

**Dagmara TEJSZERSKA**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice  
**Tomasz DŁUGOSZEWSKI**, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice  
**Damian GAŚIOREK**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

## ANALIZA WYTRZYMAŁŚCIOWA ENDOPROTEZY STAWU KOLANOWEGO

Streszczenie. W artykule przedstawiono analizę wytrzymałościową endoprotezy stawu kolanowego z wyłączeniem elementu udowego dla kilku wariantów obciążenia. Analiza ta pozwala na obserwację wpływu obciążenia na stan naprężeń i odkształceń w kości i endoprotezie. Model i jego analizę przeprowadzono metodą elementów skończonych w programie Ansys Workbench.

### 1. WSTĘP

Od niespełna półwieku na świecie stosuje się alloplastykę stawu kolanowego, pierwszy sztuczny staw w postaci endoprotezy zawiasowej został wszczepiony przez Walldiusa w 1951r. Zabieg wszczepiania endoprotezy stosuje się w celu wyleczenia zmian chorobowych w stawie kolanowym powstałych w skutek urazów, zwyrodnień. Dzięki zastosowaniu endoprotezy można zniwelować towarzyszący tym zmianom ból przeszkadzający w normalnym chodzeniu. Najczęściej takiemu zabiegowi poddawane są osoby starsze w wieku około 50-60 lat. [1],[3],[4]

Podczas operacji zamocowania endoprotezy dąży się do tego aby resekcja kości była jak najmniejsza a jednocześnie pozwalała na zamocowanie endoprotezy w taki sposób aby w jak największym stopniu odwzorować ruchy wykonywane przez staw kolanowy.[5]

W artykule przedstawiono analizę endoprotezy stawu kolanowego z wyłączeniem części udowej, badaniu poddano tylko część piszczelową zamocowaną w kości wraz z podkładką bez uwzględnienia cementu jako łącznika endoprotezy z kością piszczelową.

Model został wykonany w programie Ansys Workbench, dzięki czemu była możliwa jego analiza wytrzymałościowa, jak i obróbka poszczególnych elementów,

Do zamodelowania wariantów obciążenia wykorzystano model Maqueta.[1]

### 2. PROCES MODELOWANIA

W procesie modelowania wykonano model kości piszczelowej składający się z części korowej i gąbczastej oraz model endoprotezy stawu kolanowego składający się z elementu piszczelowego i podkładki.

#### 2.1. Model kości piszczelowej

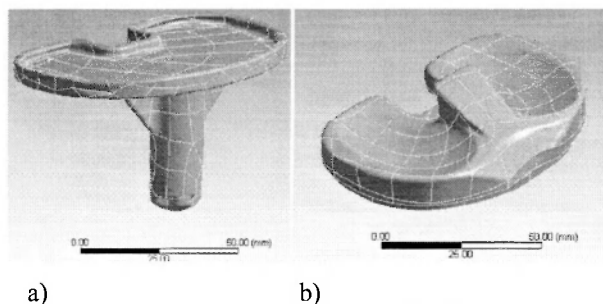
Do budowy tego modelu użyto modelu udostępnionego w postaci pliku IGES przez Marco Viceconti z Rizzoli Orthopaedic Institute [7]. Na podstawie tego pliku wykonano model składający się z kości korowej i gąbczastej o parametrach przedstawionych w tabeli 1[6].

Tabela 1. Parametry wytrzymałościowe kości użyte do analizy [6]

Materiał	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona
Kość korowa	20,7	0,3
Kość gąbczasta	14,8	0,3

## 2.2. Model endoprotezy stawu kolanowego

W celu wykonania modelu endoprotezy stawu kolanowego posłużono się danymi uzyskanymi za pomocą skanowania 3D endoprotezy cementowej. Na ich podstawie po odpowiedniej obróbce powstał model elementu pieszczelowego (Rys.1a) i model podkładki (Rys. 1b).



Rys. 1. Model endoprotezy stawu kolanowego a) element pieszczelowy, b) podkładka

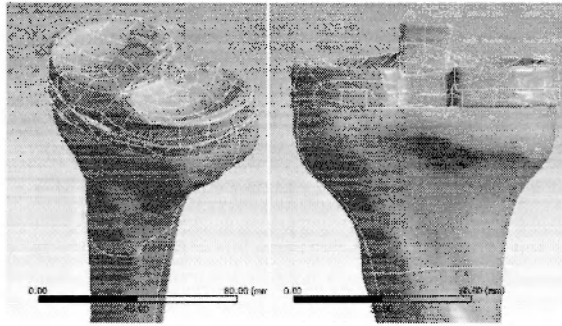
Jako materiał dla elementu pieszczelowego przyjęto stal Cr-Ni-Mo, a dla podkładki polietylen o parametrach podanych w tabeli 2[2].

Tabela 2. Własności materiałowe dla elementów endoprotezy stawu kolanowego [2]

	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona	$R_m$ [MPa]	$R_{0,2}$ [MPa]
Element pieszczelowy	193	0,31	800	300
Podkładka	1,1	0,42	33	25

## 2.3. Model kości pieszczelowej z endoprotezą

W celu odpowiedniego zamocowania endoprotezy model kości pieszczelowej został przycięty o około 15 [mm] mierzac od wierzchołka kości, przed ścięciem kość została ustawiona w pozycji, która jak najlepiej odwzorowuje położenie anatomiczne. Po zabiegu cięcia w kości wydrążono otwór pozwalający na osadzenie elementu pieszczelowego endoprotezy. Na końcu do bruzdy w elemencie pieszczelowym włożono podkładkę z polietylenu. Ze złożenia wszystkich elementów powstał model (Rys. 2), dla którego przeprowadzono analizę wytrzymałościową. W modelu tym nie uwzględniono cementu, który jest używany do połączenia endoprotezy z kością.



Rys. 2. Model kości piszczelowej z endoprotezą

### 3. ANALIZA WYTRZYMAŁOŚCIOWA

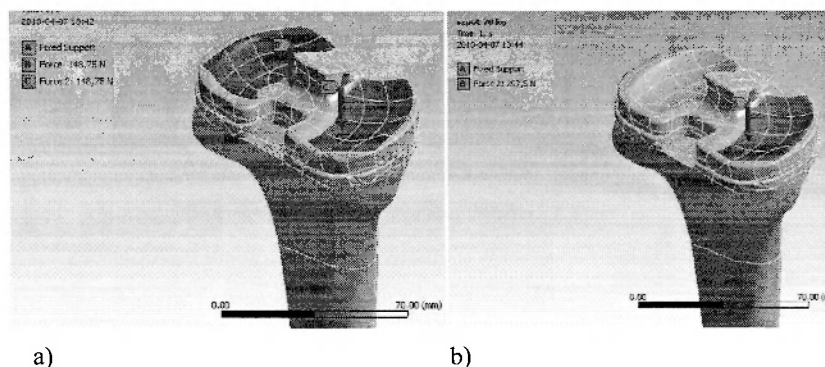
#### 3.1. Założenia wstępne

Warianty obciążeń zastosowanych w analizie wynikają z modelu obciążeń opracowanego przez Maqueta, który pokazuje jak rozkładają się obciążenia w stawie kolanowym w różnych płaszczyznach i przy różnych czynnościach. Do analizy zastosowano trzy przypadki obciążenia:

- Przypadek I – pacjent stojący na dwóch nogach, na pojedynczy staw kolanowy działa wtedy siła o wartości około 42,5% masy całego ciała, rozłożona równomiernie na całej powierzchni stawu (Rys. 3a)
- Przypadek II – pacjent stojący na jednej nodze, na pojedynczy staw działa siła o wartości około 93% masy całego ciała (Rys. 3a)
- Przypadek III – pacjent z kolanem szpotawym, siła działa tylko z jednej strony stawu (Rys. 3b)[1]

Podstawa kości została utwierdzona, a siła działa na model na kierunku osi „z”. Każdy przypadek został obliczony dla trzech różnych pacjentów o masach podanych w tabeli 4. Do analizy użyto metody elementów skończonych dostępnej w programie Ansys Workbench .

Poszczególne elementy zostały ze sobą powiązane za pomocą kontaktu związanego.

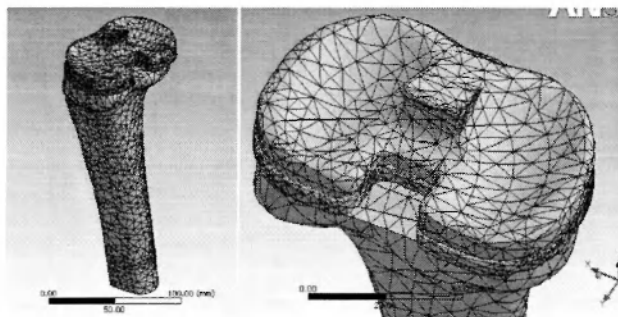


Rys. 3. Analizowane przypadki obciążenia endoprotezy a) przypadek I i II, c) przypadek III

Tabela 4. Wartości sił użyte do analizy

	Masa [kg]	Siła działająca na endoprotezę [N]		
		Przypadek I	Przypadek II	Przypadek III
Pacjent 1	70	297,5	651	297,5
Pacjent 2	100	425	930	425
Pacjent 3	120	510	1116	510

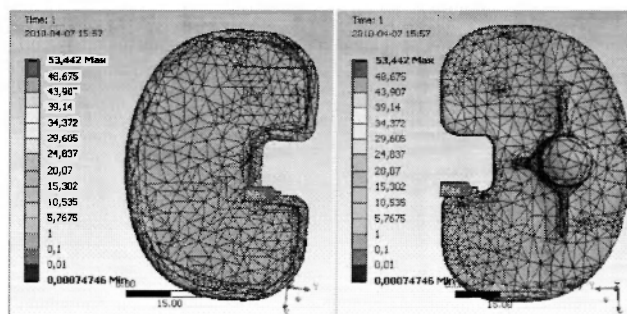
Model do obliczeń został zdyskretyzowany metodą elementów skończonych. Dla elementu o rozmiarze 5[mm] uzyskano 19542 elementów skończonych (Rys. 4), z tego podkładka posiada ich 2681, element piszczelowy 6047, kość piszczelowa korowa 5623, a kość piszczelowa gąbczasta 5191. Dla tak zdyskretyzowanego modelu wyznaczono naprężenia i odkształcenia występujące pod wpływem działania obciążeń opisanych powyżej.



Rys. 4. Dyskretyzacja modelu

### 3.2. Analiza naprężeń występujących w modelu

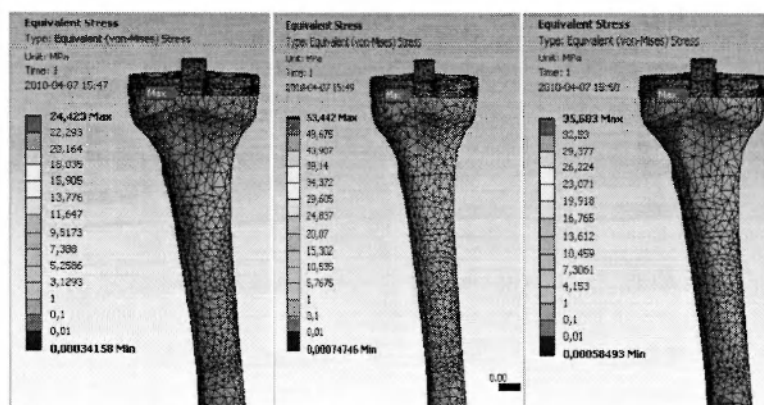
Największe naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera uzyskano w elemencie piszczelowym endoprotezy (Rys. 5) dla przypadku gdy pacjent o masie 120[kg] stoi na jednej nodze. Wartość maksymalna tych naprężeń wynosi około 53,5 [MPa]. Pozostałe wartości uzyskane dla innych przypadków oraz różnych mas pacjentów zestawiono w tabeli 5.



Rys. 5. Rozkład naprężeń w elemencie piszczelowym endoprotezy dla pacjenta o masie 120 [kg]

Rozkład naprężeń w całym modelu przedstawiono na przykładzie pacjenta o masie 120 [kg]. Gdy stoi na dwóch nogach (Rys. 6a) naprężenia w kości korowej nie przekraczają 5,3 [MPa], w kości gąbczastej mieszczą się w granicy 3,2 [MPa], dla podkładki osiągają maksymalnie około 0,7 [MPa], a dla elementu piszczelowego wynoszą maksymalnie 24,423 [MPa].

Analizując wariant ze stanem pacjenta o masie 120 [kg] na jednej nodze (Rys. 6b) to: maksymalne naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera w kości korowej wynoszą około 11,5 [MPa], w kości gąbczastej 6,912 [MPa], w podkładce osiągają wartość około 1,5 [MPa], a w elemencie piszczelowym wynoszą aż 53,5 [MPa].



Rys. 6. Rozkład naprężeń w modelu a) stanie na dwóch nogach, b) stanie na jednej nodze, c) kolano szpotawe

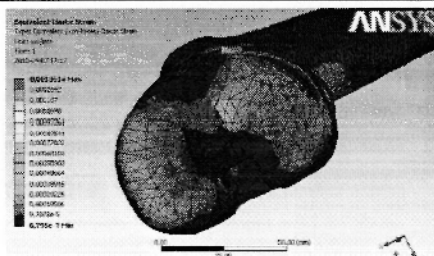
Gdy do analizy dla pacjenta o masie 120 [kg] zastosuje się trzeci wariant obciążenia, tzw. kolano szpotawe (Rys. 6c) to: maksymalne naprężenia zredukowane w kości piszczelowej korowej osiągną wartość 5,782 [MPa], w kości piszczelowej gąbczastej wartość maksymalnych naprężeń zredukowanych będzie niższa niż w przypadku II i wyniesie 5,852 [MPa], w podkładce naprężenia te wyniosą 1,038 [MPa] a w elemencie piszczelowym osiągną wartość 35,683 [MPa].

Tabela 5. Maksymalne naprężenia zredukowane wg. Hipotezy Hubera

Element	Wariant	Naprężenia maksymalne w zależności od masy [MPa]		
		Pacjent 70[kg]	Pacjent 100[kg]	Pacjent 120[kg]
Element piszczelowy	Przypadek I	14,247	20,352	24,423
	Przypadek II	31,175	44,535	53,442
	Przypadek III	19,025	29,736	35,683
Podkładka	Przypadek I	0,398	0,566	0,683
	Przypadek II	0,865	1,243	1,491
	Przypadek III	0,553	0,865	1,038
Kość korowa	Przypadek I	3,046	4,278	5,223
	Przypadek II	6,692	9,549	11,446
	Przypadek III	3,085	4,818	5,782
Kość gąbczasta	Przypadek I	1,832	2,623	3,149
	Przypadek II	4,033	5,758	6,912
	Przypadek III	3,131	4,904	5,858

### 3.3. Analiza odkształceń występujących w modelu

Największe odkształcenia zredukowane wg hipotezy Hubera występują w podkładce, gdy analizowany jest pacjent o masie 120 [kg] wynoszą one dla przypadku stania na jednej nodze (Rys. 7) około 0,001.



Rys. 7. Odształcenia występujące w modelu

#### 4. WNIOSKI

Z przeprowadzonej analizy wynika że najbardziej niekorzystnym modelem obciążenia dla endoprotezy jest przypadek stania na jednej nodze, występujące naprężenia są wtedy nawet dwa razy większe od naprężeń występujących dla przypadku gdy pacjent stoi na obu nogach.

Najbardziej obciążony jest element pieszczelowy endoprotezy, który w badanym modelu ma bezpośredni kontakt z kością. Dodatkowo największe naprężenia pojawiły się w miejscach zaokrągleń o małym promieniu, nierówności i wyżłobień, dlatego podczas projektowania jak i wykonywania tych elementów należy zwrócić dużą uwagę na to aby łuki i zaokrąglenia były łagodne, a powierzchnie równe. Naprężenia zredukowane występujące w elementach endoprotezy nie przekroczyły wartości dopuszczalnych określonych w tabeli 2.

Na otrzymane wyniki wpływa dokładność odwzorowania kształtu endoprotezy i kości, miejsce przyłożenia obciążenia a także dyskretyzacja modelu.

#### LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 1997.
- [2] Marciniak J.: Biomateriały. Gliwice: Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2002.
- [3] Kubacki J.: Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych i rehabilitacyjnych. Katowice: Wydawnictwa AWF Katowice, 2004.
- [4] Kusz D., Wojciechowski P., Cieliński Ł., Iwaniak A., Jurkojc J., Gąsiorek D.: Stress distribution around a TKR implant: are lab results consistent with observational studies?. Acta of Bioengineering and Biomechanics Vol.10 No.4 s.21-26, 2008.
- [5] Bellemans J., Ries M., Victor J.: Total Knee Arthroplasty. Heidelberg. Springer, 2005.
- [6] Rho J. Y., Ashman R. B., Turner C. H.: Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. Journal of Biomechanics Vol. 26 No. 2 s.111-116, 1993.
- [7][http://www.biomedtown.org/biomed\\_town/LHDL/Reception/datarepository/repositories/BeRepWikiPages/VisibleHumanMaleBoneSurfaces](http://www.biomedtown.org/biomed_town/LHDL/Reception/datarepository/repositories/BeRepWikiPages/VisibleHumanMaleBoneSurfaces)

#### STRENGTH ANALYSIS OF TOTAL KNEE PROSTHESIS

**Summary.** Numerical strength analysis of total knee prosthesis without femur element for few variants of load was presented in this paper. This analysis allow us observe the influence of load on the state of stress and strain in tibia bone and prosthesis. The model and its finite element analysis was performed in ANSYS Workbench.