

**Anna BRYNKUS, Sylwia ŁAGAN**, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

## **ANALIZA STANU NAPRĘŻEŃ W WYBRANYCH LEJACH PROTEZOWYCH KOŃCZYNY DOLNEJ Z WYKORZYSTANIEM METOD ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono analizę porównawczą rozkładu nacisków w dwóch lejach protezowych kończyny dolnej o różnej budowie (KBM oraz PTS), różnej metodzie produkcji oraz materiałach użytych do ich konstrukcji. Analizę przeprowadzono o wyniki obliczeń z wykorzystaniem MES. Analizowano modele 3D uwzględniając nacisk pochodzący od kończyny w postawie statycznej (stanie na obu nogach).

**Słowa kluczowe:** biomechanika, leje protezowe, metoda elementów skończonych, modelowanie 3D

### 1. WSTĘP

Rozwój techniki oraz coraz większa liczba osób po amputacji kończyny dolnej spowodowały pojawienie się na rynku różnorodnych typów lejów protezowych. Zły kształt leja powoduje nieprawidłowy rozkład nacisków sił działających od kikuta. Konsekwencją tego są otarcia, rany a przede wszystkim ból. W pracy poruszono problematykę związaną z projektowaniem lejów oraz zależność naprężeń od kształtów leja, a także od materiałów z jakich są one wykonywane.

### 2. OPIS PRZEPROWADZONYCH BADAŃ

Badania składały się z kilku etapów. Pierwszym z nich było generowanie modelu numerycznego leja protezowego. Za pomocą nowoczesnej techniki skanowania laserowego (skaner światła białego Artec EVA) oraz programu Geomagic Studio odtworzono model numeryczny obiektu rzeczywistego. Podjęto próbę analizy dwóch typów lejów protezowych: KBM (niem. *Kondylen Bettung Münster*) oraz PTS (franc. *Prothèse Tibiale Supracondylienne*). Rozróżniono je również ze względu na metodę wytwarzania oraz materiał z jakiego zostały one wykonane. Leje dedykowane były dla konkretnej osoby, różniły się grubością ścianek oraz wielkością (Tabela 1). Wykorzystane leje to leje podudzia stosowane po amputacji kończyny dolnej. Różnią się przede wszystkim sposobem zawieszenia na kikucie kończyny dolnej. Odmienny typ zawieszenia wpływa na rozkład nacisków pochodzących od kikuta.

**Tabela 1. Leje poddane analizie numerycznej**

Typ konstrukcji	Metoda produkcji	Masa ciała pacjenta [kg]	Wzrost pacjenta [cm]	Grubość ścianki [mm]
PTS	Drukowanie 3D	60	160	7
PTS	Odlewanie	80	170	4
KBM	Odlewanie	60	160	4

Kolejnym etapem były badania doświadczalne celem uzyskania stałych materiałowych wykorzystanych w obliczeniach numerycznych. W związku z tym przeprowadzono statyczną próbę rozciągania i zginania próbek materiałów, z jakich wytwarza się współczesne leje. Przebadano cztery różne typy materiałów: materiał stosowany w tradycyjnej metodzie wytwarzania lejów (laminat z żywicy epoksydowej oraz włókien szklanych) oraz trzy materiały stosowane w metodzie drukowania 3D lejów protezowych (Ultrat, ABS oraz ABS gorszej jakości). Następnie po numerycznej analizie wytrzymałościowej w oparciu o wyznaczone przemieszczenia, a także naprężenia dokonano porównania lejów protezowych.

### 3. WYNIKI BADAŃ

#### 3.1. Wyniki otrzymane z badań doświadczalnych

Na drodze statycznych badań wytrzymałościowych w próbie rozciągania i zginania określono charakter próbek, rodzaj zniekształcenia próbek oraz wyznaczono moduł Younga potrzebny do obliczeń numerycznych. Badaniom poddano trzy rodzaje materiałów, dodatkowo rozróżniając kierunki ułożenia włókien. Grupę pierwszą stanowiły próbki wykonane z laminatu przygotowanego tradycyjną metodą formowania lejów. Zostały one wycięte z lejów. Natomiast grupa druga i trzecia to materiał Ultrat firmy Zortax, z którego formuje się leje na drodze drukowania 3D. W grupie 2 włókna ułożone były wzdłuż osi długiej próbek, a w grupie 3 poprzecznie do kierunku osi długiej. Grupa 4÷7 stanowił materiał ABS firmy Zortax. Jest to materiał z grupy tworzyw termoplastycznych. Natomiast został on zróżnicowany na gorszej oraz lepszej jakości (ze względu na źródło jego pochodzenia) i podobnie jak Ultrat na ułożenie.

Celem wyznaczenia stałej materiałowej modułu Younga (E) potrzebnego do analizy MES wykonano statyczną próbę rozciągania. Badania dokonano na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight50. Długość bazy pomiarowej wynosiła 100 [mm], prędkość rozciągania 50 [mm/min]. Badanie prowadzono w temperaturze pokojowej 23°C (296 K). W tabeli 2. przedstawiono maksymalne wartości wydłużenia dla poszczególnych próbek oraz maksymalne siły, które nie powodowały przewężenia lub doprowadziły do zerwania próbki, a także obliczone w sposób analityczny wartości modułu Younga.

**Tabela 2. Wyniki statycznej próby rozciągania**

Grupa	Wydłużenie max [mm]	Siła [N]	Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	Moduł Younga [MPa]
1	0,071±0,033	950,994±284,778	27,365	530,110±105,920
2	0,055±0,012	904,544±376,824	30,152	609,887±113,000
3	0,083±0,044	292,857±543,285	9,762	558,915±361,560
4	0,083±0,053	865,259±197,443	28,842	419,821±47,240
5	0,092±0,200	332,932±349,073	11,100	684,717±307,030
6	0,091±0,038	604,923±420,815	20,164	682,559±94,230
7	0,065±0,039	157,463±299,844	5,249	723,642±72,790

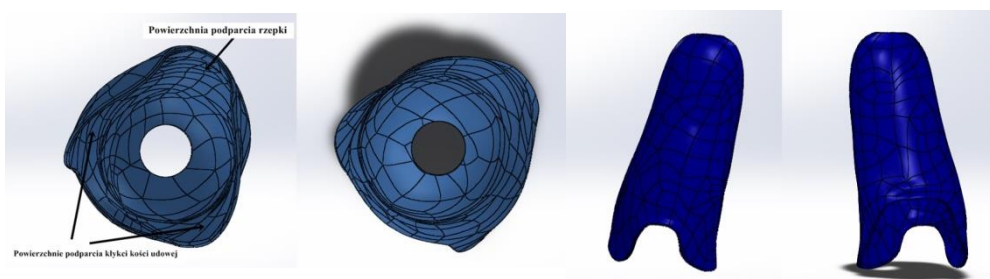
Badanie zginania próbek przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight50. Długość bazy pomiarowej wynosiła 70 [mm]. Maksymalną siłę przyjęto w granicach 200 [N], prędkość zginania 50 [mm/min], badania przeprowadzono w temperaturze pokojowej 23°C (296 K). W tabeli 3 przedstawione zostało zbiorcze zestawienie wyników statycznej próby zginania.

Tabela 3. Wyniki statycznej próby zginania

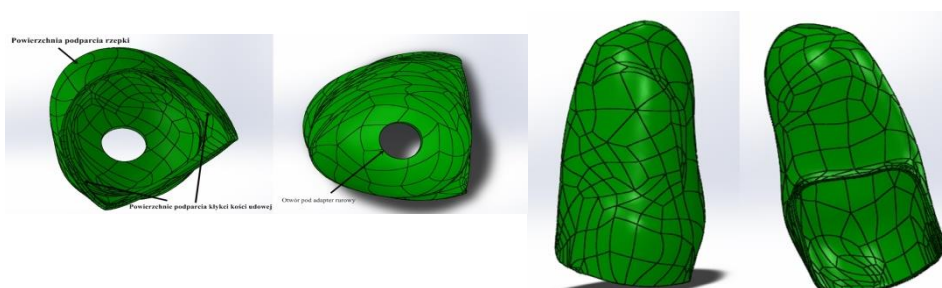
Grupa	$\sigma$ [MPa]	Wartość max i min wytrzymałości na zginanie [MPa]	Charakter złomu
1	259,24	238,69÷271,93	Próbka nie uległa zniszczeniu
2	210,00	157,50÷213,50	Próbka nie uległa zniszczeniu
3	157,50	150,50÷192,50	Kruchy
4	171,50	122,50÷175,50	Próbka nie uległa zniszczeniu
5	112,00	101,50÷136,50	Kruchy
6	129,50	112,00÷136,50	Próbka nie uległa zniszczeniu
7	105,00	98,00÷112.,71	Kruchy

### 3.2. Modele numeryczne wybranych typów lejów

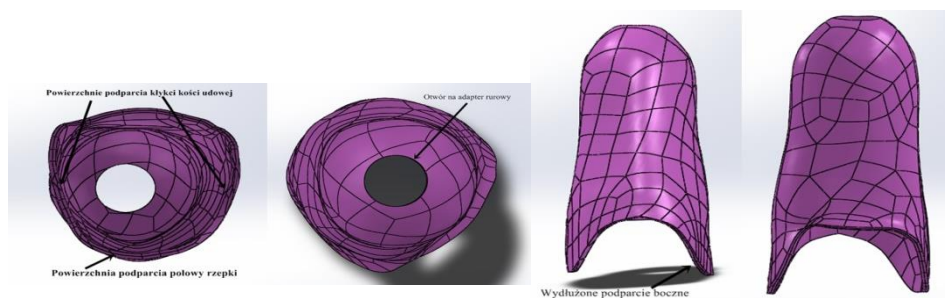
Modele numeryczne wybranych typów lejów protezowych zostały utworzone przy pomocy skanera światła białego firmy Artec EVA. Na leje nałożono markery na następnie dokonano skanowania. Przy pomocy specjalnego oprogramowania Artec Studio 9 została przesłana chmura punktów, którą po wstępnej obróbce w programie Geomagic Studio 2013 i zmianie formatu plików na \*.igs przeniesiono do programu SolidWorks. Dokładność odwzorowania wynosiła 1:1 z granicą błędu numerycznego  $\pm 1$  [mm]. Rysunki 1÷3 przedstawiają modele otrzymane w programie SolidWorks.



Rys. 1. Lej typu PTS (drukowany 3D)



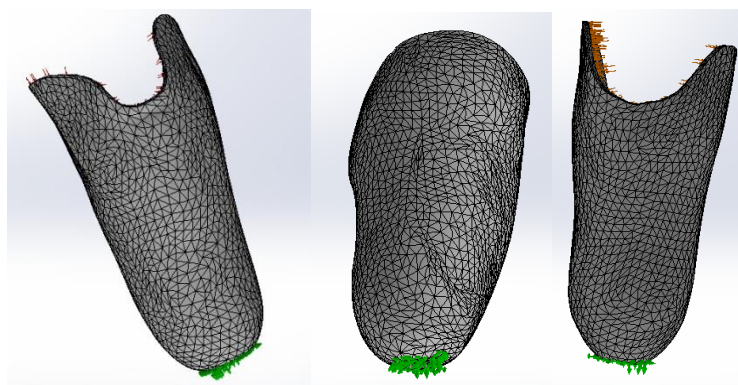
Rys. 2. Lej typu PTS



Rys. 3. Lej typu KBM

### 3.3. Wyniki analizy MES

Na modelach lejów protetycznych przeprowadzono wytrzymałościową analizę statyczną. W celu przygotowania modeli geometrycznych do analizy zdefiniowano właściwości materiałowe ( $E, \nu$ ) oraz wykonano dyskretyzację modeli (zdefiniowano siatkę elementów skończonych). Współczynnik Poissona przyjęto  $\nu=0,3$  dla wszystkich modeli. Dla nowo utworzonych materiałów Ultartu oraz laminatu przyjęto, że są to materiały liniowe sprężyste izotropowe. Moduł Younga zdefiniowano zgodnie z wartościami uzyskanymi w badaniach doświadczalnych. Dla leja wydrukowanego na drukarce 3D (materiał: Ultart) wykonano siatkę elementów skończonych o rozmiarze elementu 0,04 mm o wysokiej jakości (liczba elementów: 10633, liczba węzłów: 21234). Dla leja o typie PTS wykonanego metodą tradycyjną siatka elementów skończonych składała się z elementów o rozmiarach 0,041 mm o wysokiej jakości (liczba elementów: 11131, liczba węzłów: 22147), natomiast dla leja o typie KBM elementy miały rozmiar 0,03 mm o wysokiej jakości (liczba elementów: 10324, liczba węzłów: 20483). Na rysunku 4 przedstawiono widok siatki MESH w poszczególnych lejach.



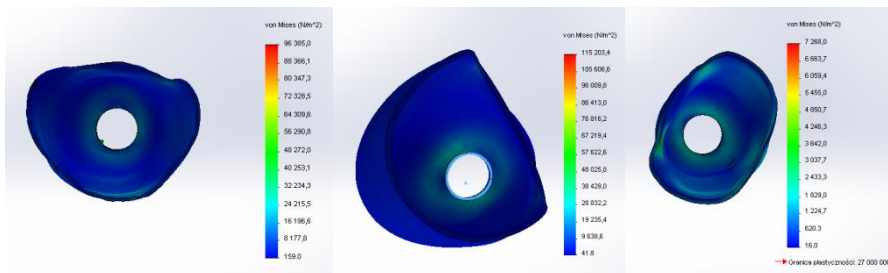
Rys. 4. Widok siatki MESH w poszczególnych lejach; od lewej: lej typu PTS (drukowany 3D), lej typu PTS, lej KBM

Kolejnym etapem analizy jest założenie obciążenia oraz utwierdzenie modelu. Oba modele utwierdzono w ich dolnej części, w miejscu, gdzie adapter rurowy łączy się z powierzchnią leja. Zastosowano utwierdzenie pełne we wszystkich płaszczyznach. Modele obciążono ciśnieniem naciskającym na strukturę leja od wewnątrz równomiernie – odzwierciedla to nacisk jaki wywołuje kikut na lej protezowy. Wartości ciśnień pochodzą od siły ciężkości adekwatnej do ciężaru ciała pacjentów. Założono statyczną postawę ciała – stanie na obu kończynach. Lej PTS (drukowany 3D) oraz lej KBM pochodzą od osób ważących 60 kg, natomiast lej PTS (wykonany tradycyjną metodą odlewania) pochodził od osoby o wadze 80 kg. Jako ostatni etap przeprowadzono w programie SolidWorks analizę przemieszczenia, odkształcenia względnego i naprężenia dla poszczególnych typów lejów protezowych. Tabela 4 przedstawia zbiorcze wyniki wszystkich przeprowadzonych analiz

wytrzymałościowych. Na rysunku 5 przedstawiono rozkłady naprężeń dla poszczególnych lejów.

Tabela 3.3. Wartości maksymalne przemieszczeń, odkształceń i naprężeń

Rodzaj leja	Wartość max. przemieszczenia [mm]	Wartość max. odkształcenia	Wartość max. naprężenia [MPa]
PTS (druk 3D)	0,00936	0,00001651	0,096385
PTS	0,02281	0,00004668	0,115203
KBM	0,00364	0,00000610	0,007269



Rys. 5. Rozkład naprężeń dla poszczególnych lejów od lewej: PTS (drukowany 3D), PTS i KBM

#### 4. WNIOSKI

Dla leja o typie budowy KBM rozkład ciśnienia jest równomiernie rozłożony, co przełożyło się na niską wartość maksymalnego naprężenia zredukowanego. Lej o typie budowy KBM uzyskał niższe wartości odkształceń oraz naprężeń zredukowanych (około 85% niższe odkształcenia i naprężenia niż w leju PTS wyprodukowanego tą samą metodą i z tego samego materiału). Również przemieszczenia w tym leju były najniższe ze wszystkich trzech lejów. Jednak w leju KBM pojawiły się powierzchnie wrażliwe na nacisk, co może być spowodowane wydłużeniem zewnętrznej powierzchni bocznej (powierzchnia została wydłużona w celu poprawy stabilności leja podczas chodzenia dla konkretnego pacjenta). Leje PTS posiadały mniejszą powierzchnię obciążenia ciśnieniem o podobnej wartości do leja KBM, co również mogło mieć wpływ na wyniki badań.

#### LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
- [2] Myśliwski T.: Zaopatrzenie ortopedyczne (protetyka i ortotyka). Wyd. PZWL, Warszawa, 1985.

## ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN SELECTED PROSTHETIC SOCKETS LOWER LIMB WITH USING FINITE ELEMENT METHODS

**Abstract:** The aim of this study was to show the comparative analysis of pressure distribution in two different kinds of lower limbs' prosthetic sockets (with different construction, method of creation and materials). The

---

analysis was based on the appointed displacements and strains in different prosthetic sockets. The results shows that the choice of material affected on strength and mechanical properties of the prosthetic socket. The type of a construction of socked have an influence on pressure distribution.