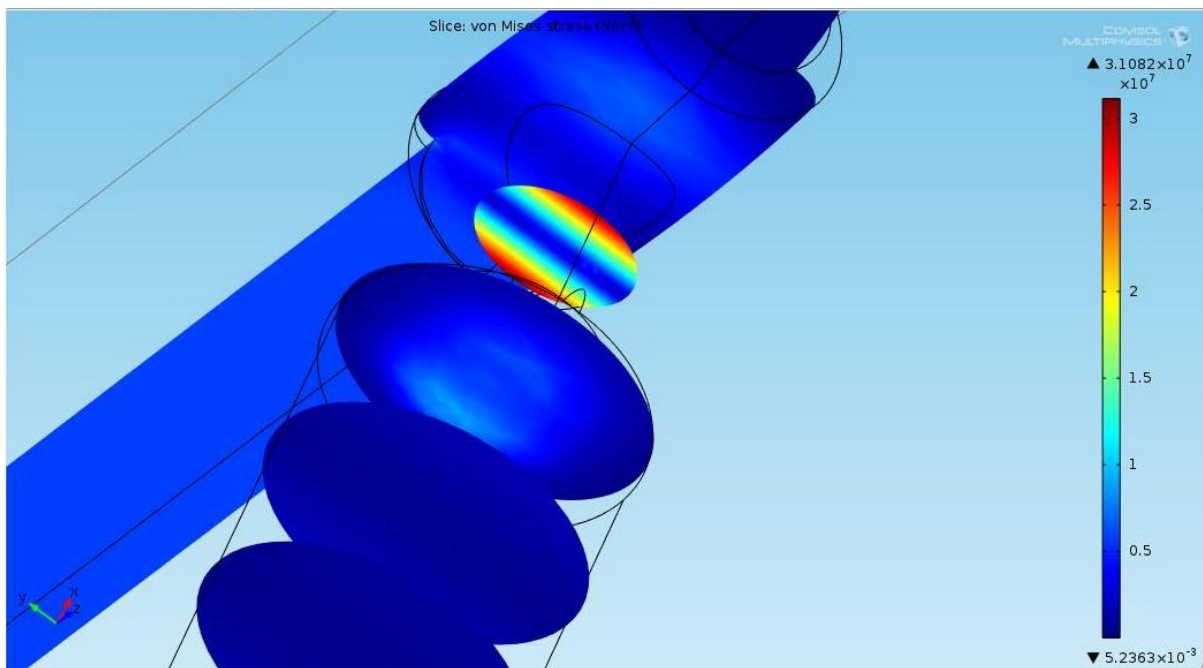
Rys. 7 Naprężenia zredukowane von Misesa w Pa przedstawione jako wykres powierzchniowy



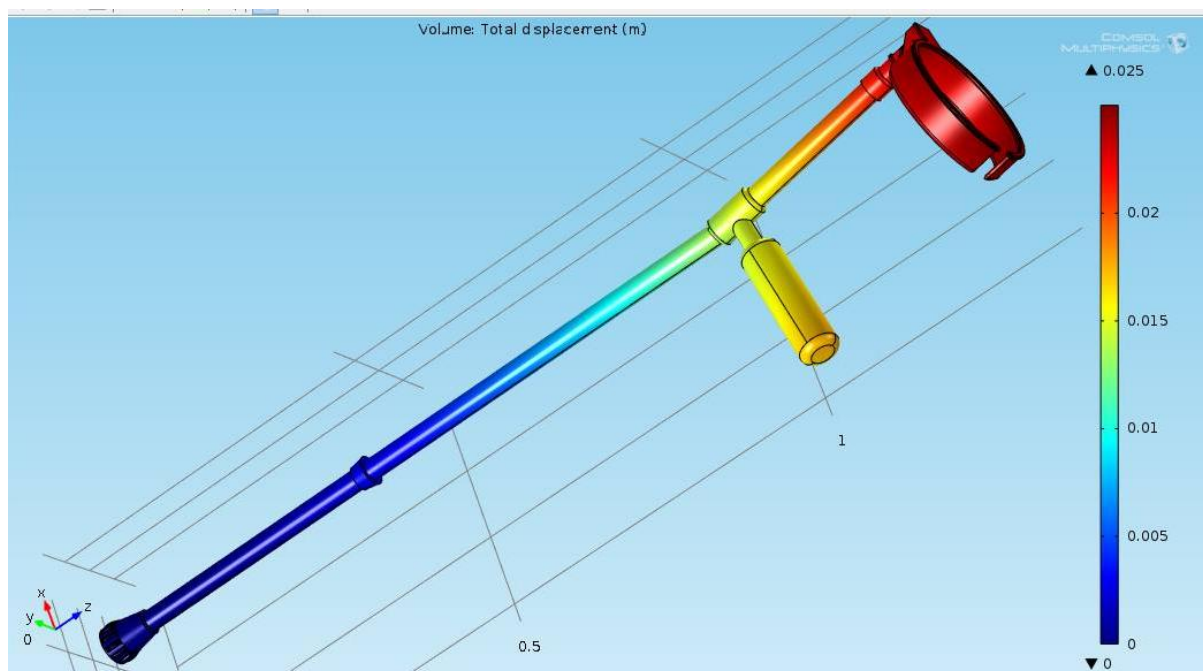
Rys. 8 Naprężenia von Misesa w formie slice'ów



Rys. 9 Naprężenia von Misesa w punkcie, w którym ich wartość była największa



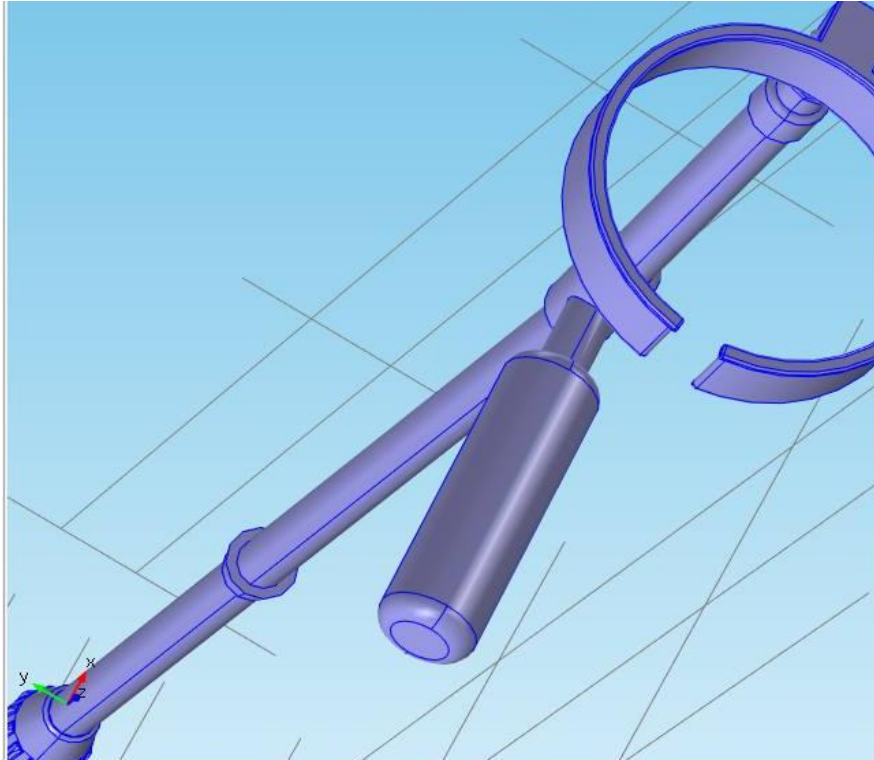
Rys. 10 Największe naprężenia von Misesa przedstawione na slice'ach w celu uwidocznienia sytuacji wewnątrz uchwytu



Rys. 11 Całkowite przemieszczenie kuli w metrach

3.2. Model stalowy

Po uzyskaniu wyników dla aluminium powtórzyliśmy symulację zmieniając materiał na stal (typ AISI 4340), która jest drugim najczęściej stosowanym materiałem na kule ortopedyczne [4,14].

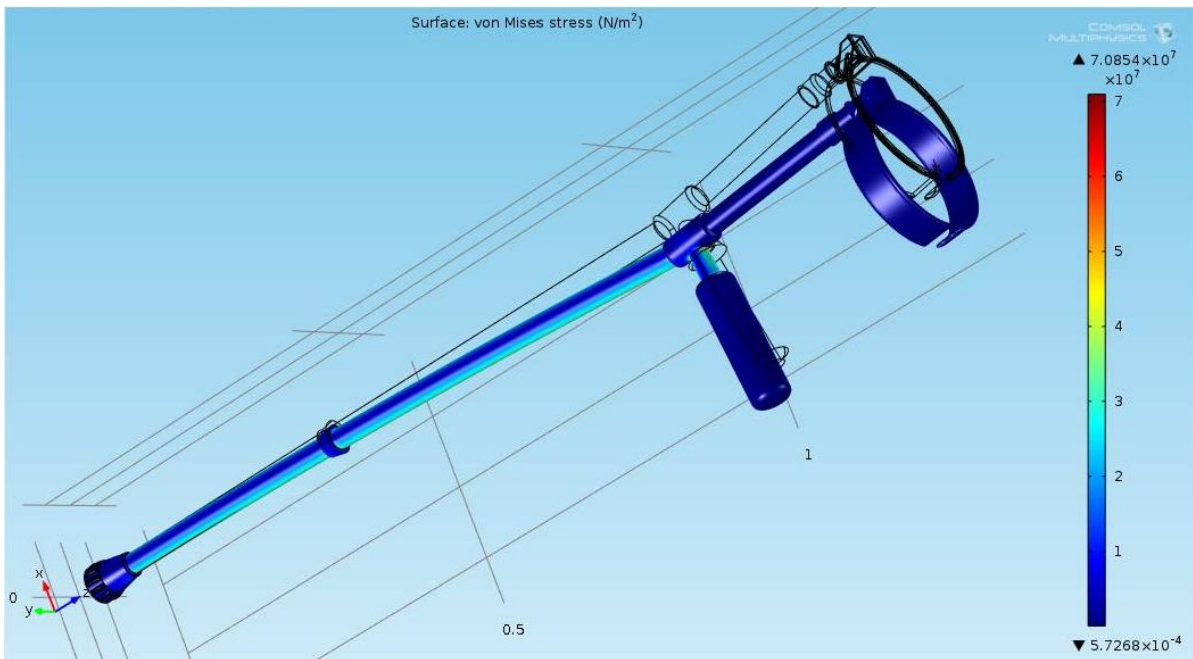


Rys. 12 Ustawienie nowego materiału do modelu

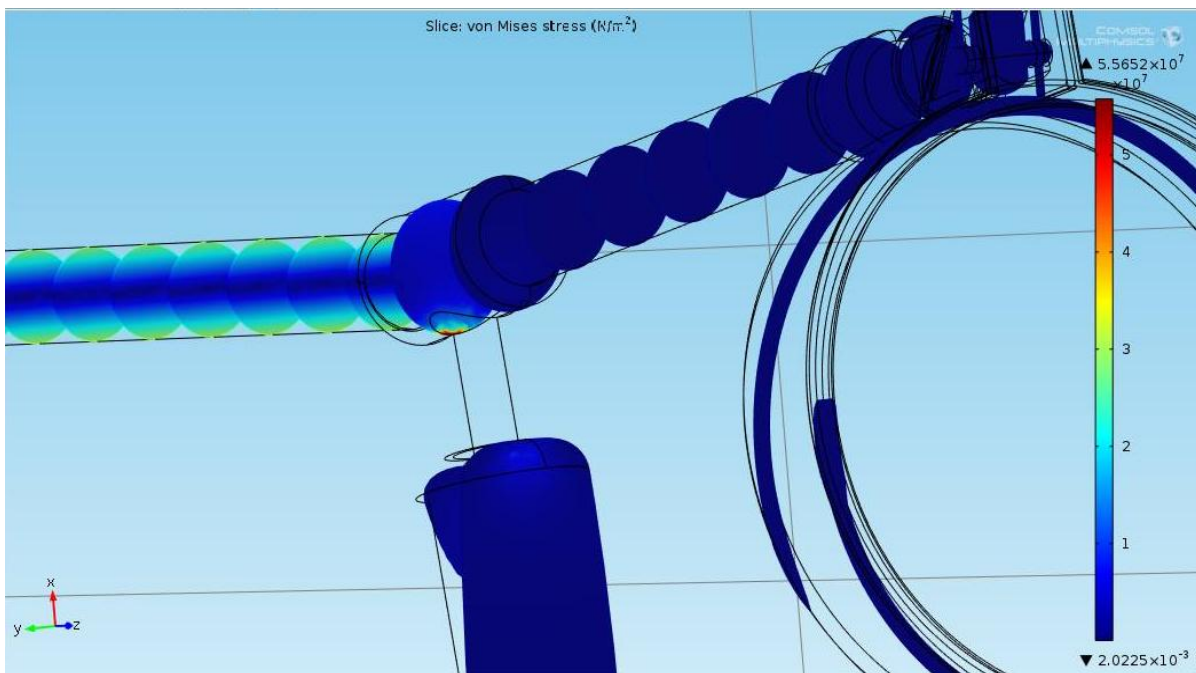
Property	Name	Value	Unit
✓ Density	rho	7850[k...	kg/...
✓ Young's modulus	E	205e9[...	Pa
✓ Poisson's ratio	nu	0.28	1
Relative permeability	mur	1	1
Electrical conductivity	sigma	4.032e...	S/m
Coefficient of thermal expan...	alpha	12.3e-...	1/K
Heat capacity at constant pr...	Cp	475[J/(...	J/(kg.
Relative permittivity	epsil...	1	1
Thermal conductivity	k	44.5[W...	W/(...

Rys. 13 Właściwości wybranego materiału – Stal AISI 4340

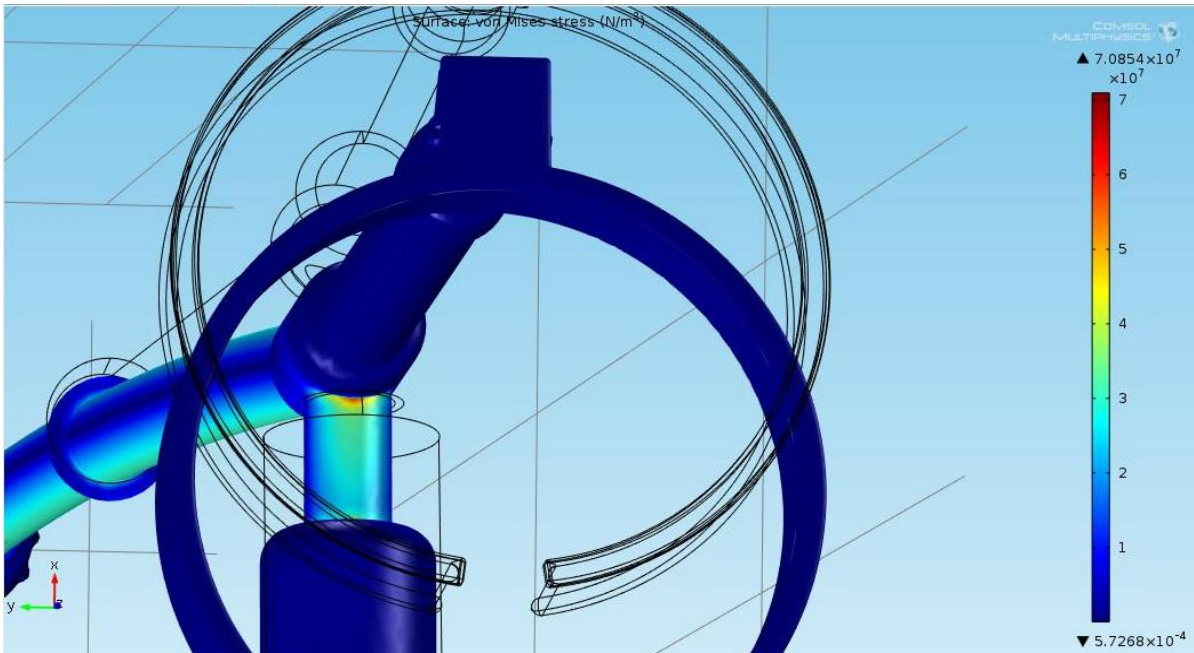
Uzyskaliśmy następujące wyniki:



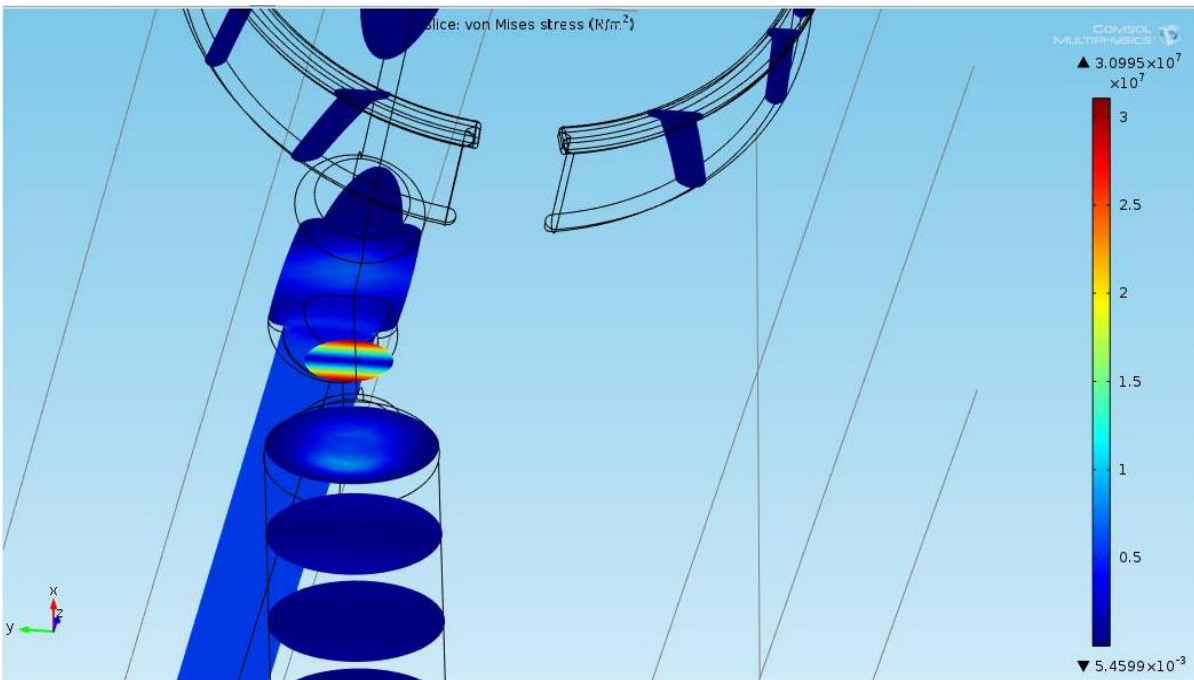
Rys. 14 Naprężenia von Misesa na powierzchni kuli stalowej



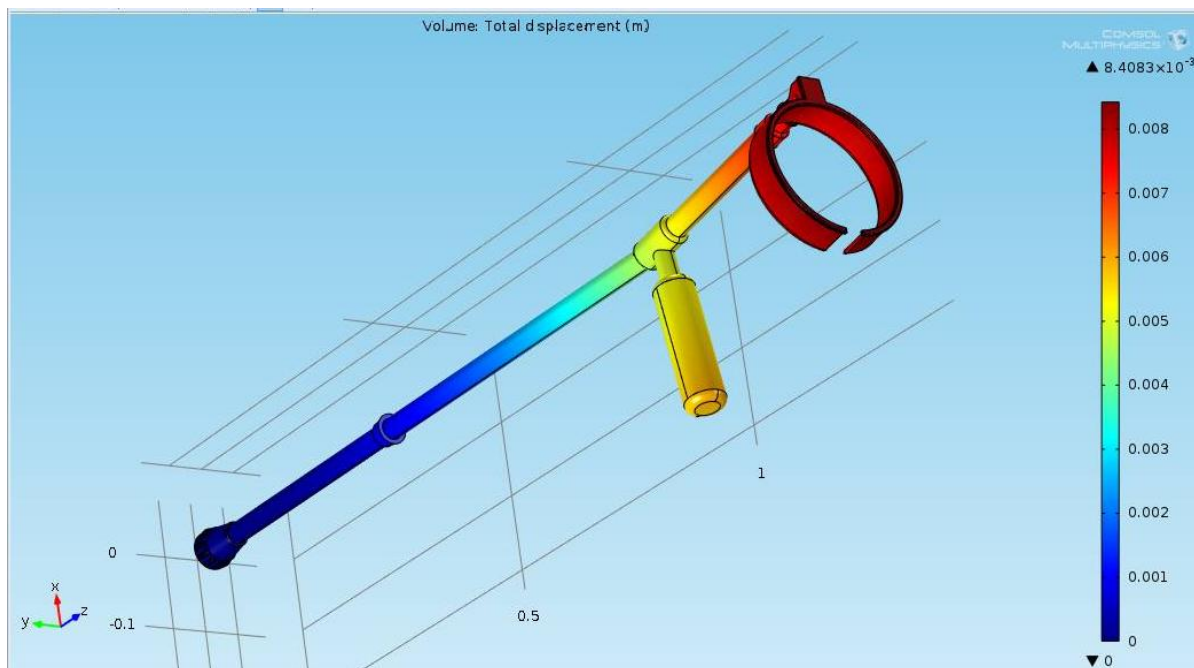
Rys. 15 Naprężenia przedstawione za pomocą slice'ów



Rys. 16 Zbliżenie na miejsce, w którym wystąpiły największe naprężenia



Rys. 17 Największe naprężenia wewnątrz uchwytu pokazane w przekroju



Rys. 18 Całkowite przemieszczenie kuli stalowej

4. Podsumowanie

Symulacje wykazały, że obie kule wytrzymają obciążenie jakie występuje podczas użytkowania ich przez pacjenta o masie 100 kg. Naprężenia w kuli aluminiowej osiągnęły w krytycznym punkcie 69 MPa co jest wartością nie przekraczającą granicy plastyczności materiału (ok. 250 MPa). Natomiast w kuli stalowej naprężenia osiągnęły wartość 70 MPa, a granica plastyczności stali AISI 4340 to ok. 470 MPa [8,9]. Przemieszczenia całkowite obu kul były stosunkowo małe, ale zauważalne.

W przypadku kuli aluminiowej wyniosły one maksymalnie 0,025 m (2,5 cm) a dla stalowej 0,0084 m (0,84 cm).

Świadczy to o tym, że chociaż obie kule wytrzymają powstające naprężenie, to kula stalowa odkształci się w znacznie mniejszym stopniu (dla kuli aluminiowej wystąpiło ok. 3 razy większe przemieszczenie).

Poza tym gdyby obciążenie kuli było większe niż zadane przez nas 500 N, to kula aluminiowa mogłaby ulec uszkodzeniu a stalowa pozostałaby sprawna, gdyż ma ok. 2 razy większą granicę plastyczności.

Ponadto należy zwrócić uwagę na fakt, iż największe naprężenia wystąpiły w miejscu styku uchwytu z kulą. Projektując tego typu sprzęt rehabilitacyjny należy więc zwrócić uwagę na dobór odpowiedniego połączenia tych dwóch elementów i rozważyć dodatkowe wzmocnienie w tym miejscu.

5. Bibliografia

- [1]. W. Nyka, B. Przeździak „Zastosowanie kliniczne protez, ortoz i środków pomocniczych”, Via Medica, Gdańsk 2008
- [2]. E. Mikołajewska „Neurorehabilitacja. Zaopatrzenie ortopedyczne”, PZWL, Warszawa 2009
- [3]. J. Marciniak, A. Szewczenko „Sprzęt szpitalny i rehabilitacyjny”, Wydawnictwo Politechniki Śląskie, Gliwice 2003
- [4]. S.M. Bradley, C.R. Hernandez “Geriatric Assistive Devices” Mount Sinai School of Medicine, New York 2011
- [5]. J.R. Fisk, J.D. Hsu, J.W. Michael “AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices”, Mosby, 2008
- [6]. J. Zielnica „Wytrzymałość materiałów”, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001
- [7]. Z. Dyląg, A. Jakubowicz, Z. Orłoś „Wytrzymałość materiałów tom 1 i 2”, WNT, Warszawa 2007
- [8]. M.E. Niezgodziński, T. Niezgodziński „Wzory, wykresy i tablice wytrzymałościowe”, WNT, Warszawa 2013
- [9]. L.A. Dobrzański „Materiały inżynierskie i projektowanie materiałowe”, WNT, Warszawa 2006
- [10]. O.C. Zienkiewicz „Metoda elementów skończonych”, Wydawnictwo Arkady, Warszawa 1972
- [11]. G. Rakowski, Z. Kacprzyk „Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji”, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2005
- [12]. B. Dytała „Integracja i spójność modeli w inżynierii odwrotnej: wybrane aspekty technicznych i medycznych zastosowań reverse engineering”, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2013
- [13]. „Introduction to COMSOL Multiphysics”
- [14]. [http://delf-sklep.pl/blog/8-O kulach ortopedycznych slow kilka Cz I .html](http://delf-sklep.pl/blog/8-O%20kulach%20ortopedycznych%20s%C5%82ow%20kilka%20Cz%20I.html)
- [15]. <http://www.aafp.org/afp/2011/0815/p405.html>
- [16]. <http://www.strek.strefa.pl/students.html>