



Politechnika Poznańska
Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania
Instytut Mechaniki Stosowanej

PRACA DYPLOMOWA MAGISTERSKA

**Wpływ ilości warstw wzmacniających laminatów
na właściwości mechaniczne lei protezowych**



Promotor:

dr hab. Tomasz Stręk, prof. nadzw. PP

Poznań 2019

Spis treści

Streszczenie, Abstracts	5
1. Wstęp	6
1.1 Wprowadzenie	6
1.2 Cel i zakres pracy	7
2. Protezy kończyny dolnej	8
2.1 Przyczyny stosowania proteza	8
2.2 Podział protez w zależności od poziomu amputacji	9
2.3 Rodzaje protez kończyny dolnej	11
3. Lej protezowy	16
3.1 Budowa	16
3.2 Materiały stosowane w produkcji lei protezowych	18
3.3 Typy anizotropii na przykładzie materiałów włóknistych	23
3.4 Technologie stosowane w produkcji lei protezowych	26
4. Badania wytrzymałościowe	30
4.1 Ogólna klasyfikacja badań wytrzymałości kompozytów	30
4.2 Badania wytrzymałości na rozciąganie	31
4.3 Badania wytrzymałości na zginanie	33
4.4 Problemy badania kompozytów polimerowych	34
5. Mechanika ciała stałego	37
5.1 Naprężenia i odkształcenia	37
5.2 Związek konstytutywnych	39
5.3 Równanie Naviera	40
5.4 Metoda elementów skończonych	40
6. Materiały i badania	45
6.1 Przygotowanie próbek	45
6.2 Badanie próbek	51
7. Modelowanie	57
7.1 Preprocessing	57
7.2 Solving	63
7.3 Postprocessing	63
8. Symulacje i wyniki	64
8.1 Badanie wpływu współczynnika Poissona na właściwości leja protezowego	64
8.2 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 40 kg	67
8.3 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 60 kg	71
8.4 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 80 kg	75

8.5 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 100 kg	79
8.6 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 40 kg	83
8.7 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 60 kg	87
8.8 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 80 kg	91
8.9 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 100 kg	95
9. Podsumowanie i wnioski	101
Bibliografia	104
Spis użytych grafik	106

Streszczenie, Abstracts

Streszczenie

W pracy skupiono się nad wykorzystaniem badań wytrzymałościowych oraz modelowania i symulacji z wykorzystaniem metody elementów skończonych w celu określenia właściwości leja protezowego. W ramach pracy wykonano próbki laminatów z różną ilością warstw wzmacniających z maty szklanej, następnie próbki przebadano w celu określenia podstawowych parametrów materiałowych, wykonano wirtualny model leja protezowego a następnie przeprowadzono jego symulacje wytrzymałościową z wykorzystaniem metody MES. Badanie przy pomocy symulacji służyło określeniu naprężeń i przemieszczeń występujących w leju podczas jego użytkowania. Do określenia warunków symulacji wykorzystano wyniki badań wytrzymałościowych, jak również wiedzę pozyskaną z współpracy z zakładem ortopedycznym. Wyniki porównano pod kątem zmiennych obciążeń statycznych wynikających z ciężaru ciała pacjenta oraz wykorzystania różnych schematów obciążeń zależnych od rodzaju leja. Jako wynik pracy, zaproponowano ogólny schemat doboru ilości warstw włókna szklanego do produkcji leja protezowego w zależności od ciężaru ciała pacjenta.

Abstracts

The work focused on the usage of strength tests, modeling and simulations using the finite element method to determine the properties of the prosthetic socket. In this work, samples of laminates were made with different number of reinforcing layers from the glass mat, then the samples were tested to determine the basic material parameters, next virtual model of the prosthetic socket was made and then strength simulations were carried out using the FEM method. The simulation test was used to determine the stresses and displacements in the prosthetic socket during its use. To determine the conditions of the simulation, the results of strength tests as well as the knowledge obtained from cooperation with the orthopedic company were used. The results were compared for varying static loads resulting from the patient's body weight and the use of different load patterns, depending on the type of the socket. As a result of the work, general scheme for the selection of the amount of glass fiber layers for the production of a prosthetic socket, depending on the patient's body weight, was proposed.

1. Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Protetyka ortopedyczna jest dziedziną inżynierii rehabilitacji, której głównym celem jest wykorzystanie wiedzy z zakresu anatomii, biomechaniki, tworzyw sztucznych, jak również, w coraz większym zakresie, nowoczesnych technologii na potrzeby indywidualnego doboru i produkcji wyrobów wspomagających osoby niepełnosprawne w codziennym życiu.

Rozwój technologii produkcji protez kończyn górnych i dolnych uległ znaczącym zmianą w stosunku do pierwszych wyrobów. Aktualne rozwiązania wykorzystywane w konstrukcji protez kończyn coraz częściej wykorzystują elementy elektroniki, informatyki i mechatroniki. Znaczny rozwój nastąpił również wśród materiałów stosowanych w produkcji protez – aktualne materiały są lżejsze, mocniejsze i bardziej odporne na warunki eksploatacji. Obecnie, coraz częściej można dostrzec wykorzystanie w tej dziedzinie osiągnięć nowoczesnych technologii, w tym projektowania wspomaganego komputerowo czy druku trójwymiarowego. Leje protezowe są jednym z najważniejszych elementów protez kończyny dolnej. Stanowią one integralną część łączącą kikut pacjenta z pozostałymi komponentami protezy, i służą przede wszystkim przenoszeniu obciążeń na pozostałe jej części. Leje protezowe są projektowane indywidualnie, na podstawie wymiarów obwodowych i specyfik anatomicznych pacjenta, a do ich produkcji wykorzystuje się tworzywa sztuczne, często dedykowane specjalnie tej dziedzinie. Kształt i budowa leja protezowego zależy od wielu czynników, wśród których wymienić można przede wszystkim kształt, wielkość i stan kikutu, wiek i wagę pacjenta, stopień mobilności i samodzielności pacjenta, wcześniejsze użytkowanie protezy lub jej brak, rodzaj zaopatrzenia (stałe lub tymczasowe), przeznaczenie protezy. Leje protezowe wykonuje się w procesie laminacji, a użyte materiały, przed wszystkim ilość i rodzaj włókien wzmacniających, dobierane są z uwzględnieniem powyższych czynników. Większość lei protezowych wykonywane jest z włókna szklanego, najczęściej w postaci mat lub tkanin.

Dobór optymalnej ilości warstw wzmacniających laminatu w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych materiału, z uwzględnieniem ciężaru protezy nie jest rzeczą prostą. Zbyt gruby i ciężki lej utrudnia zakładanie i poruszanie protezą. Wpływ ilości warstw wzmacniających na parametry materiałowe laminatu jest przedmiotem wielu prac badawczych. Nowoczesne techniki komputerowo wspomaganym obliczeń inżynierskich pozwalają ponadto na badania prototypu na etapie przedprodukcyjnym, z wykorzystaniem metod komputerowych, w tym analizy metodą elementów skończonych. Pozyskanie danych materiałowych z prób wytrzymałościowych, a następnie wykorzystanie tych danych w komputerowej symulacji wytrzymałościowej konstrukcji wydaje się być właściwą drogą rozwoju indywidualnego zaopatrzenia protetycznego w kontekście lei protezowych. Ścieżka ta wymaga współpracy pracowników zakładów ortopedycznych i inżynierów, i jest coraz częściej podejmowana w praktyce.

1.2 Cel i zakres pracy

Poniższa praca powstała z potrzeby wykorzystania wiedzy i umiejętności praktycznych, z zakresu projektowania i badań inżynierskich, w dziedzinie protetyki ortopedycznej, w celu optymalizacji i ułatwienia doboru indywidualnego zaopatrzenia ortopedycznego.

Zakres pracy

Praca została podzielona na dwie części: część teoretyczną, prezentującą podstawy teoretyczne omawianych zagadnień oraz część badawczą, w której omówiono materiały i metody prac praktycznych.

W zakresie części teoretycznej, omówiono cel i zakres pracy a następnie, w rozdziale drugim przedstawiono charakterystykę protez kończyn dolnych, w rozdziale trzecim szczegółowo omówiono lej protezowy, będący głównym przedmiotem pracy, w rozdziale zamieszczono również charakterystykę materiałów kompozytowych. W rozdziale czwartym zawarto informacje dotyczące badań wytrzymałościowych kompozytów, rozdział piąty poświęcono opisowi podstawowych związków matematycznych mechaniki ciała stałego, w tym również informacje z zakresu metody elementów skończonych.

W części praktycznej zawarto: w rozdziale szóstym opis wytworzenia oraz badania próbek laminatów z wykorzystaniem statycznej próby rozciągania oraz zginania; w rozdziale siódmym szczegółowo opisano przebieg procesu modelowania z podziałem na poszczególne jego etapy. W rozdziale ósmym zawarto opis poszczególnych badań z zakresu symulacji metodą elementów skończonych wraz z wynikami w formie graficznej. Prace zamyka podsumowanie wraz z wnioskami dotyczącymi przeprowadzonych badań i ich wyników.

Cel pracy

Celem pracy było zbadanie wpływu ilości warstw wzmacniających laminatu na właściwości mechaniczne lei protezowych z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Wyszczególnione zadania zawierały:

- 1) wytworzenie próbek laminatów ze zróżnicowaną ilością warstw wzmacniających z maty szklanej,
- 2) zbadanie właściwości wytworzonych laminatów z wykorzystaniem uniwersalnych maszyn wytrzymałościowych,
- 3) wykonanie modelu komputerowego leja protezowego uda,
- 4) wykonanie modelowania i symulacji leja protezowego, w zależności od użytego laminatu ze zmienną ilością warstw wzmacniających oraz zmiennego obciążenia wynikającego z ciężaru ciała,
- 5) otrzymanie ogólnego schematu doboru ilości warstw wzmacniających w zależności od ciężaru ciała pacjenta.

2. Protezy kończyny dolnej

2.1 Przyczyny stosowania protez

Stosowanie protez zarówno kończyn górnych jak i dolnych jest następstwem dwóch głównych sytuacji: występowania u pacjenta wad wrodzonych, polegających na nienaturalnym skróceniu kończyny lub przeprowadzenia amputacji chorej kończyny, uzasadnionej na skutek występowania urazów czy też nieodwracalnych zmian patologicznych.

Protezy stosowane w przypadku skrócenia, deformacji lub nieobecności całej kończyny czyli tzw. wyrównania protezowe stosowane są najczęściej już we wczesnych etapach rozwoju pacjenta tzn. w przypadku protez kończyn dolnych w okresie pionizacji. Wady wrodzone stanowią ok 1,5% wszystkich amputacji [01]. Przejawiają się najczęściej, w przypadku kończyn dolnych, skróceniem części udowej lub części goleniowej, w wyniku czego stawy kolanowy i skokowy znajdują się na niewłaściwych pozycjach i wysokościach względem tożsamyh stawów zdrowej kończyny. Wyrównanie protezowe stanowi wówczas podparcie - uzupełnienie brakujących części ciała w celu osiągnięcia przez pacjenta równowagi i umożliwienie samodzielnego chodu.

Amputacje kończyny dolnej jest to zabieg chirurgiczny polegający na całkowitym usunięciu części ciała bądź narządu. Wykonywana jest najczęściej jako ostateczna próba ratowania pacjenta, w przypadku wystąpienia rozległej martwicy tkanek, krwotoku czy też zakażenia [02]. Poziom amputacji przewidywany jest przez chirurga przed zabiegiem, na podstawie zasięgu zmian martwiczych tkanek oraz ukrwienia kończyny, jednakże ostateczne decyzje podejmowane są śródoperacyjnie, kiedy znane są wszystkie zmienne mogące mieć wpływ na skuteczność operacji.

Wśród przyczyn amputacji wyróżniamy urazy oraz choroby. W przeszłości, najwyższą liczbę amputacji odnotowywano na wojnach (w szczególności podczas I i II Wojny Światowej, ekonomiczne skutki niepełnosprawności odniesionej na polu bitwy odczuwalne były kilkadziesiąt lat po zakończeniu wojny). Obecnie, urazy dotyczą najczęściej wypadków komunikacyjnych tj. samochodowych, motocyklowych czy też kolejowych. Drugą grupą najczęstszych urazów stanowią wysokoenergetyczne wypadki w miejscu pracy, wynikające z niepożądanego interakcji człowieka z maszyną [03]. Wypadki najczęściej mają charakter przecięć, przygnieceń, uderzeń czy oparzeń prądem elektrycznym. Wypadki komunikacyjne prowadzą najczęściej do amputacji nagłej, dużo trudniejszego do akceptacji przez pacjenta, ze względu na brak czasu na przygotowanie się do zabiegu. Jednocześnie, w wypadku urazów mechanicznych, często otrzymujemy lepiej ukształtowany kikut, co skraca czas rekonwalescencji. Urazy mechaniczne stanowią ok. 11% częstości amputacji [01].

W przypadku przyczyn patologicznych, decyzja o amputacji przychodzi z czasem, wraz z pogarszaniem się stanu chorego, i podejmowana jest tylko w sytuacji zagrożenia życia pacjenta. Amputacje wynikające ze zmian patologicznych czy urazów są wskazane w przypadku występowania: martwic, zmięźdzeń, ciężkich zakażeń (np. zgorzeli gazowej), owrzodzeń, głębokich odparzeń w tym zwęgleń kończyny, odmrożeń 4 stopnia (często występujących z infekcjami), działanie substancji żrącej, krwawień niedających się zahamować, zmian niedokrwiennych a także bólów kończyn. Do najczęstszych chorób predysponujących do amputacji kończyny dolnej należą: zaburzenia naczyniowe - w tym miażdżyca (prowadząca do przewlekłego niedokrwienia, którego najpoważniejsze stadium skutkuje martwicą w obrębie stopy lub goleni), choroba Bürgera, zator, zakrzepica tętnic [04]; cukrzyca – prowadząca do zgorzeli fragmentów kończyny dolnej a także zespół tzw. stopy cukrzycowej (te dwie

przyczyny -zaburzenia naczyniowe oraz cukrzyca- stanowią do 90% amputacji w krajach rozwiniętych [05]); nowotwory – mięśniak kości w stadium złośliwym (ok. 2% amputacji), zakażenia zgorzelą gazową [01].

Rodzaj użytego zaopatrzenia protetycznego zależy od poziomu amputacji, ustalane przez lekarza przed operacją, w zależności od zasięgu i rodzaju patologii. W przypadku kończyny dolnej, istotne jest, aby poziom ten dobierać nie tylko ze względu na możliwie najlepsze zachowanie funkcji kończyny oraz prawidłowe ukrwienie pozostawionej części ale również mając na uwadze możliwości późniejszego zaprotezowania. Kikut zbyt krótki utrudnia odpowiednie zawieszenie protezy, zbyt długi natomiast może nie tylko znacznie podnosić ciężar wyrobu ale również ograniczać zakres ruchów pacjenta. Nieprawidłowe kikuty stanowią trudny problem dla protetyka ortopedycznego dlatego wskazane wydaje się konsultowanie zabiegu również z późniejszym wykonawcą protezy. Wyróżniamy następujące poziomy amputacji dla kończyny dolnej: amputacje w rejonie stopy, wśród których wyróżniamy podpoziomy amputacji w tym w obrębie palców, śródstopia czy stępu (amputacje stopy wykonywane są z zachowaniem funkcji podporowych a następnie zaopatrywane w uzupełnienia protetyczne wykonywane najczęściej z silikonu lub specjalnie zaprojektowane wkładki do obuwia) [02,06], amputacje podudzia w obrębie kości piszczelowej (i strzałkowej) zastępowane przez protezę podudzia (zwaną też protezą goleniową), wyłuszczenie w stawie kolanowym (jest to amputacja w której odjęta zostaje cała część podudzia, w wyniku przecięcia stawu kolanowego), amputacja uda, (obejmuje odjęcie kości uda), wyłuszczenie w stawie biodrowym (w wyniku którego sterowanie całą protezą przejmowane jest przez miednicę), najwyższy poziom amputacji czyli hemipelvektomia prowadzi do odjęcia całej kończyny dolnej wraz z częścią miednicy. Im wyższy poziom amputacji tym trudniejszym zadaniem jest odpowiednie zaprotezowanie pacjenta, również nauka sterowania protezą jest bardziej utrudniona, co wynika z zastępowania naturalnych przegubów ciała sztucznymi łącznikami.

Niezależnie od poziomu amputacji po zabiegu kikut jest zawsze bolesny, wrażliwy na dotyk i opuchnięty, często występują rany, odleżyny czy zaczerwienienia świadczące o infekcji, dlatego najważniejszymi zadaniami pacjenta po zabiegu jest pielęgnacja rany pooperacyjnej, kompensacja kikutu oraz aktywna rehabilitacja. Okres gojenia trwa zwykle od kilku do kilkunastu tygodni, a jego następstwem powinno być rozpoczęcie regularnego bandażowania kikutu przez pacjenta lub rehabilitanta. Prawidłowe bandażowanie pozwala właściwie uformować kikut (pożądany jest kształt stożkowaty), zapobiega również obrzękom. Jednocześnie, należy dbać o prawidłowe ustawienie kikutu, w tym najważniejsze jest zapobieganie przykurczom poprzez układanie kończyny w pozycji wyprostowanej. Na tym etapie to od sumienności chorego zależy, w jakim czasie kikut uda się prawidłowo przygotować do zaprotezowania [02].

2.2 Podział protez w zależności od poziomu amputacji

Proteza kończyny dolnej jest zaopatrzeniem mającym na celu spełnienie funkcji podporowych jak i lokomocyjnych człowieka. Jak wspomniano w rozdziale 2.1 istnieje 6 podstawowych poziomów amputacji, w obrębie których wykonać można 4 rodzaje zaopatrzenia protetycznego (w tym uzupełnienie protetyczne stopy). Najpopularniejszymi protezami kończyn dolnych są protezy podudzia (zastępujące kończynę po amputacji podudzia) oraz uda (zastępujące kończynę po amputacji uda lub wyłuszczeniu w stawie kolanowym). Najrzadziej spotykana, jednocześnie najtrudniejszą w zaopatrzeniu jest proteza całej kończyny dolnej, wykonywana dla pacjentów po przebytej hemipelvektomi lub wyłuszczeniu w stawie biodrowym.

Proteza goleni wykonywana jest dla pacjentów po amputacji powyżej połowy podudzia, w $\frac{1}{2}$ lub $\frac{1}{3}$ bliższej; taki kikut jest najbardziej funkcjonalny i daje największe możliwości przy wyborze elementów protezy; niższe odjęcie kończyny skutkowałoby uzyskaniem kikutu o większym udziale tkanki włóknistej, niższej masie mięśniowej, ze skłonnością do większej potliwości, mikrourazów oraz tendencją do oziębienia się. Wyższe amputacje w obrębie podudzia wynikają najczęściej z urazów, ich wadą są skłonności do przykurczy zgięciowych w stawie kolanowym oraz niestabilności bocznej tego stawu. Z punktu widzenia protetyka ortopedycznego, krótkie kikuty utrudniają sterowanie protezą ze względu na niewystarczająco stabilne utrzymanie leja. Przy całkowitym usunięciu kości strzałkowej mamy do czynienia z kikutem bardzo krótkim, celem tego typu amputacji jest przede wszystkim zachowanie stawu kolanowego, a zaprotezowanie obejmuje dodatkowy element: mankiet bądź tuleje udową, połączoną z lejem za pomocą szyn bocznych [02,04,07].

W przypadku protezy uda, zabieg amputacji wykonywany jest najczęściej na wysokości połowy uda, (szczególnie w przypadku przyczyn naczyniowych) z zachowaniem od 35% do 60% długości uda, najczęściej odjęcie kończyny następuje 7-12 cm nad szparą stawową stawu kolanowego. Ten rodzaj amputacji daje najlepsze możliwości zaprotezowania, wydolność kikutu nie jest najwyższa ale wystarczająca [04]. Z medycznego punktu widzenia, najbardziej wydajny jest kikut po wyluszczeniu w stawie kolanowym, sprawia on jednak znaczne problemy w zaprotezowaniu, powoduje duże ograniczenia w doborze komponentów- rzadko stosowany jest u osób dorosłych, natomiast sprawdza się przy zaprotezowaniu dzieci [08]. Rzadko stosowany jest również kikut długi, przy zachowaniu więcej niż 60% długości kości udowej. W tym przypadku, adekwatnie do poziomu długiego podudzia, występują mięśnie o mniejszej masie lub nawet ich brak. Kikut krótki, tj. poniżej 35% długości uda, najczęściej występuje w przypadku urazów. Tak jak w przypadku krótkiego podudzia, często dochodzi do przykurczy zgięciowych, nieprawidłowych rotacji i odwiedzenia na zewnątrz, funkcjonalność jest bardzo niska, często wymaga dodatkowo stosowania szyny biodrowej [07]. Wyluszczenie w stawie biodrowym jak również hemipelvektomia są najczęściej spowodowane rozległym nowotworem kości.



Rys 2.1 Poziomy amputacji w odniesieniu do powstałych kikutów [04]

2.3 Rodzaje protez kończyny dolnej

Proteza podudzia a proteza uda

Każda proteza komponowana jest z uwzględnieniem takich aspektów jak: rodzaj amputacji, poziom aktywności pacjenta, stan ogólny pacjenta, stan funkcjonalny kikuta oraz jej przewidywalnego przeznaczenia (proteza codzienna, proteza sportowa). W budowie protezy podudzia wyróżniamy: stopę protezową, odzwierciedlającą staw skokowy – może być on specjalnie projektowanym elementem mechanicznym, pneumatycznym, hydraulicznym bądź nawet elektronicznym z wbudowanym mikroprocesorem, bądź też stopa naśladuje jego prace poprzez swoją konstrukcję i materiały z których jest wykonana (sprężyste włókno węglowe, konstrukcja łukowa, dzielony tył lub przód, adaptory skrętne, kliny tłumiące itp.); adapter rurowy zwany pylonem, czyli łącznik pomiędzy stopą protezową a lejem, stanowiący bezpośrednią konstrukcję przenoszącą obciążenia; lej protezowy – wykonywany w konstrukcji pełnokontaktowej (cała powierzchnia kikuta przenosi obciążenie na lej protezowy) lub w których podparcie znajduje się na poszczególnych partiach kikuta - możemy mówić o lejach typu PTB (oparcie podrzepkowe) , KBM (oparcie kłykciowe) lub PTS (oparcie rzepkowe i kłykciowe). Nie można określić jednego uniwersalnego typu dla każdego przypadku pacjenta, każdy typ charakteryzuje się określonymi wadami jak i zaletami, a dobór dyktowany jest kształtem kikuta, kondycją pacjenta, uwarunkowaniami chorobowymi jak i przeznaczeniem protezy [07]. Dodatkowo, poszczególne elementy projektowane są z użyciem specjalnych adapterów (łączników) a proteza modułarna może ponadto zostać zaopatrzona w miękkie pokrycie kosmetyczne, profilowane tak, by jak najdokładniej odzwierciedlić wygląd zdrowej kończyny. Zawieszenie protezy może odbywać się za pomocą specjalnych pasków lub też, jeśli mamy do czynienia z wewnętrznym linerem (np. silikonowym), za pomocą pinu – trzpienia, który „zakleszcza” się w leju protezowym.

Proteza uda, również zawiera stopę protezową, która może być sztywna, wykonana z drewna lub tworzywa (stopy typu SACH – Solid Ankle Cushion Heel i ich pochodne-Ottobock) lub też z sprężynującego włókna węglowego, (rzadziej szklanego – Freedom Innovations), pozwalającego na oddawanie akumulowanej w fazie obciążenia energii a przez to wspomaganie chodu pacjenta; adapter rurowy jest natomiast elementem łączącym pomiędzy stopą a kolanem protezowym. Sztuczne stawy kolanowe to najbardziej zaawansowane konstrukcyjnie elementy protezy, których celem jest umożliwienie ruchów kończyny możliwie najbardziej zbliżonych do złożonego ruchu stawu kolanowego. Jednocześnie muszą one odpowiadać za bezpieczeństwo oraz zapewniać odpowiedni zakres ruchowy stawu. Dostępne jest wiele modeli różniących się napędem stawu m.in. napędy mechaniczne, pneumatyczne, hydrauliczne, elektroniczne oraz liczbą osi – jedno lub wieloosiowe. Najprostsze stawy kolanowe to tzw. kolana sztywne, których zgięcie następuje tylko przy ręcznym luzowaniu blokady – są one najbardziej stabilne i służą nauce chodu na protezie tymczasowej, zwłaszcza u osób starszych. Najbardziej zaawansowane są natomiast kolana elektroniczne z wbudowanym mikroprocesorem, za pomocą którego następuje adaptacja pracy kolana do zmiennych czynników środowiskowych. Jednocześnie należy zaznaczyć, że najbardziej zaawansowane kolana protezowe to urządzenia pozwalające na naprzemienne wchodzenie i schodzenie po schodach – czynność, która z punktu widzenia zdrowej osoby wydaje się być bardzo prosta i nieskomplikowana, w przypadku sztucznych stawów jest niezwykle trudna do osiągnięcia. Elementem

Łączącym protezę z kikutem pacjenta jest lej protezowy uda, którego dokładniejszy opis zostanie przybliżony w kolejnym rozdziale. Tak jak w przypadku protezy podudzia, w modularnej protezie uda możliwe jest wykonanie pokrycia kosmetycznego imitującego kończynę lub też zastosowanie jedynie obudowy na kolano – w przypadku bardziej zaawansowanych komponentów. Zawieszenie protezy odbywać się może m.in. za pomocą szelki, pasa biodrowego czy też, rzadziej niż w przypadku podudzia, z wykorzystaniem leja silikonowego.

Proteza całej kończyny dolnej, poza wcześniej wymienionymi elementami, charakteryzuje również konieczność zastąpienia trzeciego ze stawów – stawu biodrowego. Ze względu na rzadkość spotykania tego typu zaopatrzenia wybór sztucznych stawów biodrowych jest znacznie ograniczony w porównaniu do stawów kolanowych, często ogranicza się do prostych i stabilnych mechanizmów jednoosiowych w postaci sprężyn, bądź innych elementów sprężystych o funkcji zderzaków [09]. Lej protezowy w przypadku hemipelwektomi nazywany jest koszem biodrowym, i otacza całą miednicę pacjenta, wspierając się o klatkę piersiową, pozostawiając otwór od strony zdrowej kończyny. Proteza ta, wykonana w formie skorupowej, historycznie nosi nazwę protezy kanadyjskiej [01]. Zawieszenie najczęściej odbywa się na szelce przez bark pacjenta. Jest to bardzo trudna w sterowaniu i utrzymaniu proteza ze względu na jej znaczną wagę i konieczność zastąpienia wszystkich trzech stawów człowieka.



Rys 2.2 Protezy kończyny dolnej w zależności od poziomu amputacji: proteza podudzia, proteza uda, proteza całościowa [01].

Proteza tymczasowa a proteza ostateczna

W pierwszym etapie zaprotezowania pacjenta otrzymuje on protezę tymczasową – może być ona wykonana z elementów docelowych (stopa, kolano w przypadku protezy uda), często jednak wybierane są elementy najprostsze, aby, zwłaszcza u osób starszych, poprawić stabilizację (stopa typu SACH, kolano sztywne lub bezpieczne). Istotne są również względy finansowe bowiem na protezy tymczasowe przysługują niższe kwoty dofinansowania w ramach Narodowego Funduszu Zdrowia. Proteza tymczasowa służy przede wszystkim wstępnemu ukształtowaniu kikutu. Na tym etapie pacjent uczy się poruszania w protezie a kikut, poprzez pracę mięśni w protezie, kompensuje swoje wymiary. W tym okresie kikut może wielokrotnie zmieniać swoje wymiary w rytmie dobowym, co rekompensowane jest np. przez zakładanie pończoch uzupełniających. Po

okresie od 3 do 6 miesięcy kształt i wymiary kikuta zostają unormowane, jest to sygnał że można wykonać protezę ostateczną. Proteza tymczasowa stanowi konieczność dla pacjentów przed pierwszym zaprotezowaniem i pozwala uniknąć znacznych kosztów ekonomicznych wynikających z dopasowywania protezy ostatecznej przy niestabilizowanym kształcie kikuta.

Proteza ostateczna różni się przede wszystkim kształtem leja protezowego a nieraz również jego budową (lej tymczasowy bywa wykonywany z tworzywa termoplastycznego, podczas gdy lej ostateczny wykonywany jest metodą laminacji z zastosowaniem włókna szklanego bądź – przy protezach przenoszących znaczne obciążenia – włókna węglowego). Proteza ostateczna może zawierać lepsze komponenty stawowe, jeśli możliwości pacjenta – zarówno ruchowe jak i finansowe – uzasadniają taką decyzję. Każda kolejna proteza wykonywana dla danego pacjenta po okresie zużycia wcześniejszej jest protezą ostateczną.

Proteza skorupowa a proteza modułarna

Powyższy opis komponentów w pełni odzwierciedla budowę protezy w systemie modułarnym – oznacza to, że każdy element protezy jest osobnym modułem, indywidualnie projektowanym (lej protezowy) lub dobieranym (staw biodrowy, staw kolanowy, stopa) przez technika ortopedycznego. Elementy te łączą się za pomocą adapterów, dzięki czemu możliwe jest dokładne ustawienie protezy wymuszające prawidłowy chód pacjenta, elementem nośnym przenoszącym obciążenia jest adapter rurowy zwany często pylonem. Dodatkowo, tego typu rozwiązanie pozwala na wymianę pojedynczych komponentów a także nieograniczone poprawki. Jest to obecnie najczęściej spotykany system protezy, zalecany zwłaszcza osobom młodym, aktywnym zawodowo czy uprawiającym sport. Współpracuje zarówno ze stopami węglowymi jak i typu SACH. Pozwala również na stosowanie różnych systemów zawieszenia.

Aktualnie na rynku dostępne są wciąż protezy w systemie skorupowym lub inaczej szkieletowym. System ten, obecnie wypierany przez system modułarny, wciąż służy wielu osobom, w szczególności starszym, używającym tego typu protezy od lat. Jest to konstrukcja bardziej trwała, ze względu na to, że obudowa komponentów następuje poprzez wtórną laminację. Pozwala to osiągnąć spójną lej o trudnej do zdefiniowania granicy. Taka konstrukcja musi zostać prawidłowo ustawiona przed wtórną laminacją, nie ma bowiem możliwości wprowadzenia zmian. Wymaga większego wkładu pracy protetyka, najczęściej współpracuje z drewnianą stopą typu SACH, nie posiada adaptera rurowego a połączenie komponentów następuje dzięki drewnianym stelażom. Przenoszenie obciążenia odbywa się przez ściany zewnętrzne protezy. Ograniczone są tutaj możliwości doboru komponentów jak również zawieszenia – głównie za pomocą pasów. Proteza ta, dzięki swojej trwałości sprawdza się przy wykonywaniu ciężkich prac fizycznych np. na gospodarstwie.



Rys 2.3 Rodzaje protez w zależności od konstrukcji (od lewej): proteza skorupowa, proteza modułarna [O2,O3].

Do najnowszych rozwiązań w dziedzinie protez kończyn dolnych należy system oparty o tzw. osteointegrację czyli naturalnego przyrastania tkanki kostnej w powierzchnie biomateriału. Protezy bazujące na nowym systemie nie posiadają leja protezowego, a mocowane są do łącznika bezpośrednio wszczepianego do kości pacjenta. Pozwala to na znacznie lepsze utwierdzenie protezy, odczucie „przedłużenia kończyny”, łatwiejsze sterowanie protezą a co za tym idzie wyższy komfort pacjenta. Jednocześnie proteza pozbawiona leja jest lżejsza, poprawia dynamikę chodu, pozwala na bezpośrednie przenoszenie energii z kikuta na protezę. System ten jest obecny na rynku od ponad 20 lat, jednakże ze względu na bardzo wysokie koszty operacji jak również wysokie ryzyko wystąpienia poważnych zakażeń w miejscu połączenia łącznika metalowego z kością, nie został jeszcze upowszechniony – protezy oparte o osteointegrację stanowią odsetek wszystkich protez stosowanych na rynku. Do 2003 roku odnotowano 80 przypadków prawidłowo przeprowadzonego zabiegu.



Rys 2.4 Rodzaje protez opartych o osteointegrację (od lewej): proteza uda, proteza podudzia [O4,O5].

Proteza pełnokontaktowa a proteza podciśnieniowa

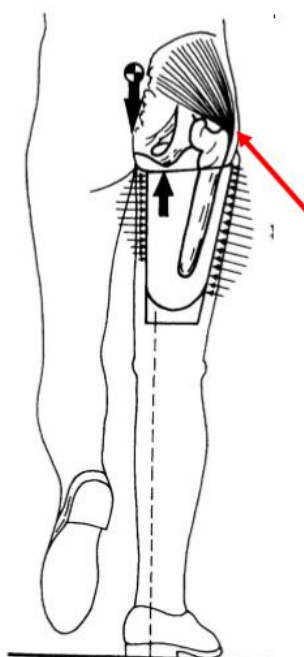
Protezy pełnokontaktowe projektowane są w sposób, w którym lej protezowy równomiernie przenosi obciążenie na całej powierzchni. Budowa leja szczelnie otacza kikuta pacjenta. Odpowiednie dopasowanie leja w systemie pełnokontaktowym pozwala na zapobieganie obrzękom i zaburzeniom krążenia. Zalecane są w przypadku amputacji o charakterze naczyniowym.

Protezy podciśnieniowe, pozwalają na zamocowanie leja protezowego na kikucie za pomocą wytworzenia podciśnienia wewnątrz leja. Posiadają specjalny zawór w dolnej części leja, za pomocą którego odprowadzane jest powietrze z wnętrza leja. Charakteryzuje się brakiem kontaktu kikuta z lejem protezowym u jego szczytu. Ten rodzaj protezy zalecany jest osobą młodym, w sytuacji gdy amputacja spowodowana była przyczyną inną niż choroba naczyniowa - np. w chorobach nowotworowych czy na skutek urazu - podciśnienie bowiem może uszkodzić osłabione naczynia krwionośne i spowodować nieodwracalne niedokrwienia ważnych naczyń krwionośnych [A09]. W przypadku lei podciśnieniowych jak i pełnokontaktowych niewymagane jest dodatkowe zawieszenie protezy. W pozostałych przypadkach można stosować różne rozwiązania zawieszania, do tradycyjnych należą: pas kalifornijski, pas biodrowy podgrzebieniowy, pas ślaski.

3. Lej protezowy

3.1 Budowa

Lej protezowy stanowi najważniejszy element protezy ze względu na połączenie pozostałych komponentów z kikutom osoby amputowanej. Każdy lej protezowy jest indywidualnie projektowany pod danego pacjenta, a od jego kształtu zależy komfort użytkowania protezy, możliwości manipulacji protezą jak również stabilność chodu. Do podstawowych zadań leja protezowego należą: prawidłowe objęcie kikuta, stabilne przytrzymanie protezy na kikucie, odpowiednie przeniesienie obciążeń wynikających z masy ciała i ruchów pacjenta oraz odpowiednia manipulacja całej protezy. Dodatkowo, dobrze dopasowany lej protezowy nie powoduje bólu kikuta jak również zapobiega powstawaniu urazów, obtarć i innego rodzaju uszkodzeń kikuta. Budowa leja protezowego uda wynika z typu planowanej protezy. Leje uda pod względem przenoszenia obciążeń możemy podzielić na pełnokontaktowe – w których kikut ma kontakt z całą powierzchnią leja, oraz oporowe – w których przeniesienie obciążenia następuje u szczytu kikuta (w przypadku protez po amputacji części stopy lub w wyłuszczeniach) [01]. Inny podział rozróżniania protez uda ze względu na kształt wynika z przyjętych schematów podparcia kikuta w leju protezowym. Główną cechą budowy lei protezowych jest zapewnienie bezpośredniego przylegania kikuta do wewnętrznych ścian leja [07]. Najczęściej główne oparcie występuje w górnej sekcji leja, natomiast w jego bocznej części kikut umieszczony jest z odciążeniem wrażliwych elementów kostnych i mięśniowych. Dla lejów pełnokontaktowych u szczytu kikuta może występować luz, odciążający wrażliwe miejsca lub rany pooperacyjne. Aby otrzymać prawidłowe oparcie leja protezowego (najczęściej na guzie kulszowym) stosuje się modelowanie bocznej części w taki sposób, aby przylegał on do bocznej powierzchni uda, generując dodatkową siłę. Można w ten sposób uniknąć bólów w obrębie pachwiny jak również zapewnić pacjentowi dobre sterowanie protezą przez mięsień pośladkowy średni (Rys 3.1).

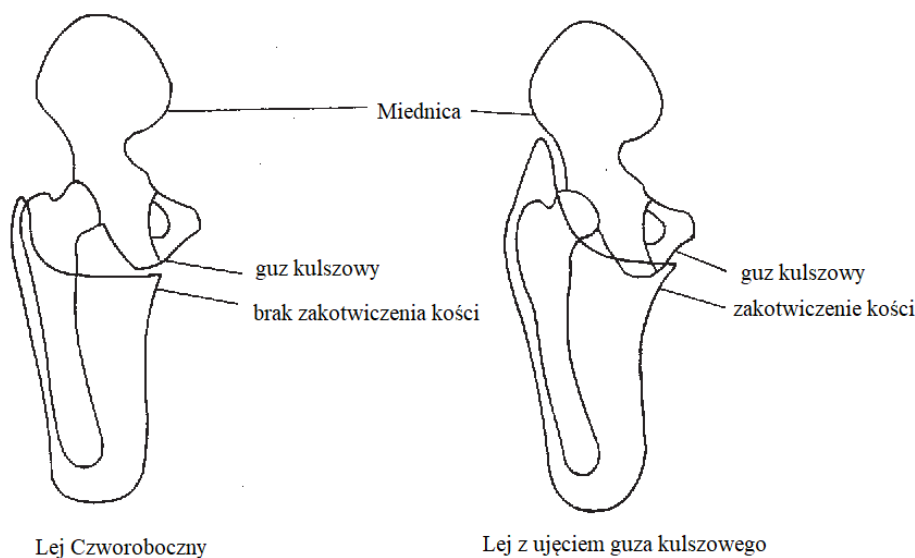


Rys 3.1 Oparcie leja protezowego o guz kulszowy i powierzchnie boczną uda [06]

Protezy o kształcie czworobocznym, to tradycyjne ale bardzo popularne leje w którym za punkt podparcia przyjmuje się guz kulszowy, poprzez wymodelowanie w leju, na wysokości jego umiejscowienia, specjalnej półeczki siedzeniowej [10]. Jego kształt, poprzez wyraźne wyróżnienie 4 charakterystycznych „ścian”, odpowiada anatomicznemu ułożeniu głównych grup mięśniowych podczas skurczu. W budowie można wyróżnić charakterystyczne wyprofilowanie miejsc ociążenia dla kości udowej, mięśni pośladkowych oraz ścięgien jak również miejsce spełniające funkcje dociążenia i stabilizacji guza kulszowego poprzez skierowanie siły na ściankę w tzw. anatomicznym trójkącie skarpy [11]. W związku z założoną funkcjonalnością, lej protezowy czworoboczny jest w części przednio-tylnej węższy aniżeli w części środkowo-bocznej. Leje czworoboczne były pierwszą odpowiedzią na zapotrzebowanie osób po amputacji w wczesnych latach II połowy XX wieku, jednakże nie u wszystkich pacjentów przyjmowały się w takim samym stopniu. Istniało ryzyko, że niesymetryczny kształt leja jest przyczyną występowania u niektórych pacjentów nienaturalne wykrzywienie kąta ułożenia kości udowej. W odpowiedzi na ten problem zaprojektowano nowy typ tj. lej z ujęciem guza kulszowego, zwany również pod nazwą IRC (ang. ischial-ramal containment), ICS (ang. ischial containment socket) lub lej owalny [11]. Ten typ leja miał przenosić obciążenia ciała pacjenta całą powierzchnią kikuta, nie skupiając nacisku na żadnym specyficznym punkcie. Modyfikacja budowy pozwala na lepsze sterowanie i wyższy komfort noszenia protezy. Porównując dwa powyższe typy pod kątem budowy można zauważyć, że lej typu drugiego jest wyżej zabudowany zarówno w części bocznej otaczającej miednicę jak również w części przyśrodkowej, pozwalając na objęcie kości kulszowej (Rys 3.3), jednak główną różnicą jest wyrównanie zwężenia części przednio-tylnej, zwiększające funkcjonalność mięśni pośladkowych.

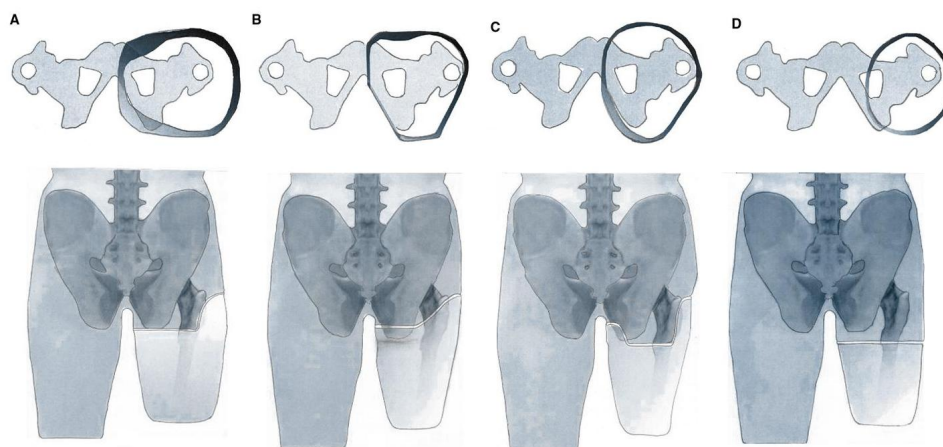


Rys 3.2 Niektóre typy lei protezowych z zaznaczeniem guza kulszowego [03]



Rys 3.3 Różnica w budowie leja typu czworobocznego i z ujęciem guza kulszowego [07]

Modyfikacją leja typu IRC jest lej typu MAS (ang. Marlo Anatomical Socket od nazwiska jego twórcy Marlo Ortiza) zwany w Polsce pod nazwą anatomicznego. Podparcie realizowane jest poprzez ujęcie grzebienia kości kulszowej [07], a dodatkowe zabudowanie ma na celu maksymalną stabilizację. W stosunku do typu IRC typ MAS charakteryzuje obniżenie konturu części przednio-tylnej. Według niektórych źródeł [12] leje typu MAS występują jako dwuwarstwowe, z wewnętrzną, miękką wkładką z termoplastycznego tworzywa. Znane są również leje w których obniżenie konturu poprowadzone jest tak, że ujęcie kikuta znajduje się poniżej kości kulszowej pacjenta. Ich kształt jest zbliżony do owalnego a wymiary są zgodne z obwodami kikuta w części bliższej uda [11]. Ten typ leja nie ogranicza zakresu ruchu pacjenta poprzez kształtowanie zawieszenia na punktach podparcia, osiągnięte jest ono z zastosowaniem systemu podciśnieniowego. Jest to najnowszy, najbardziej komfortowy typ budowy leja, należy jednak pamiętać, że nie może być on stosowany u pacjentów z problemami o charakterze naczyniowym. Istnieją również leje o kształcie tzw. hybrydowym, powstałe poprzez połączenie niektórych cech budowy. Różnice w budowie poszczególnych typów pozwalają na optymalne dopasowanie projektowanej protezy do potrzeb i możliwości pacjentów, z uwzględnieniem spełnienia wszystkich niezbędnych funkcji, w tym przede wszystkim optymalnego przełożenia obciążeń na kończynę protezową. Do najpopularniejszych w Polsce modeli lei uda należą leje czworoboczne i trójkątne. W protezach z lejami o kształcie trójkątny przyjmuje się podparcie na krętarzu większym kości udowej oraz w okolicy pachwiny. Kształty wszystkich wymienionych powyżej lei protezowych zostały przedstawione na rysunkach Rys 3.3-3.4.



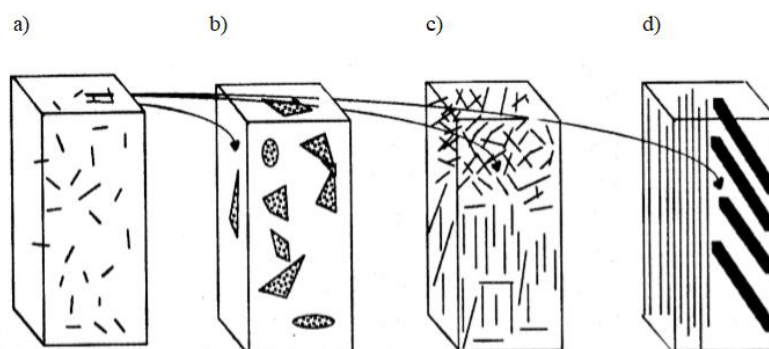
Rys 3.4 Typy lei protezowych uda; widok od góry i od boku
 A- lej czworoboczny, B- lej typu IRC, C- lej typu MAS, D- lej poniżej kości kulszowej [11]

3.2 Materiały stosowane w produkcji lei protezowych

Do materiałów stosowanych w protetyce w produkcji lei protezowych zalicza się kompozyty polimerowe wykonywane w formie laminatów. Materiałami kompozytowymi nazywane są materiały składające się z 2 lub więcej różnych faz lub składników, które po połączeniu wykazują cechy nowe, o lepszych właściwościach, odmiennych od prostej sumy właściwości materiałów je tworzących. Elementy składowe kompozytu można rozdzielić przy zastosowaniu metod mechanicznych. Kompozyt zbudowany jest z dwóch podstawowych składników: ciągłego, nazywanego osnową lub matrycą (zwykle występującego w większej ilości) oraz wzmocnienia, nazywanego inaczej zbrojeniem lub napelniaczem, występującego w postaci cząstek, ziaren lub włókien zanurzonych w osnowie. Osnowa stanowi najczęściej materiał

zbliżony do jednorodnego i odpowiada za odpowiednie spajanie włókna w konstrukcji oraz zapewnia mu ochronę przed zniszczeniem spowodowanym oddziaływaniem czynników atmosferycznych jak również pośredniczy w przenoszeniu obciążenia na elementy włókna. Wpływa także na pożądane ukształtowanie konstrukcji oraz jej właściwości cieplne (odporność cieplną). Udział osnowy w materiale kompozytowym wynosi zwykle od 10-80% [13]. Element wzmacniający zapewnia odpowiednią wytrzymałość oraz wpływa na poprawę właściwości mechanicznych i fizycznych kompozytu. Podziału kompozytów dokonać można ze względu na różne kryteria. Do podstawowego należy rodzaj materiału osnowy; wyróżnić można osnowy metaliczne, ceramiczne lub polimerowe. Zbrojenie natomiast może mieć jedną z następujących postaci (Rys 3.5):

- cząstek, w tym nanocząstek,
- ziaren o wymiarach mikrometrów,
- ciętych włókien krótkich o wymiarach do 1 milimetra,
- ciętych włókien długich o wymiarach centymetrów (w formie maty),
- włókien ciągłych, jedno lub wielokierunkowych (w formie tkanin) [14].



Rys 3.5 Rodzaje faz wzmacniających
a) nanocząstki b) ziarna c) włókna cięte krótkie i długie d) włókna ciągłe [14]

Właściwości kompozytu zależne są od wielu czynników wśród których do najważniejszych zaliczyć można właściwości osnowy i wzmocnienia, ilość, wielkość i geometria rozłożenia włókien w osnowie, dokładność związania faz budujących. Odpowiednie powiązania osnowy i wzmocnienia związane są bezpośrednio z technologią wytwarzania kompozytu. Istnieje możliwość przewidywania właściwości kompozytu stosując tzw. regułę mieszanin, jednak w większości przypadków własności te są skomplikowanymi funkcjami pozwalającymi się wyznaczyć jedynie przy pomocy metod numerycznych. Inna formą podziału składnika wzmacniającego może być rozróżnienie materiałów na kompozytów z rdzeniem oraz kompozyty warstwowe, zwane laminatami. Materiały te nazywane są razem kompozytami strukturalnymi. Laminaty to z definicji połączenie co najmniej dwóch warstw elementarnych, współpracujących jako jeden materiał. Ten typ kompozytów jest najpowszechniej stosowany wśród kompozytów konstrukcyjnych [15,16].

Wzmocnienie kompozytu polimerowego w formie włókna może przyjmować postać rovingu, mat, tkanin a także taśm.

- Roving – jest to forma w postaci pasma nieskręconych, ułożonych równoległe do siebie, pojedynczych włókien, w liczbie od kilkuset do kilkudziesięciu tysięcy. Roving jest podstawową jednostką do wytwarzania mat, tkanin i taśm stanowiących materiał produkcyjny elementów konstrukcji.

- Mata – wykonywana jest z ciętego rovingu, odcinków o długości kilkudziesięciu milimetrów, chaotycznie rozłożonych w płaszczyźnie i sklejonych za pomocą tzw. lepiszcza. Kompozyty wzmocnione matą szklaną posiadają niewielką wytrzymałość na rozciąganie rzędu 100 MPa.
- Tkanina – składa się z włókien splecionych lub z zszytych za pomocą specjalnych nici. Tkaniny splecione wykazują różne wartości wytrzymałości w zależności od kierunku ułożenia włókien. Tkaniny zszyte pozwalają na lepsze wykorzystanie właściwości mechanicznych. Przeciętna wytrzymałość na rozciąganie kompozytów wykonanych z tkaniny szklanej wynosi ok. 200-400 MPa. Stosowane są zwykle na konstrukcje powłokowe.
- Taśma – powstaje z wzdłużnie biegnącego rovingu o małym udziale włókien poprzecznych o funkcji spojnościowej. Elementy kompozytowe wykonywane z taśm charakteryzują się bardzo wysokimi właściwościami wytrzymałościowymi rzędu 1000 MPa i są stosowane np. w budownictwie [13].

Osnowa kompozytów polimerowych jest najczęściej materiałem miękkim i ciągliwym, podczas gdy włókna wzmacniające poza swoją wytrzymałością wykazują właściwości materiałów kruchych. Połączenie wyżej wymienionych składników pozwala na zwiększenie wytrzymałości statycznej i zmęczeniowej materiału wynikowego [16]. Właściwości te zależą od rodzaju użytych materiałów (włókno węglowe, włókno szklane, rodzaj stosowanej żywicy), postaci wzmocnienia (maty, tkaniny, taśmy) jak również bezpośrednio z nią związanej struktury powstałej z połączenia składników. Wyróżniamy 3 główne rodzaje struktury: chaotycznie rozmieszczone w osnowie włókno krótkie, jednokierunkowo rozmieszczone w osnowie włókno długie oraz wielowarstwowe rozmieszczenie włókna w osnowie [13].

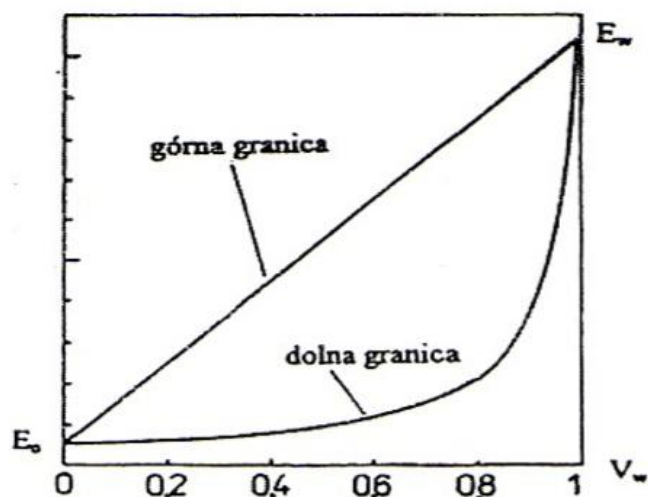
Dla włókien chaotycznie rozmieszczonych w osnowie stwierdza się niewielki (50-100%) wzrost wytrzymałości kompozytu w stosunku do parametrów osnowy, wynika to z losowej orientacji włókien.

Dla włókien rozmieszczonych jednokierunkowo tj. włókna biegnące równolegle, bez skręcenia, można stwierdzić wysoki przyrost wytrzymałości i sztywności kompozytu w kierunku ułożenia włókien (rzędu 1000MPa), jednakże w kierunku prostopadłym właściwości te są znacząco mniejsze, a nawet osiągają parametry niższe niż materiał osnowy rzędu kilkudziesięciu MPa. Ze względu na silną anizotropię właściwości materiały te są trudne w projektowaniu i badaniu.

Warstwowe ułożenie wzmocnienia może charakteryzować się różną strukturą i orientacją w każdej warstwie. Popularną strukturę badawczą stanowi struktura krzyżowa. Wykorzystanie właściwości wytrzymałościowych takich materiałów jest ograniczone, ze względu na krzywoliniowe ułożenie włókien. Takie kompozyty osiągają wartości wytrzymałościowe poniżej 50% wartości materiałów o strukturze jednokierunkowej. Z badań [13] wynika, że anizotropia laminatów warstwowych jest mniejsza aniżeli kompozytów rozmieszczonych jednokierunkowo.

Kompozyty o budowie jednokierunkowych włókien ciągłych wykazują znaczną anizotropię właściwości. Właściwości wytrzymałościowe (w tym np. moduł Younga) w kierunku prostopadłym do ułożenia włókien są zbliżone z właściwościami osnowy, podczas gdy w kierunku ułożenia włókien kompozyt zachowuje cechy wzmocnienia. W celu zminimalizowania wpływu, trudnej do przewidywania anizotropii materiału na właściwości konstrukcji, stosuje się budowę warstwową w formie laminatów, pozwalającą otrzymać cechy konstrukcji zbliżone do izotropowych (izotropia pozorna). Ważne jest jednak świadomość, że zarówno kompozyty o budowie warstwowej, jak

również kompozyty wzmocnione cząstkami wykazujące cechy izotropowe charakteryzują znaczący rozrzut wartości właściwości wytrzymałości, w tym modułu sprężystości, wynikający z większej niejednorodności materiału niż w przypadku materiałów jednofazowych [14]. W przypadku kompozytów można mówić o górnej oraz dolnej granicy wartości modułu sprężystości (Rys 3.6)



Rys 3.6 Wykres ilustrujący zjawisko występowania górnej i dolnej granicy wartości modułu Younga (E_0 - moduł sprężystości osnowy, E_w -moduł sprężystości włókien, V_w -udział objętości włókien) dla kompozytów [14]

Maty z włókien ciętych charakteryzują się strukturą o budowie chaotycznej. W porównaniu do wzmocnienia z zastosowaniem włókien ciągłych wartości wytrzymałościowe takich kompozytów są mniejsze i wykazują niższą tendencję wzrostową w zależności od ilości warstw wzmocniających., wynika to z małej przesycalności włókien w tej postaci w osnowie kompozytu. Włókna w postaci mat dają się przesycić maksymalnie w 30% objętości, podczas gdy specjalnie wytwarzane włókna w formie tkanin preimpregnowanych osiągają wartości nawet 80% [14]. Jednocześnie należy wspomnieć znaczne różnice w cenie wyżej wymienionych materiałów. Kompozyty polimerowe mają obecnie największe (90%) zastosowanie w konstrukcji [13,14]. W kompozytach polimerowych osnowę stanowią najczęściej żywice epoksydowe (o dobrych właściwościach mechanicznych), poliestrowe (najtańsze), winyloestrowe (o zwiększonej odporności chemicznej) lub fenolowe; natomiast najczęściej stosowane wzmocnienia to włókna szklane, włókna węglowe, włókna aramidowe, polietylenowe i polipropylenowe z czego dwa pierwsze z obu kategorii są powszechnie stosowane w prototypie.

Włókna szklane, ze względu na specjalne właściwości, można rozróżnić na włókna typu E oraz S, przy czym typ E posiada gorsze właściwości mechaniczne, przy znacznie niższej cenie, typ S natomiast, jako materiał o lepszych właściwościach, znajduje zastosowanie w przemyśle obronnym. Inne włókna szklane to np. ECR – o wysokiej odporności na korozję, D – o niskiej stałej dielektrycznej, włókna z krzemionki o bardzo wysokiej wytrzymałości i odporności na wysoką temperaturę, włókna klasy A oraz C i inne. Wytwarzanie włókien szklanych polega na topieniu szklanych kulek w specjalnych pojemnikach-wannach, zawierających otwory o różnych średnicach, najczęściej 0,5-3 mm. Początkowo szklane kulki ulegają przetopieniu w wannach. Przetopiona masa jest homogenizowana i przetrzymywana w celu osiągnięcia właściwej lepkości. W kolejnym etapie stopiona masa wypływa przez otwory pozwalając na

wyciągnięcie włókien. Podczas produkcji włókna zabezpieczane są przed niekorzystnym działaniem wilgoci poprzez specjalną preparację. Pasma włókien łączone są ze sobą bez skręcania w postaci tzw. rowingu lub tkanin o różnych splotach, a także w postaci rowingu ciętego i mat z niego wykonywanych.

Do cech charakteryzujących włókna szklane należą wysoka wytrzymałość na rozciąganie przy jednocześnie niskim module Younga, z kolei przy ścinaniu cechuje je wysoki moduł sprężystości. Włókno szklane jest niepalne. Ponadto, zachowuje swoje właściwości w temperaturach ujemnych, natomiast w wysokich temperaturach wykazuje stałość lub nawet wzrost właściwości wytrzymałościowych do temperatury 200 stopni Celsjusza. Wykazują większą, w stosunku do włókien węglowych, zdolność do akumulacji energii, jednocześnie cechuje je niższa cena [15].

Kompozyty wzmacniane włóknami szklanymi nazywane są kompozytami GFRP (ang. Glass Fibre Reinforced Plastics). Stanowią one ok. 90% wzmocnień włóknistych w kompozytach polimerowych [13].

Włókna węglowe, stanowią jedną z postaci przemysłowych węgla stosowanych coraz częściej w konstrukcji maszyn, obok włókien grafitowych oraz nanorurek. Charakteryzuje je mniej uporządkowana struktura krystaliczna w porównaniu do włókien grafitowych, są od nich tańsze, natomiast ich ceny są wyższe niż włókien szklanych. Włókna węglowe, ze względu na swoje właściwości, można podzielić na włókna wysokowytrzymałe, wysokomodułowe oraz ultrawysokomodułowe.

Do wytwarzania włókien węglowych w 90% produkcji wykorzystuje się techniczne włókna poliakrylonitrylowe (PAN) w procesie pirolizy. W początkowym etapie produkcji włókna utlenia się całkowicie, podczas 50 godzinowego nagrzewania. Następnie następuje karbonizacja poprzez ogrzewanie włókien w temperaturze 1000 stopni Celsjusza, w atmosferze obojętnej. Jej celem jest usunięcie zanieczyszczeń i pozostawienie w materiale czystego węgla. W końcowym etapie następuje krystalizacja przy temperaturze 3000 stopni Celsjusza i atmosferze podwyższonego ciśnienia.

Dzięki swojej strukturze włókna węglowe charakteryzują się bardzo wysoką wytrzymałością na rozciąganie, wytrzymałością zmęczeniową oraz wytrzymałością na pełzanie, jak również wysoką wartością modułu Younga, małą gęstością, dodatkowo są odporne na ścieranie, nietopliwe, dobrze tłumią drgania a także są odporne chemicznie [15]. Posiadają także lepsze parametry odporności cieplnej niż większość materiałów, w tym włókna szklane. Technologicznie, włókna węglowe są słabo zwilżalne przez żywice, dlatego na potrzeby kompozytów powierzchnie włókien węglowych należy poddać utlenianiu. Lepsze właściwości i wyższy koszt tych materiałów są przyczyną stosowania ich głównie w konstrukcjach, dla których cechy wytrzymałościowe są parametrem istotniejszym w stosunku do ceny wyrobu.

Kompozyty wzmacniane włóknami węglowymi nazywane są kompozytami CFRP (ang. Carbon Fibre Reinforced Plastics). Stanowią one poniżej 10% wzmocnień włóknistych w kompozytach polimerowych [13].

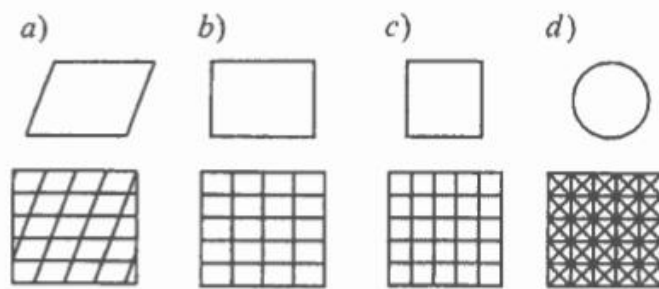
Jak wspomniano wcześniej, leje protezowe wykonywane są na drodze laminacji z wykorzystaniem wzmocnienia włóknami w postaci tkanin lub mat. Najczęściej wykorzystywane są tkaniny węglowe i szklane oraz maty szklane. Decyzja wyboru uzasadniona jest docelowym zastosowaniem protezy. W większości przypadków standardowego użytkownika wykorzystanie wzmocnienia z włókna szklanego okazuje się wystarczające. Dla bardziej wymagających użytkowników (np. sportowców) leje protezowe wykonuje się z włókna węglowego.

3.3 Rodzaje anizotropii na przykładzie kompozytów włóknistych

Rozważając kompozyt polimerowy o budowie warstwowej, składający się z polimerowej izotropowej osnowy i wzmocnienia w postaci włókien, jako materiał liniowo-sprężysty, można wyróżnić 4 możliwe grupy- modele kompozytów, w zależności od symetrii materiału, która definiuje jego rodzaj anizotropii spośród: anizotropia, ortotropia, symetria regularna oraz izotropia.

Dla przypadku kompozytu o wzmocnieniu w postaci jednej lub dwóch rodzin włókien, w zależności od ich względnego ułożenia można określić model materiałowy opisujący dany przypadek :

- budowa : 2 rodziny włókien przecinające się pod kątem $\pi/4 \rightarrow$ anizotropia
- budowa: 2 rodziny włókien, różny stopień wzmocnienia, przecinające się pod kątem $\pi/2 \rightarrow$ ortotropia
- budowa: 2 rodziny włókien, równy stopień wzmocnienia, przecinające się pod kątem $\pi/2 \rightarrow$ symetria regularna, izotropia poprzeczna
- budowa: 4 rodziny włókien, równy stopień wzmocnienia, przecinające się jak na rys \rightarrow izotropia (Rys 3.7).



Rys 3.7 Typy symetrii na przykładzie kompozytów włóknistych, wiersz górny: płaskie tensory Hooke'a, wiersz dolny: ułożenie wzmocnienia w kompozycie włóknistym; a) anizotropia b) ortotropia c) symetria regularna d) izotropia [17]

Charakterystykę wszystkich rodzajów materiałów podano poniżej [17].

Materiał anizotropowy

Materiał anizotropowy jest to materiał którego cechy (właściwości, parametry materiałowe) są różne w każdym kierunku.

W postaci macierzowej dla materiału anizotropowego uwzględnia się wszystkie możliwe powiązania składowych tensora naprężeń z elementami tensora odkształceń, co daje w sumie 36 kombinacji. Dzięki uwzględnieniu cech symetrii wektorów kolumnowych naprężeń i odkształceń, można założyć pewne warunki symetrii macierzy (podatności, sztywności) obowiązujące dla ich elementów. Macierz podatności materiału anizotropowego zawiera 5 grup modułów inżynierskich, są to:

- E_{ii} – moduły sprężystości wzdłużnej Younga dla każdej z 3 osi
- G_{ij} – moduły ścinania Kirchhoffa dla każdej z 3 płaszczyzn
- ν_{ij} – współczynniki odkształcenia poprzecznego Poissona dla 3 kierunków stycznych
- $\mu_{ij(kl)}$ – moduły ścinania Chencova dla 3 płaszczyzn
- $\eta_{i(jk)}$ – moduły ścinania (powiązane z naprężeniami normalnymi) Rabinovicha dla 9 płaszczyzn

Sumarycznie w macierzy podatności dla materiału anizotropowego wyróżniamy 21 współczynników, uwzględniając jednak cechę transformacji przez obrót względem 3 kątów Eulera można zredukować liczbę współczynników niezależnych do 18 [18].

Materiał ortotropowy

Materiał ortotropowy jest to materiał, którego właściwości mechaniczne i termiczne są różne w trzech, prostopadłych do siebie kierunkach np. podłużnym, poprzecznym i stycznym. Oznacza to, że w materiale tym występują kierunki o wyższej i niższej wytrzymałości mechanicznej, a ich układ może wpływać na wytrzymałość całej konstrukcji [19]. Ortotropia jest szczególnym przypadkiem anizotropii. Wynika ona z faktu, że wiele materiałów inżynierskich cechuje się symetrią, pozwalającą na redukcję niektórych elementów macierzy podatności materiału anizotropowego. W materiale ortotropowym określić można 3 prostopadłe do siebie osie wyznaczające 3 płaszczyzny ortotropii. Pozwala to na redukcję, w macierzy podatności, wszystkich współczynników Chencova i Rabinovicha, natomiast z warunków uwzględniających symetrię materiału w postaci:

$$\frac{\nu_{12}}{E_{11}} = \frac{\nu_{21}}{E_{22}} \quad \frac{\nu_{31}}{E_{33}} = \frac{\nu_{13}}{E_{11}} \quad \frac{\nu_{32}}{E_{33}} = \frac{\nu_{23}}{E_{22}} \quad (3.1)$$

doprowadzić można do redukcji niezależnych współczynników materiałowych, dla przypadku ortotropii, do 9 tj. 3 moduły Younga, 3 moduły Kirchhoffa oraz 3 współczynniki Poissona [18].

Materiał poprzecznie izotropowy

Materiał poprzecznie izotropowy, jest to szczególny przypadek materiału ortotropowego, dla którego spośród 3 niezależnych osi, współczynniki dwóch z nich wykazują cechy wspólne, ale niezależne od współczynników osi trzeciej.

Dla materiału ortotropowego, posiadającego dodatkowe cechy symetrii, można założyć jego izotropie w jednej z płaszczyzn nazywaną izotropią poprzeczną. Izotropia poprzeczna dzieli się na dwa przypadki:

- symetrii tetragonalnej, w której cechy materiałowe są równe w dwóch kierunkach, różne natomiast w trzecim, co wprowadza zależność w postaci:

$$E_{11} = E_{22} \quad G_{13} = G_{23} \quad \nu_{31} = \nu_{32} \quad (3.2)$$

redukującą liczbę niezależnych stałych materiałowych do 6: 2 moduły Younga (1 dla płaszczyzny izotropii, 1 dla płaszczyzny prostopadłej do niej), 2 moduły Kirchhoffa (1 dla płaszczyzny izotropii, 1 dla płaszczyzny ortotropii prostopadłej do niej), 2 współczynniki Poissona (oba w płaszczyźnie izotropii, w tym jeden spowodowany obciążeniem działającym w tej płaszczyźnie, drugi natomiast spowodowany obciążeniem działającym w kierunku prostopadłym);

- symetrii heksagonalnej, która posiada cechy symetrii tetragonalnej wzbogaconej o dodatkowy warunek zależności modułów poprzecznych E, G i ν , w postaci:

$$G_{12} = \frac{E_{11}}{2(1+\nu_{21})} \quad (3.3)$$

co powoduje redukcję stałych materiałowych do dowolnych 5 spośród 6 wcześniej opisanych dla symetrii tetragonalnej [18].

Materiał izotropowy

Materiał izotropowy jest to materiał, który wykazuje takie same pod względem wartości właściwości mechaniczne we wszystkich kierunkach, innymi słowy jego właściwości nie zależą od kierunku przyłożenia obciążenia. Materiały te mogą charakteryzować się zarówno jednorodną jak i niejednorodną strukturą mikroskopową. Charakterystyka materiałów izotropowych powoduje, że parametry wytrzymałościowe tych materiałów, a więc moduł Younga oraz współczynnik Poissona, są identyczne w każdym kierunku [20]. Zapis macierzowy materiałów izotropowych można przedstawić następująco:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (3.4)$$

gdzie, oczywiście, \mathbf{D} – macierz sprężystości, $\boldsymbol{\varepsilon}$ i $\boldsymbol{\sigma}$ to odpowiednio tensory odkształcenia i naprężenia, które przedstawia się za pomocą wektorów kolumnowych posiadających po 6 niezależnych składowych. Rozwinięcie macierzy sprężystości, dla materiału izotropowego zapisanej przy pomocy stałych Lamego ma postać :

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \lambda+2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda+2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda+2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

natomiast macierz dla materiału ortotropowego, wspomnianego powyżej, zapisywana jest przy pomocy stałych E, G oraz ν i przyjmuje postać:

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & 0 & 0 & 0 \\ D_{12} & D_{22} & D_{23} & 0 & 0 & 0 \\ D_{13} & D_{23} & D_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & D_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & D_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & D_{66} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$\text{gdzie: } D_{11} = \frac{E_x^2(E_z \nu_{yz}^2 - E_y)}{D_{denom}}, \quad D_{12} = \frac{E_x E_y (E_z \nu_{yz} \nu_{xz} + E_y \nu_{xz})}{D_{denom}},$$

$$D_{13} = \frac{E_x E_y E_y (\nu_{xy} \nu_{yz} + \nu_{xz})}{D_{denom}}, \quad D_{22} = \frac{E_y^2 (E_z \nu_{xz}^2 - E_x)}{D_{denom}},$$

$$D_{23} = \frac{E_y E_z (E_y \nu_{xy} \nu_{xz} + E_x \nu_{yz})}{D_{denom}}, \quad D_{33} = \frac{E_y E_z (E_y \nu_{xy}^2 - E_x)}{D_{denom}},$$

$$D_{44} = G_{xy}, D_{55} = G_{yz}, D_{66} = G_{xz},$$

$$D_{denom} = E_y E_z \nu_{xz}^2 - E_x E_y + 2 \nu_{xy} \nu_{yz} \nu_{xz} E_y E_z + E_x E_z \nu_{yz}^2 + E_y^2 \nu_{xy}^2$$

Modelując materiały izotropowe najczęściej korzysta się z modelu liniowo sprężystego a w opisującej go macierzy sztywności wyróżnić można jedynie dwa, niezależne współczynniki spośród: E – moduł sprężystości wzdłużnej (Younga), G – moduł sprężystości poprzecznej (Kirchhoffa) oraz ν – współczynnik odkształcenia poprzecznego (Poissona), co wynika ze wzoru (5.7) przytoczonego w dalszej części pracy [20].

3.4 Technologie stosowane w produkcji lei protezowych

Leje protezowe wykonywane są ręcznie przez wyszkolonych w tym zakresie techników ortopedycznych lub protetyków. Leje protezowe mogą być wykonywane jako jedno lub dwuwarstwowe. Leje jednowarstwowe, składają się z twardej konstrukcji zewnętrznej i mogą być umieszczane na kikucie samodzielnie lub przy pomocy dodatkowych elementów, niestanowiących jednak integralnej części samego leja. Leje dwuwarstwowe produkowane są w konstrukcji składającej się z sztywnego leja zewnętrznego, który, np. w przypadku lei typu MAS, może posiadać specjalnie wycięcia w ściankach oraz miękkiego wkładu z materiałów termoplastycznych, dostosowującego się, poprzez swoją elastyczność, do zmian obwodowych kikuta bez użycie dodatkowych wypełnień [01]. W poniższym rozdziale skupiono się na cechach produkcji lei zewnętrznych, będących wyposażeniem każdej protezy kończyny dolnej.

Technika wykonywania zewnętrznych lei protezowych stanowi odmianę technologii laminacji, jednej z najbardziej popularnych metod produkcji w zakresie tworzyw sztucznych. Podstawowe różnice pomiędzy produkcją lei protezowych a produkcją wiodących produktów przemysłowych wynika m.in. z różnic w wielkości wytwarzanych wyrobów (techniką laminacji wykonywane są np. łodzie o gabarytach znacząco przewyższających wymiary lei protezowych), indywidualności produkcji (każdy lej protezowy wykonywany jest jako produkt indywidualny, nie ma tutaj zastosowania produkcja seryjna, nie spotkano się również z automatyzacją procesu w tym zakresie, w laminacji przemysłowej produkuje się prototypy lub wytwory małoseryjne, przy czym w serii zawarte jest zwykle kilkadziesiąt do kilkuset sztuk), różnic budowy laminatu (wynikających przede wszystkim z indywidualności wyrobu ale także z ograniczonego zakresu obciążeń występujących podczas użytkowania w porównaniu do np. części maszyn czy pojazdów czy mniejszego narażenia na eksploatacje w środowiskach sprzyjających korozji materiału). Jednocześnie należy mieć na uwadze, że proces wykonania całej protezy powinien odbywać się możliwie krótko, co wynika z wymagań skuteczności rehabilitacji osób amputowanych. Powyższe cechy wpływają na istotne różnice w procesie produkcyjnym, którego etapy przedstawione zostaną w dalszej części opracowania. Do cech wspólnych produkcji ortopedycznej i przemysłowej należą stosowane materiały (żywice poliestrowe oraz epoksydowe, włókna węglowe i włókna szklane, utwardzacze, barwniki i inne) jak również zasady ich użytkowania.

Istotą laminacji jest pokrywanie modeli będących np. elementami konstrukcyjnymi polimerowym tworzywem. Jak zostało wspomniane wcześniej, laminaty składają się z warstwowo ułożonych materiałów wzmocnienia w postaci włókien, połączonych przy pomocy lepiszcza, najczęściej żywicy z niezbędnymi dodatkami. Konstrukcje wykonywane przy pomocą laminacji cechuje większa wytrzymałość przy niższej masie niż elementów budowanych z materiałów jednorodnych [21]. Poniżej podano krótką charakterystykę składników służących do wytwarzania osnowy laminatów:

- żywica – substancja chemiczna, stanowiąca spoiwo laminatu. Najczęściej stosowane są żywice epoksydowe. Mogą występować w postaci lepkiej cieczy lub ciała stałego o właściwościach termoplastycznych. W wyniku połączenia żywicy z środkiem sieciującym (utwardzającym) następuje proces chemiczny usieciowania przestrzennego, dzięki czemu żywica staje się produktem twardym, nietopliwym i nierozpuszczalnym,
- utwardzacz – substancja chemiczna, pozwalająca na proces egzotermiczny usieciowania przestrzennego. Najczęściej stosowaną substancją utwardzającą jest żółta ciecz, trietylenotetraamina, posiadająca charakterystyczny zapach. Za duży dodatek utwardzacza powoduje zmiękczenie lub pęcznienie żywicy natomiast zbyt mały dodatek powoduje wzmocnienie wiązania żywicy z podłożem.
- rozcieńczalnik – substancja zmniejszająca lepkość żywicy. Rozcieńczalniki dzielimy na aktywne (reagujące z żywicą bądź utwardzaczem) np. etery monoglicyrowe, tlenki styrenu lub olefin i nieaktywne (niewiążące się z żywicą) np. węglowodory aromatyczne, metakrylany, ftalany. Inną możliwością rozcieńczania żywic o zbyt dużej lepkości jest stosowanie dodatków w postaci żywic o małej lepkości [21].

W przemyśle znane jest wiele różnych metod laminacji, wykorzystywanych w zależności od przeznaczenia i pożądaných cech wyrobu (w tym wielkości i kształtu), rodzaju tworzyw użytych w produkcji. Do popularnych metod laminacji zaliczamy: laminowanie ręczne (nakładanie), laminowanie natryskowe, przeciąganie, nawijanie, prasowanie płytowe [21]. Z punktu widzenia techniki ortopedycznej najbardziej adekwatną metodą laminacji jest laminacja ręczna.

Laminacje przeprowadza się z użyciem form do laminacji, których powierzchnia laminowana może być zewnętrzna (wypukła) lub wewnętrzna (wkłęsła). Formy mogą być wykonywane z gipsu, drewna, tworzywa lub metalu. Nakładanie odbywa się bez użycia urządzeń dodatkowych, a poszczególne warstwy, wzmocnienia (najczęściej w postaci mat lub tkanin), nakłada się, w odpowiedniej kolejności, ręcznie, na formę (model). Przesycenie poszczególnych warstw żywicą może odbywać się przy pomocy pędzla. Utwardzanie warstw może odbywać się w temperaturze normalnej lub z użyciem zewnętrznego źródła ciepła. Tradycyjnie laminowanie przebiega bez użycia ciśnienia. Czas utwardzania zależy od rozmiarów modelu. Nadmiar żywicy należy zebrać, a po utwardzeniu można stosować dodatkową obróbkę mechaniczną, przy czym laminat jest gładszy od strony formy, przeciwległa strona zawierać może nierówne, widoczne warstwy wzmocnienia [K07]. Zalety laminacji ręcznej: prostota wykonania, niskie koszty metody i oprzyrządowania, brak konieczności stosowania podwyższonego ciśnienia i temperatury, adekwatna metoda przy produkcji jednostkowej bądź małoseryjnej, możliwość wykonywania wielkogabarytowych przedmiotów. Wady tej techniki to: konieczność dużego nakładu pracy, wysokie straty materiałów, otrzymane wyroby zawierają zwykle małą ilość wzmocnienia, trudności w równomiernym przesycaniu materiału, stosowanie substancji o nieneutralnym wpływie na organizm ludzki [22].

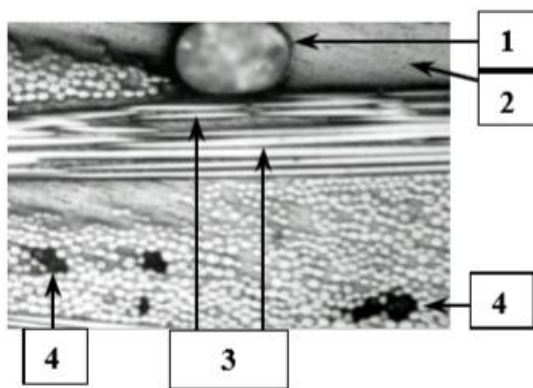
Etapy wykonywania lej protezowych dla kończyn dolnych, metoda klasyczna, gipsowa:

1. Pobranie miary z kikuta pacjenta poprzez odlew gipsowy.
2. Wykonanie pozytywu gipsowego z naniesioną korektą i elementami podporowymi dla leja
3. Zamontowanie pozytywu gipsowego jako formę do laminacji na stanowisku podłączonym do pompy podciśnieniowej.
4. Nałożenie folii wewnętrznej na pozytyw gipsowy w celu odseparowania modelu od laminatu.
5. „Ubranie” pozytywu gipsowego przy pomocy naprzemiennego nałożenia dzianiny i wzmocnienia w postaci włókna szklanego lub węglowego. Zamontowanie adaptera na szczycie modelu (służącego połączenia leja z pozostałymi elementami protezy).
6. Zabezpieczenie zewnętrznej warstwy folią, w celu stworzenia zabezpieczenia dla żywicy.
7. Wykonanie lepiscza poprzez zmieszanie w odpowiednich proporcjach mieszaniny żywicy, utwardzacza, rozcieńczalnika wraz barwnikiem.
8. Wylanie żywicy pomiędzy warstwami folii.
9. Rozprowadzanie żywicy np. za pomocą linek lub wałków, w celu dobrego przesączenia warstw wzmocnienia oraz wyeliminowania pęcherzy powietrza. Wykorzystanie pompy podciśnieniowej do usunięcia powietrza pomiędzy warstwami folii. Zabezpieczenie nadmiaru żywicy.
10. Utwierdzenie laminatu wraz z kontrolą powstawania pęcherzy powietrza na powierzchni laminatu. Czas utwardzania dla żywicy epoksydowej powinien wynieść ok. 1 dobę.
11. Rozebranie utwardzonego laminatu, wybicie modelu gipsowego oraz obróbka mechaniczna powstałego leja.

Jak wynika z powyższego opisu, proces wytwarzania leja protezowego jest pewną modyfikacją tradycyjnego laminowania ręcznego, co jest wynikiem wieloletniego dostosowywania tej techniki do potrzeb techniki ortopedycznej.

Optymalne własności kompozytu można uzyskać tylko przy zachowaniu dokładnego powiązania materiału włókna i osnowy. Do cech mających wpływ na jakość powiązania faz zaliczyć można zwilżalność powierzchni włókien. Poprawę związania można uzyskać poprzez stosowanie odpowiednich powłok w formie preparacji na granicy zbrojenia i osnowy (stosowane niekiedy dla laminatów z włókien węglowych) lub wprowadzenia do procesu technologii próżniowych [23].

Niemożliwym jest przewidzenie dokładnej, rzeczywistej struktury materiału kompozytowego. Oczywiście kwestią jest, iż należy dołożyć szczególnej staranności w procesie produkcyjnym, aby zminimalizować ryzyko powstania defektów, jednakże całkowita ich eliminacja, zwłaszcza w przypadku produkcji ręcznej, nie jest osiągalna. Wśród spotykanych defektów technologicznych laminatów kompozytowych można wymienić: obecność pęcherzy, obszary występowania żywicy nie wzmocnionej włóknem, obszary dyspersji orientacji włókien w paśmie rovingu czy obszary występowania włókien niewypełnionych żywicą [23].



Rys 3.8 Defekty technologiczne laminatów: 1- pęcherz, 2- niewzmocniona żywica, 3-dyspersja orientacji włókien, 4-niewypełnione przez osnowę wzmocnienie [23]

Defekty technologiczne występujące w wnętrzu laminatu nie są możliwe do weryfikacji w standardowym warsztacie ortopedycznym, natomiast w sytuacji zaobserwowania istotnych wad występujących na powierzchni materiału, a w szczególności zauważalnych inicjacji pęknięć lub delaminacji (rozwarstwienia) taki wyrób należy bezwzględnie wycofać z produkcji, gdyż uszkodzony lej mógłby stanowić zagrożenie dla zdrowia i bezpieczeństwa użytkownika. Jednocześnie należy oczekiwać, że wieloletnia praktyka pozwala na osiągnięcie wyrobów o adekwatnych, pożądanym właściwościach, które mogłyby być kontrolowane za pomocą nowoczesnych przyrządów inżynierskich, w celu ustalenia nie tylko optymalnego składu kompozytu ale również wpływu wykonania produktu na jego finalne właściwości.

4. Badania wytrzymałościowe

4.1 Ogólna klasyfikacja badań wytrzymałości kompozytów

Materiały kompozytowe wzmocnione różnego rodzaju włóknami są coraz powszechniej używane w projektowaniu konstrukcji. Ze względu na to nastąpił wzrost zapotrzebowania na wyniki badań, odzwierciedlających właściwości mechaniczne, fizyko-chemiczne czy technologiczne rozważanych materiałów. Badania te, z oczywistych względów posiadają pewne różnice, także w interpretacji wyników, w stosunku do stosowanych wcześniej badań własności metali i stopów. Badania właściwości materiałów kompozytowych możemy podzielić na 4 główne kategorie: A) Badanie włókien i żywic, B) Badania półproduktów C) Badania płyt próbnych D) Badania elementów konstrukcyjnych [23].

A) Badania włókien i żywic.

Powołując się na definicje kompozytu, oczywiste jest, że właściwości nowych materiałów nie stanowią prostej sumy właściwości ich komponentów. Niemniej, do prawidłowej oceny konstrukcji istotne jest uwzględnienie właściwości materiałów budujących, od których bezsprzecznie zależą właściwości kompozytu finalnego. W przypadku włókien, najczęściej spotykanymi parametrami są: wytrzymałość na rozciąganie, moduł Younga, wydłużenie przy zerwaniu pojedynczego włókna. Określenie tych wartości, przy pojedynczym paśmie, wymaga określonego wyposażenia i należy do obowiązków producenta materiału – interesujące wartości powinny być dostępne w specyfikacji produktu. Podobnie dla żywic stanowiących osnowę – parametry fizykochemiczne i inne, stanowiące ważne informacje z punktu widzenia inżyniera, określane są w laboratoriach lub centrach badawczych producentów. W przypadku bardzo wymagających wyrobów niektóre materiały przed użyciem, podlegają powtórnemu sprawdzeniu właściwości w kontekście podanych w specyfikacji.

B) Badania półproduktów.

Istnieją technologie wytwarzania wykorzystujące produkty, będące połączeniem, już na etapie technologicznym, materiału osnowy z wzmocnieniem – produkowane są najczęściej w postaci arkuszy, mat lub tkanin, nieutwardzonej, lecz zagęszczonej substancji stanowiącej połączenie osnowy i wzmocnienia. W protetyce, technologią tą mogą być produkowane niektóre stopy protezowe z włókna węglowego.

C) Badania właściwości materiału płyt próbnych.

Otrzymywanie interesujących własności wytrzymałościowych może odbywać się na podstawie modeli obliczeniowych lub danych udostępnionych w publikacjach naukowych. Takie wartości są często poprawne dla szerokiej gamy materiałów i mogą być z powodzeniem używane podczas badania konstrukcji.

W sytuacji posiadania niewystarczających danych dotyczących własności wytrzymałości rozważanego materiału (kompozytu) lub w sytuacjach produkcji dla których właściwości nie można jednoznacznie określić ze względu na specyficzne różnice w produkcji, wskazane jest wykonanie płyt próbnych kompozytu, z materiału i w warunkach odpowiadających produkcji elementu konstrukcyjnego. Płyty próbne

należy wykonywać tak, aby jak najdokładniej odwzorować materiał kompozytu, a więc używając tożsamyh materiałów włókna i osnowy, o zgodnym ułożeniu warstw, przy odpowiednio dobranych parametrach produkcji (np. obecność podciśnienia). Z tak wykonanej płyty wycinane są próbki o unormowanych wymiarach, stosowane następnie w odpowiednich badaniach np. wytrzymałości na rozciąganie, ściskanie, zginanie. Jednocześnie, w przypadku nowych konstrukcji, wykonanie płyt próbnych stanowi kontrolę doboru technologii wykonania przewidzianej dla elementu.

D) Badanie elementów konstrukcyjnych

Badania wytrzymałości elementu jak i całej konstrukcji dokonywana jest na podstawie testów prototypu i stanowi ostateczną ocenę o prawidłowości wykonania produktu, jakości materiału użytego w produkcji, wybranej technologii wykonania czy nawet koncepcji projektu. Jest to zagadnienie niezbędne w sytuacji wprowadzania nowego rozwiązania konstrukcyjnego, w celu oceny jego niezawodności. Badania te, wymagają określenia zachowania produktu dla różnych parametrów pracy m.in. przy różnym obciążeniu, temperaturze czy wilgotności, zgodnych z możliwymi warunkami eksploatacji a także przy wartościach przewyższających dopuszczalne.

Innym istotnym aspektem badania jakości kompozytu jest badania struktury wewnętrznej np. udziału porów w strukturze, mogące posłużyć do oceny przyczyn powstawania przełomów zniszczeniowych próbek [23]. Dla kompozytów o strukturze różnowarstwowej realizuje się następujące próby wytrzymałościowe: wytrzymałość na rozciąganie, wytrzymałość na ściskanie, wytrzymałość na zginanie, wytrzymałość na ścinanie, badania twardość.

4.2 Badanie wytrzymałości na rozciąganie

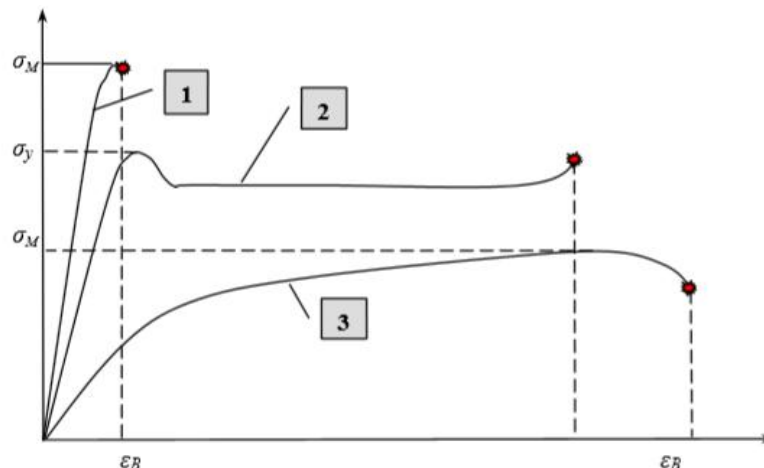
Jest to podstawowe badanie z zakresu wytrzymałości materiałów. Wyznaczane doświadczalnie wartości odnoszą się zarówno do wytrzymałości jak i plastyczności materiału i pozwalają na określenie naprężeń doświadczalnych, stanowiących podstawę obliczeń wytrzymałościowych. Dla kompozytów i tworzyw sztucznych zastosowanie ma norma PN-EN 1563-2000.

Próby wytrzymałościowe przeprowadzane są na uniwersalnych maszynach wytrzymałościowych, pozwalających na wykonywanie zarówno badań prób rozciągania, zginania czy ściskania, powszechnie nazywanych zrywarkami. Podczas badania, równocześnie rejestrowana jest siła działająca na próbkę – staje się ona podstawą do określenia charakterystyki wytrzymałościowej. Siła jest jednostajnie zwiększana aż do zerwania próbki bądź osiągnięcia określonych naprężeń. Standardowo w badaniu wytrzymałościowym otrzymuje się wykres naprężenia w funkcji odkształcenia próbki. Wydłużenie bezwzględne początkowej długości pomiarowej próbki mierzone jest przy pomocy ekstensometru [24].

Charakterystyka odkształcenia tworzyw sztucznych może być opisany przez następujące zakresy:

- zakres odkształcenia sprężystego natychmiastowego (odkształcenie to znika po odjęciu obciążenia),
- zakres odkształcenia lepkiego (powodującego trwałe odkształcenie po odjęciu obciążenia),
- zakres odkształcenia sprężystego opóźnionego (dający efekt opóźnionego powrotu po odjęciu obciążenia)

W przypadku materiałów kruchych lub tworzyw sztucznych o niektórych cechach materiałów kruchych odkształcenia plastyczne praktycznie nie występują, materiały takie pękają krucho, w płaszczyźnie prostopadłej do osi, nie lokalizuje się w ich przypadku występowania lokalnego przewężenia, charakterystycznego dla materiałów ciągliwych np. metali. Dodatkowo, wykresy rozciągania dla tworzyw sztucznych odznaczają się dużą różnorodnością – szczególnie odkształcenia trwałe w tworzywach wykazują duże zmiany w stosunku do metali [25].



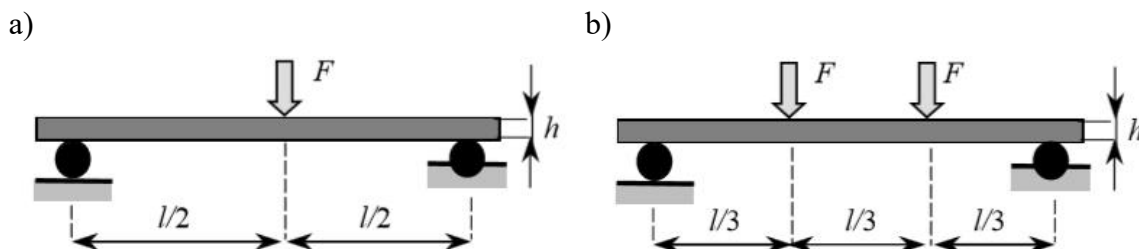
Rys 4.1 Typowe charakterystyki rozciągania tworzyw sztucznych.
1- tworzywa kruche, 2,3 – tworzywa ciągliwe [26]

Z pomocą próby rozciągania, ogólnie, można otrzymać informacje pozwalające na bezpośrednie lub pośrednie wyznaczenie następujących wartości: granica plastyczności (wyznaczana jako stosunek siły rozciągającej na granicy plastyczności do przekroju początkowego próbki), wytrzymałość na rozciąganie (wyznaczana na podstawie maksymalnej siły w procesie rozciągania), moduł Younga (wyznaczany z zależności geometrycznych w początkowych zakresie charakterystyki (zakresie proporcjonalności), naprężenia zrywające (wyznaczane ze znanej wartości siły zrywającej i początkowego - dla tworzyw - przekroju poprzecznego próbki), przewężenie procentowe (wyznaczane jako stosunek przekroju przed i po zerwaniu próbki), wydłużenie procentowe (wyznaczane jako stosunek wydłużenia bezwzględnego do pierwotnej długości próbki). Z pośród wymienionych największe zastosowanie w przypadku badań dla tworzyw sztucznych ma: moduł Younga, wytrzymałość na rozciąganie oraz wydłużenie całkowite [24].

Na dokładność wyników badań przeprowadzonych z użyciem uniwersalnych maszyn wytrzymałościowych wpływ mają następujące czynniki: sposób przygotowania próbek, wielkość i kształt próbek, prędkość obciążania, temperatura oraz wilgotność w miejscu przeprowadzania pomiarów. Na potrzeby badań wytrzymałości na rozciąganie stosuje się próbki o znormalizowanej długości, powiększone o długości części przeznaczonych dla szczęk maszyny wytrzymałościowej zwanych główkami. Próbki te mogą mieć przekrój prostokątny lub okrągły.

4.3 Badanie wytrzymałości na zginanie

Trudności badania niektórych kompozytów w próbach rozciągania stawia inżynierów przed koniecznością zastosowania innych prób wytrzymałościowych w celu określenia interesujących parametrów. Przydatne okazują się w tym względzie próby wytrzymałości na zginanie, realizowane jako zginanie 3 lub 4 punktowe. Badania z zastosowaniem obciążeń zginających są szczególnie przydatne dla materiałów kruchych. Dla kompozytów i tworzyw sztucznych zastosowanie mają normy PN-EN ISO 178: 1998 dla tworzyw nie wzmocnionych oraz PN-EN ISO 14125: 2001 dla tworzyw wzmocnionych włóknami.



Rys 4.2 Schemat próby zginania a) trypunktowego b) czteropunktowego [23]

Dla materiałów niejednorodnych i silnie anizotropowych obowiązują zagadnienia teoretyczne zginania materiałów izotropowych, jednorodnych. Podczas zginania próbki następuje jednocześnie rozciąganie jej górnych warstw oraz ściskanie warstw dolnych. Wzdłuż próbki, w środku jej przekroju, występuje warstwa, zwana powierzchnią neutralną, której wymiary nie ulegają zmianie. Względem tej linii powstaje moment zginający, utworzony od par sił rozciągających i ściskających. Wyznaczanie parametrów wytrzymałościowych odbywa się na próbkach prostokątnych o stosunku długości badawczej do wysokości próbek równym $l/h=16$. Taki stosunek pozwala oczekiwać, że naprężenia normalne od momentu zginającego wystąpią wcześniej, niżeli naprężenia ścinające skutkujące rozwarstwieniem próbki [23]. Czasami stosowany jest stosunek wyższy, w celu zminimalizowania błędów wynikających z pominięcia siły ścinającej podczas zginania. Zalecane wymiary dla próbki to: grubość 4mm, szerokość 10mm, długość 80mm. Możliwe są odstępstwa od wyżej określonych wymiarów. Podpory powinny być oddalone od siebie w stosunku równym 16-krotności grubości próbek, w celu osiągnięcia w materiale naprężeń zginających.

W metodzie zginania trypunktowego następuje obciążanie próbki stopniowo wzrastającą siłą umiejscowioną w środku próbki, przy jednoczesnym podparciu próbki na obu końcach. Przy metodzie czteropunktowej występują dwie siły obciążające. Cechą charakterystyczną zginania prostego jest przemieszczanie się, w płaszczyźnie obciążenia, punktów na osi próbki [25]. Zwiększanie obciążenia przeprowadza się do momentu zniszczenia próbki lub osiągnięcia określonego ugięcia. Pomiaru wartości odkształcenia próbki dokonuje się poprzez określenie tzw. strzałki ugięcia [26].

W próbie wytrzymałościowej zginania można otrzymać informacje pozwalające na wyznaczenie: wytrzymałości na zginanie, naprężeń zginających (przy określonej strzałce ugięcia) oraz modułu sprężystości przy zginaniu [25]. Wyznaczenie modułu sprężystości wzdłużnej, dla próbek o przekroju prostokątnym, przy znajomości siły i odpowiadającej jej strzałki ugięcia może być wykonane z zastosowaniem wzoru:

$$E = \frac{l^3}{4 a h^3} \cdot \frac{Q}{Y} \quad (4.1)$$

gdzie:

Q – siła zginająca

l – odległość między podporami

Y – strzałka ugięcia,

a – szerokość próbki

h – grubość próbki

Badanie metodą zginania jest stosunkowo proste i szybkie do wykonania, co przyczynia się do jego szerokiego stosowania w badaniach tworzyw sztucznych jak również innych materiałów konstrukcyjnych [26].

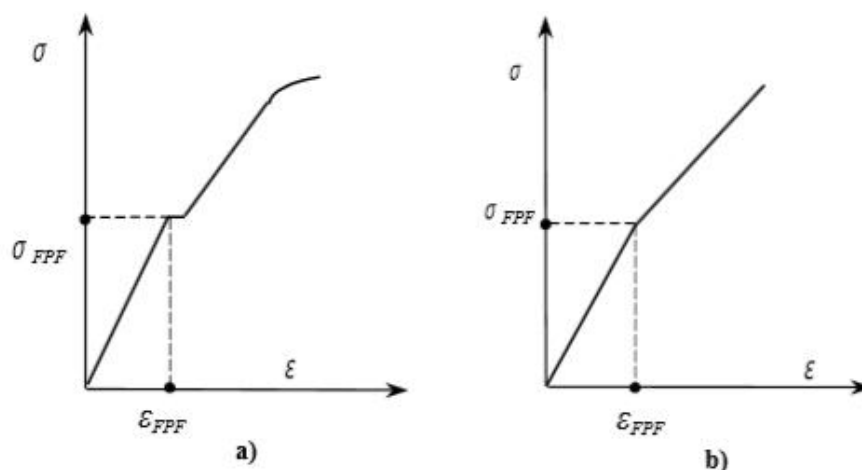
4.4 Problemy badania kompozytów polimerowych

W przypadku wyznaczania charakterystyk i parametrów wytrzymałościowych materiałów kompozytowych z osnową polimerową należy mieć świadomość niektórych indywidualnych charakteryzujących ten rodzaj materiału jak również możliwych do wystąpienia trudności wynikające z ich charakterystycznej struktury. Wybrane kwestie powyższego zagadnienia przedstawiono poniżej:

- W celu wyznaczenia modułu sprężystości wzdłużnej kompozytów polimerowych wymagane jest wykonywanie próby rozciągania z jednoczesną rejestracją wydłużenia. Możliwe jest to przy użyciu ekstensometru lub czujników oporowych. Ze względu na wysokie koszty tych elementów dopuszczalne jest wyznaczanie modułu Younga na drodze obliczeniowej na podstawie parametrów wyznaczanych w próbie zginania trzypunktowego [13].
- Polimerowe materiały kompozytowe charakteryzują niskie (1-3%) wartości współczynnika wydłużenia względnego w momencie zniszczenia próbki, wartości te są charakterystyczne dla materiałów kruchych. Z tego powodu wykresy wytrzymałości na rozciąganie kompozytów przypominają charakterystyki materiałów kruchych [23].
- Ze względu na anizotropie właściwości kompozytów jednokierunkowych istnieje niebezpieczeństwo zgniecenia materiału przez szczęki maszyny wytrzymałościowej. Wynika to z nawet z kilkanaście razy mniejszej wytrzymałości tych materiałów na zginanie w kierunku poprzecznym w stosunku do wytrzymałości rozciągającej w kierunku włókien. Próby zapobiegania takiej sytuacji (np. klejenie specjalnych nakładek) są kosztowne i mogą wpływać na niepożądaną zmianę lokalizacji miejsca zniszczenia próbki [13].
- Rozważając materiał kompozytowy jakim jest laminat, można napotkać problemy wynikające z wrażliwości wytrzymałościowej tego materiału na rozciąganie w kierunku poprzecznym do ułożenia włókien. W sytuacji rozciągania takiego materiału powstają obciążenia prowadzące do pęknięć na granicy materiału osnowy i wzmocnienia w kierunku poprzecznym. Powstałe mikropęknięcia, początkowo nie są widoczne na wykresie badań rozciągania czy zginania próbek, jednak ich nagromadzenie może prowadzić do powstawania

uskoków lub zmian pochylenia wyżej omawianych charakterystyk (Rys 4.4). Moment ten uznaje się jako początek uszkodzenia nieodwracalnego w materiale czyli zerwania próbki. Laminaty wielowarstwowe często pękają warstwowo, zjawisko pęknięcia pierwszej warstwy takich materiałów nosi miano stanu FPF (ang. First Ply Failure). Powstające wówczas pęknięcia wychodzą na powierzchnię materiału jako pęknięcia otwarte. Jest to szczególnie niebezpieczne w odniesieniu do możliwości wnikania do wnętrza kompozytu substancji przyspieszających rozwój korozji materiału włókien. Z tego powodu należy przewidzieć działające w konstrukcji obciążenia tak, aby nie przekroczyły one dopuszczalnej granicy inicjacji mikropęknięć materiału. Przyjęcie za podstawę projektowania konstrukcji kryterium FPF pozwala na zapewnienie elementom trwałości, niezawodności oraz odporności na agresywne środowisko zewnętrzne. Niejednokrotnie, uzyskuje się to kosztem redukcji ciężaru całej konstrukcji [23].

- Przy wyznaczaniu wytrzymałości na zginanie i rozciąganie dla kompozytów polimerowych, wymagane jest wykonywanie niezależnych prób wytrzymałościowych, bowiem utożsamianie tych wartości może prowadzić do znacznych błędów. Wytrzymałość na zginanie takich materiałów osiąga wartości o kilkadziesiąt procent większe niż ich wytrzymałość na rozciąganie.
- Dla próbek laminatów wyciętych w kierunkach niezgodnych z kierunkami głównymi naprężeń może występować zjawisko „paczenia się” czyli utraty płaskości pod wpływem obciążenia. Mogą one skutkować zakłóceniem przebiegu badań wytrzymałości zarówno rozciągania jak i zginania takich laminatów.



Rys 4.3 Zmiany charakterystyk wytrzymałości laminatu w postaci:
a) uskoku b) zmiany nachylenia [23]

W przypadku projektowania laminatów dla lei protezowych, warunki środowiskowe panujące podczas eksploatacji nie sprzyjają podwyższonemu ryzyku korozji, uzasadnione wydaje się więc podtrzymanie kryterium lekkości konstrukcji, oczywiście przy zachowaniu wytrzymałości nie pozostawiającej uszkodzeń przy normalnych warunkach eksploatacji.

W tabelicy 4.1 podano przykładowe wartości parametrów mechanicznych dla różnych kompozytów polimerowych.

Tab 4.1 Właściwości mechaniczne wybranych konstrukcyjnych kompozytów polimerowych [13]

Materiał - struktura	UD szkło- epoksyd.	UD Węglowo- epoksyd.	UD Kevlar49- epoksyd.	Tkanina szklana 0/90- epoksyd.	Tkanina szklana ±45 - epoksyd.	Tkanina węglowa 0/90 - epoksyd.	Tkanina kevlar49 0/90 - epoksyd.	Mata szklana CSM - poliestr.
Właściwość								
V_f [%]	53	57	60	33	33	50	50	19
$R_m(0^\circ)$ [MPa]	1200	2040	1400	360	185	625	520	110
$R_m(90^\circ)$ [MPa]	73	90	30	360	185	625	520	110
$R_c(0^\circ)$ [MPa]	1000	1000	280	240	120	500	170	150
$R_c(90^\circ)$ [MPa]	160	150	140	240	120	500	170	150
$R_t(0/90^\circ)$ [MPa]	67	50	60	100	140	130	110	85
τ_{LSS} [MPa]	90	94	83	60	48	57	70	60
E_0 [GPa]	39	134	76	17	10	70	31	8
E_{90} [GPa]	15	11	5	17	10	70	31	8
G [GPa]	4	5	2	5	8	5	2	2,75
Wsp. Poissona	0,25	0,263	0,34	0,24	0,7	----	----	0,32
Gęstość	1,92	1,57	1,38	1,92	1,92	1,53	1,53	1,45

5. Mechanika ciała stałego

5.1 Właściwości sprężyste ciał stałych

Siły zewnętrzne działające na ciało powodują zmiany jego postaci i objętości. Wewnątrz ciała dochodzi do zaburzenia równowagi międzyatomowej, w wyniku czego pojawiają się siły reakcji nazywane siłami sprężystości [27]. Po usunięciu działania obciążenia, ze względu na obecność wewnętrznych sił reakcji, ciało wykazuje zdolność powrotu do pierwotnego kształtu – cechę tę nazywa się sprężystością materiału a występujące odkształcenie nosi nazwę sprężystego. Właściwości związane ze sprężystością ciał zależą więc od ich struktury wewnętrznej [20]. W przypadku, gdy odkształcenie nie ustępuje po odjęciu obciążenia mamy do czynienia z odkształceniem plastycznym (trwałym) – wynika on z równoważenia się sił zewnętrznych z siłami reakcji sprężystej.

Naprężenie wewnętrzne ciała definiowane jest jako stosunek działającej siły F do powierzchni ciała na której działa S , służą do ilościowego opisu oddziaływań sprężystych zastępując w równaniach człon związany z siłami zewnętrznymi.

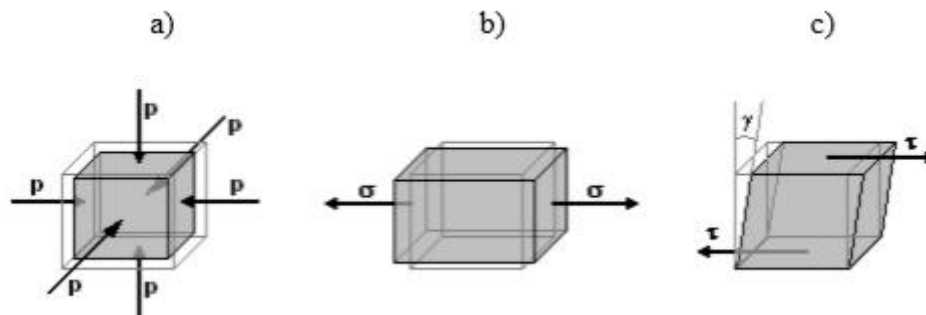
$$\sigma = \frac{F}{S} \quad [\text{Pa}] \quad (5.1)$$

Ze względu na kierunek działania możemy rozróżnić 2 podstawowe typy naprężeń: jeśli kierunek działania siły jest prostopadły to powierzchni to naprężenia takie nazywane są normalnymi, natomiast w przypadku sił działających równoległe do powierzchni mają miejsce naprężenia styczne. W przypadku, kiedy kierunek działania siły nie pokrywa się z kierunkami głównymi, obliczenie wartości naprężenia realizuje się jako sumę naprężeń stycznych i normalnych. Naprężenia normalne oznacza się przez greckie litery ρ lub σ , natomiast styczne – τ [21].

Odształcenie ciała przyjmuje się jako bezwymiarowe odkształcenie względne definiowane jako stosunek zmiany rozmiaru Δx (np. długości) do rozmiaru początkowego x_0 (np. długości początkowej). Odształcenie może odnosić się do zmiany postaciowej (zmiany kształtu) lub zmiany objętości. Najczęściej mamy do czynienia z połączeniem wyżej wymienionych. Odształcenie określa się przez grecką literę ε [21].

$$\varepsilon = \frac{\Delta x}{x_0} \quad (5.2)$$

Rodzaj odkształcenia zależy bezpośrednio od wywołującego je naprężenia. Naprężenia normalne powodują powstawanie odkształceń ściskających i rozciągających jednoosiowych, natomiast naprężenia styczne wywołuje ścinanie proste.



Rys 5.1 Typy odkształceń a) ściskanie b) rozciąganie c) ścinanie [25]

Wykazano doświadczalnie, że niewielkie sprężyste odkształcenie ciała jest wprost proporcjonalne do siły powodującej dane odkształcenie oraz do początkowych wymiarów ciała, natomiast odwrotnie proporcjonalne do pola przekroju poprzecznego ciała [23]. Zależność ta jest związana również z rodzajem materiału opisującego ciało i przedstawić ją można następująco:

$$\Delta l = \frac{F \cdot l_0}{S \cdot E} \quad (5.3)$$

gdzie:

Δl - wydłużenie ciała

F - siła powodująca wydłużenie

l_0 - początkowa długość ciała

S - pole przekroju poprzecznego ciała

E - moduł Younga materiału.

Po uwzględnieniu (5.1) i (5.2) oraz przekształceniu wzoru otrzymujemy równość będącą powszechnie znanym zapisem prawa Hooke'a [28],

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (5.4)$$

zgodnie z którym odkształcenia są wprost proporcjonalne do wywołujących je naprężeń, a współczynnik proporcjonalności E pomiędzy tymi wielkościami nazywany jest modułem sprężystości wzdłużnej lub inaczej modułem Younga i jest jednym z istotnych parametrów pozwalających na opis sprężystych właściwości ciał stałych. Moduł Younga występuje w przypadku jednoosiowego rozciągania ciała (czyli przy występowaniu pary naprężeń normalnych). Moduł Younga określa wartość naprężenia dla którego względna zmiana długości wyniosłaby 1.

Drugim znaczącym parametrem służącym opisowi własności mechanicznych ciał stałych jest moduł ściśliwości lub sprężystości objętościowej Helmholtza - K. Występuje on jako współczynnik proporcjonalności pomiędzy naprężeniem normalnym a odkształceniem w postaci zmiany objętości podczas ściskania ciała - β .

$$\rho = K \cdot \beta \quad (5.5)$$

Trzeci parametr mający znaczenie w mechanicznym opisie modelu ciał stałych jest moduł Kirchhoffa zwany modułem sztywności lub sprężystości poprzecznej G. Występuje on w przypadku analizy ścinania prostego jako współczynnik proporcjonalności między naprężeniem stycznym a odkształceniem w postaci zmiany kształtu ciała określanej przez kąt deformacji - γ .

$$\tau = G \cdot \gamma \quad (5.6)$$

Ostatnim, znaczącym parametrem jest bezwymiarowy współczynnik Poissona ν . Określa on stosunek zmian wymiarów zachodzących w niezależnych osiach ciała przy występowaniu siły wzdłuż kierunku głównego. Parametr ten pozwala na ustalenie zmian objętościowych materiału podczas jego deformacji. Większość znanych materiałów przyjmuje wartości ν równe 0.2 - 0.4. Zależność pomiędzy modułem Kirchhoffa, modułem Younga i współczynnikiem Poissona przedstawia poniższa równość:

$$E = 2G \cdot (1 + \nu) \quad (5.7)$$

natomiast pomiędzy modułem Ścisłości, modułem Younga i współczynnikiem Poissona zachodzi:

$$E=3K \cdot (1-2\nu) \quad (5.8)$$

Z (5.7) oraz (5.8) wynika, że tylko 2 stałe materiałowe, opisujące właściwości materiału są liniowo niezależne, co redukuje liczbę niezbędnych do ustalenia parametrów na potrzeby np. symulacji mes [25].

5.2 Związek konstytutywny

Do opisu fizycznych właściwości materiałów służą Równania konstytutywne, których zadaniem jest wyznaczenie relacji pomiędzy tensorem naprężeń a tensorem odkształceń w ciele. Stanowią one matematyczne modele materiałów rzeczywistych i są bezpośrednio z związane z wartościami wyznaczanymi w sposób doświadczalny. Konieczność korzystania z równań tensorowych wynika z wymagania niezależności związków konstytutywnych od przyjętego układu odniesienia. Do opisu mechanicznych właściwości sprężystych materiałów wykorzystywane jest prawo o elastycznym ciele Hooke'a [25,29]. W ciele, które spełnia prawo Hooke'a, przewiduje się, że tensor naprężeń jest liniowo proporcjonalny do tensora odkształceń co przedstawia związek:

$$\sigma_{ij} = D_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \quad (5.9)$$

gdzie:

- σ_{ij} - tensor naprężeń
- D_{ijkl} - tensor sprężystości
- ε_{kl} - tensor odkształceń

Materiał opisany takim równaniem jest materiałem liniowo-sprężystym.

Element D_{ijkl} jest tensorem 4 rzędu co oznacza że posiada $3^4=81$ elementów. Biorąc pod uwagę symetrie tensora naprężeń można zredukować ilość elementów niezależnych do 36, uwzględniając natomiast symetrie tensora odkształceń redukcja współrzędnych niezależnych maleje do 22 dla ciał anizotropowych. Liczba elementów niezależnych, dla ciał sprężyste ortotropowych wynosi 9, natomiast dla ciał o właściwościach izotropowych redukuje się do 2 [19].

Pierwsza postać Prawo Hooke'a, dla materiałów izotropowych to przedstawienie równania w postaci:

$$\sigma_{ij} = 2\mu \varepsilon_{ij} + \lambda \varepsilon_{kk} \cdot \delta_{ij} \quad (5.10)$$

gdzie λ i μ to stałe Lamego, natomiast relacje pomiędzy stałymi Lamego a stałymi materiałowymi E, G oraz ν wyrażają się następująco:

$$\mu = G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (5.11)$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (5.12)$$

Uwzględniając (5.11) i (5.12) w (5.10) można otrzymać Drugą postać Prawa Hooke'a [19]:

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} \right) \quad (5.13)$$

5.3 Równanie Naviera

Dla materiału liniowo-sprężystego można określić równanie ruchu, które, zgodnie z II Prawem Newtona, przyjmuje następującą postać:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F} \quad (5.15)$$

przy oznaczeniu: \mathbf{F} - siła masowa (dalszych zapisach $\mathbf{F}=0$), t - czas oraz ρ – gęstość. Uwzględniając prawo Hooke'a dla materiałów izotropowych zapisane w postaci (5.10), można wyprowadzić postać ogólnego równania ruchu izotropowego ciała stałego czyli równanie Naviera-Cauchy'ego [16]:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - (\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u})) = \mathbf{0} \quad (5.16)$$

5.4 Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych jest to metoda numeryczna rozwiązywania zagadnień brzegowych w dziedzinie mechaniki. Należy ona do jednej z najczęściej stosowanych komputerowo wspomaganych metod obliczeń inżynierskich ze względu na jej uniwersalność i możliwości w rozwiązywaniu problemów charakteryzujących się złożoną geometrią i niejednorodnym środowiskiem. Metoda MES pozwala na znalezienie rozwiązania problemu w sposób przybliżony i dyskretny [30]. Początki jej stosowania sięgają lat 60 XX wieku. [31]. Główny jej rozwój nastąpił wraz z popularyzacją komputerów osobistych w połowie lat 80. XX wieku, na skutek czego stała się ona dostępna nie tylko dla największych koncernów przemysłowych i ośrodków naukowych, ale również wśród mniejszych firm, od dużych do nawet małych przedsiębiorstw. Teoretyczne podstawy MES jak również propozycje rozwiązywania wybranych problemów mechaniki zaproponowali Turner, Clough, Martin i Topp. Ich praca, chociaż uznana za narodziny wyżej opisanej metody, odnosiła się do równań o znacznej liczbie niewiadomej, które nie mogły być rozwiązane ze względu na niewystarczające możliwości obliczeniowe ówczesnych maszyn numerycznych. Problem ten został podjęty przez polskich uczonych – Profesora Zienkiewicza oraz Profesora Przemienieckiego, których praca zaproponowała praktyczne sposoby rozwiązania wybranych problemów natury matematycznej i zastosowania metody elementów skończonych. Pozwoliło to na rozwój MES i jej globalną popularyzację. Także w Polsce powstał jeden z pierwszych na świecie komputerowych systemów obliczeniowych – WAT-KM – efekt pracy grupy polskich naukowców prowadzonych przez Profesora Szmeltera z Wojskowej Akademii Technicznej w Warszawie. Jego następcy do dziś należą do światowej czołówki specjalistów zajmujących się Metodą Elementów Skończonych i jej zastosowaniami. Ostatnim ważnym etapem historycznego rozwoju MES była integracja systemów komputerowo wspomagane obliczania z komputerowo wspomaganiem projektowaniem wprowadzona w latach 90-tych XX wieku, która stała się ostatecznym czynnikiem wprowadzenia MES do większości

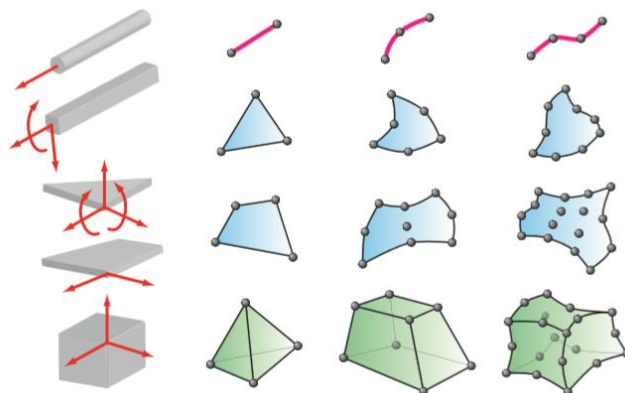
przedsiębiorstwo i uczelni wyższych. Obecnie, metoda elementów skończonych stanowi podstawową i niezastąpioną metodę weryfikacji konstrukcji i produktów na etapie przedprodukcyjnym [32].

Metoda elementów skończonych w najprostszym ujęciu polega na podziale ciągłego, złożonego geometrycznie modelu o nieskończonej liczbie stopni swobody na skończoną liczbę elementów (dyskretyzacja) a następnie wyprowadzeniu równania opisującego zachowanie się elementów w zależności od czynnika wymuszającego (np. w postaci siły) z uwzględnieniem warunków brzegowych obowiązujących w danym układzie. Złożenie wszystkich równań opisujących każdy element modelu a następnie rozwiązanie go pozwala uzyskać informacje o zachowaniu się całego modelu w określonych warunkach.

Zrozumienie zasady działania metody elementów skończonych wymaga wprowadzenia istotnych pojęć związanych z jej stosowaniem.

- Element skończony – jest to prosta figura geometryczna, która może być płaska lub przestrzenna, a która określa dany fragment układu. W elemencie skończonym wyróżnić można specjalne punkty zwane węzłami a także funkcje interpolacyjne (inaczej funkcje węzłowe lub funkcje kształtu) za pomocą których możliwy jest opis analizowanej wielkości zarówno na bokach jak i we wnętrzu elementu. Ich liczba jest równa liczbie węzłów układu [31]. Elementy skończone można podzielić ze względu na różne cechy m.in. liczbę wymiarów, kształt geometryczny, stopień funkcji kształtu, liczbę węzłów, rodzaju węzłów czy sposób połączenia elementów w węzłach [32].
- Węzły – są to specjalnie określone punkty, znajdujące się zazwyczaj na wierzchołkach elementu skończonego, rzadziej na jego bokach lub we wnętrzu. Liczba stopni swobody węzłów to liczba niewiadomych, jakie występują w pojedynczym węźle. Liczba ta dla elementu jest liczbą skończoną. Elementy skończone można podzielić ze względu na rząd ich opisu (typy elementów). Rząd elementu jest równy rzędowi funkcji kształtu. W przypadku elementów najprostszych, liniowych, węzły określone są tylko na wierzchołkach a funkcje interpolacyjne opisujące układ są liniowe.
- Funkcje kształtu – są to funkcje aproksymujące opisujące przebieg i rozkład wartości analizowanych wielkości fizycznych wewnątrz elementu skończonego na podstawie wartości w jego węzłach. Posiadają one najczęściej postać wielomianów o różnych stopniach, w zależności od skomplikowania układu [W05]. Budowa funkcji kształtu określa wartości w węzłach – przyjmują one wartość 1 dla węzłów które dotyczą oraz wartość 0 dla pozostałych węzłów [31].
- Lokalna macierz sztywności – macierz zawierająca informacje odnośnie wszystkich wartości geometrycznych (przemieszczeń) i materiałowych pojedynczych elementów skończonych i ich związków z elementami statycznymi (obciążeniami). Przechowuje ona informacje o wyżej wymienionych wartościach w poszczególnych węzłach.
- Globalna macierz sztywności – macierz zawierająca informacje dotyczące całej konstrukcji, stworzona poprzez sumowanie układów równań dla wszystkich węzłów opisujących konstrukcję.

Elementy skończone, jak wspomniano wcześniej, można rozróżnić ze względu na ich typy, różniące się płaszczyzną występowania (2D, 3D) oraz ilością stopni swobody w węźle. W pierwszym typie można mówić o elementach prętowych, w drugim - belkowych lub powłokowych osiowo-symetrycznych, w typie trzecim mieszczą się natomiast elementy tarczowe, płytowe, powłokowe oraz bryłowe osiowo-symetryczne. Elementy bryłowe należą do typu czwartego. Poszczególne podgrupy mogą zawierać różną liczbę stopni swobody w węźle, od 2 do 6 [24].



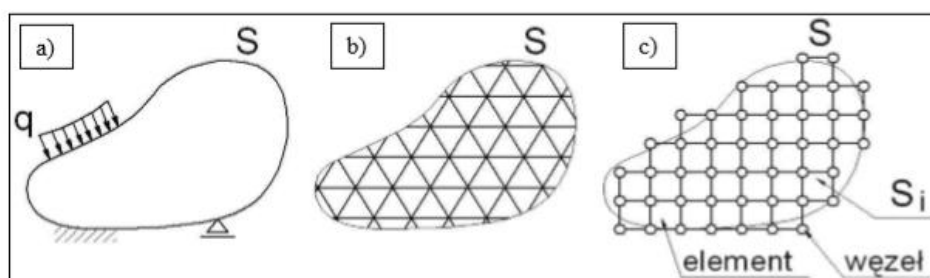
Rys 5.2 Przykładowe elementy skończone rozróżnione ze względu na liczbę węzłów oraz odpowiadające im elementy rzeczywiste: (od góry) pręt, belka, płyta, bryła [16]

Etapy rozwiązywania problemu przy pomocy metody elementów skończonych:

1. Podział analizowanego obszaru ciągłego na pewną, skończoną, liczbę elementów - dyskretyzacja.
2. Założenie połączenia wszystkich elementów obszaru w węzłach znajdujących się na obwodach.
3. Określenie funkcji kształtu jednoznacznie opisujących rozkład analizowanej wielkości fizycznej wewnątrz elementów skończonych. Utworzenie lokalnych macierzy sztywności.
4. Przekształcenie równań różniczkowych, opisujących analizowany problem, do algebraicznych równań metody elementów skończonych, za pomocą funkcji wagowych.
5. Utworzenie globalnej macierzy sztywności poprzez agregację wszystkich elementów. Asemblacja układu równań algebraicznych – obliczenie wartości współczynników po stronie lewej oraz odpowiadające im wartości po stronie prawej. Dla układów niestacjonarnych wprowadza się dodatkowo warunki początkowe. Liczba równań układu to iloczyn liczby węzłów i ich stopni swobody.
6. Wprowadzenie warunków brzegowych do układu – modyfikacja macierzy współczynników i wektora prawych stron.
7. Rozwiązanie układu równań.
8. Otrzymanie wartości charakteryzujących wielkości fizyczne w węzłach.
9. Obliczenia dodatkowych wielkości (jeśli zachodzi taka potrzeba) lub przybliżone wartości wewnątrz elementów [31].

Obliczone w punkcie 8 wartości dotyczą w pierwszej linii wartości przemieszczeń węzłów, które następnie można transformować, w przypadku zagadnień mechaniki ciała stałego, na wartości sił i momentów a finalnie – naprężeń występujących w konstrukcji [24].

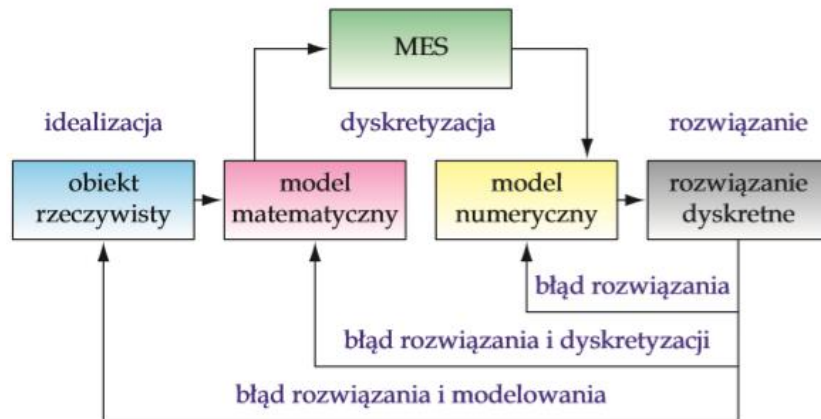
Dyskretyzacja ma na celu jak najdokładniejsze odwzorowanie postaci ciągłej w postać dyskretną; należy jednak pamiętać o jej fizycznych ograniczeniach, co przekłada się na otrzymywanie w wyniku obliczeń wartości przybliżonych. Problem ten obrazuje Rys 5.3. Jednym ze sposobów poprawy jakości otrzymanych wyników jest lokale zagęszczanie siatki elementów skończonych w miejscach, szczególnie istotnych z punktu widzenia pracy konstrukcji i obciążonych warunkami brzegowymi. Pozwala to na zwiększenie dokładności poszukiwanych wartości kosztem zwiększenia czasu obliczeń. Jednocześnie należy pamiętać, że przesadne zagęszczanie siatki może z jednej strony stanowić barierę dla mocy obliczeniowej komputera z drugiej zaś powodować powstanie nierzeczywistych zniekształceń poszukiwanych wartości [32]. Zastosowanie większej liczby węzłów dla mniejszej ilości elementów skończonych pozwala uzyskać lepsze wyniki niżeli zagęszczanie siatki elementami prostymi. Inną metodą zwiększania dokładności wyników obliczeń jest dostosowywanie elementów skończonych do figur równobocznych – trójkątów równobocznych lub kwadratów [24].



Rys 5.3 Dyskretyzacja modelu ciągłego w zbiór elementów skończonych.
a) geometryczny model ciągły b) idealny model dyskretny c) obliczeniowy model dyskretny [32]

Dyskretyzacja modelu wpływa nie tylko na jego geometrie ale również wszelkie inne wielkości opisujące układ (obciążenia, utwierdzenia, naprężenia) realizowane za pomocą funkcji ciągłych. Równania opisujące zachowanie się poszczególnych elementów należy przedstawiać za pomocą macierzy sztywności które realizuje się dwuetapowo – początkowo lokalnie (uwzględniając współrzędne węzłów oraz wartości parametrów fizycznych) ostatecznie natomiast globalnie [32].

Otrzymane rozwiązania stanowią istotną pomoc przy weryfikacji konstrukcji na etapie projektowym, należy jednak mieć świadomość, że otrzymywane rozwiązania stanowią wartości przybliżone - wynika to z konieczności idealizacji obiektu badawczego na postać modelu, dyskretyzacji modelu do postaci obliczeniowej, rodzaju użytej metody aproksymacyjnej jak również ze względu na niepomijalny wpływ błędów w wspomnianych etapach modelowania, dyskretyzacji i rozwiązywania równania.



Rys 5.4 Błędy modelowania przy pomocy metody elementów skończonych [29]

Metoda MES może być stosowana do bardzo skomplikowanych i złożonych konstrukcji, gdyż zakłada jej podział a skończoną liczbę geometrycznie prostych elementów. Ponadto, rozwiązuje problemy nieciągłości i wielofazowości, poprzez podział kontinuum aż do uzyskania jednorodnych podobszarów. Zastosowanie metod komputerowych w projektowaniu znacząco obniża koszty jak również skraca czas procesu projektowego [30].

6. Materiały i badania

6.1 Przygotowanie próbek

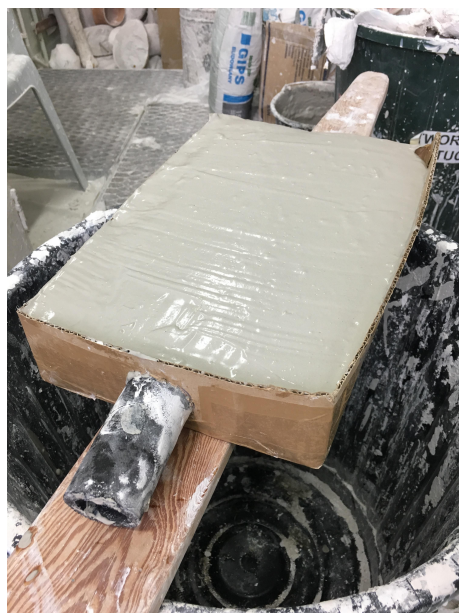
Na potrzeby modelowania zachowania się modelu leja protezowego pod wpływem obciążeń wynikających z ciężaru pacjenta podczas poruszania się o protezie, niezbędne jest wyznaczenie odpowiednich stałych materiałowych charakteryzujących właściwości tworzącego go laminatu. Na potrzeby projektu zdecydowano się zbadać 6 różnych typów budowy laminatu, by następnie odnieść ich właściwości mechaniczne do symulacji użytkowania leja protezowego. W ten sposób możliwe byłoby określenie wpływu ilości warstw wzmacniających na wytrzymałość konstrukcji oraz odniesienie tych wartości do różnych ciężarów ciała pacjenta, generujących różne obciążenia. W celu określenia niezbędnych parametrów inżynierskich konieczne było wykonanie płyt próbnych z laminatów o różnym stopniu zawartości wzmocnienia tj. od 0 do 5 warstw maty szklanej, a następnie wycięcie z nich próbek do badań. Wytworzenie laminatu przeprowadzono zgodnie z typowym schematem wytwarzania leja protezowego tj, stosując ten sam materiał formy, materiały wzmocnienia oraz mieszaninę żywicy, a także wykorzystując pompę generującą podciśnienie.

Przygotowanie próbek składało się z 6 etapów:

Etapem pierwszym było wykonanie pozytywu gipsowego. Każdą płytę próbną laminatu, o różnej zawartości wzmocnienia, należało wykonać w formacie o wielkości umożliwiającej wycięcie próbek w dwóch prostopadłych kierunkach, ostatecznie zaplanowane wymiary płyt próbnych wynosiły 20x30 [cm]. Aby zachować równoległość próbek, jednocześnie ograniczając ciężar modelu, zdecydowano się wykonać 3 formy o kształtach prostopadłościanu: każda o 2 ściankach z przeznaczeniem na płyty laminatu. Odpowiednie kształtki zostały wykonane z kartonu oraz zaizolowane, a następnie zalane gipsem, z uwzględnieniem elementów rurowych pozwalających na zamocowanie modelu na stanowisku. Po utwardzeniu gipsu konieczna była dodatkowa obróbka, w celu zaokrąglenie rogów modelu, ze względu na konieczność naciągnięcia na pozytyw gipsowy folii izolującej.



Rys 6.1 Kartonowa kształtka na model, zaizolowana za pomocą wazeliny, w celu późniejszego odjęcia od pozytywu



Rys 6.2 Model zalany gipsem

Drugim etapem pracy było umieszczenie pozytywu na stanowisku roboczym a następnie „ubranie go” przy zachowaniu odpowiedniej ilości warstw na każdej ze ścian. Na początek na model nałożono folie zabezpieczającą. Następnie, na modele zostało nałożone po 6 warstw dzianiny przesytej z jednej strony, będącej bazą laminatów na leje protezowe, pomiędzy warstwami dzianiny umieszczano poszczególne warstwy maty szklanej i tak: dla modelu I: 5 mat szklanych na ścianie I, 4 maty szklane na ścianie II, dla modelu II: 3 maty szklane na ścianie I, 2 maty szklane na ścianie II; dla modelu III: 1 mata szklana na ścianie I, 0 mat szklanych (sama dzianina) na ścianie II. Dodatkowo, pomiędzy warstwami materiału a pozytywem gipsowym umieszczono płyty wycięte z sztywnego tworzywa sztucznego, aby osiągnąć lepszą równoległość powierzchni laminatu.



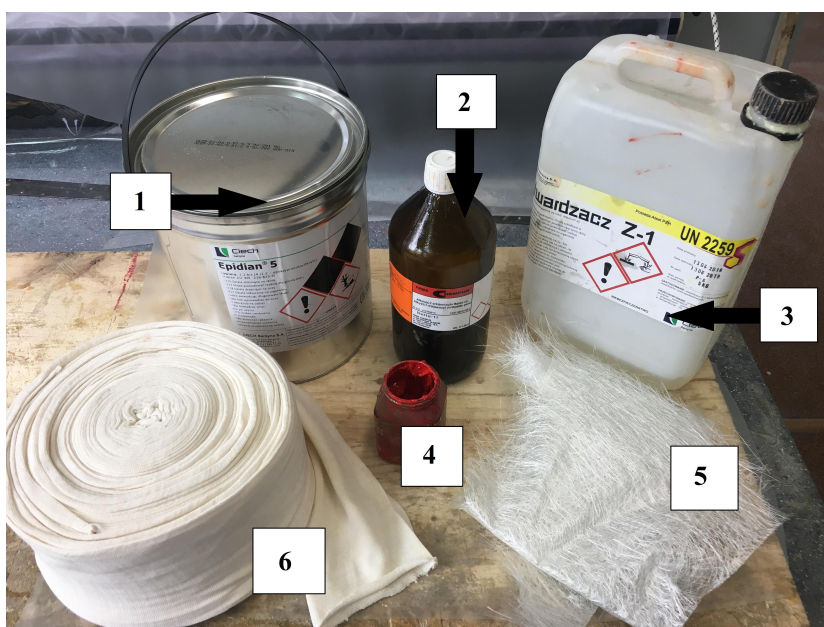
Rys 6.3 Model z dodatkową płytą z tworzywa zabezpieczony folią wewnętrzną



Rys 6.4 Proces ubierania modelu w naprzemienne warstwy dzianiny bawełnianej i maty szklanej

Poprawnie ubrane modele zabezpieczono folią od strony zewnętrznej oraz opisano poszczególne ścianki.

Trzecim etapem pracy było wykonanie mieszaniny żywicy wraz z dodatkami w odpowiednich proporcjach. Na potrzeby modeli zużyto 12 porcji żywicy (gdzie jedna porcja zawiera 100 ml żywicy). Mieszanina składała się z żywicy epoksydowej Epidian 5, dedykowanego utwardzacza oraz rozcieńczalnika nieaktywnego w odpowiednich proporcjach. Dodatkowo, zastosowano barwnik w celu łatwiejszej weryfikacji przesączania warstw wzmacniających przez żywicę.

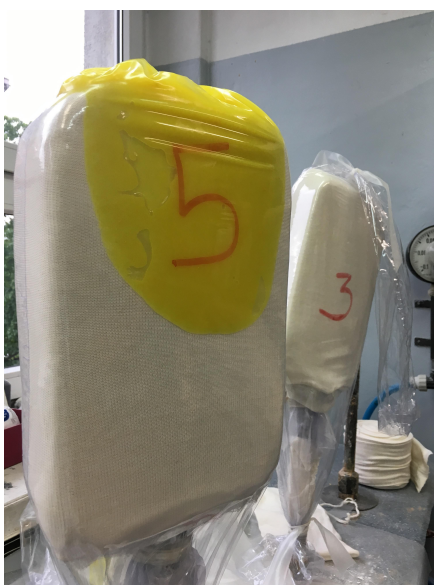


Rys 6.5 Składniki laminatu: 1- Żywica epoksydowa, 2-rozcieńczalnik, 3- utwardzacz, 4-barwnik 5-mata szklana, 6- bawełniana dzianina



Rys 6.6 Przygotowywanie porcji żywicy

Czwartym, najważniejszym etapem projektu było wylanie i rozprowadzenie przygotowanej mieszaniny lepiszczą. Żywice wlane pomiędzy foliami zabezpieczającymi, a następnie rozprowadzono możliwie równomiernie po wszystkich ściankach modelu. Z założenia, jedynie ścianki o największej powierzchni były istotne przy laminacji, pozostałe boki nie wymagały przesiąknięcia żywicą. Część ta była najbardziej pracochłonna, ze względu na gabaryty modelu jak również kształt, utrudniający proces rozprowadzania żywicy standardowymi narzędziami. Wszystkie czynności starano się wykonać zgodnie z standardowym postępowaniem przy laminacji lei, w tym celu zastosowano pompę próżniową aby odciągnąć niepożądany nadmiar powietrza pomiędzy foliami, oraz usprawnić przesykanie wzmocnienia przez żywicę. Zalanie przeprowadzono w temperaturze pokojowej.



Rys 6.7 Model po wlaniu żywicy pomiędzy folie zabezpieczające

Podczas utwardzania modelu konieczna była kontrola czy na powierzchni laminatu nie powstają niepożądane pęcherzyki powietrza, w przypadku zlokalizowania takich defektów konieczne było ich „przepchnięcie”. Po wylaniu żywicy model został odstawiony do utwardzenia na 24h. Przedostatnim (5) etapem było wycięcie z modelu płyt próbnych, w tym celu skorzystano z piłki oscylacyjnej.



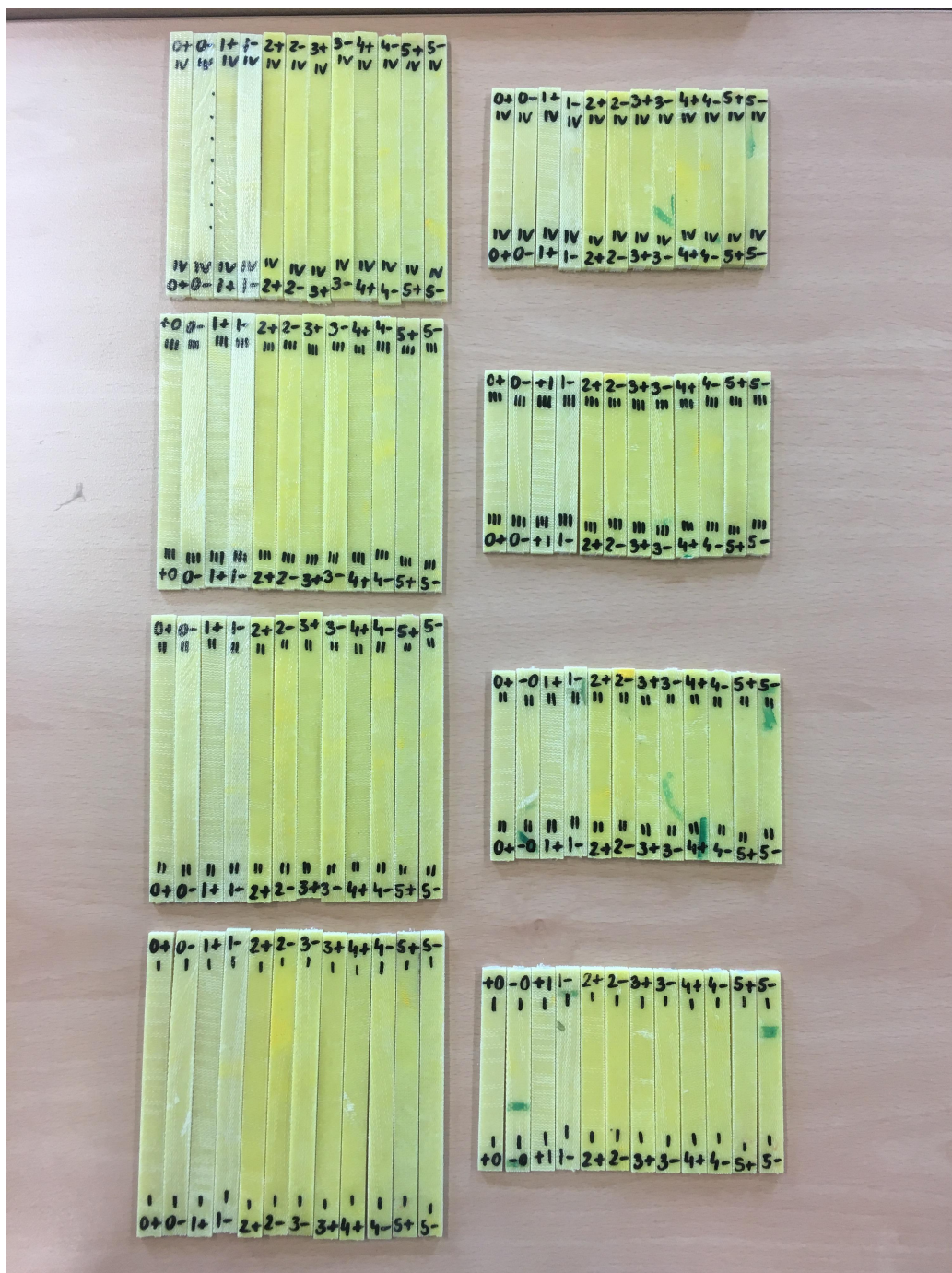
Rys 6.8 Gotowe płyty 0-2 po wycięciu i obróbce mechanicznej



Rys 6.9 Gotowe płyty 3-5 po wycięciu i obróbce mechanicznej

Weryfikacja jakości przesądzenia żywicy w materiale wzmocnienia możliwa była dopiero na etapie wycięcia płyt próbnych. Zaobserwowano, że płyta o 5 warstwach maty szklanej nie została w całości przesączona (stąd jej mniejsza wielkość) co wynikało prawdopodobnie z użycia zbyt małej ilości żywicy na tej ściance modelu, jednakże stwierdzono, że powierzchnia przesączona pozwoli na wycięcie niezbędnej ilości próbek.

Ostatni etap polegał na wycięciu z płyt próbnych odpowiednich odcinków na próbki przeznaczonych do badań wytrzymałościowych – próbki dla rozciągania o wymiarach 120x10 [mm] oraz próbki dla zginania o wymiarach 80x10 [mm], przy grubości zależnej od użytej ilości warstw. W celu osiągnięcia prawidłowej jakości powierzchni wycinanych próbek zdecydowano się wykorzystać ciecicę wodną, co zostało zlecone firmie zewnętrznej. Próbki zdecydowano się wyciąć w dwóch prostopadłych kierunkach (w celu zbadania zależności właściwości od kierunku) nadając im w nazwie: „+” przy wycięciu próbki w kierunku równoległym do długości płyty i „-” przy wycięciu próbki w kierunku prostopadłym do długości płyty, numer arabski odnoszący się do ilości warstw z maty szklanej oraz numer rzymski odnoszący się do oznaczenia serii. Otrzymano 4 serie, 6 laminatów, wyciętych w 2 prostopadłych kierunkach.

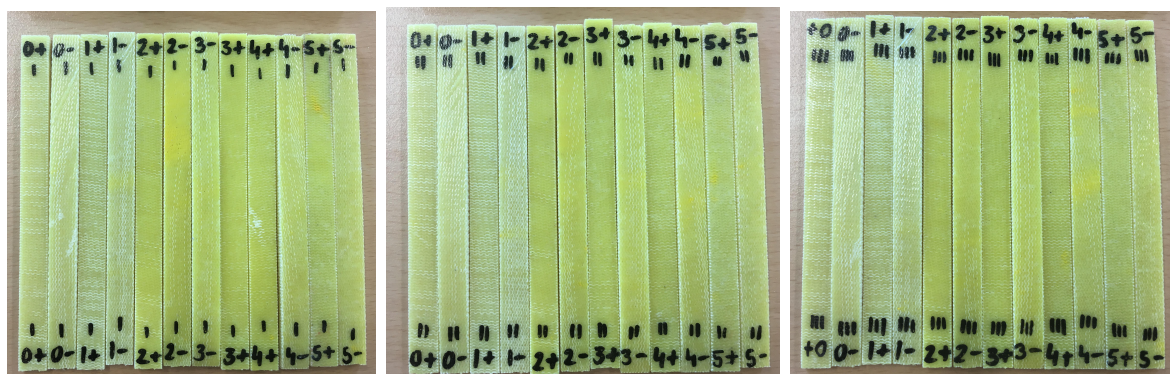


Rys 6.10 Przygotowane (wycięte i podpisane) próbki

Wszystkie powyżej opisane czynności, związane z wytworzeniem próbek, wykonano w zakładzie zaopatrzenia ortopedycznego w Poznaniu, w dziale Protetyki, korzystając z wyposażenia warsztatu. Cięcie próbek zlecono firmie OMA-TECH zlokalizowanej w Poznaniu.

6.2 Badanie próbek

Badania próbek przeprowadzono na uniwersalnych maszynach wytrzymałościowych w celu wyznaczenia następujących parametrów: Modułu sprężystości przy rozciąganiu, wytrzymałości na rozciąganie, granicy plastyczności przy rozciąganiu, modułu sprężystości przy zginaniu, wytrzymałości na zginanie. Przed przystąpieniem do badania każdą próbkę (po 3 sztuki w serii) zwymiarowano z dokładnością do 0,01 [mm] użyciem suwmiarki elektrycznej dostępnej w laboratorium oraz zważono z dokładnością 0,01 [g] w celu późniejszego określenia gęstości. Wybrane próbki do badań zostały przedstawione na rysunkach 6.11 i 6.12. Wyniki badań wytrzymałościowych zostały przedstawione w tabelcy Tab 6.1.



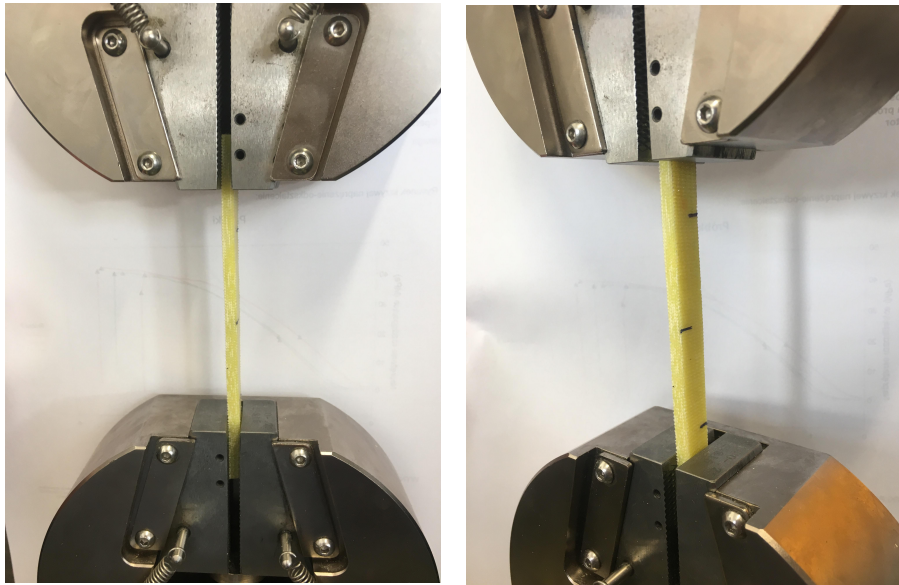
Rys 6.11 Próbki dla badania wytrzymałości na rozciąganie od lewej: seria I, seria II, seria III.



Rys 6.12 Próbki dla badania wytrzymałości na zginanie od lewej: seria I, seria II, seria III.

Badanie wytrzymałości na rozciąganie

Badanie wytrzymałości na rozciąganie przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej Instron 4481 z dedykowanym oprogramowaniem BlueHill. Próbkę wykonywano przy prędkości rozciągania równej 50 [mm/min], przy temperaturze otoczenia równej 23°C. Długość pomiarowa wynosiła 50 [mm]. Próbki, po 1 z każdej serii, umieszczano kolejno w szczękach maszyny wytrzymałościowej (Rys 6.13), następnie w dedykowanym programie zamieszczano informacje na temat symbolu i wymiarów średniego przekroju poprzecznego próbki. Badanie uruchamiano po uprzednim wyzerowaniu siły w szczękach. Po uruchomieniu badania próbka była rozciągana z stałą prędkością do momentu zerwania, przy jednoczesnym rejestrowaniu charakterystyki naprężeń i odkształceń w dedykowanym oprogramowaniu. Program automatycznie wyznaczał wartość modułu sprężystości (Younga) jak i wartość wytrzymałości doraźnej oraz naprężeń zrywających. Każda seria pomiarów została automatycznie uśredniona.



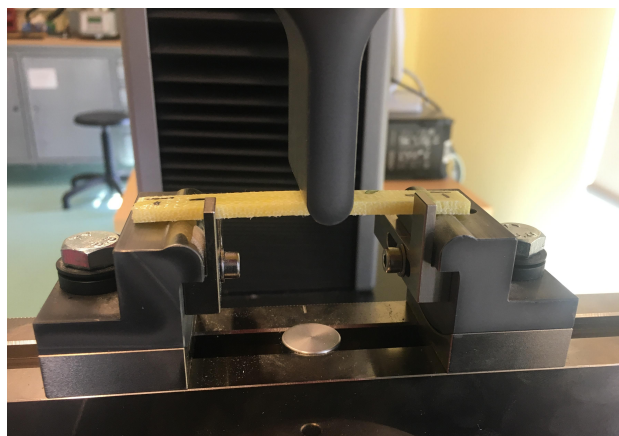
Rys 6.13 Stanowisko do badania wytrzymałości na rozciąganie; umieszczenie próbki w szczękach maszyny wytrzymałościowej



Rys 6.14 Zerwane próbki po badaniu wytrzymałości na rozciąganie, od lewej: seria I, seria II, seria III.

Badanie wytrzymałości na zginanie

Badanie wytrzymałości na zginanie przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej Zwick/Roell Z010 z dedykowanym oprogramowaniem testXpert III, zgodnie z metodą 3-punktową. Próbkę wykonywano przy prędkości rozciągania równej 5 [mm/min], jednakże dla niektórych próbek program wymuszał zwiększenie prędkości do 10 [mm/min]. przy temperaturze otoczenia równej 23°C. Długość pomiarową, wyznaczono korzystając z zależności $L=(16 \pm 1) \cdot h$, zależnie od grubości próbek ustalono $L=60$ [mm] oraz $L=64$ [mm]. Próbki, po 1 z każdej serii, umieszczano na stole badawczym, symetrycznie pomiędzy trzpieniem obciążającym (Rys 6.15), następnie w dedykowanym programie zamieszczano informacje na temat symbolu i wymiarów średniego przekroju poprzecznego próbki. Badanie uruchamiano po uprzednim wyzerowaniu siły obciążającej trzpienia. Po uruchomieniu badania trzpień obciążający opadał z stałą prędkością, powodując zginanie próbki do momentu osiągnięcia odpowiednich naprężeń po czym podnosił się. Podczas badania rejestrowano charakterystyki naprężeń i odkształceń w dedykowanym oprogramowaniu. Program automatycznie wyznaczał wartość modułu sprężystości (Younga) jak i wartość naprężeń zrywających. Każda seria pomiarów została automatycznie uśredniona.



Rys 6.15 Stanowisko do badania wytrzymałości na zginanie, metoda zginania trzypunktowego



Rys 6.16 Przebieg badania: zachowanie próbki podczas zginania



Rys 6.17 Wygląd próbek po próbie zginania, od lewej: seria I, seria II, seria III.

Wszystkie powyżej opisane czynności, związane z badaniem próbek, przeprowadzono w Zakładzie Tworzyw Sztucznych Politechniki Poznańskiej, korzystając z wyposażenia laboratorium. Wyniki zaokrąglono do 2 miejsc po przecinku i umieszczono w tablicach Tab 6.1-6.2.

Tab 6.1 Wyniki badań wytrzymałościowych- próba rozciągania

Symbol próbki	Średnia szerokość [mm]	Średnia grubość [mm]	Średni Moduł Younga z rozciągania [GPa]	Średnia Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]
Próbka 0+ I	10,05	3,05		
Próbka 0+ II	10,08	3,02		
Próbka 0+ III	10,06	2,09	1,47	35,21
Próbka 0- I	10,01	2,89		

Próbka 0- II	10,04	2,86		
Próbka 0- III	10,03	2,79	1,46	36,84
Próbka 1+ I	9,88	3,18		
Próbka 1+ II	9,94	3,13		
Próbka 1+ III	9,86	3,09	1,56	41,53
Próbka 1- I	9,9	2,97		
Próbka 1- II	9,99	3		
Próbka 1- III	9,86	2,87	1,64	48,05
Próbka 2+ I	9,89	3,97		
Próbka 2+ II	9,84	3,88		
Próbka 2+ III	9,79	3,71	1,72	42,06
Próbka 2- I	9,91	3,94		
Próbka 2- II	9,92	3,85		
Próbka 2- III	9,91	3,76	1,66	46,06
Próbka 3+ I	9,99	3,97		
Próbka 3+ II	9,97	4,02		
Próbka 3+ III	9,97	3,92	1,83	49,84
Próbka 3- I	9,93	3,69		
Próbka 3- II	9,98	3,75		
Próbka 3- III	10	3,8	1,72	57,67
Próbka 4+ I	10	4,21		
Próbka 4+ II	9,99	4,1		
Próbka 4+ III	10,04	3,99	1,75	54,51
Próbka 4- I	9,99	3,66		
Próbka 4- II	9,98	3,81		
Próbka 4- III	9,98	3,96	1,73	61,77
Próbka 5+ I	9,96	4,14		
Próbka 5+ II	9,92	4,24		
Próbka 5+ III	9,94	4,22	1,95	64,45
Próbka 5- I	9,88	4,24		
Próbka 5- II	9,9	4,11		
Próbka 5- III	9,87	4,1	2,04	70,05

Tab 6.1 Wyniki badań wytrzymałościowych- próba zginania

Symbol próbki	Średnia szerokość [mm]	Średnia grubość [mm]	Moduł Younga z zginania [GPa]	Wytrzymałość na zginanie [MPa]
Próbka 0+ I	10,05	3,05		
Próbka 0+ II	10,08	3,02		
Próbka 0+ III	10,06	3,13	2,25	47,4
Próbka 0- I	10	3,05		
Próbka 0- II	10	3,1		
Próbka 0- III	10	3,06	2,18	45
Próbka 1+ I	9,96	3,35		
Próbka 1+ II	9,93	3,29		
Próbka 1+ III	9,95	3,35	2,2	62,4
Próbka 1- I	9,96	3,26		
Próbka 1- II	9,97	3,11		
Próbka 1- III	10,02	3,02	2,22	54,6
Próbka 2+ I	9,89	3,95		
Próbka 2+ II	9,88	4,02		
Próbka 2+ III	9,89	4	1,72	77
Próbka 2- I	9,92	3,95		
Próbka 2- II	9,93	3,99		
Próbka 2- III	9,99	3,95	1,74	75,9
Próbka 3+ I	9,9	4,04		
Próbka 3+ II	9,97	4,06		
Próbka 3+ III	9,98	4,07	1,82	77,4
Próbka 3- I	10,01	3,9		
Próbka 3- II	10,05	4,02		
Próbka 3- III	10,0	4,11	2,22	82
Próbka 4+ I	10,02	4,32		
Próbka 4+ II	10,02	4,35		
Próbka 4+ III	10,03	4,32	1,48	68,4
Próbka 4- I	10,03	4,14		
Próbka 4- II	10,05	4,26		
Próbka 4- III	10,06	4,28	1,91	88
Próbka 5+ I	10,01	4,28		
Próbka 5+ II	9,93	4,33		

Próbka 5+ III	9,96	4,2	1,81	82,9
Próbka 5- I	10,03	4,16		
Próbka 5- II	10,03	4,17		
Próbka 5- III	9,97	4,2	1,89	79,3

Uwzględniając zbliżone uśrednione wartości parametrów dla odpowiadających sobie laminatów wyciętych w dwóch prostopadłych kierunkach, (dla rozciągania różnice modułu Younga wyniosły ok. 0,1 GPa natomiast wartości wytrzymałości – poniżej 10 MPa, dla zginania dla materiałów 3 oraz 4 osiągnięto duże różnice w E, natomiast dla materiałów 1 i 2 wartości te były niemal identyczne, różnice w wartości wytrzymałości osiągały w większości przypadków wartość poniżej 10 MPa), oraz zakładając, że różnice w wartościach mogą zawierać się w przedziale wyznaczonym przez górną i dolną granice modułu sprężystości [Rys 3.7], a także powołując się na metodykę badań zawartą w [33-38] materiał laminatu, budowany z maty o nieregularnym ułożeniu włókien, zdecydowano się potraktować jako izotropowy dla dalszej części badań – symulacji. Do badań wybrano parametry odpowiednie dla próbek wyciętych w kierunku równoległym do długości modelu, oznaczonych jako „+”.

7. Modelowanie

7.1 Preprocessing

Jest to pierwszy etap procesu modelowania na etapie którego określona zostaje geometria konstrukcji a także wprowadzone zostają warunki początkowe, wymagane do przeprowadzenia obliczeń wytrzymałościowych. Na etap preprocessingu składają się następujące czynności:

A) Wykonanie uproszczonego modelu geometrii analizowanej konstrukcji.

Model komputerowy leja protezowego wykonano jako lej uda o kształcie czworobocznym, z charakterystyczną półeczką pod guz kulszowy. Model wykonano w programie Fusion 360 firmy Autodesk, za pośrednictwem modułu Shape. Wymiary gabarytowe leja wyniosły: średnica ok. 180 [mm], długość ok. 300 [mm], grubość 4 [mm]. Lej został przecięty na segmenty, w celu dokładniejszego zamodelowania podczas symulacji. Otrzymany kształt przedstawiono na Rys 6.18.

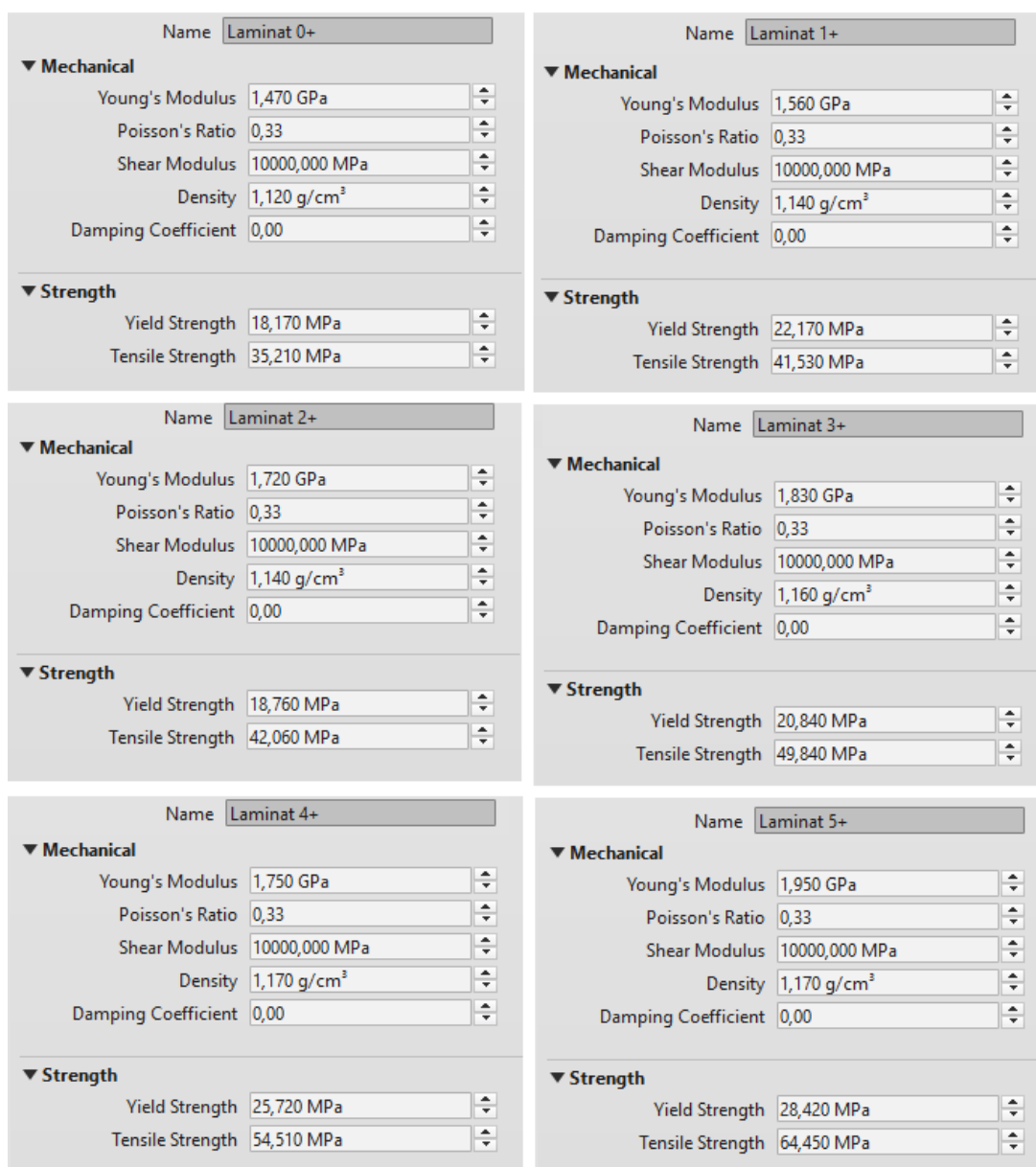


*Rys 7.1 Zaprojektowana geometria leja protezowego uda;
od lewej: strona wewnętrzna, strona zewnętrzna, widok z przodu, widok z tyłu*

B) Ustalenie materiałów budujących model bądź poszczególne jego części.

Charakterystyki materiałowe można pozyskać z bibliotek dedykowanych w danym programie, lub też dodając do biblioteki nowy materiał, na podstawie informacji pozyskanych z literatury lub badań eksperymentalnych. Z punktu widzenia mechaniki ciała stałego najistotniejszymi parametrami materiałowymi są: moduł Younga, współczynnik Poissona oraz gęstość. Istotne, pod względem analizy wyników są również wartości wytrzymałości np. wytrzymałość na rozciąganie, zginanie lub ścinanie. W pracy parametry materiałowe dla poszczególnych laminatów rozważanych na leje protezowe pozyskano z badań eksperymentalnych tj. gęstość, moduł sprężystości przy rozciąganiu, wytrzymałość na rozciąganie, wytrzymałość na zginanie. Materiały badano jako izotropowe, wykorzystując do symulacji wartości modułu sprężystości i wytrzymałości określone dla próbek „+” wyciętych wzdłuż długości płyt próbnych. Ze względu na brak możliwości wyznaczenie podczas badań współczynnika Poissona, wartość tę przyjęto jako $\nu=0.33$, ze względu na częste występowanie podobnych

wartości w literaturze [33], dodatkowo przeprowadzono badania wpływu dwóch innych wartości tego parametru, $\nu=0.2$ i $\nu=0.4$ na wyniki symulacji, które potwierdziły mały wpływ tego parametru na zmienność wyników (dla naprężeń różnice wynosiły max 0,24 [MPa], natomiast przemieszczenia max 0,74 [mm]). Ostatecznie dobrane parametry materiałowe przedstawiono na rysunku Rys 7.2.



Rys 7.2 Charakterystyki materiałowe wykorzystane do modelowania leja protezowego, program Fusion 360

W programie Fusion 360 wybór materiałów dostępny jest poprzez zakładkę *Materials*.

C) Ustalenie utwierdzenia konstrukcji.

Określenie miejsca utwierdzenia konstrukcji realizuje się poprzez wybór płaszczyzny unieruchomienia oraz warunków zablokowania ruchu: w osi x, y, z lub dowolnej sumie tych trzech.

Dla rozpatrywanego modelu leja protezowego za miejsce utwierdzenia wybrano dolną płaszczyznę leja protezowego, w sytuacji rzeczywistej w miejscu tym znajduje się łącznik, pozwalający na złożenie leja protezowego z elementem rurowym, przenoszącym obciążenia do stopy protezowej. Projektując model, określono najniżej położoną warstwę wymiarowo odpowiadającą wymiarom łącznika tj. ok 40 [mm]. Wybraną płaszczyznę zablokowano we wszystkich 3 osiach, wykorzystując typ *Fixed*, uniemożliwiając przemieszczenie się leja protezowego w tym miejscu. Utwierdzenie modelu w programie Fusion, dostępne przez zakładkę *Structural Constraints*, zostało przedstawione na rysunku Rys 7.3.



Rys 7.3 Wybrana płaszczyzna utwierdzenia modelu, zablokowanie ruchu względem osi U_x, U_y, U_z , widok od dołu w programie Fusion 360

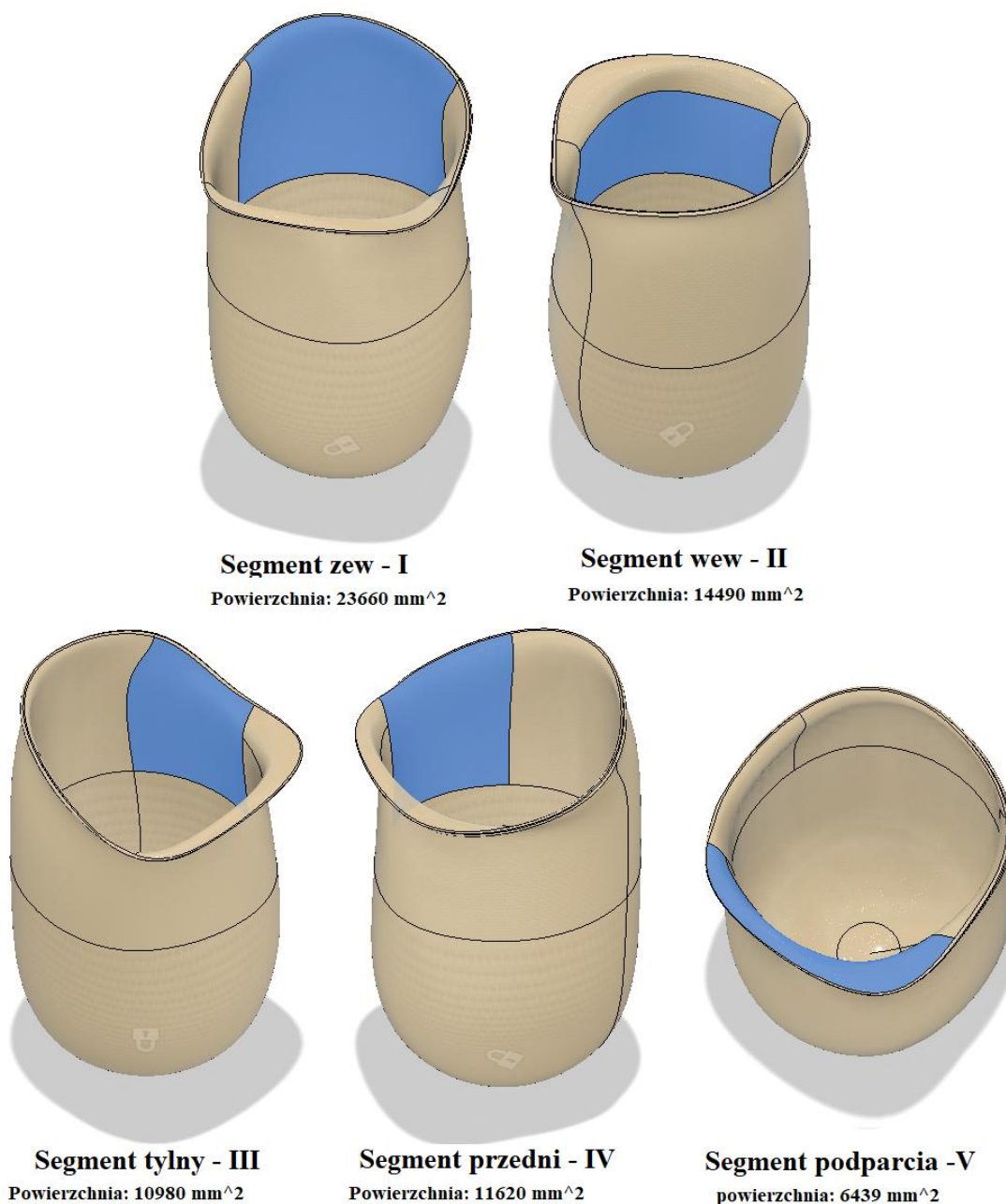
D) Ustalenie obciążenia konstrukcji

Na potrzeby badania zachowania się konstrukcji pod wpływem danego obciążenia niezbędne jest określenie typu, wartości, zwrotu oraz miejsca przyłożenia siły, odzwierciedlającej rzeczywiste warunki eksploatacji konstrukcji.

Dla rozpatrywanego modelu analizowano sytuacje statycznego obciążenia leja protezowego wynikającego z ciężaru ciała pacjenta. Ciężar ciała rozkładany jest nierównomiernie na górnej powierzchni leja protezowego, co wynika z jego konstrukcji. Na podstawie wywiadu z pracownikiem zakładu ortopedycznego, mającego wieloletnie doświadczenie w dziedzinie protetyki, określono następujący podział obciążenia:

- Dla leja o budowie czworobocznej: 80% masy ciała przypadające na półeczkę pod guzem kulszowym, 20% masy ciała przypadające na obwodzie leja protezowego.
- Dla leja o budowie owalnej: 50% masy ciała przypadające na półeczkę pod guzem kulszowym, 50% masy ciała przypadające na obwodzie leja protezowego.

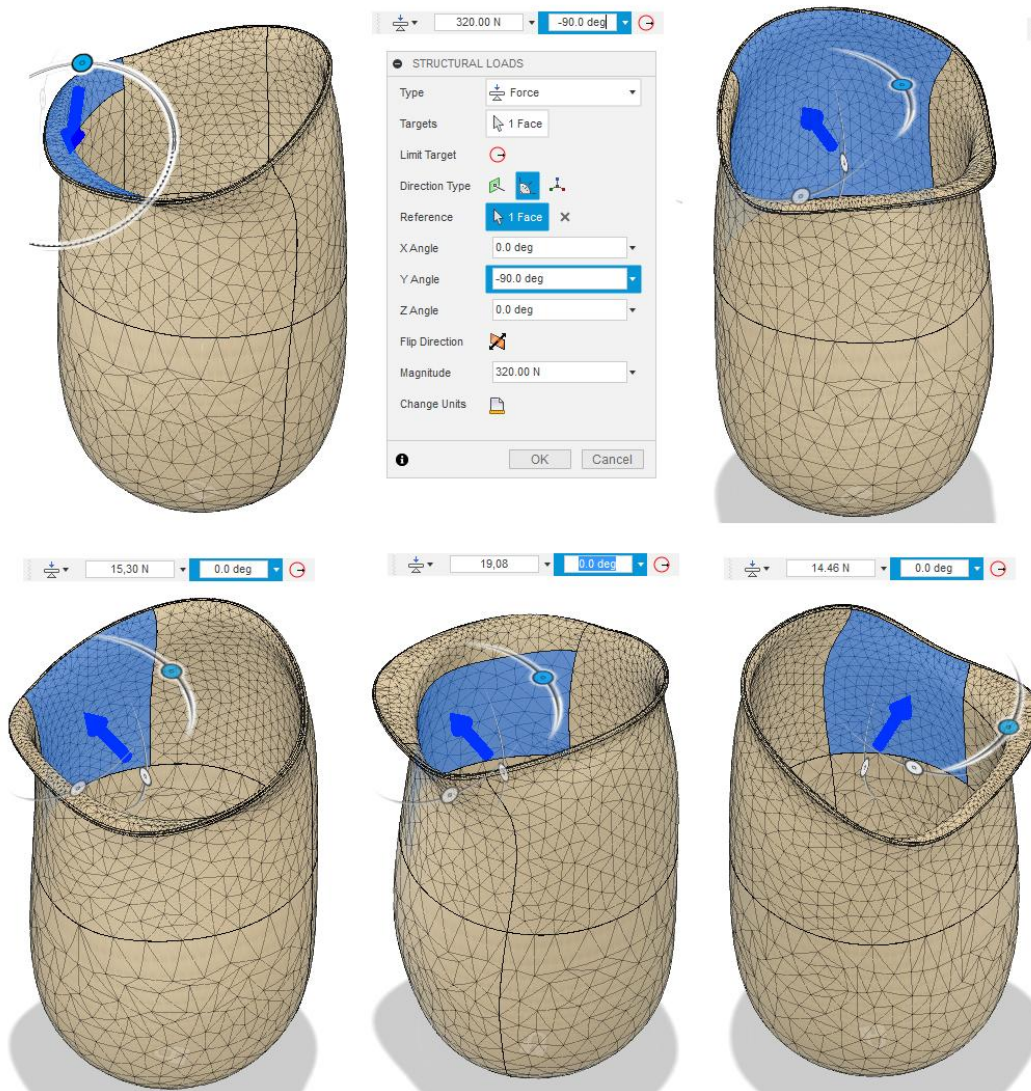
Jednocześnie ustalono, że obciążenie przyłożone zostaje tylko w górnej połowie leja, ze względu na występowanie w tej części głównych punktów podparcia oraz uwzględniając, iż w dolnej części leja szczyt kikuta jest często swobodny. Na potrzeby badań wybrano cztery różne wartości ciężaru ciała pacjenta tj. 40 [kg], 60 [kg], 80 [kg] oraz 100 [kg], z czego 80% lub 50% przeznaczono na obciążenie półeczki pod guzem kulszowym, nadając mu kierunek działania prostopadły do półeczki (wzdłuż długości leja) oraz zwrot do półeczki. Dla pozostałego obciążenia, rozkładającego się równomiernie po obwodzie górnej części leja protezowego, oszacowano wartości siły uwzględniając powierzchnie poszczególnych segmentów I-IV (Rys 7.4) oraz nadano im kierunek prostopadły do danej ściany segmentu, skierowany do wewnątrz leja. Oszacowane wartości siły obciążającej w zależności od ciężaru ciała, przedstawiono w Tab 7.1. Obciążenia modelu w programie Fusion, dostępne przez zakładkę *Structural Loads*, zostało przedstawione na rysunku Rys 7.5.



Rys 7.4 Określenie poszczególnych segmentów górnej połowy leja wraz z określeniem ich powierzchni

Tab 7.1 Oszacowane wartości siły przypadającej na poszczególne segmenty leja protezowego w zależności od ciężaru ciała pacjenta i rodzaju leja protezowego

Czworoboczny	Ciężar = 40 kg	Ciężar = 60 kg	Ciężar = 80 kg	Ciężar = 100 kg
Segment I	31,16 N	46,74 N	62,32 N	77,89 N
Segment II	19,8 N	28,62 N	38,16 N	47,7 N
Segment III	14,46 N	21,69 N	28,92 N	36,15 N
Segment IV	15,30 N	22,95 N	30,60 N	38,26 N
Segment V	320 N	480 N	640 N	800 N
Owalny	Ciężar = 40 kg	Ciężar = 60 kg	Ciężar = 80 kg	Ciężar = 100 kg
Segment I	77,89 N	116,84 N	155,78 N	194,73 N
Segment II	47,7 N	71,56 N	95,4 N	119,26 N
Segment III	36,15 N	54,22 N	72,3 N	90,37 N
Segment IV	38,26 N	57,38 N	76,52 N	95,64 N
Segment V	200 N	300 N	400 N	500 N

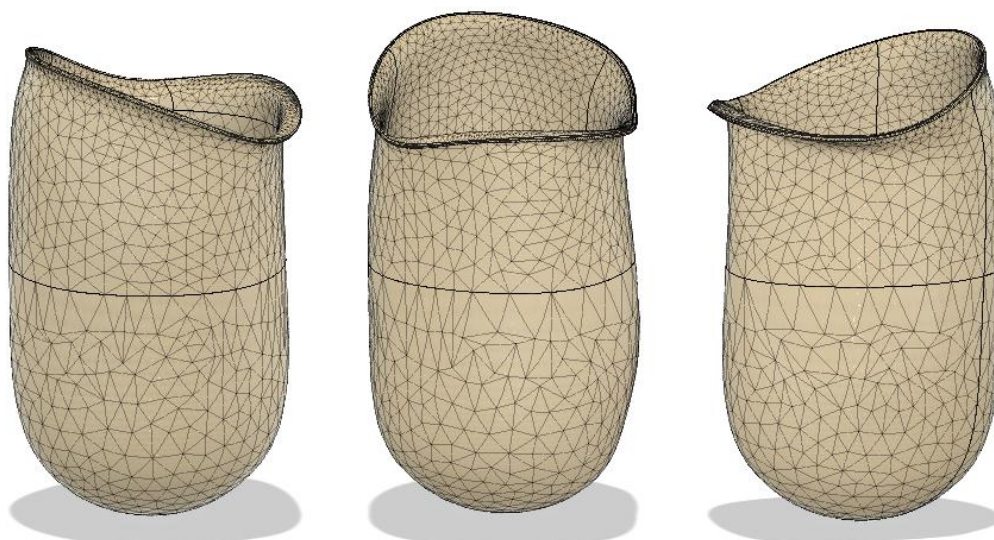


Rys 7.5 Określenie obciążenia w poszczególnych segmentach górnej części leja dla przykładu ciężaru ciała =40 [kg]: powierzchnie obciążane, kierunki i zwroty sił w programie Fusion 360

E) Wygenerowanie siatki elementów skończonych

Etapem ostatnim procesu modelowania jest wygenerowanie siatki elementów skończonych, niezbędnej do określenia wartości przemieszczeń w poszczególnych elementach. Dla poniższych badań istotnymi rozwiązaniami są przemieszczenia oraz naprężenia występujące w konstrukcji po uwzględnieniu wszystkich warunków początkowych.

Dla rozpatrywanego modelu wygenerowaną siatkę elementów skończonych charakteryzuje równomierny rozkład w obrębie poszczególnych segmentów oraz zbliżona wielkość elementów w części górnej oraz dolnej. Wygenerowana siatka charakteryzuje się średnim zagęszczeniem elementów. Taka budowa siatki może wpłynąć na prawidłowość otrzymywanych wyników. Otrzymana siatka składa się z 17420 elementów czworościennych. Siatka elementów skończonych w programie Fusion, dostępna jest przez zakładkę *Generate Mesh*, i została przedstawiona na rysunku Rys 7.6.



Rys 7.6 Wygenerowana siatka elementów skończonych w programie Fusion 360

7.2 Solving

Drugim etapem procesu modelowania jest rozwiązywanie liniowych równań różniczkowych wykonywane poprzez procesor programu. Obliczenia wykonywane są dla każdego trójwymiarowego elementu skończonego wygenerowanej wcześniej siatki. Na skutek obliczeń program wyznacza wektory przesunięcia poszczególnych elementów a następnie, wykonując dodatkowe przekształcenia, określa wartości naprężeń i przemieszczeń istotnych dla symulacji. Obliczenia wykonywane są w module niezależnym od użytkownika, a od mocy obliczeniowej procesora zależy prawdziwość otrzymanych wyników jak również czas ich generowania. W programie Fusion 360 do obliczeń wykorzystuje się moduł *Solve*. Wyniki zapisywane są w chmurze, co znacząco skraca czas obliczeń.

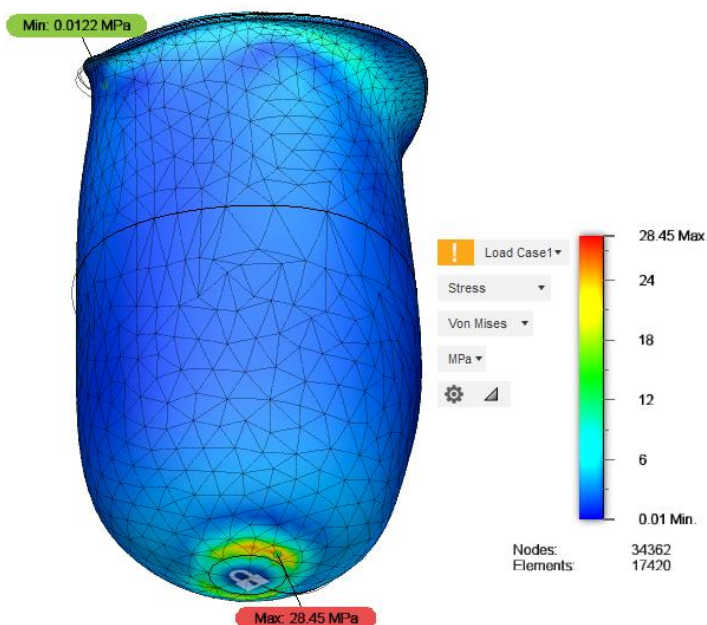
7.3 Postprocessing

Ostatnim etapem procesu symulacji jest postprocessing tzn. przedstawienie wyników. Otrzymane przez program wartości przedstawiane są za pomocą siatki barw nakładanej na geometrie modelu wraz z odpowiednią legendą. Wybór interesujących wartości (przemieszczenia, naprężenia) oraz ich typ (kierunek działania) pozwala na wyodrębnienie interesujących wartości. Rozbudowanie tego modułu zależy od skomplikowania programu, jednakże najistotniejsze dla mechaniki ciała stałego są wartości określone przez przemieszczenia całkowite oraz naprężenia zredukowane von Misesa, które zostaną przedstawione w dalszej części opracowania.

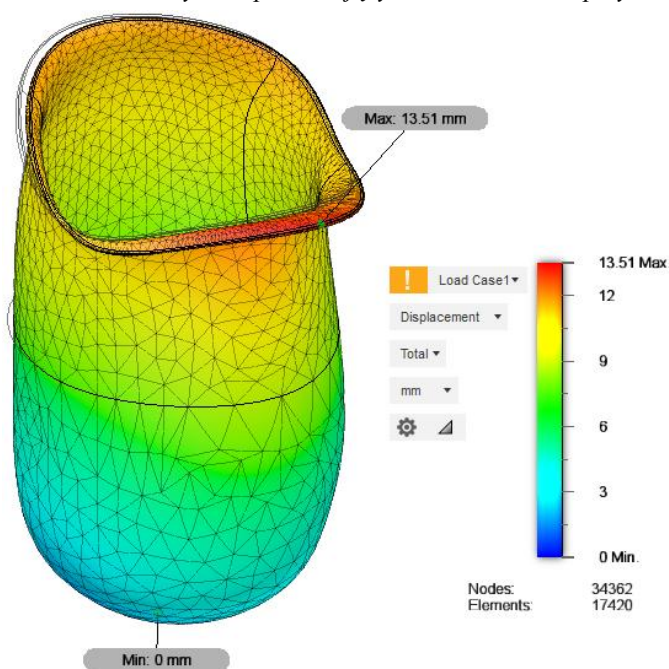
8. Symulacje i wyniki

8.1 Badanie wpływu współczynnika Poissona na właściwości leja protezowego

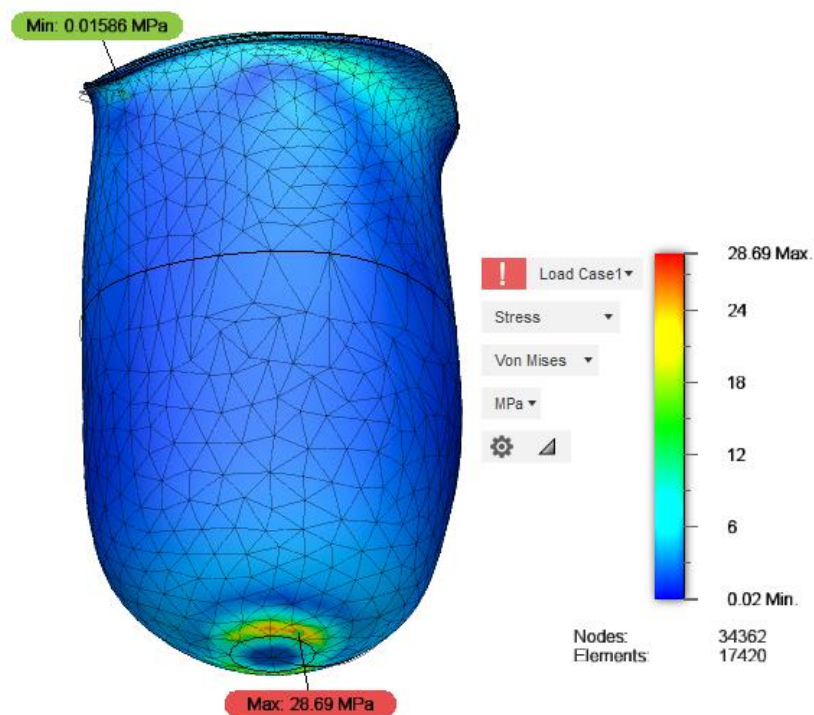
Na początku badań przebadano wpływ różnych wartości współczynnika Poissona na wyniki badań wytrzymałościowych. Badania wykonano dla obciążeń modelu leja czworobocznego, dla wartości obciążenia ciała pacjenta = 60 kg. Wykorzystano parametry dla materiału laminat 0 (bez warstw wzmacniających) przy trzech różnych wartościach współczynnika Poissona: $\nu=0.2$, $\nu=0.33$ oraz $\nu=0.4$. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.1-8.6.



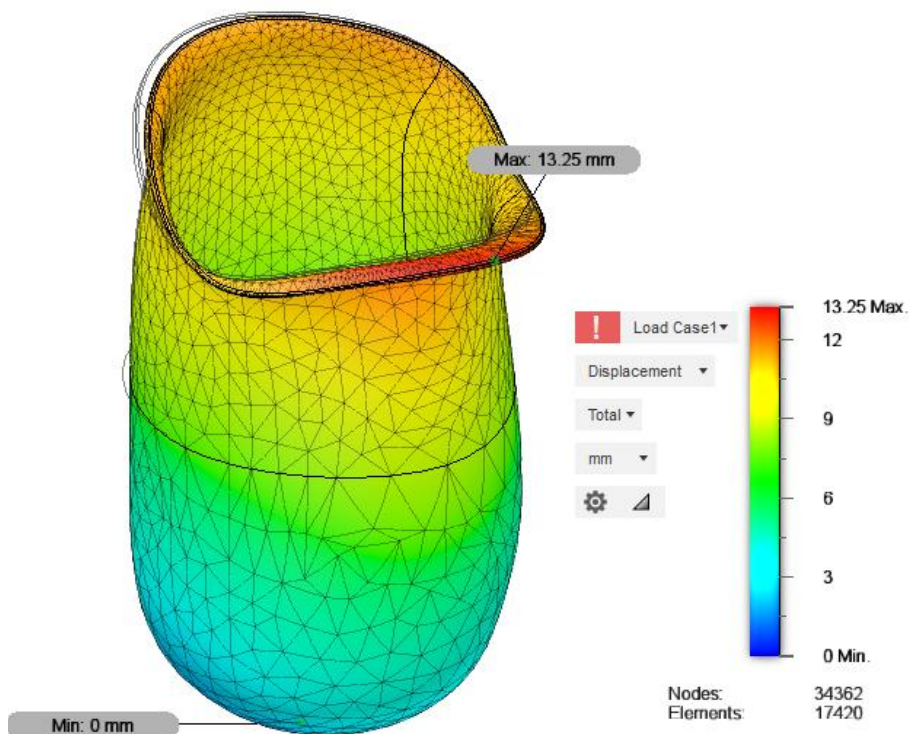
Rys 8.1 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0 przy wartości $\nu=0.2$



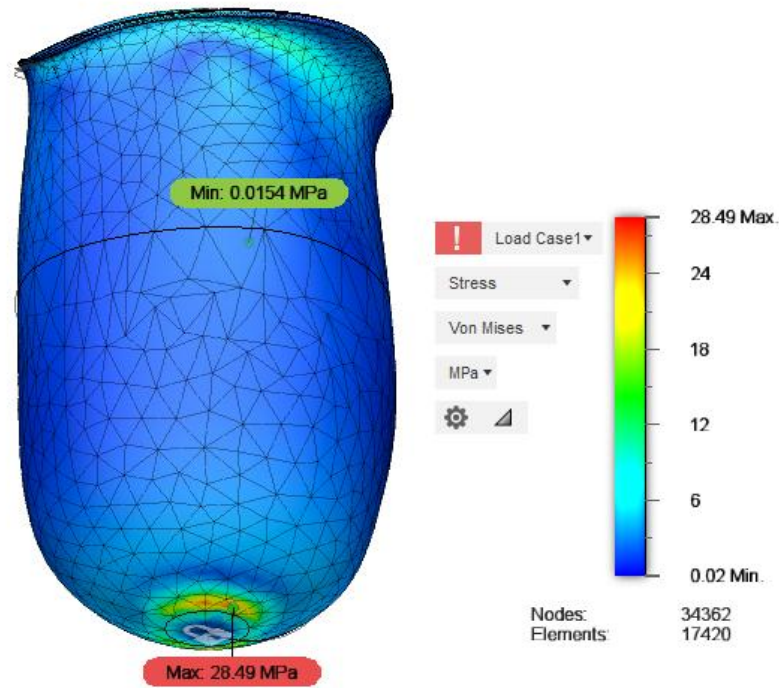
Rys 8.2 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0 przy wartości $\nu=0.2$



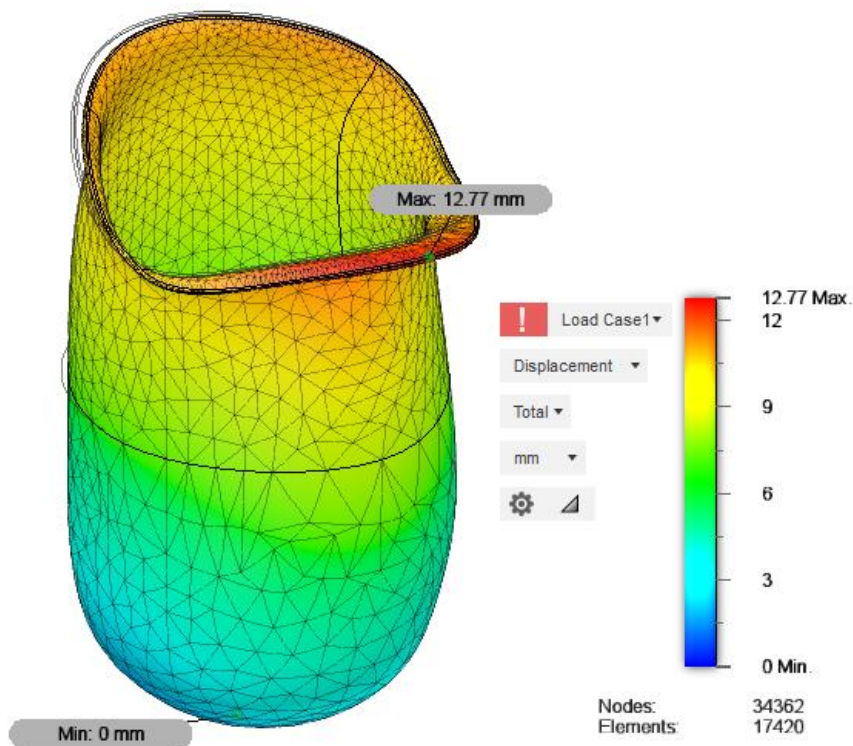
Rys 8.3 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0 przy wartości $\nu=0.33$



Rys 8.4 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0 przy wartości $\nu=0.33$



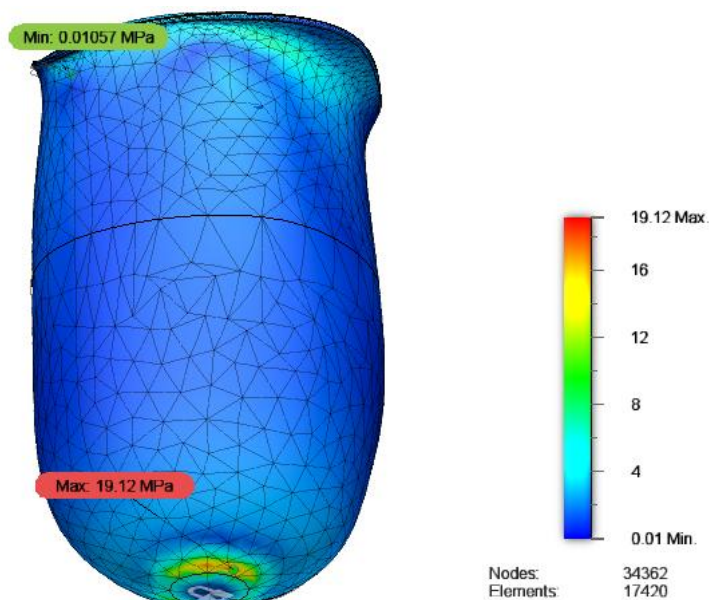
Rys 8.5 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0 przy wartości $\nu=0.4$



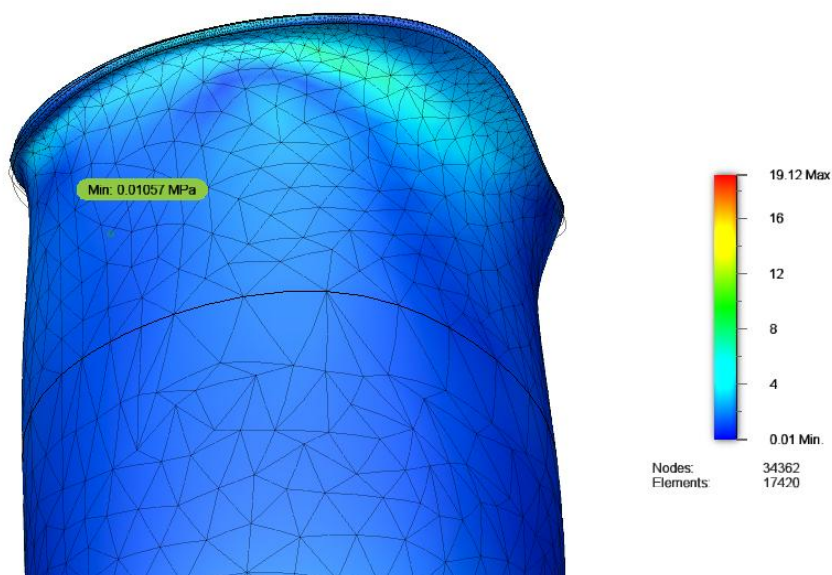
Rys 8.6 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0 przy wartości $\nu=0.4$

8.2 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 40 kg

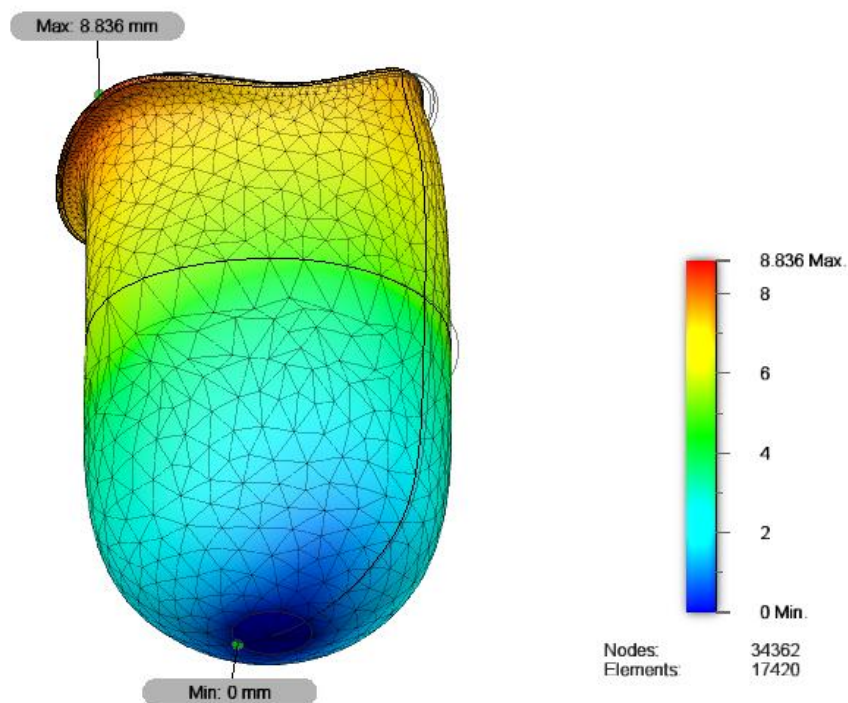
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja czworobocznego obciążeniem równym 40 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.7-8.14. Ze względu na małe różnice wartości modułu sprężystości, jak również przyjęcie tożsamyh wartości współczynnika Poissona dla różnych materiałów maksymalne wartości naprężeń zredukowanych, określone do 2 miejsca po przecinku, pozostają niezmiennie dla różnych laminatów przy stałym obciążeniu. Sytuacja ta jest powtarzalna dla różnych wartości obciążeń, stąd wyniki naprężeń zostaną przedstawione tylko raz dla każdego przypadku.



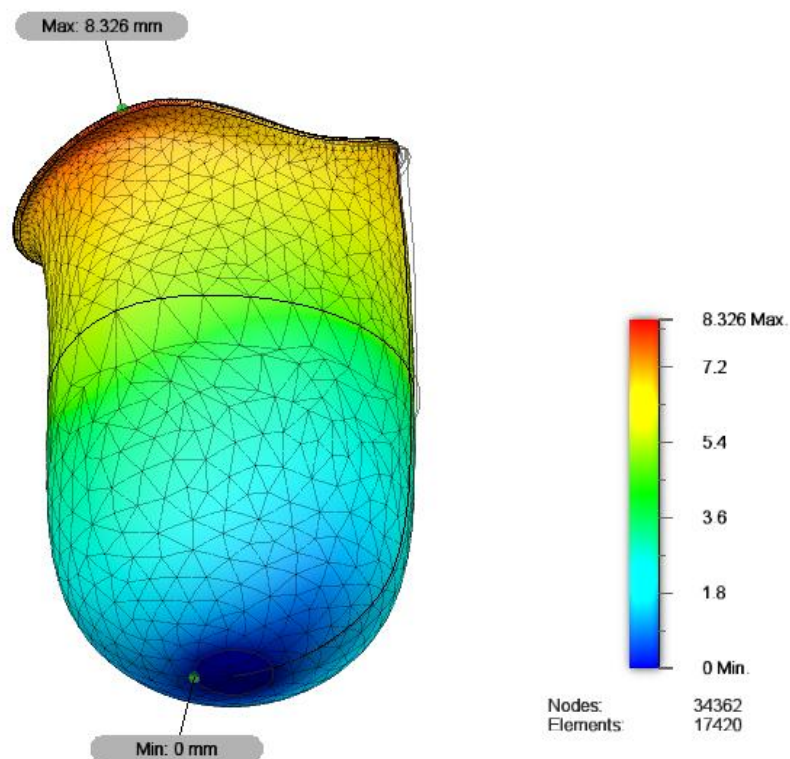
Rys 8.7 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg



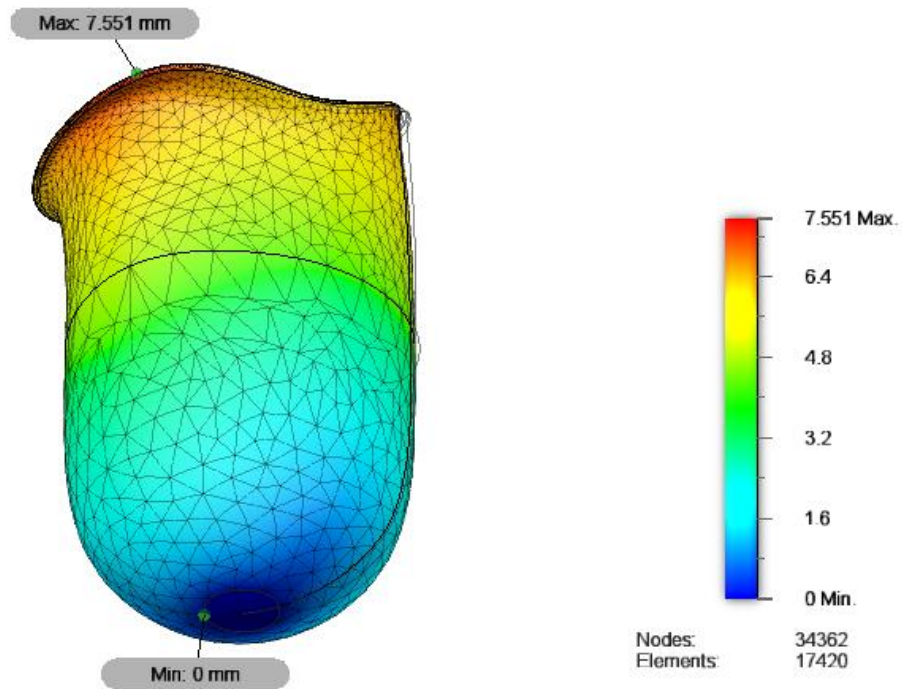
Rys 8.8 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



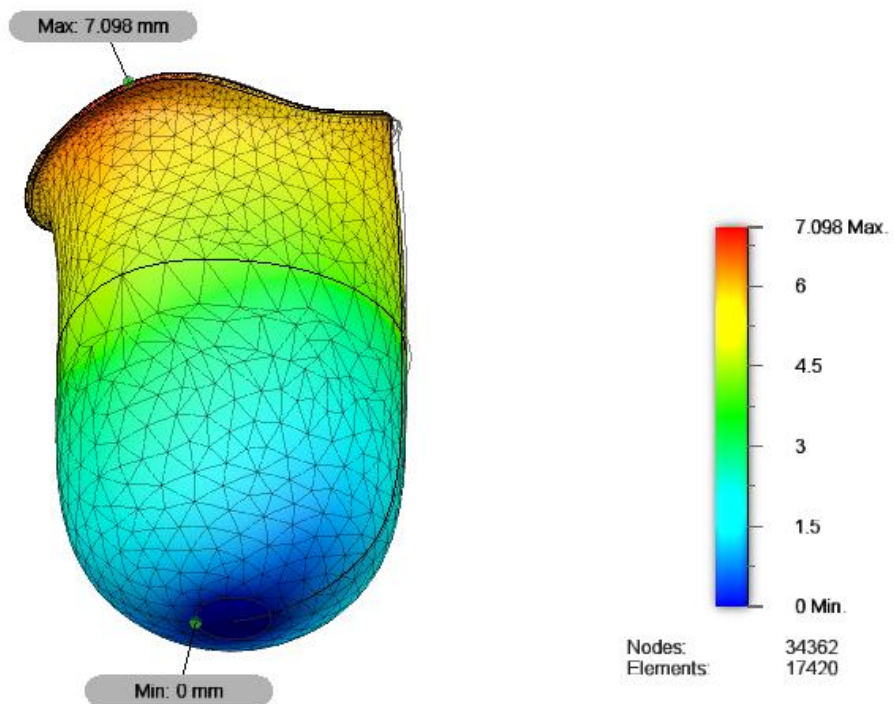
Rys 8.9 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



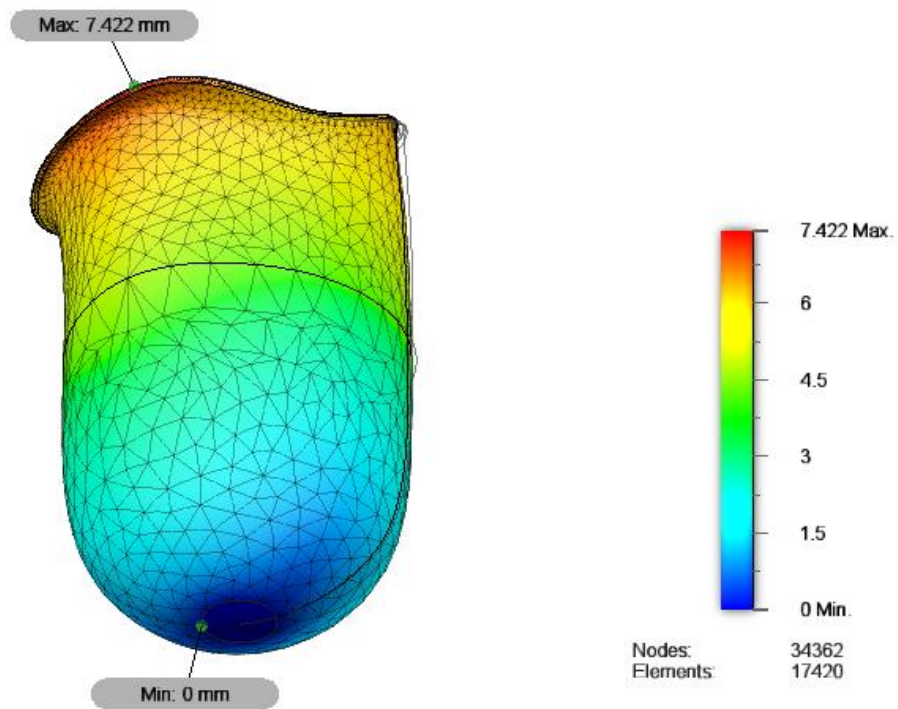
Rys 8.10 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



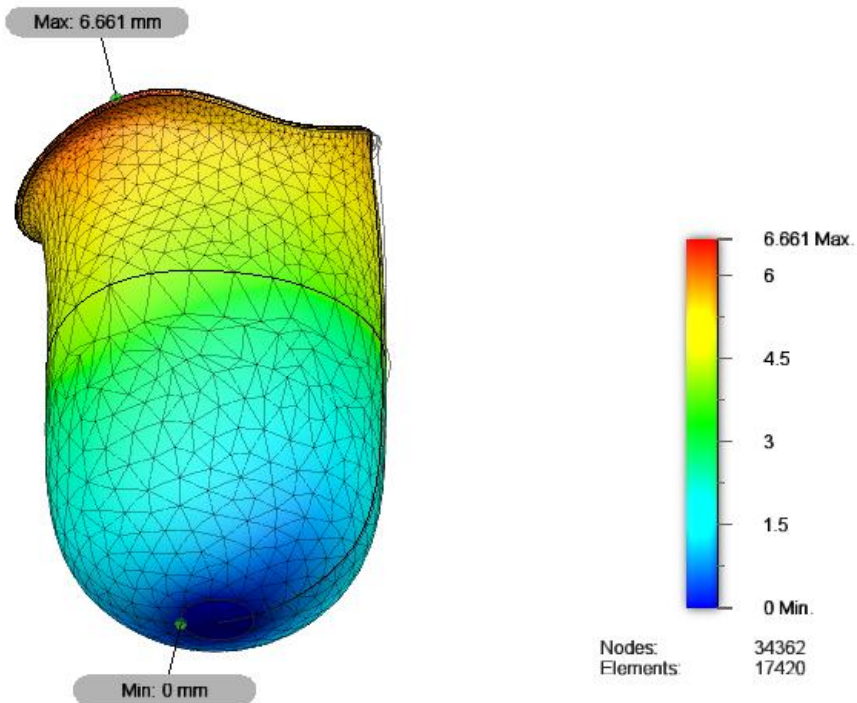
Rys 8.11 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.12 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



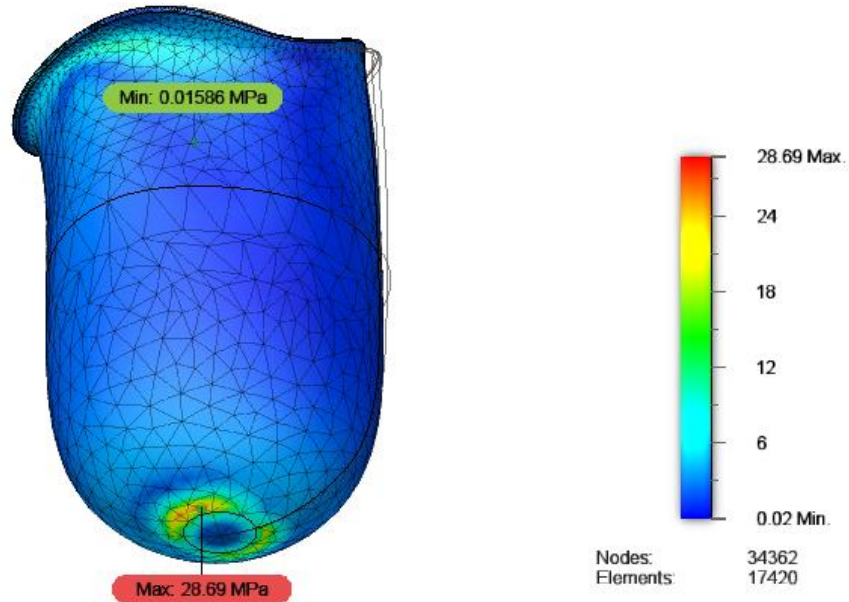
Rys 8.13 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



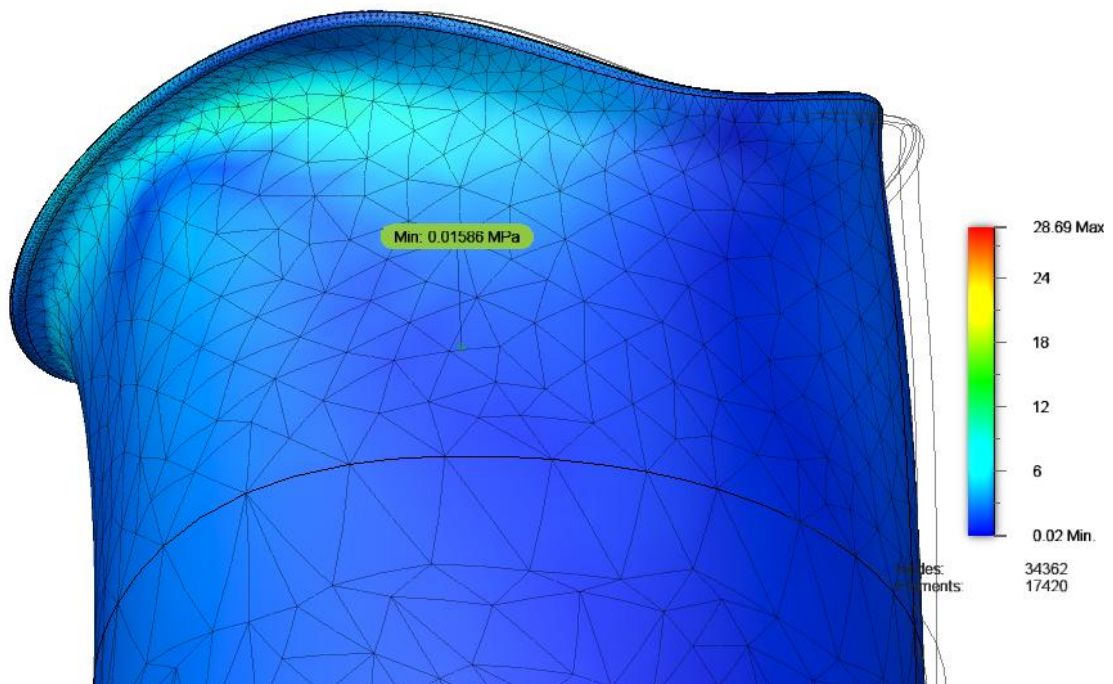
Rys 8. 14 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.3 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 60 kg

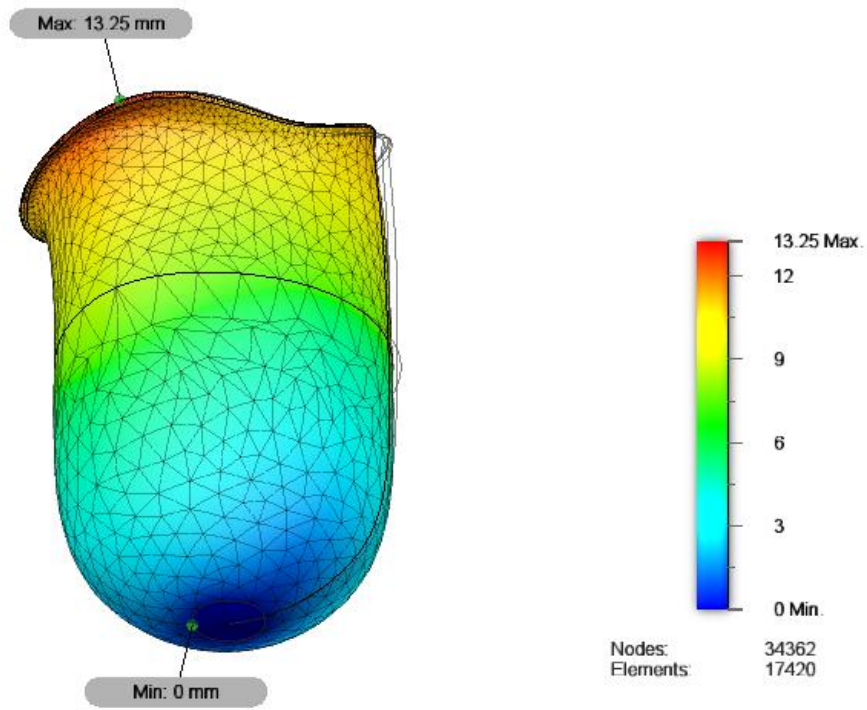
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja czworobocznego obciążeniem równym 60 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.15-8.22.



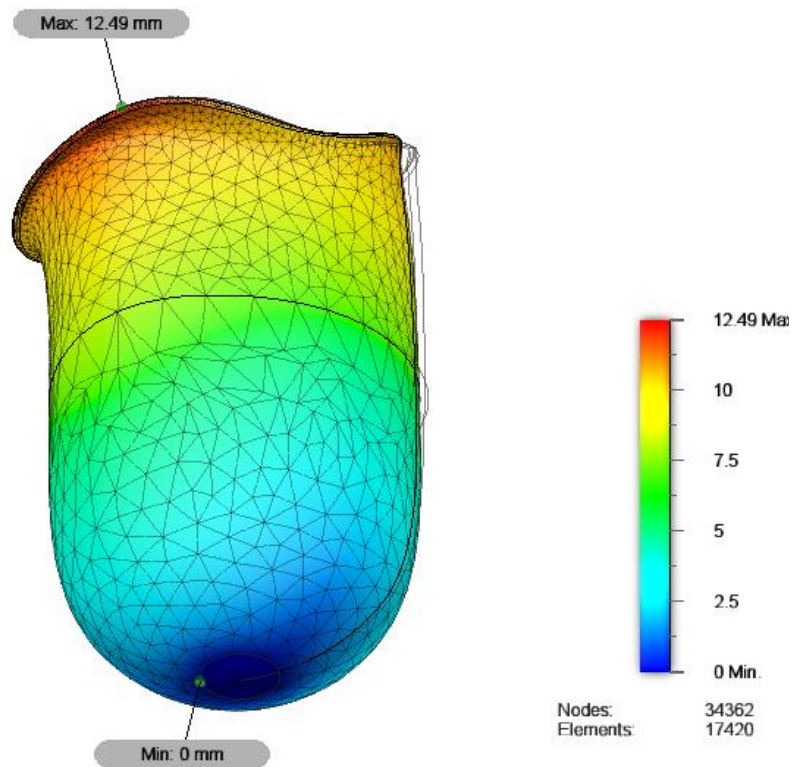
Rys 8.15 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg



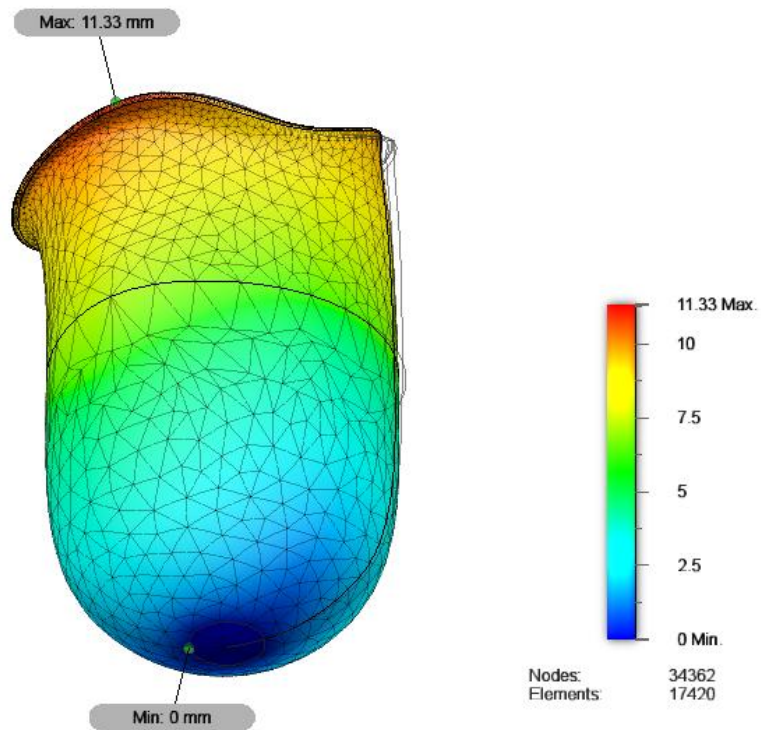
Rys 8.16 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



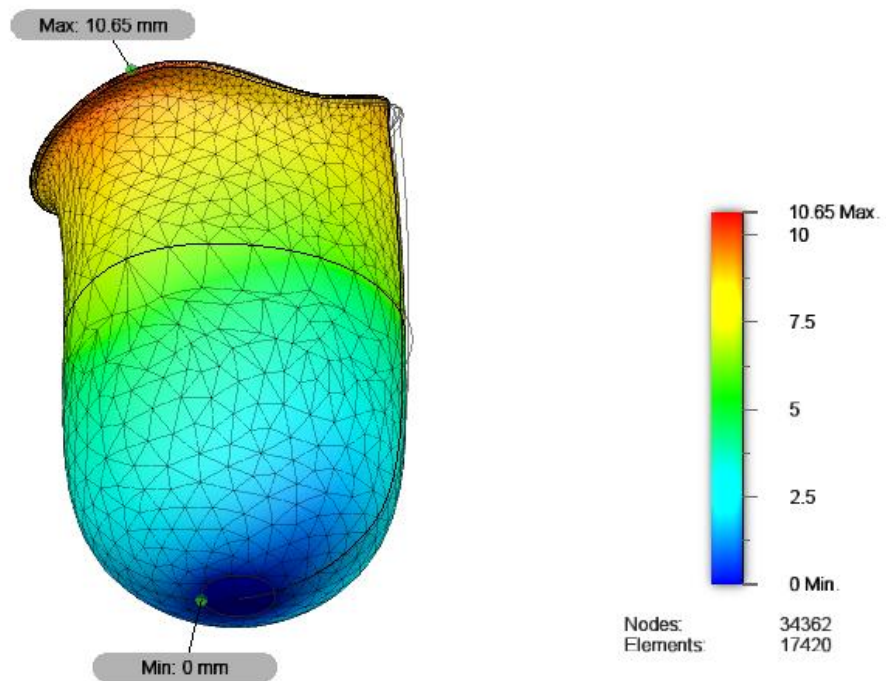
Rys 8.17 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



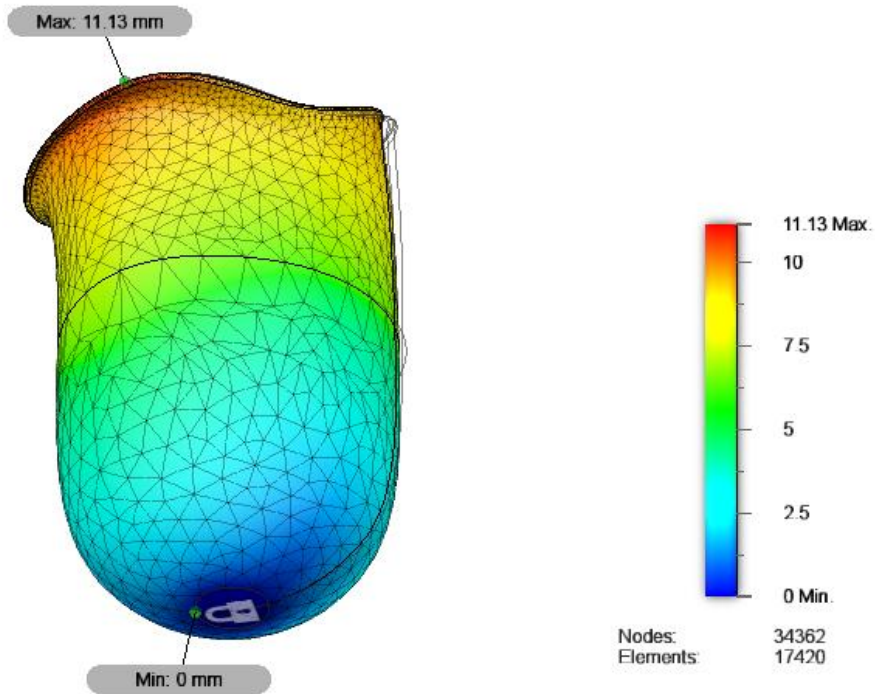
Rys 8.18 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



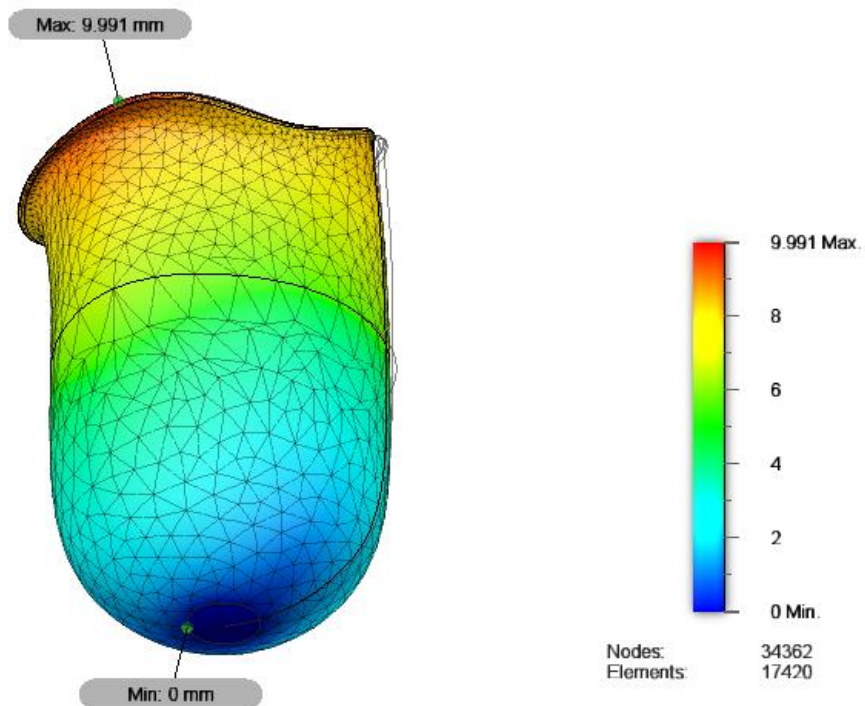
Rys 8.19 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.20 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



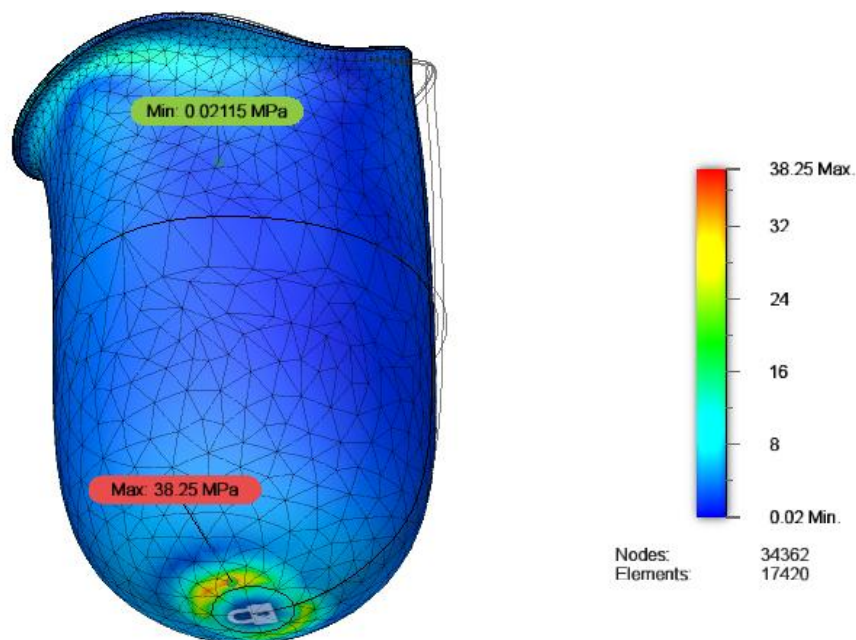
Rys 8.21 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



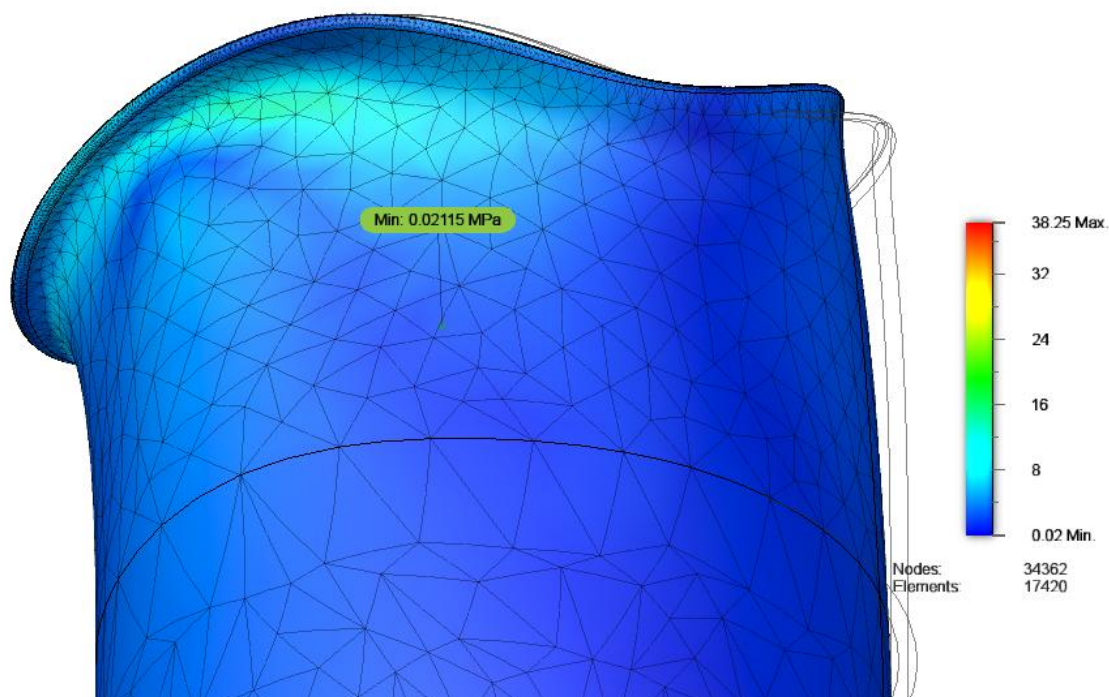
Rys 8.22 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.4 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 80 kg

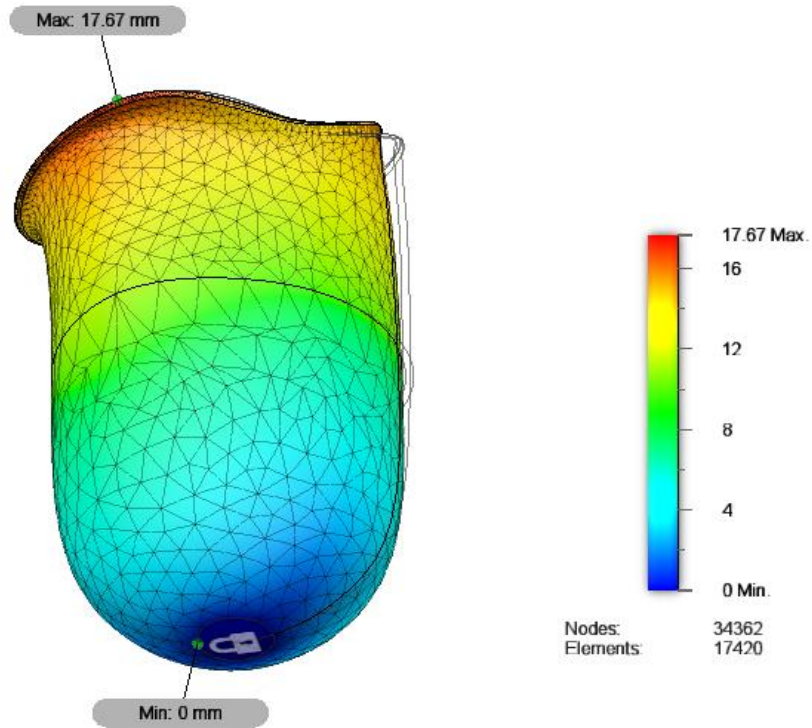
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja czworobocznego obciążeniem równym 80 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.23-8.31.



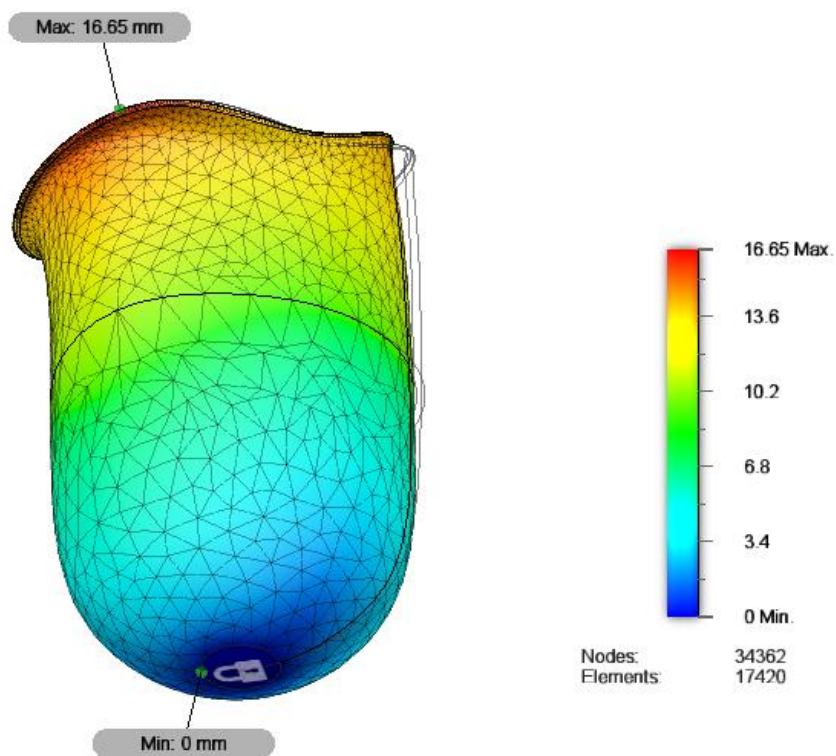
Rys 8.23 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg



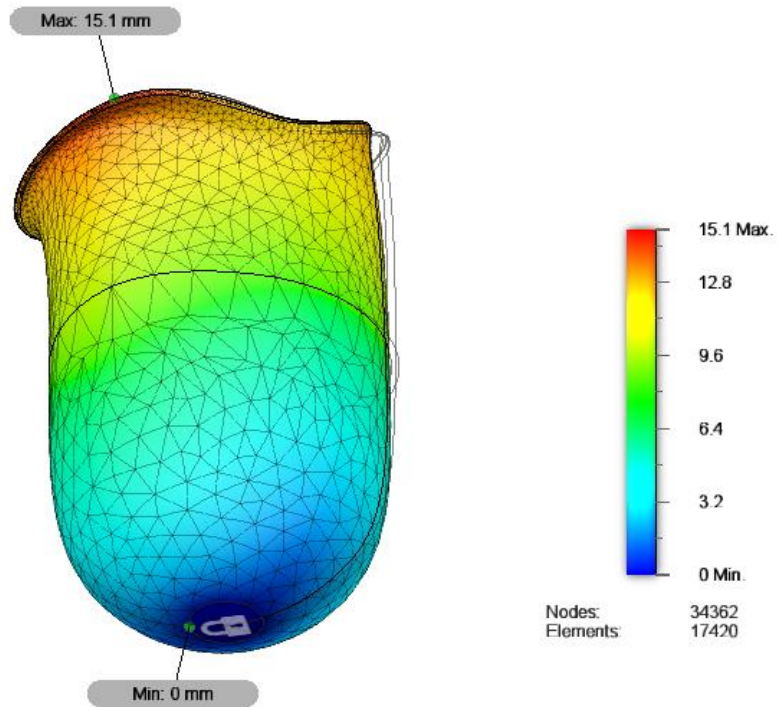
Rys 8.24 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



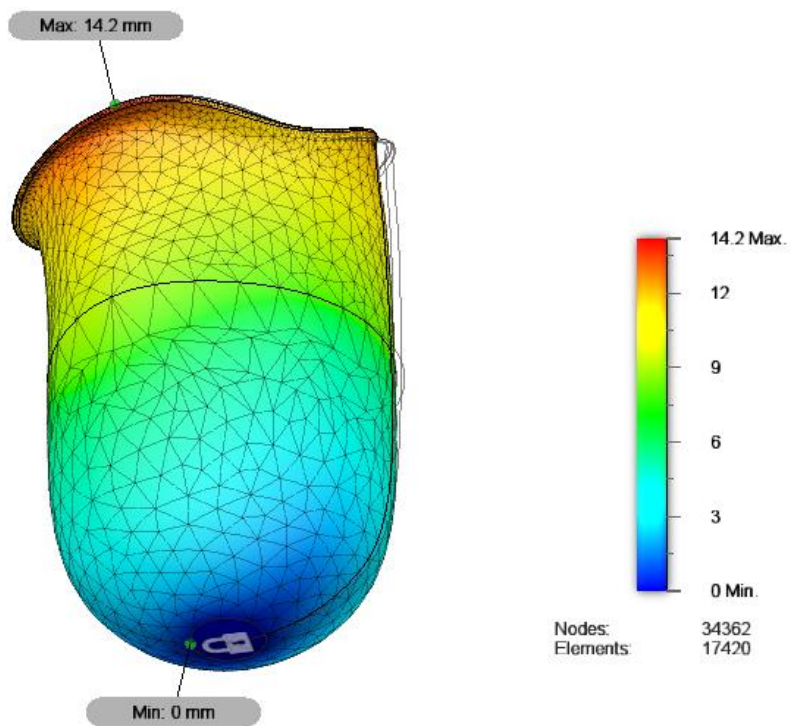
Rys 8.25 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



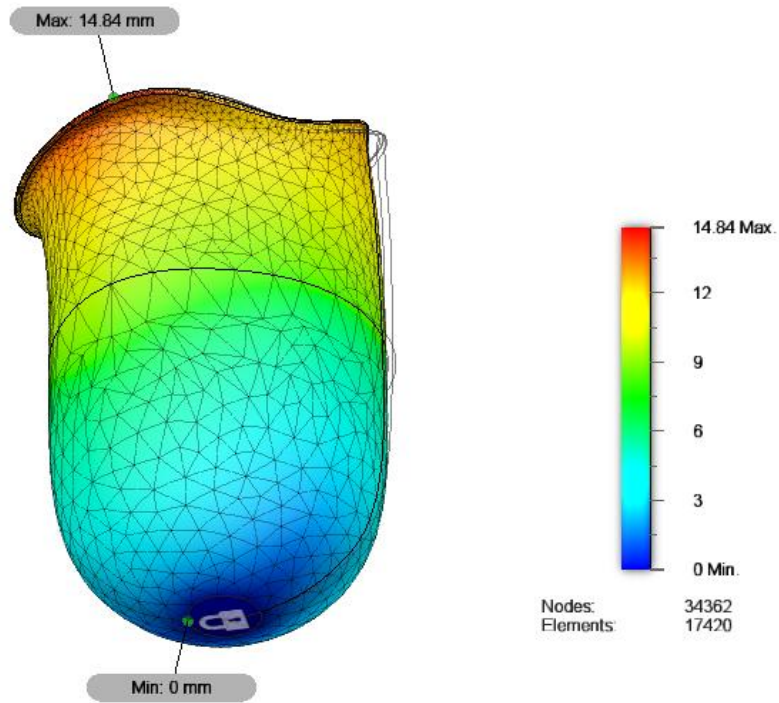
Rys 8.26 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



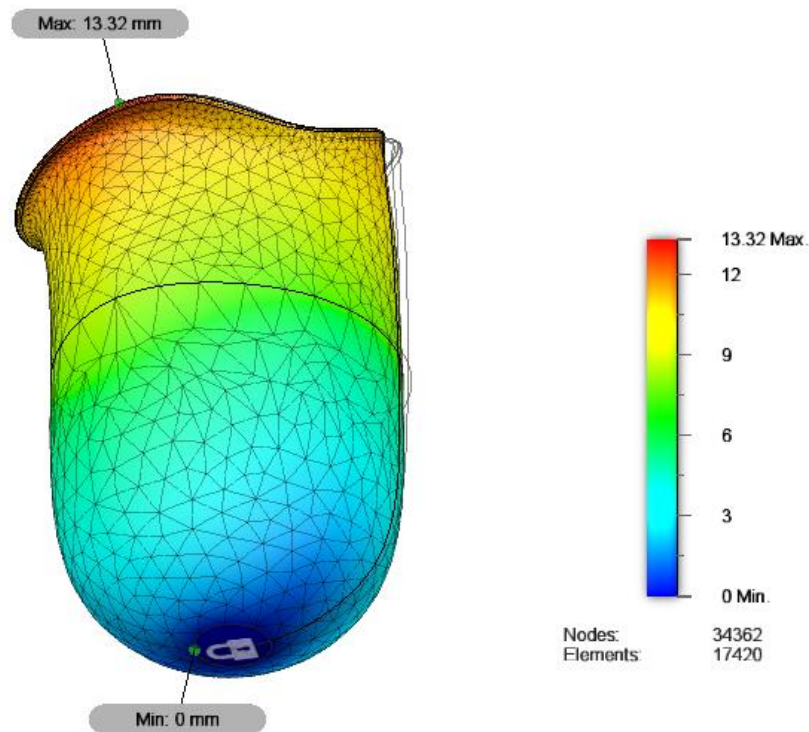
Rys 8.27 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.28 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



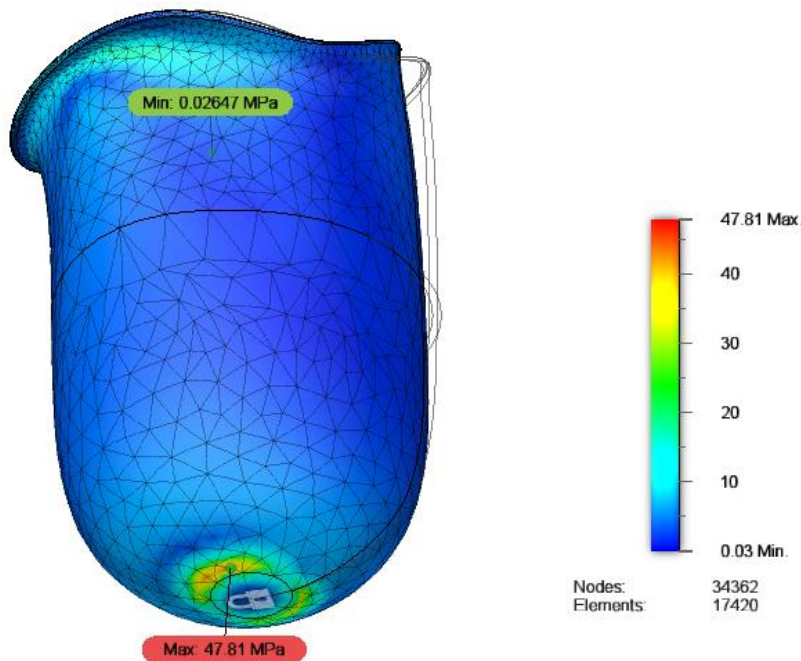
Rys 8.29 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



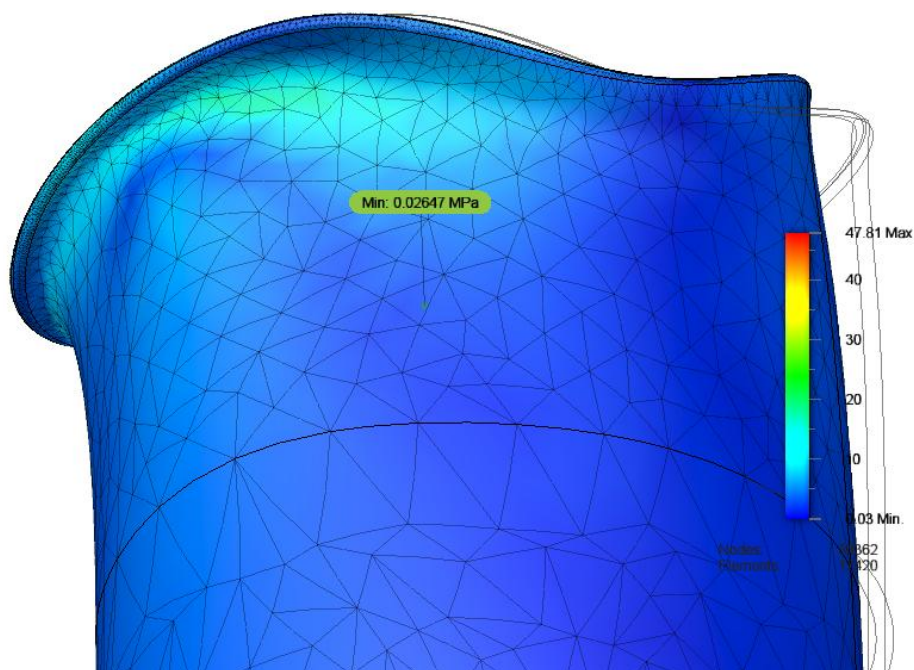
Rys 8.30 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.5 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego czworobocznego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 100 kg

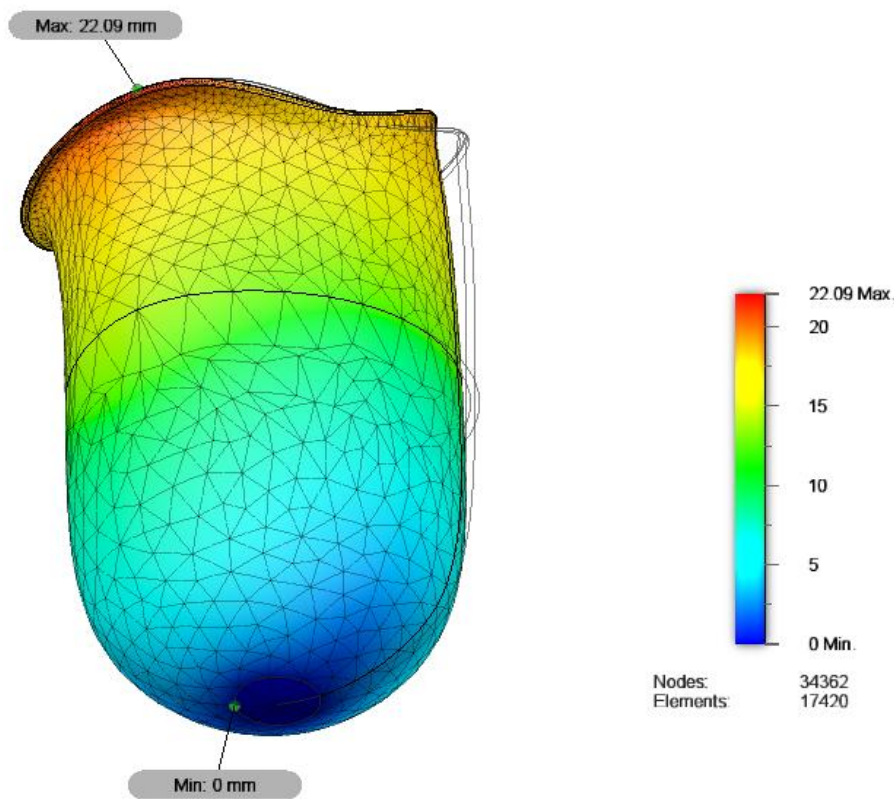
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja czworobocznego obciążeniem równym 100 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.31-8.39.



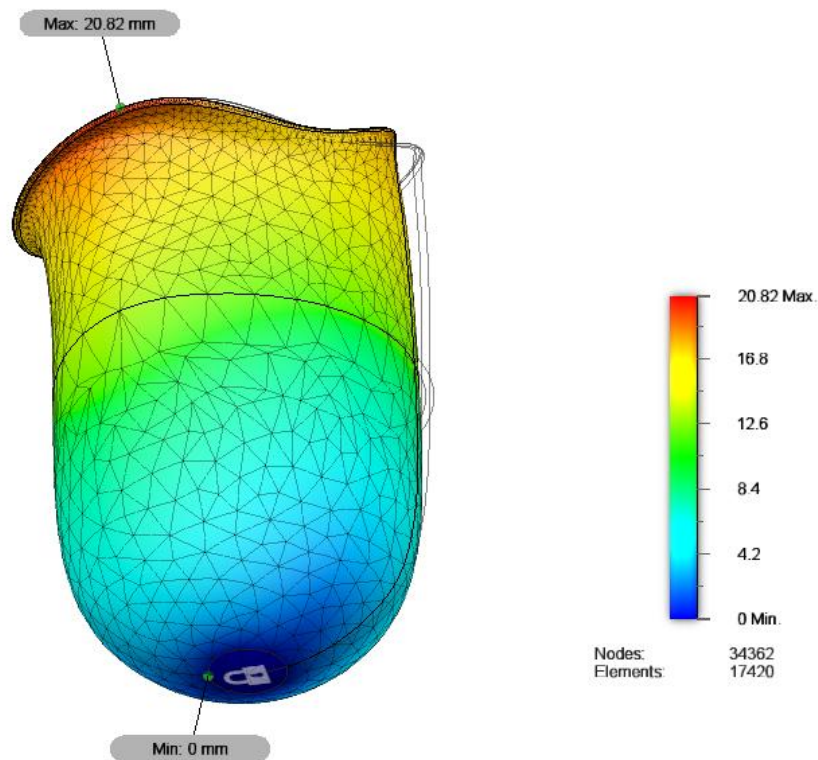
Rys 8.31 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg



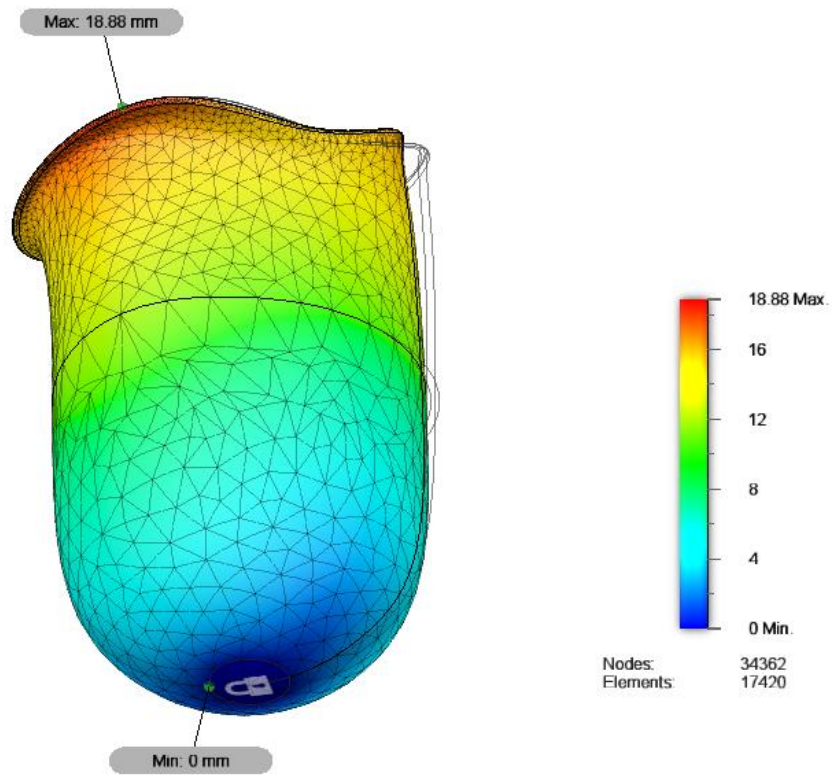
Rys 8. 32 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100kg przybliżenie na naprężenia na półeczce



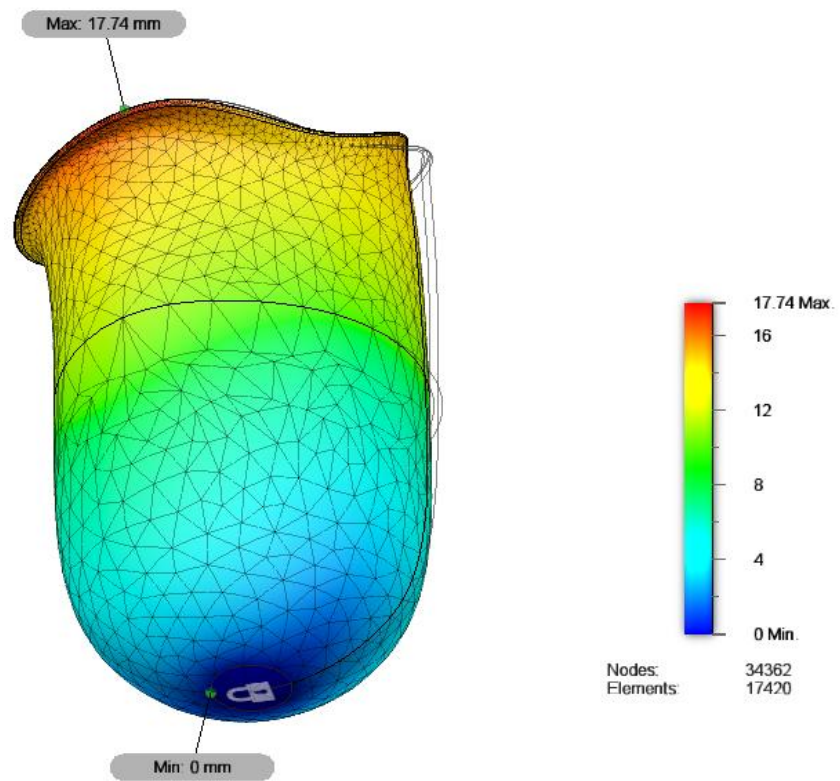
Rys 8.33 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



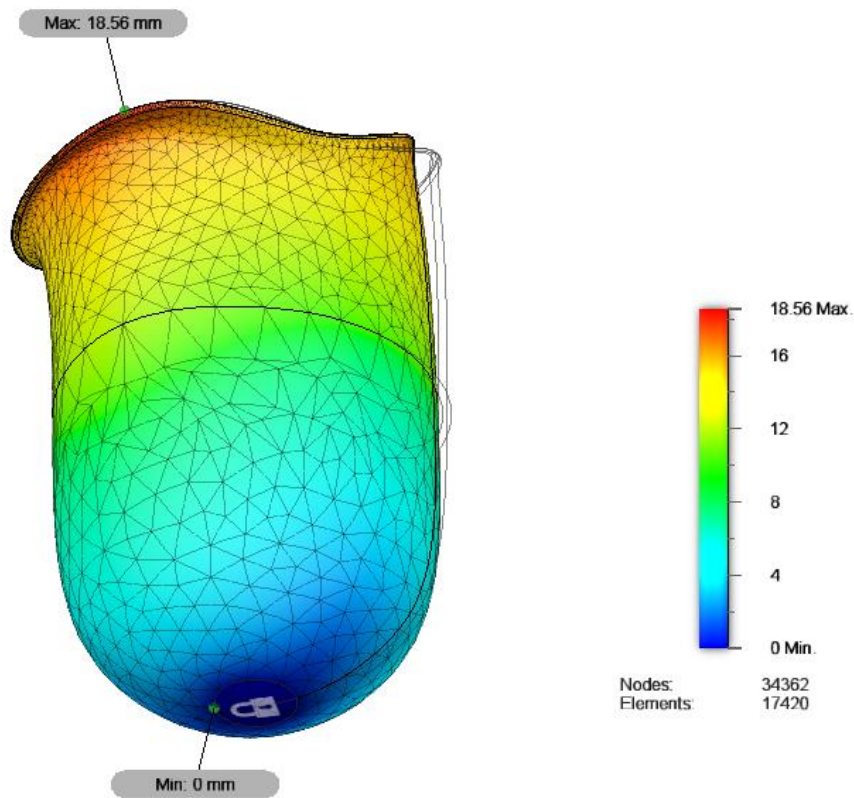
Rys 8.34 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



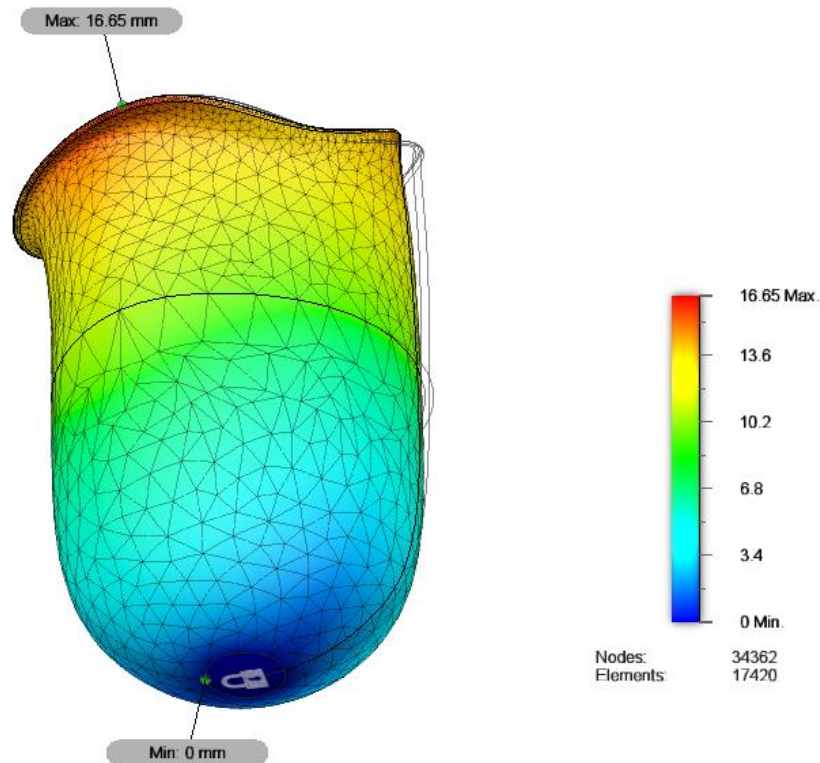
Rys 8.35 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.36 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



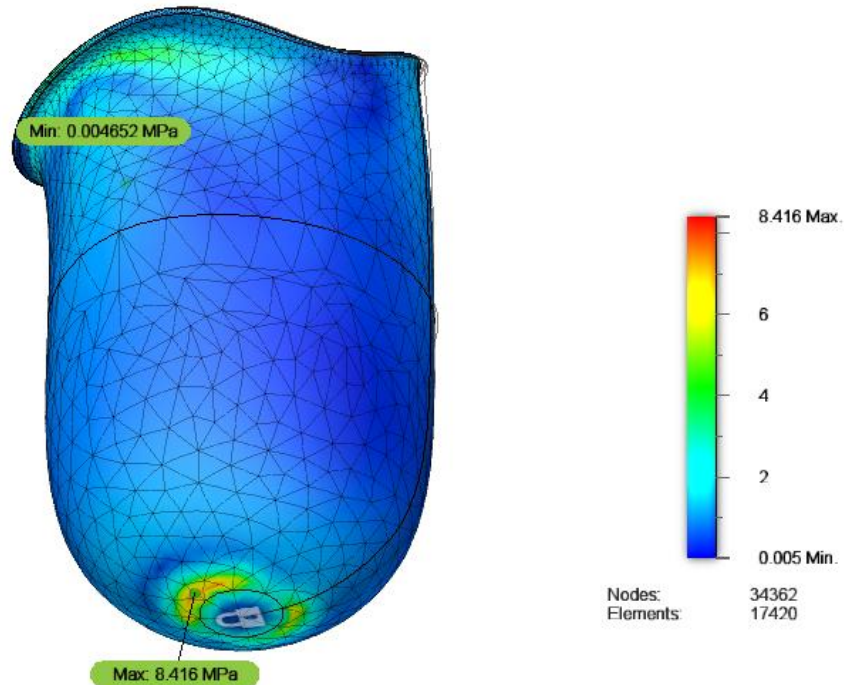
Rys 8.37 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



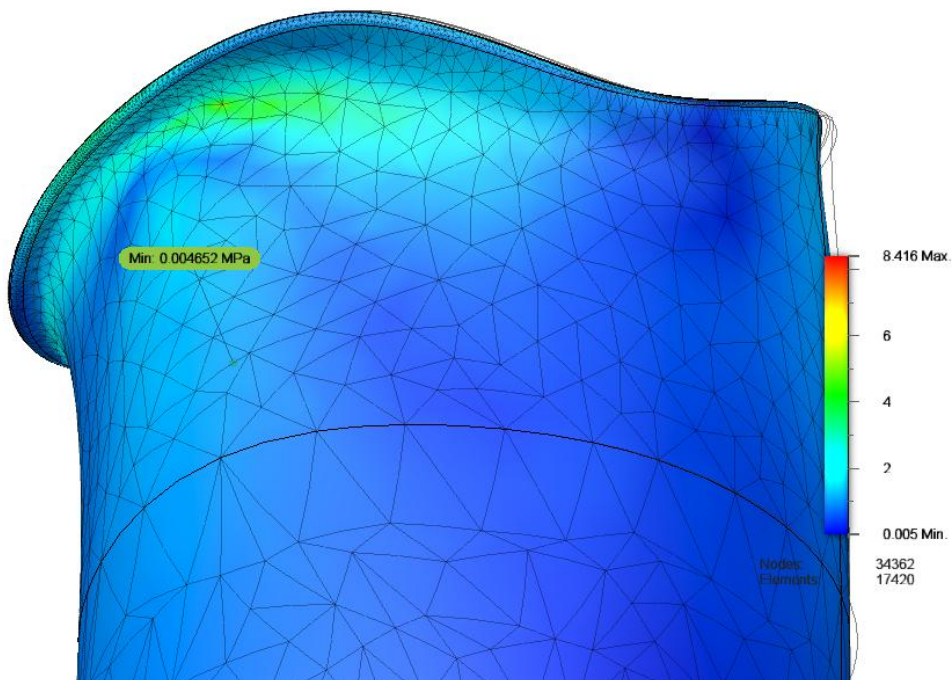
Rys 8.38 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja czworobocznego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.6 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 40 kg

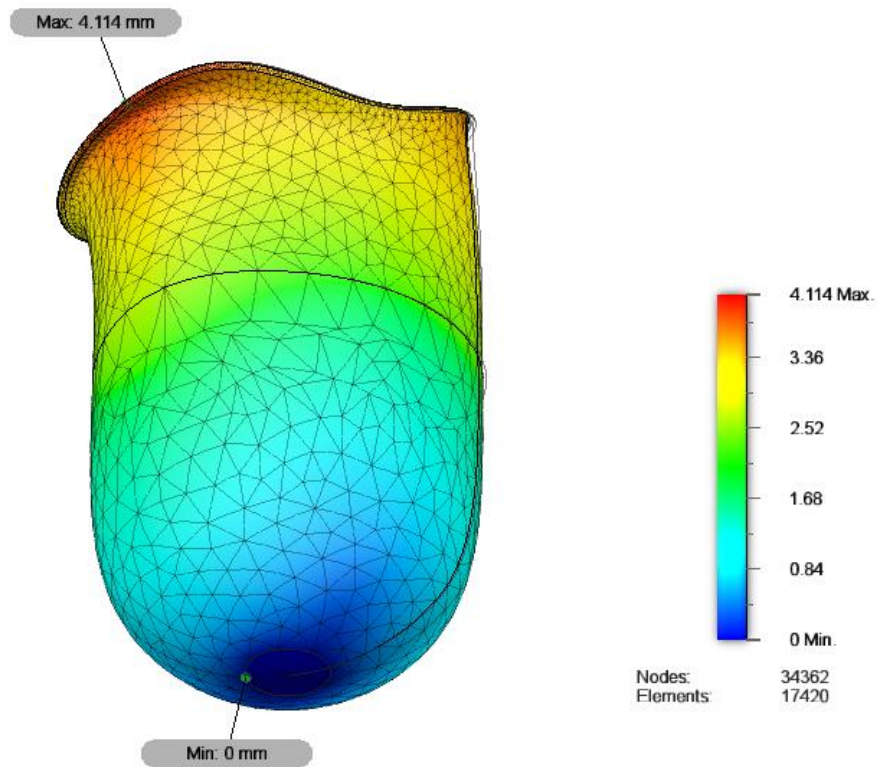
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja owalnego obciążeniem równym 40 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.39-8.47.



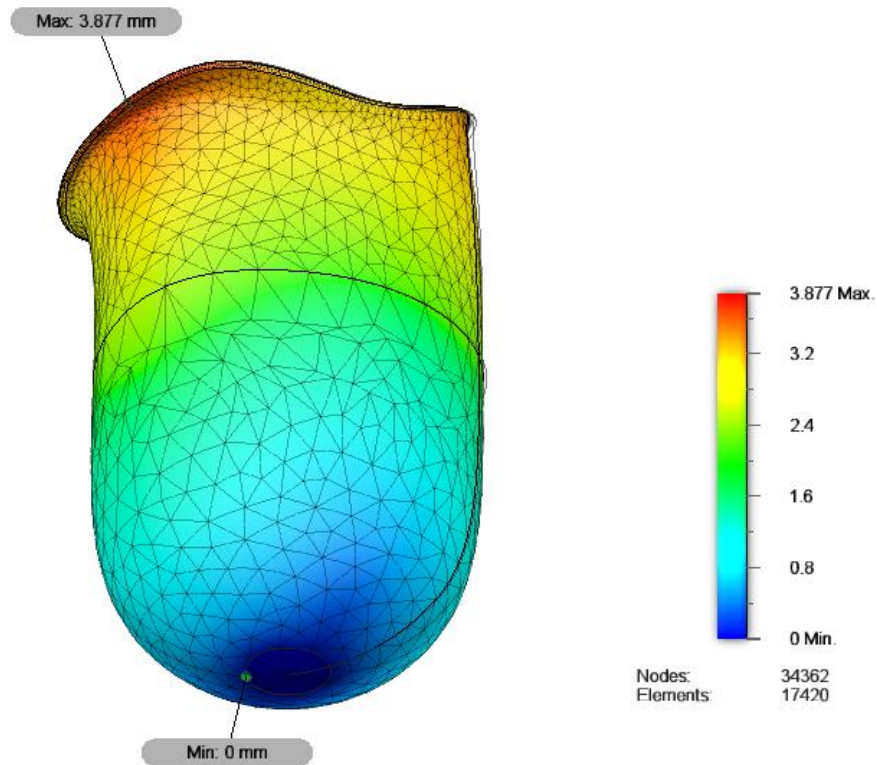
Rys 8.39 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg



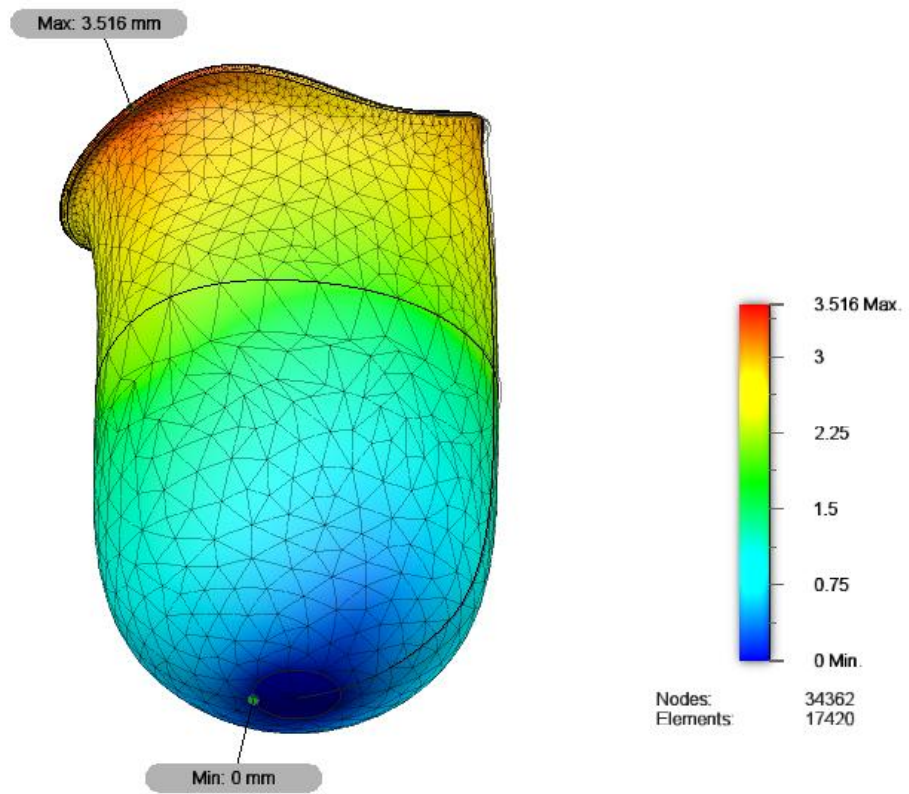
Rys 8.40 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



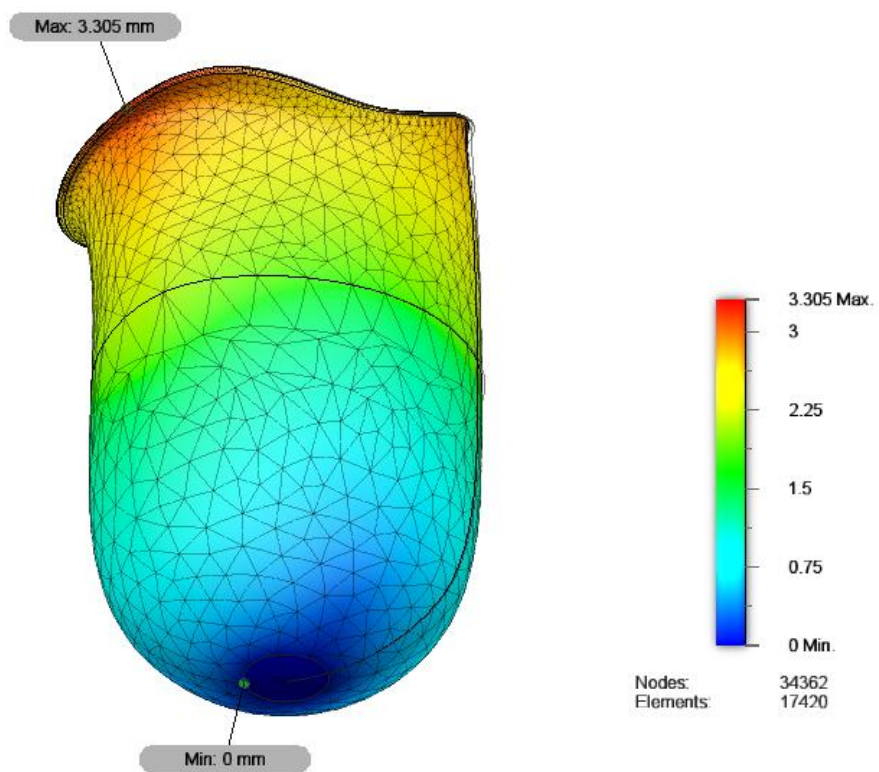
Rys 8.41 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



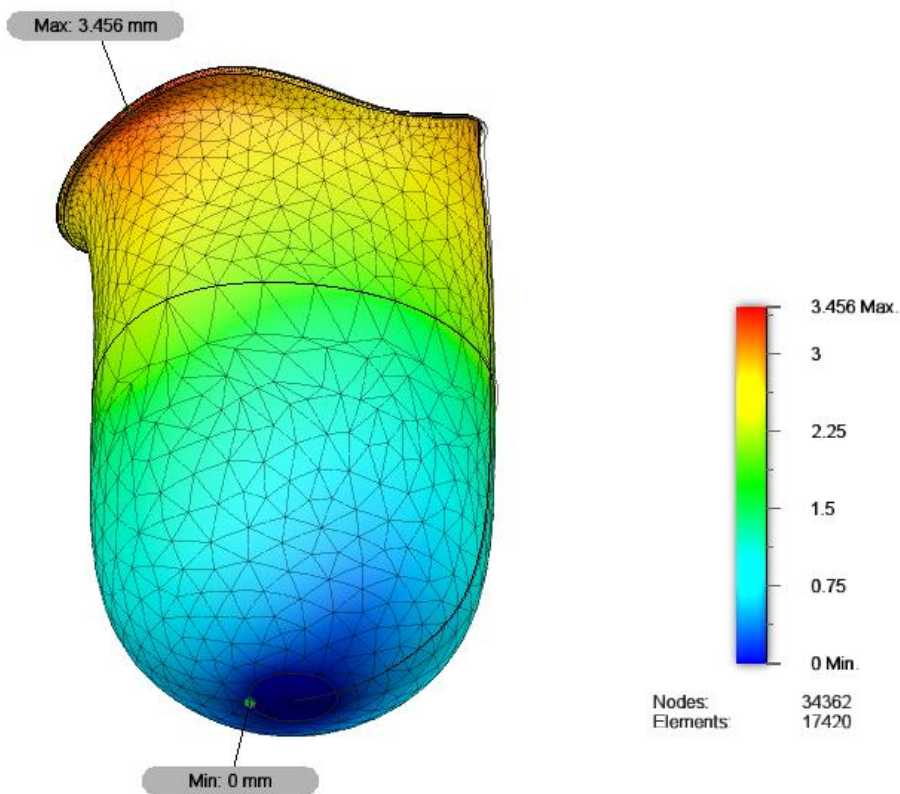
Rys 8.42 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



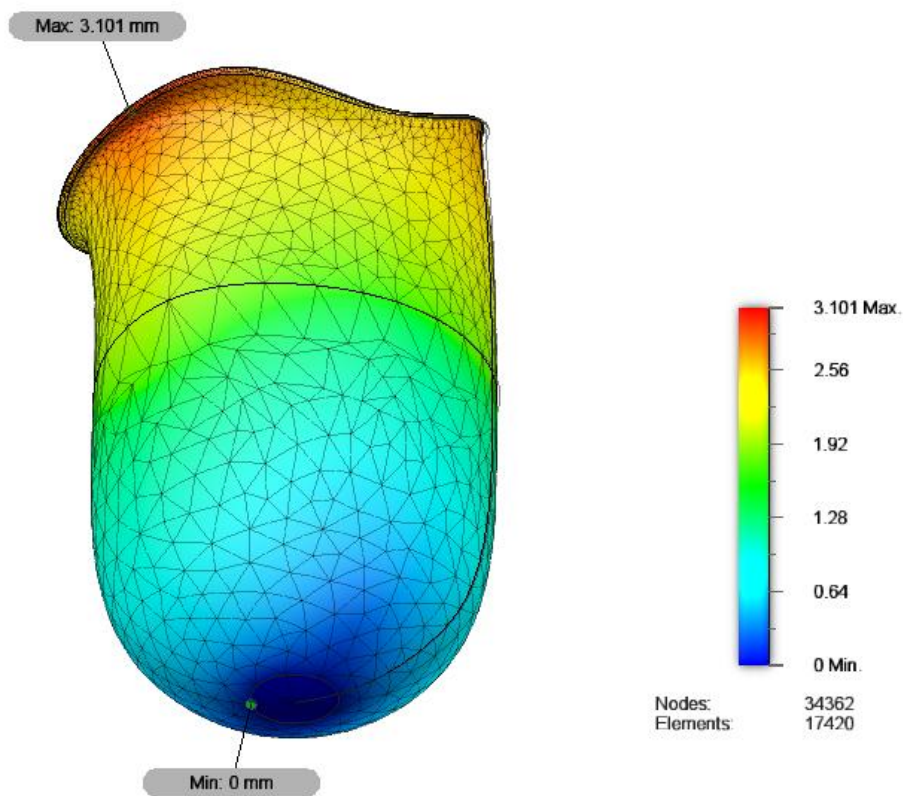
Rys 8.43 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.44 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



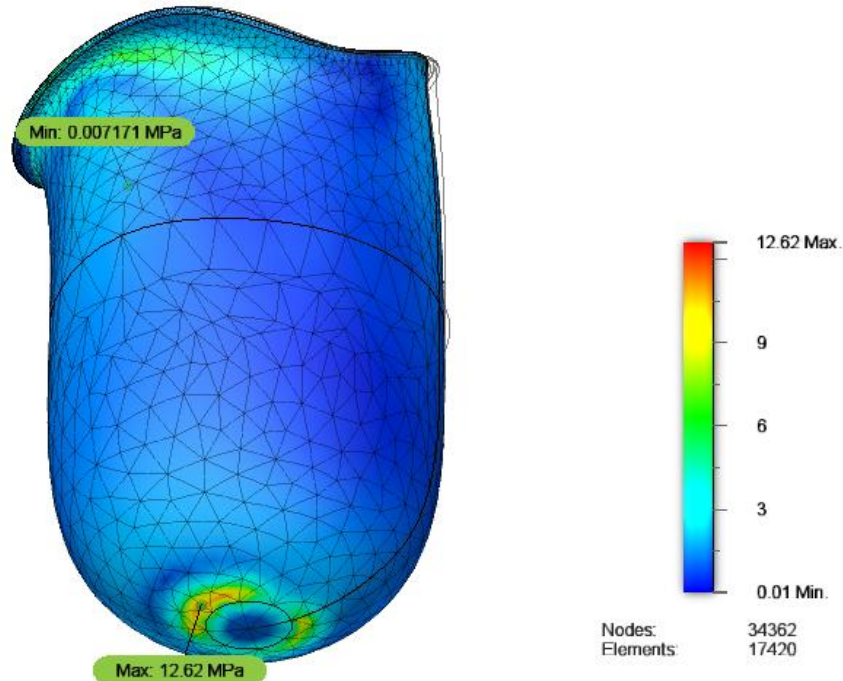
Rys 8.45 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



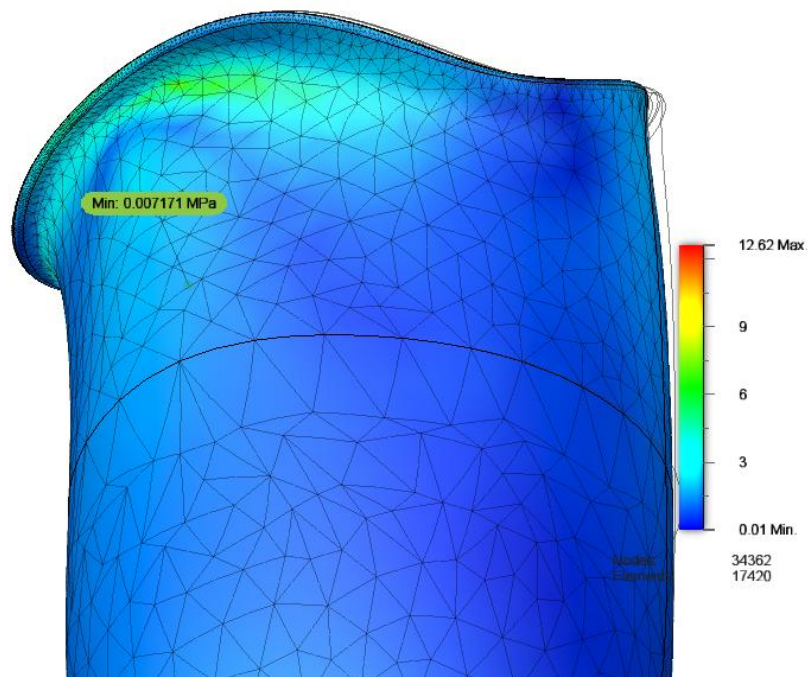
Rys 8.46 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 40 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.7 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 60 kg

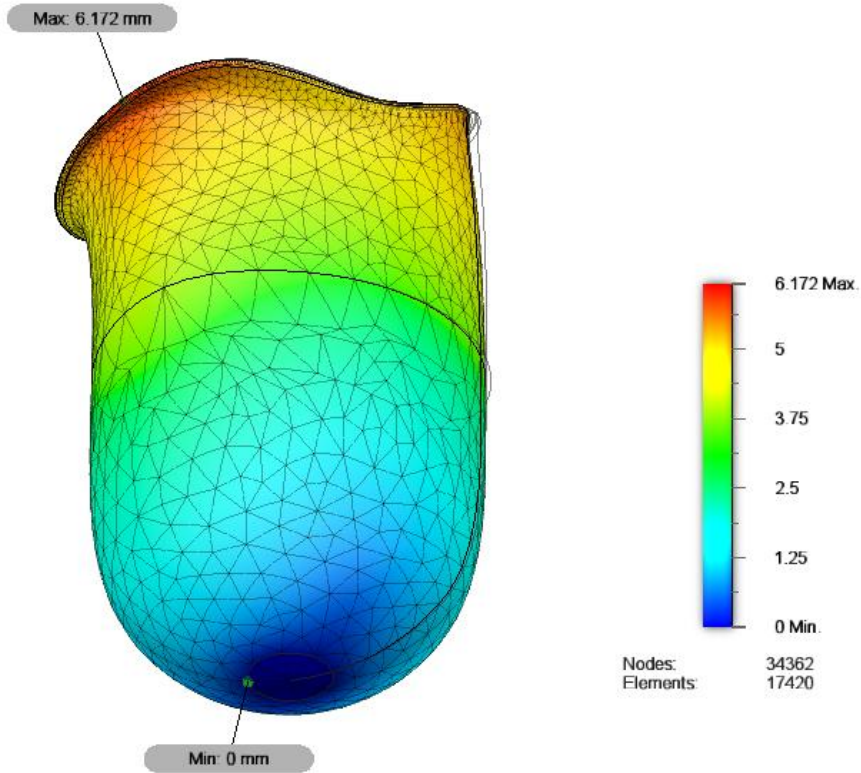
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja owalnego obciążeniem równym 60 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.47-8.55.



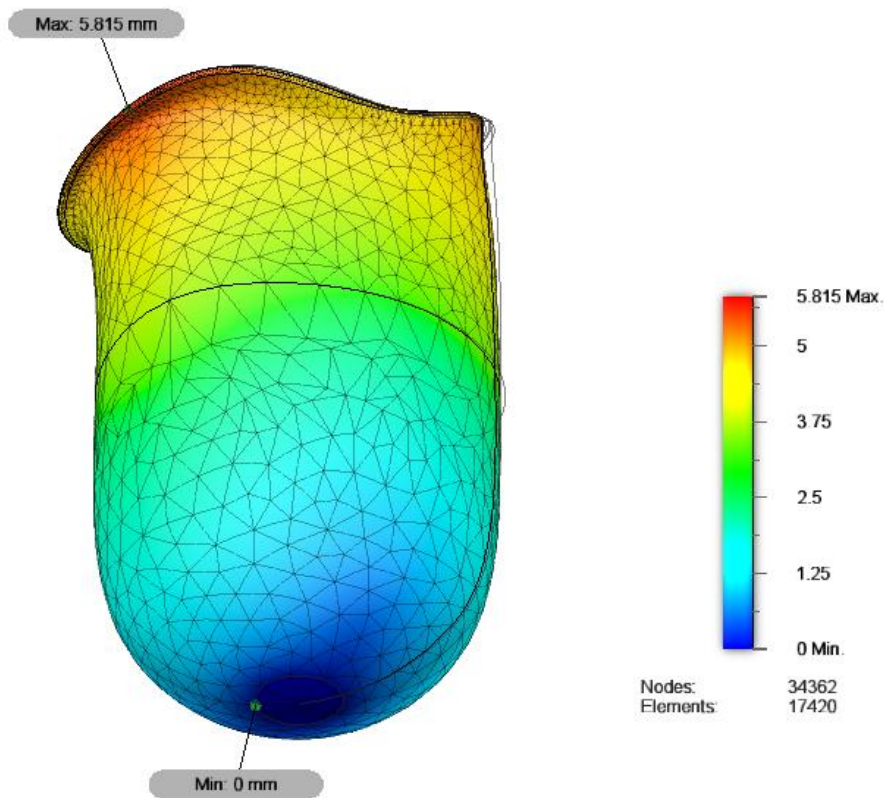
Rys 8.47 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg



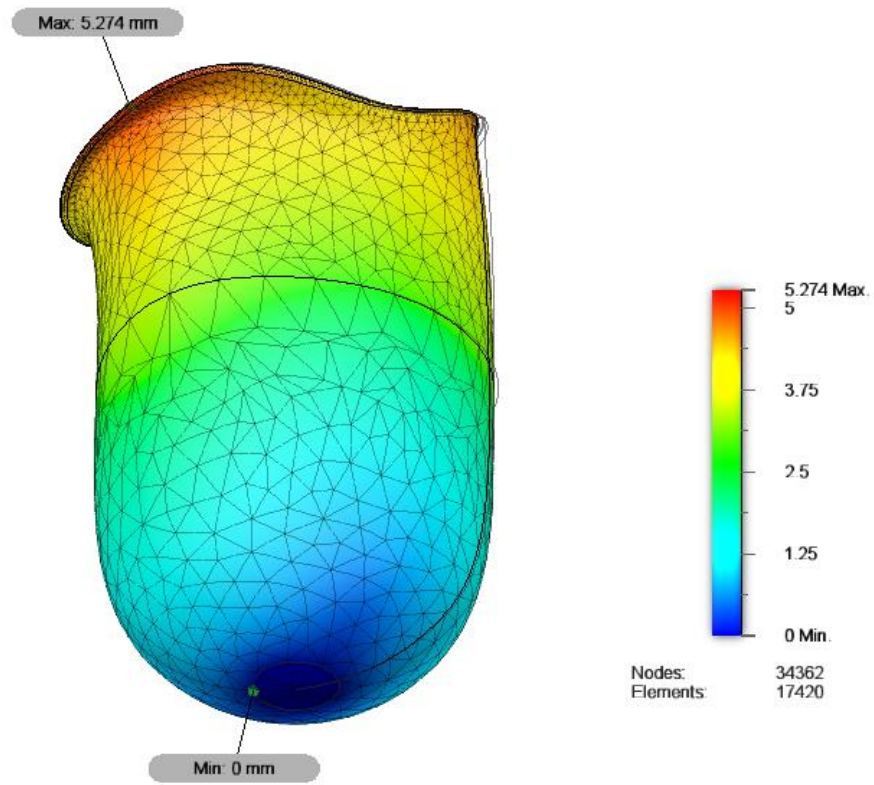
Rys 8.48 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 60kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



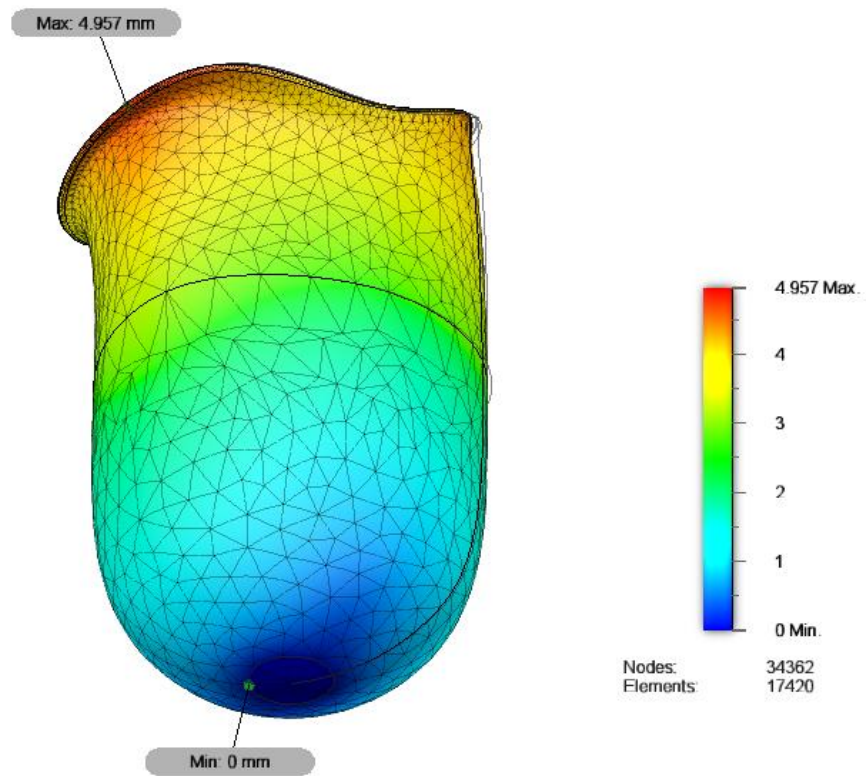
Rys 8.49 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



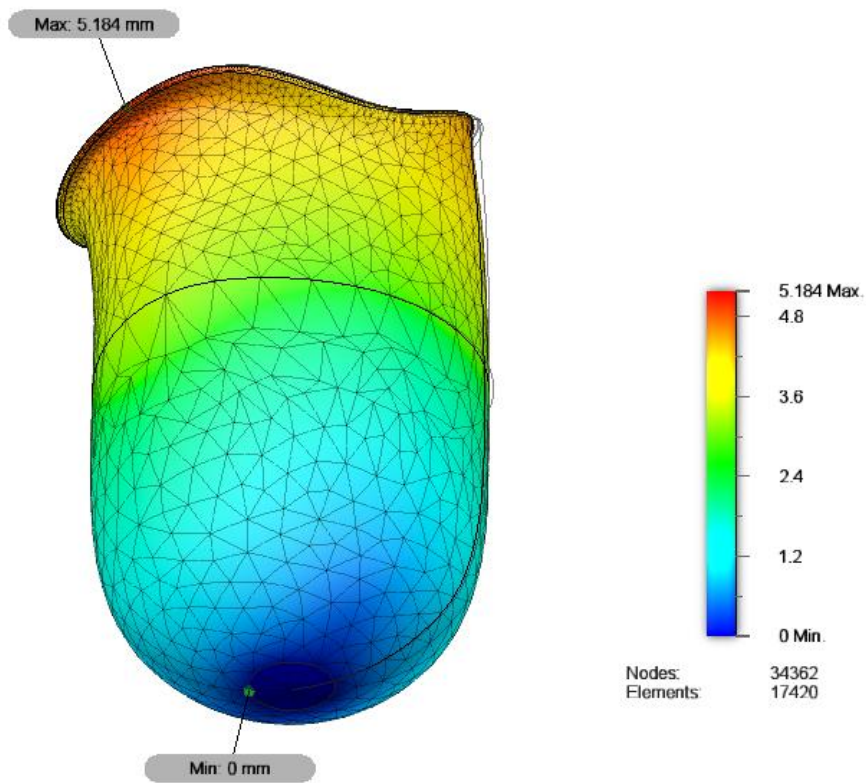
Rys 8.50 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



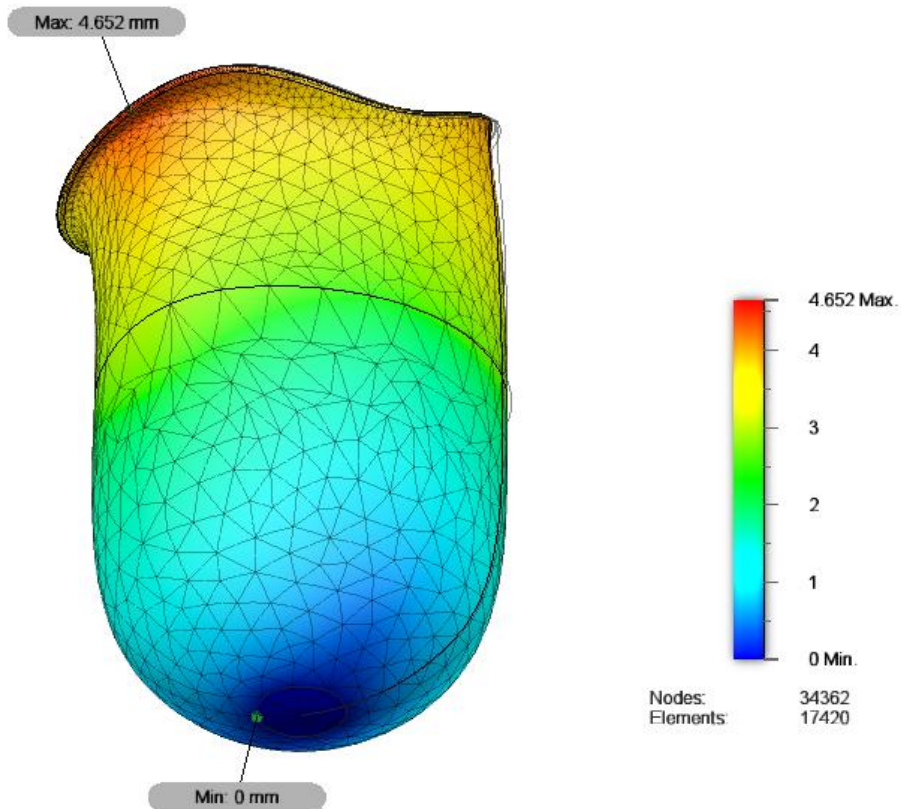
Rys 8.51 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.52 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



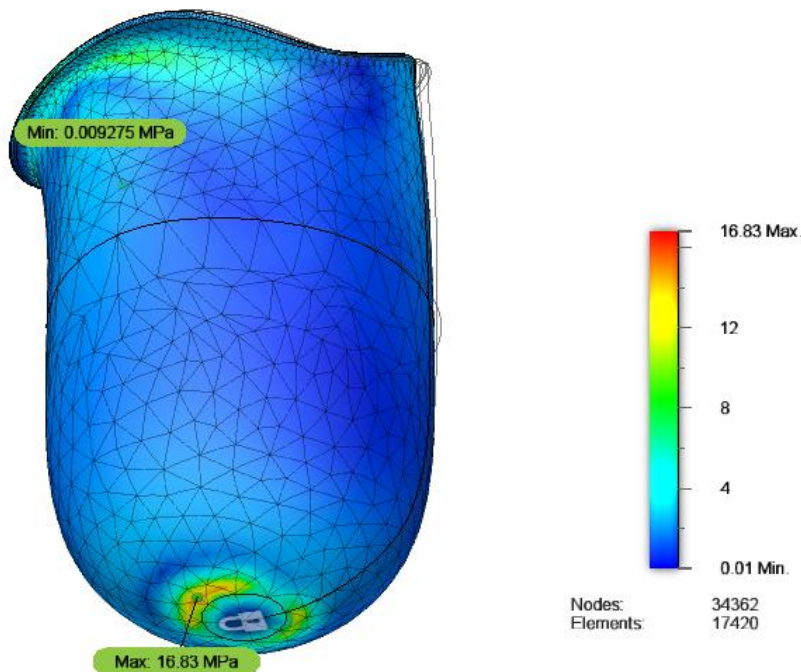
Rys 8.53 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



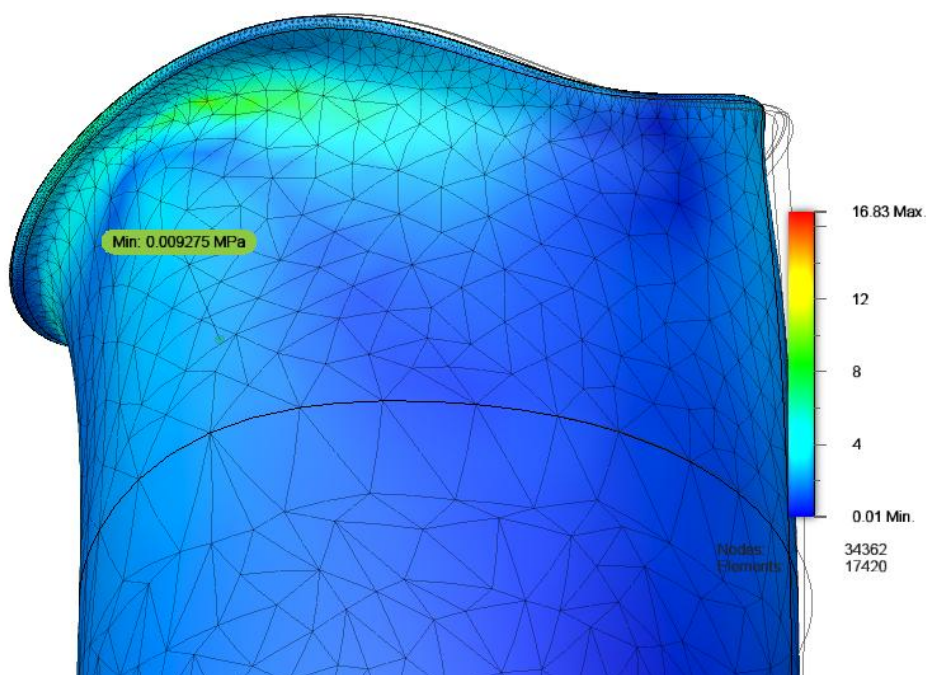
Rys 8.54 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 60 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.8 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 80 kg

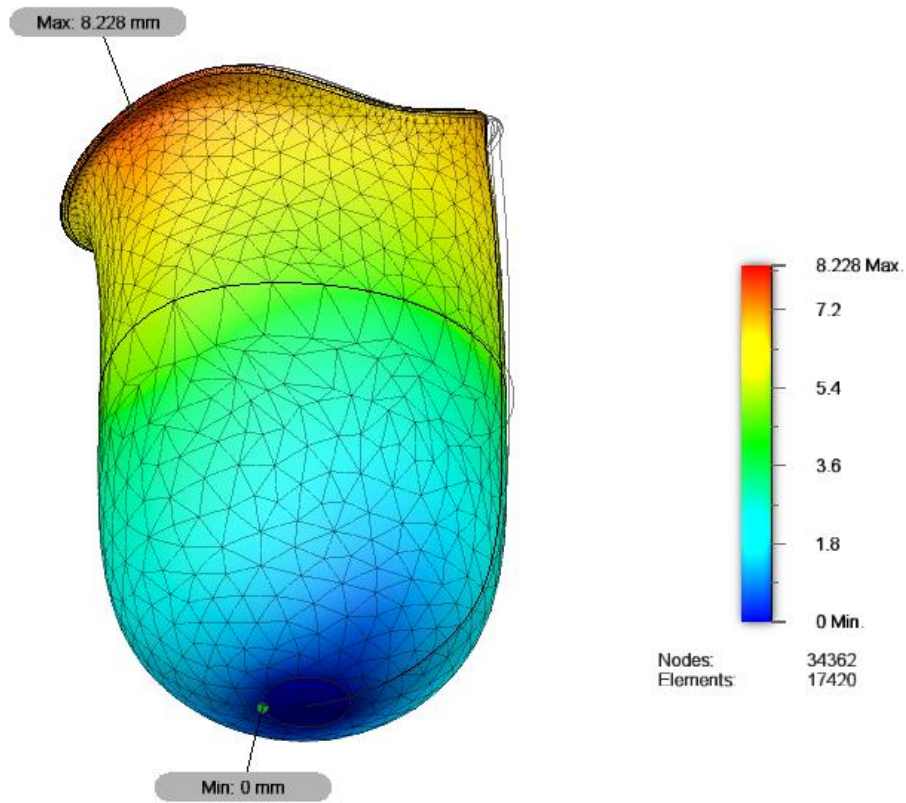
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja owalnego obciążeniem równym 80 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.55-8.73.



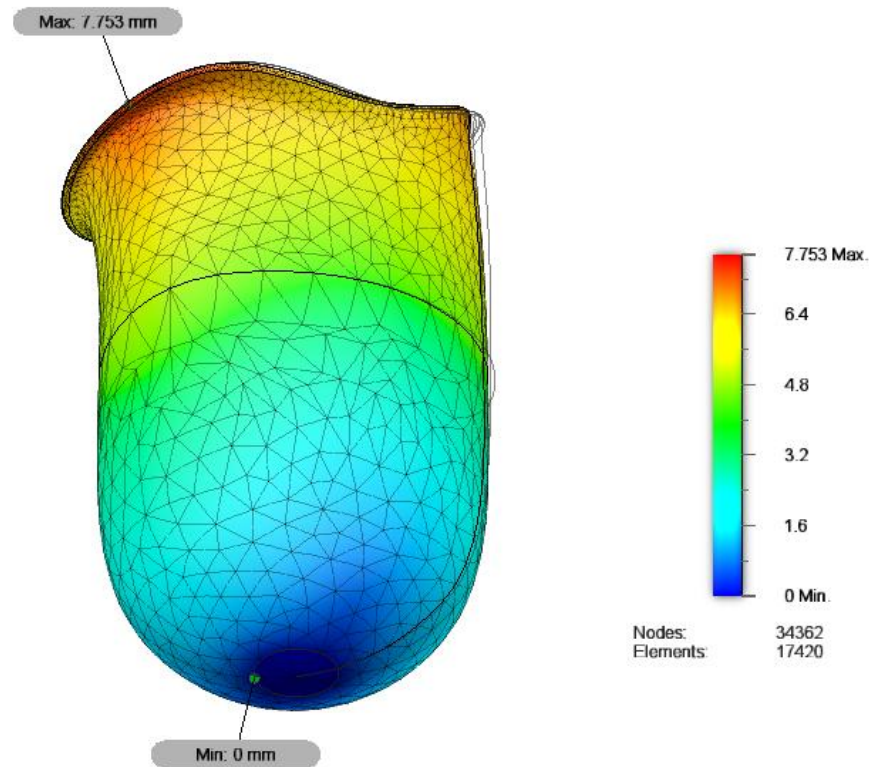
Rys 8.55 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg,



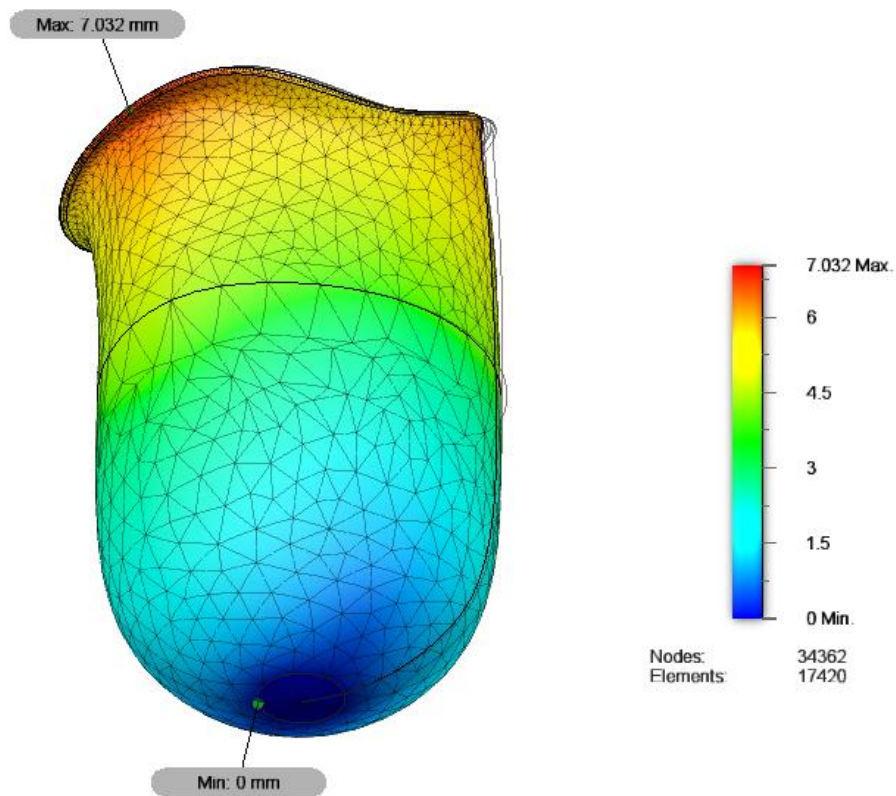
Rys 8.56 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



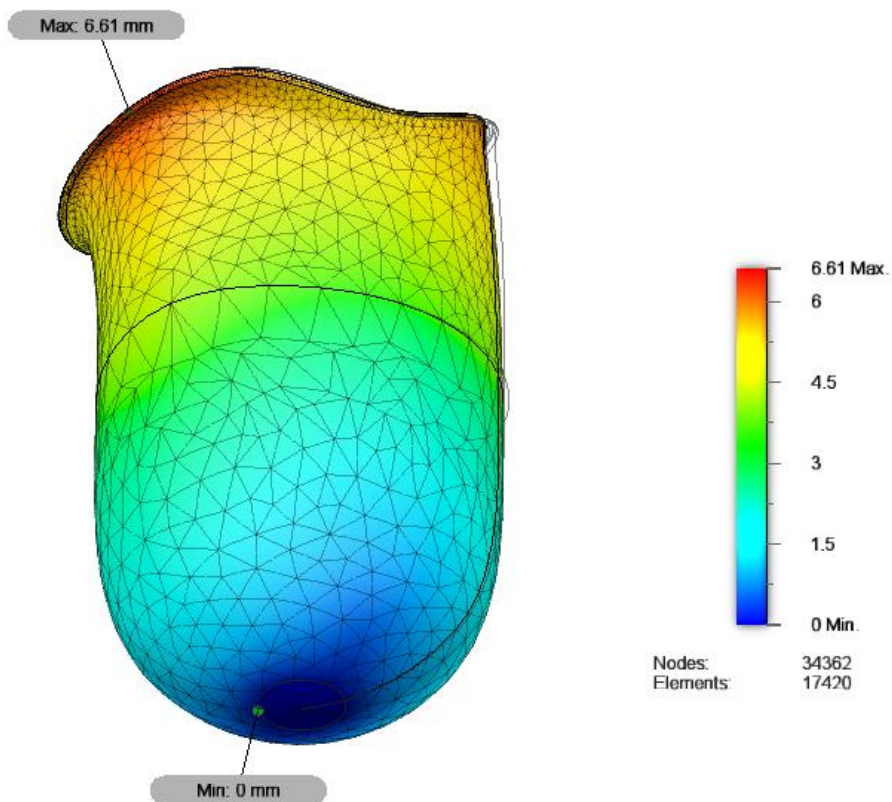
Rys 8.57 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



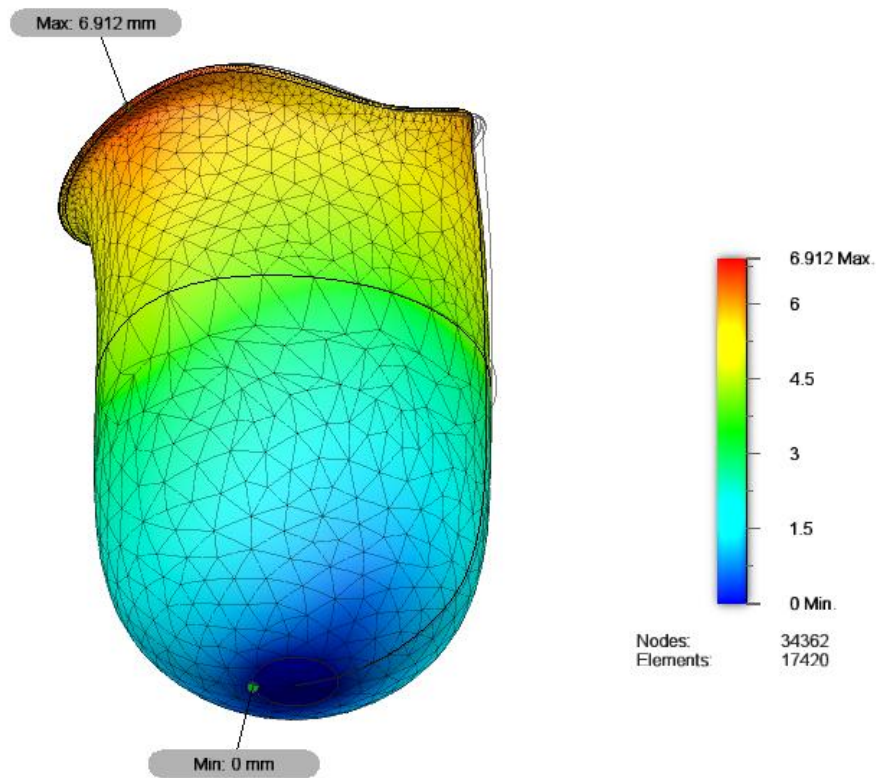
Rys 8.58 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



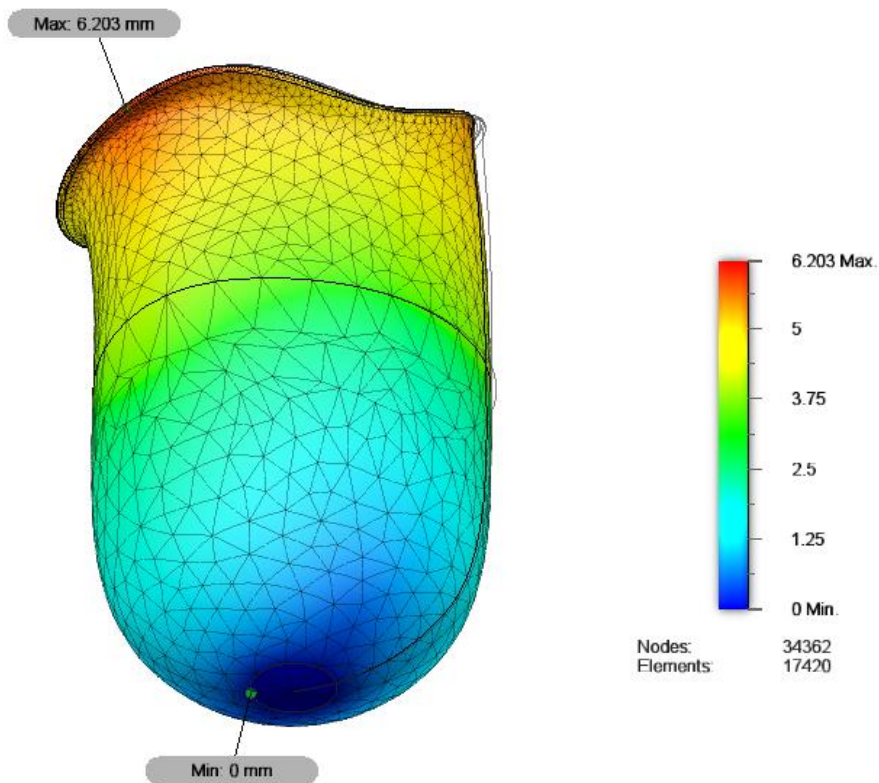
Rys 8.59 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.60 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



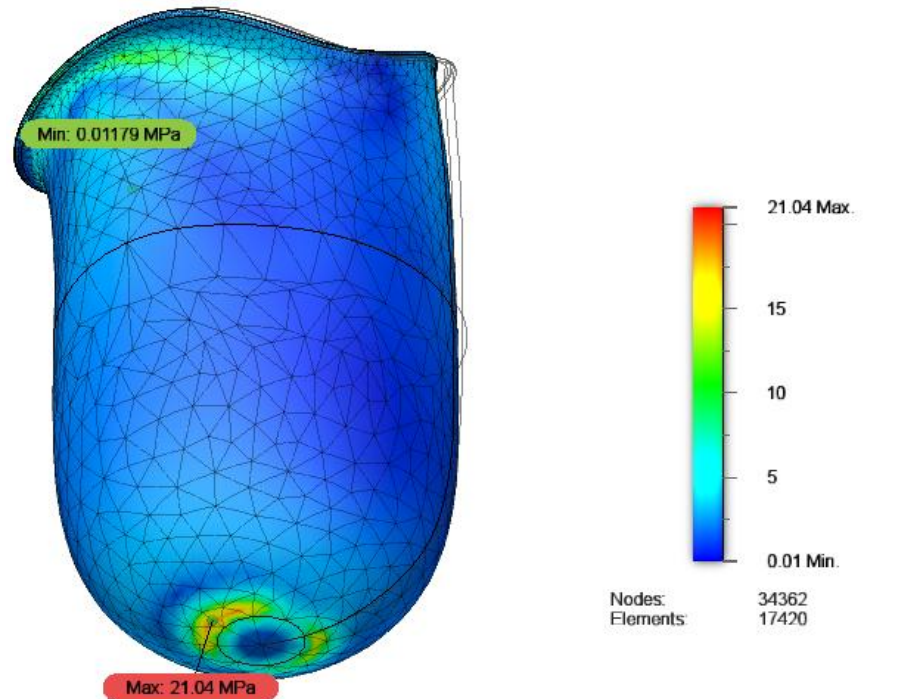
Rys 8.61 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



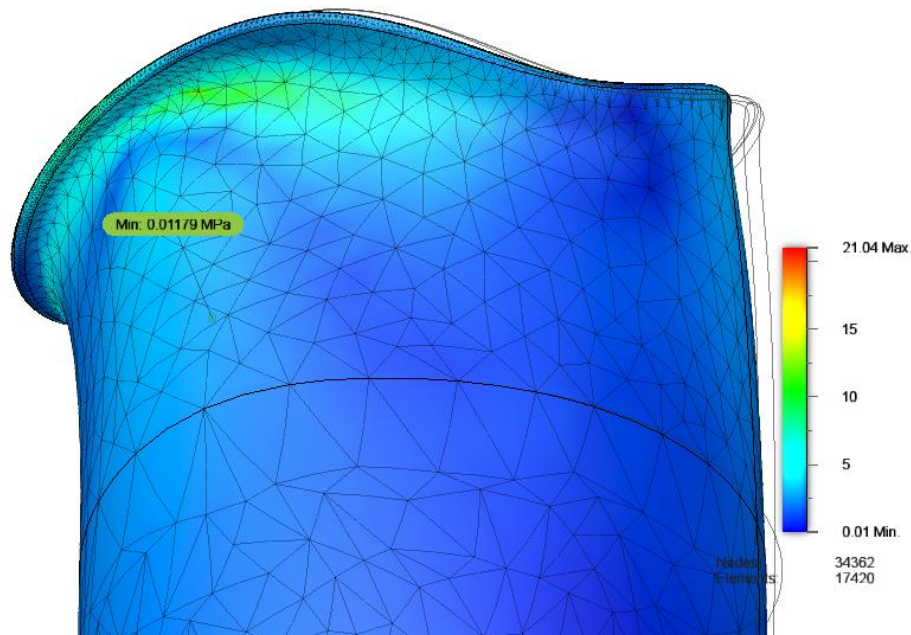
Rys 8.62 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 80 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

8.9 Badanie właściwości mechanicznych leja protezowego owalnego w zależności od ilości warstw wzmacniających laminatu dla obciążenia = 100 kg

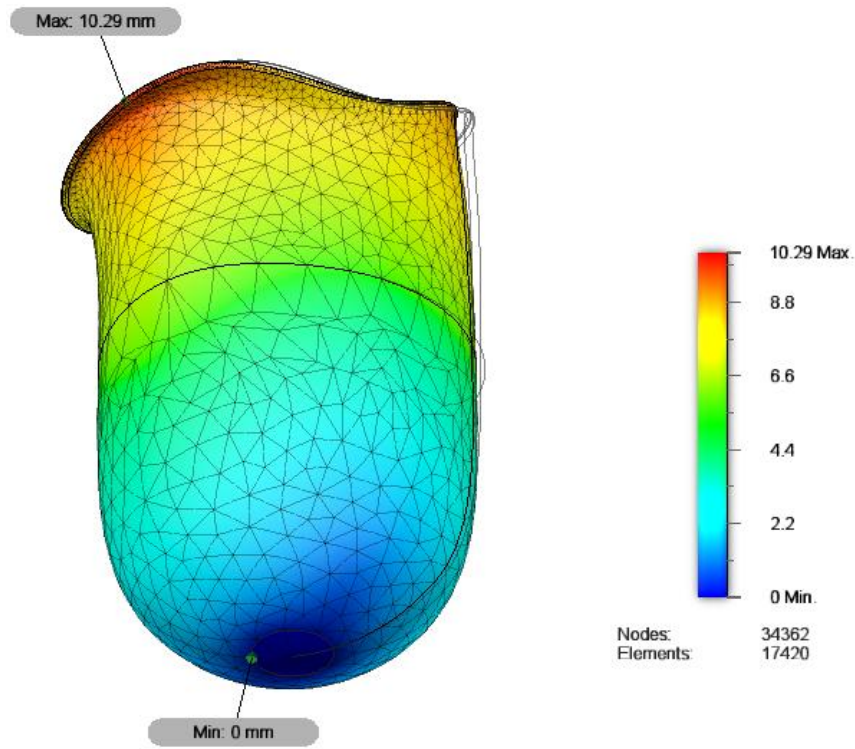
Poniższe wyniki przedstawiają wpływ zmiany ilości warstw wzmacniających laminatu, w kontekście jego właściwości wytrzymałościowych, na wartości naprężeń zredukowanych von Misesa i przemieszczeń całkowitych, dla leja protezowego obciążanego wg schematu leja owalnego obciążeniem równym 100 kg, zgodnie z warunkami omówionymi w rozdziale 7. Wyniki badań dla naprężeń i przemieszczeń przedstawiono na rysunkach Rys 8.63-8.70.



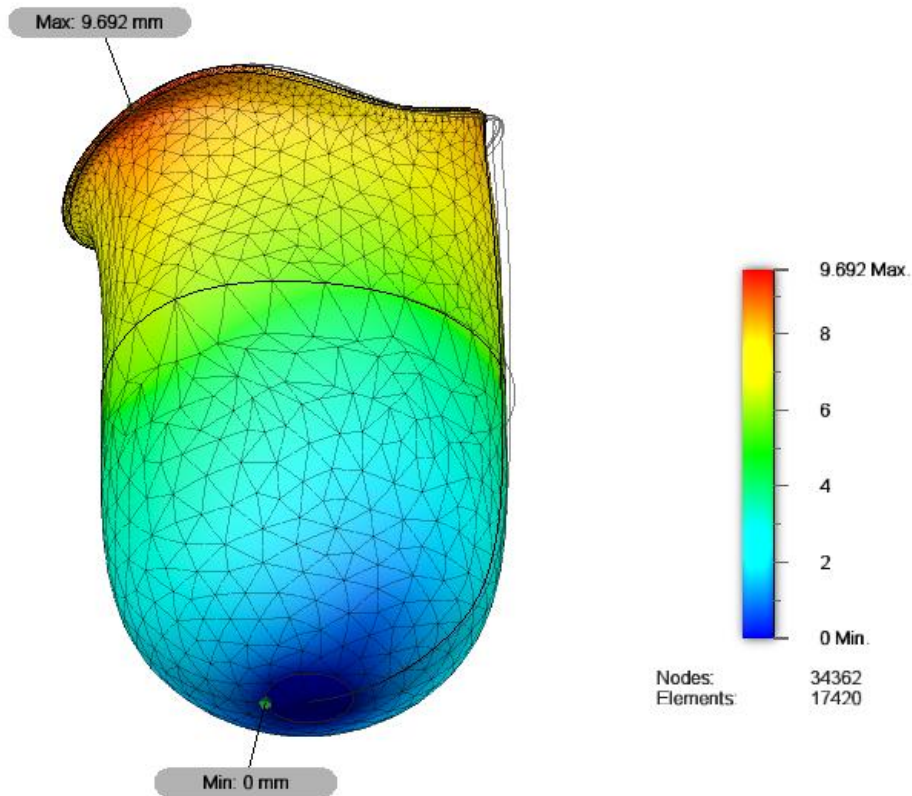
Rys 8.63 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg



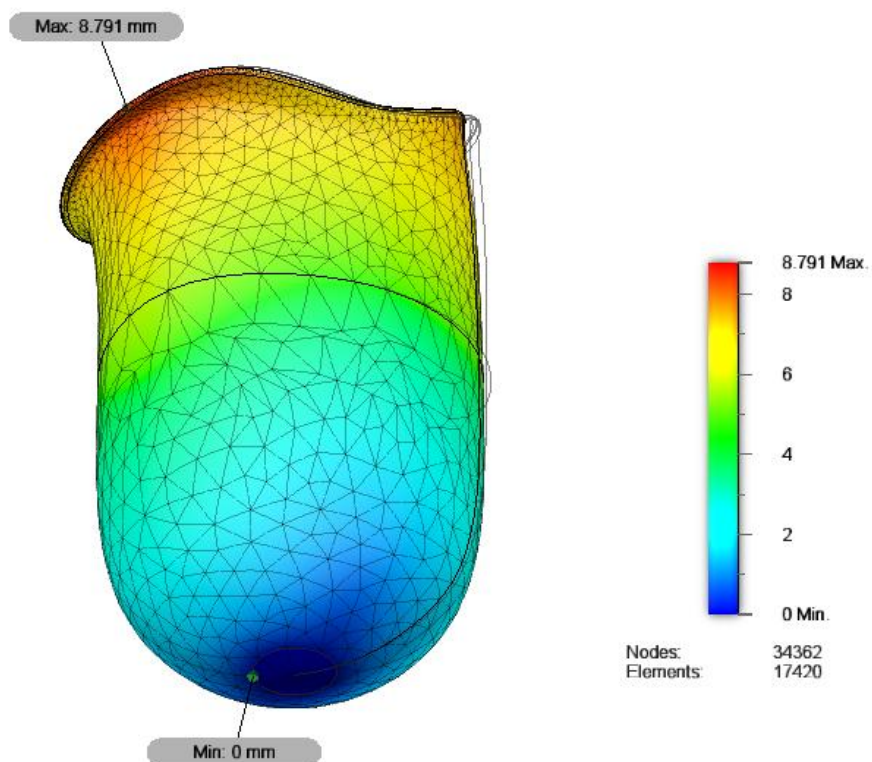
Rys 8.64 Wyniki naprężeń zredukowanych von Misesa, dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg, przybliżenie na naprężenia na półeczce



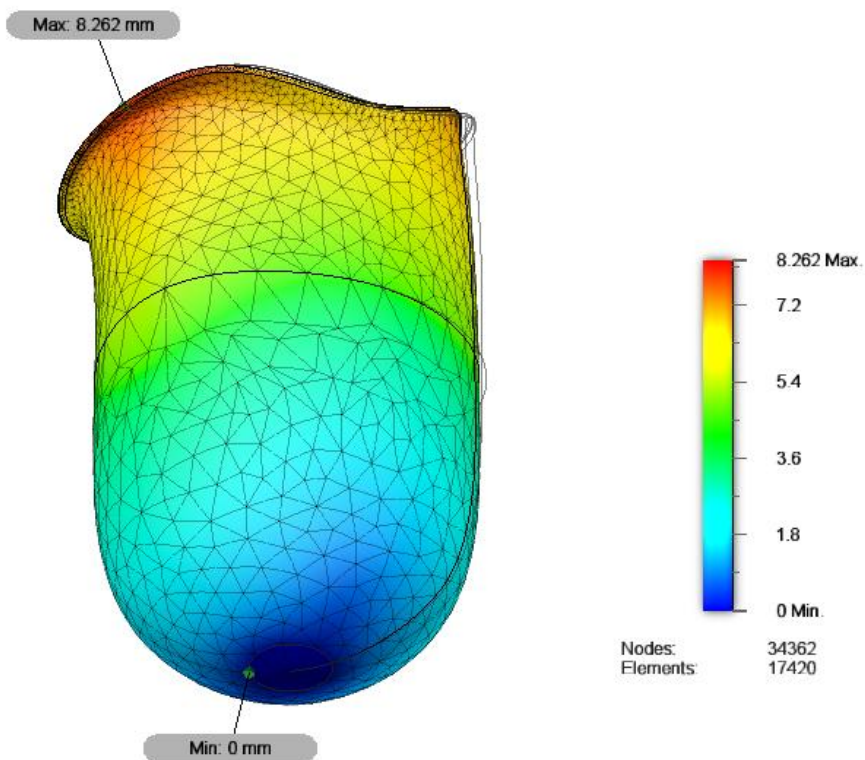
Rys 8.65 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L0



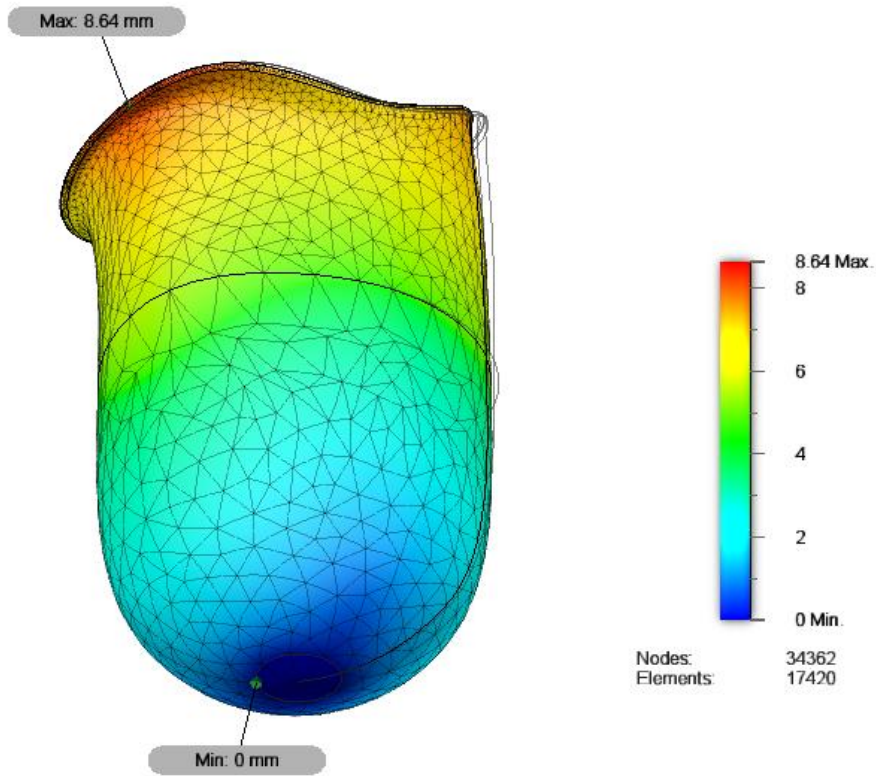
Rys 8.66 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L1



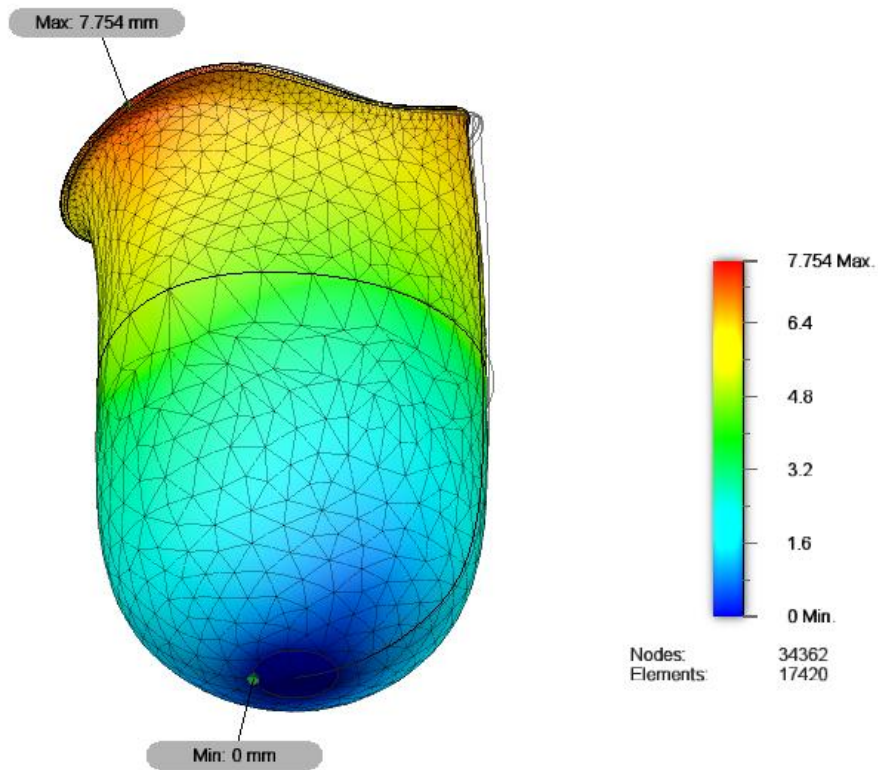
Rys 8.67 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L2



Rys 8.68 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L3



Rys 8.69 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L4



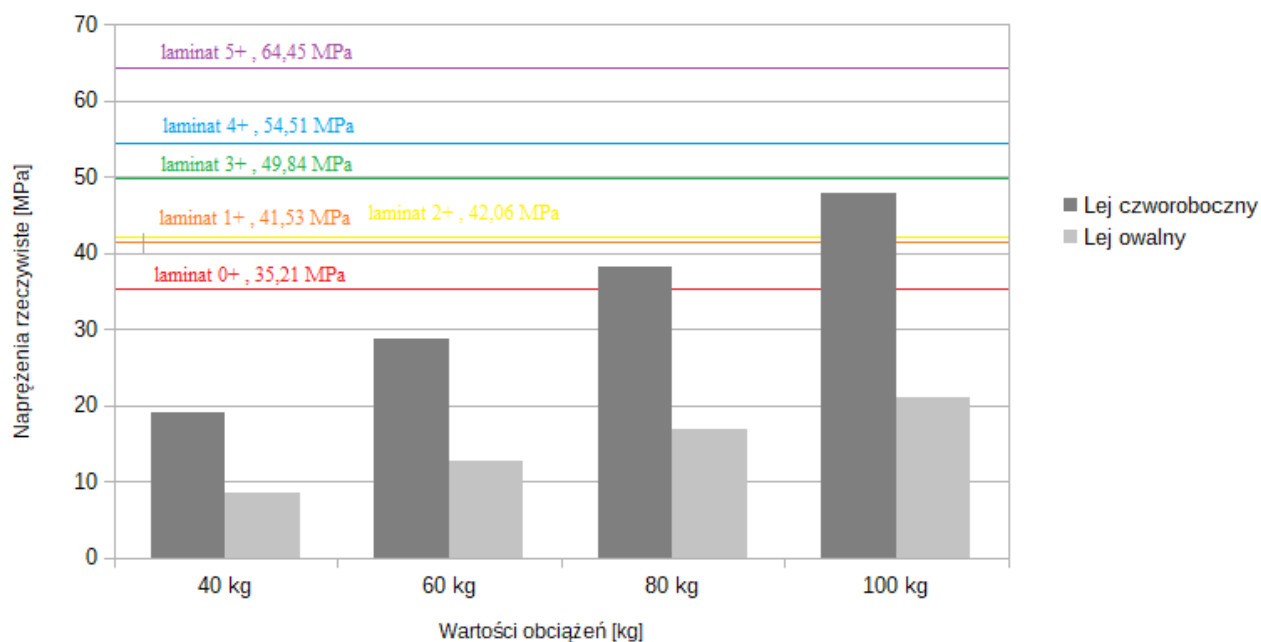
Rys 8.70 Wyniki przemieszczeń całkowitych dla leja owalnego, przy obciążeniu 100 kg i parametrach materiałowych odpowiadających laminatowi L5

Wyniki zbiorcze symulacji zawarto w tablicach Tab. 8.1-8.2 oraz na wykresie na Rys 8.71. Wyniki zaokrąglono do 2 miejsc po przecinku.

Tab. 8.1 Wyniki symulacji – naprężenia zredukowane von Misesa

Czworoboczny	Naprężenia max [MPa]
40 kg	19,12
60 kg	28,69
80 kg	38,25
100 kg	47,81
Owalny	
40 kg	8,42
60 kg	12,62
80 kg	16,83
100 kg	21,04

Wytrzymałość laminatu a naprężenia rzeczywiste zależne od obciążenia



Rys 8.71 Porównanie wartości naprężeń rzeczywistych wywołanych przez kolejne obciążenia, z odniesieniem do wartości wytrzymałości na rozciąganie poszczególnych laminatów

Powyższa charakterystyka ilustruje zależność pomiędzy wynikami naprężeń osiągniętymi dla symulacji, w zależności od użytego obciążenia, a wartościami wytrzymałości na rozciągania, definiującej przydatność danego laminatu w rozważanym przypadku.

Tab 8.2 Wyniki symulacji – przemieszczenia całkowite - wartości w [mm]

Czworoboczny	L0	L1	L2	L3	L4	L5
40 kg	8,84	8,33	7,55	7,10	7,42	6,66
60 kg	13,25	12,49	11,33	10,65	11,13	9,99
80 kg	17,67	16,65	15,1	14,2	14,84	13,32
100 kg	22,09	20,82	18,88	17,74	18,56	16,65
Owalny						
40 kg	4,11	3,88	3,52	3,31	3,46	3,1
60 kg	6,17	5,82	5,27	4,96	5,18	4,65
80 kg	8,23	7,75	7,03	6,61	6,91	6,2
100 kg	10,29	9,69	8,79	8,26	8,64	7,75

9. Podsumowanie i Wnioski

W powyższej pracy przedmiotem badania były leje protezowe. Wykorzystano wiadomości teoretyczne i praktyczne z zakresu protetyki ortopedycznej, będącej dziedziną inżynierii rehabilitacyjnej, jak również praktyczne umiejętności bazujące na wiedzy pozyskanej podczas studiów inżynierskich, w tym wiedzy z zakresu mechaniki, biomechaniki, materiałoznawstwa, wytrzymałości materiałów, komputerowo wspomaganego projektowania jak również modelowania i symulacji. Celem pracy było zaproponowanie ogólnego schematu dobru ilości warstw wzmacniających podczas wykonywania leja protezowego, w zależności od ciężaru ciała pacjenta.

W pracy poruszono temat wytrzymałości lei protezowych, przy statycznym obciążaniu, w zależności od wartości przyłożonego obciążenia jak również różnice w parametrach materiałowych, laminatów stosowanych do ich produkcji, w zależności od ilości użytych warstw wzmacniających. W celu osiągnięcia rzeczywistych wartości parametrów materiałowych wykonano próbki laminatów, w których budowie zastosowano zmienną ilość wzmocnienia w postaci maty szklanej, w ilości od 0 do 5 warstw. Wytworzenie laminatów odbyło się z zastosowaniem technologii i materiałów wykorzystywanych przy rzeczywistej produkcji lei protezowych, wycięcie próbek dobyło się natomiast z zastosowaniem cięcia wodą, w celu uzyskania wysokiej dokładności wymiarowej jak i dobrej jakości powierzchni. Ponadto, próbki wycinano w dwóch prostopadłych kierunkach, oznaczając je jako „+” dla kierunku wzdłużnego oraz „-” dla kierunku prostopadłego, w celu określania zależności właściwości od kierunku. Próbki przebadano przy pomocy uniwersalnych maszyn wytrzymałościowych w dwóch próbach: rozciągania oraz zginania.

Wyniki próby statycznego rozciągania wykazują wzrost wartości modułu sprężystości jak również wytrzymałości na rozciąganie w zależności od ilości warstw wzmacniających. Jednocześnie, wartości par laminatów, wyciętych w prostopadłych kierunkach osiągają niewielkie różnice co do wartości, rzędu 0,1 GPa dla modułu oraz 10 MPa dla wytrzymałości które wynikać mogą z rozrzutu wartości parametrów dla laminatów, przedstawionego na wykresie (Rys 3.7) w teoretycznej części pracy. Wyniki próby statycznego zginania wykazują również wzrost wartości wytrzymałości w zależności od ilości warstw, z niewielkimi odchyleniami, natomiast wartości modułu sprężystości przy zginaniu nie obrazują jednorodnej charakterystyki wzrostu wartości wraz z ilością warstw, jednakże parami wartości laminatów są zbieżne (z wyjątkiem laminatów o 3 i 4 ilościach warstw wzmacniających, których parametry znacząco się różnią, szczególnie wartość modułu sprężystości dla laminatu 4+ wykazuje duże odchylenia, ok. 0,5 GPa dla modułu, co mogło być skutkiem defektów w próbkach lub błędów podczas wykonywania testu). Ostatecznie, wartości te uznano za wiarygodne, a do dalszych obliczeń wykorzystano wyniki charakteryzujące próbki wycięte w kierunku wzdłużnym, uznając laminaty za materiały zbliżone do izotropowych.

Modelowanie i symulacje przeprowadzono na modelu komputerowym leja protezowego uda, dobierając jego wymiary gabarytowe do rzeczywistych wielkości lei protezowych. Szczególnie istotne było wymodelowanie górnej części leja, stanowiącej miejsca podparcia kikuta w protezie. W pracy zbadano wpływ wybranych czynników biorących udział w wytwarzaniu lei protezowych: ilość warstw maty szklanej użytej do laminacji, ciężar ciała pacjenta wywołujący obciążenia jak również rodzaj leja

protezewego. Lej zamodelowano w 2 schematach obciążeń: dla schematu obciążeń leja czworobocznego, w którym przenoszenie obciążeń odbywa się głównie poprzez półeczkę pod guzem kulszowym, w mniejszym stopniu natomiast po obwodzie leja, oraz dla schematu obciążeń leja owalnego, w którym przenoszenie obciążeń odbywa się równomiernie pomiędzy półeczką i po obwodzie. Różnice w kształcie tych dwóch typów wynikają głównie z specyficznych obwodów pacjenta, na potrzeby symulacji sytuacje uogólniono stosując ten sam model komputerowy.

Dla obu schematów obciążeń wykonano symulacje dla 4 przypadków obciążeń, tj. dla 40 kg, 60 kg, 80 kg oraz 100 kg, zakładając przenoszenie całości obciążeń przez lej (co zachodzi przy unoszeniu drugiej kończyny podczas chodu). Każdy przypadek obciążenia sprawdzono pod względem maksymalnych naprężeń występujących w leju protezewym oraz przemieszczeń punktów najbardziej obciążonych, w zależności od zastosowanego laminatu o różnej ilości warstw wzmacniających. Ze względu na niewielkie wartości różnic w module sprężystości dla wybranych laminatów, jak również przyjęcie tożsamy wartości współczynnika Poissona, wartości naprężeń, obliczone do 2 miejsc po przecinku, utrzymywały się na stałym poziomie dla różnych laminatów, zmianie ulegały natomiast wartości przemieszczeń.

Dla schematu obciążenia wg leja czworobocznego wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych von Misesa wynosiły od 19,12 MPa dla obciążenia 40 kg, do 47, 81 MPa dla obciążenia 100 kg. Wartości te, w odniesieniu do wytrzymałości na rozciąganie (wytrzymałość na zginanie osiąga wartości większe, stąd porównania dokonano dla wartości wytrzymałości na rozciąganie) poszczególnych laminatów obrazuje wykres słupkowy przedstawiony na rysunku (Rys 8.71) z którego wynika, że dla obciążenia 40-80 kg, w przypadku statycznym, mogłyby być stosowane laminaty od 1 do 5, natomiast dla obciążenia 100 kg 3 pierwsze laminaty tj. 0, 1 oraz 2 uległyby od razu zniszczeniu. Ze względu na wyższe obciążenia powstające podczas chodu, wskazane byłoby wykorzystanie laminatów o wytrzymałości ok. 2-krotnie wyższej niż maksymalne naprężenia obliczone w symulacji. Jednocześnie jednak należy zauważyć, że w przypadku wszystkich symulacji, wartości naprężeń maksymalnych występują w miejscu łączenia leja protezewego z adapterem rurowym, w którym to miejscu stosuje się często zwiększoną ilość warstw maty szklanej, 4 lub więcej warstw, co odpowiada wyżej wytrzymałości. Dla przypadku obciążania 100kg wskazane byłoby użycie większej ilości warstw, niż zaproponowana w badaniu maksymalna ilość 5. Kolejnym miejscem, najbardziej narażonym na obciążenia jest półeczka pod guzem kulszowym. Maksymalne naprężania osiągają w tymi miejscu wartości od 10 MPa dla obciążenia 40 kg do 30 MPa dla obciążenia 100 kg. Obwód leja przyjmuje obciążenia rzędu 10 MPa. Analizując powyższe wyniki można przyjąć, że naprężenia generowane przy obciążeniach do 80 kg mogłyby być równoważone przez laminaty od 1 do 5, jednakże, biorąc pod uwagę praktykę, sugerowanoby używać nie mniej niż 3 warstw wzmacniających, natomiast przy obciążeniu 100kg należałoby zaproponować wyższe wzmocnienie niż przebadane w pracy, ze względu na niebezpieczeństwo powstawania bardzo dużych naprężeń.

Analizując wartości przemieszczeń można zauważyć, że najbardziej narażonym miejscem jest, zgodnie z oczekiwaniami, półeczka pod guzem kulszowym. Przemieszczenia te osiągają dość duże wartości i tak, dla obciążenia 40 kg i 60 kg – do ok. 10 mm, dla proponowanych laminatów 3 do 5, natomiast dla obciążeń 80 i 100 kg – od kilkunastu do ponad 20 mm. Weryfikuje to, że dla obciążenia 80 kg należałoby używać nie mniej jak 5 warstw wzmocnienia, natomiast dla obciążenia 100 kg należałoby zaproponować nowy materiał.

Dla schematu obciążenia wg leja owalnego następuje znacznie korzystniejszy rozkład obciążeń, i wywoływanych przez nie naprężeń, jak i zdecydowanie mniejsze wartości przemieszczeń. Maksymalne naprężenia wynoszą ok. 20 MPa dla obciążenia 100kg, natomiast średnie wartości naprężeń na półeczce dla obciążeń 40 kg, 60 kg i 80 kg wynoszą odpowiednio: 5, 7 i 10 MPa. Przemieszczenia natomiast wynoszą ok 5mm dla obciążenia 40 kg i 60 kg do 10 mm dla obciążenia 80 kg i 100 kg. Wyniki te obrazują znaczne korzyści dla stosowania obciążenia wg schematu leja owalnego. Jest to młodszy typ leja, korzystny w przypadku silnie ukształtowanych kikutów, jednak nie może być stosowany u wszystkich osób. Dla pacjentów geriatrycznych dla których spodziewać się można mniejszych obciążeń związanych z ograniczoną prędkością chodu najczęściej spotykany typ zaopatrzenia to lej czworoboczny, ze względu na wyższą stabilizację.

W pracy zaproponowano ogólny schemat doboru ilości warstw wzmacniających laminatu w zależności od ciężaru ciała pacjenta. Jednocześnie, należy podkreślić, że powyższy schemat nie może być traktowany jako jedyny wyznacznik projektu protezy, gdyż na wytworzenie leja istotne są również takie aspekty jak: stan kikuta, stopień sprawności i ruchomości pacjenta, ogólny stan zdrowia, wiek, tryb życia, a przede wszystkim wymiary i ukształtowanie kikuta. Należy pamiętać, że lej protezowy jest produktem indywidualnie dobieranym do pacjenta, zawsze wg jego miary, a powyższy schemat może być traktowany jako pomocniczy punkt wyjścia, i miał na celu wykorzystanie osiągnięć najnowszych technologii jak i wiedzy inżynierskiej w optymalizacji pracy z zakresu protetyki ortopedycznej.

Bibliografia

- [01] K. Gieremek, S. Janicki, B. Przeździak, M. Woźniewski, „Wyroby medyczne. Zaopatrzenie indywidualne”, PZWL Wydawnictwo lekarskie, Warszawa 2016
- [02] <https://zdrowie.tvn.pl/a/amputacja-konczyny-dolnej-przyczyny-i-postepowanie-po-zabiegu-1>
- [03] G. Szczęsny „Amputacje urazowe kończyn” ,Chirurgia po Dyplomie, wrzesień 2015
- [04]https://www.gcm.pl/index.php/baza_uslug-usługa-20-amputacja_konczyny_dolnej_na_poziomie.html
- [05] T. Czeleko, A. Śliwczyński, I. Nawrot, W. Karnafel, „Występowanie dużych nieurazowych amputacji kończyn dolnych u osób bez cukrzycy w Polsce w latach 2009–2012 na podstawie bazy danych Narodowego Funduszu Zdrowia”, Acta Angiol, vol 20, nr 3, str:124–131, Via Medica 2014
- [06]<https://www.ottobock.pl/protezy-konczyn/informacja-dla-amputowanych/od-amputacji-do-rehabilitacji/poziom-amputacji/>
- [07]<https://www.amputowani.pl/konczyna-dolna/rady-na-dobry-poczatek/24-konczyna-dolna-poziomy-amputacji.html>
- [08] Ł. Rosenau, „Amputacje-wskazania, poziomy, rodzaje”, www.pandm.org
- [09] <http://www.tomplast.waw.pl/strefa-pacjenta/budowa-protezy-konczyny-dolnej>
- [10] W. Stryła, A. Pogorzała, „Amputacje kończyn górnych i dolnych – usprawnienie” - wykłady dla przedmiotu Protetyka Ortopedyczna i Rehabilitacyjna
- [11] <https://musculoskeletalkey.com/transfemoral-prostheses/>
- [12] M. Paprocka-Borowicz, Ż. Fiodorenko-Dumas, „Rodzaje lejów protezowych stosowane po amputacji udowej kończyny dolnej”, Chirurgia Polska 2013, no.15, vol 1, str 66–71
- [13] A. Bełzowski, „Podstawowe wiadomości o próbach wytrzymałości materiałów kompozytowych”, Wydział Mechaniczny Politechniki Wrocławskiej, Wydziałowy Zakład Wytrzymałości Materiałów Wrocław, luty 2007
- [14]K. Imielińska, „Materiały pomocnicze do ćwiczeń laboratoryjnych, Materiałoznawstwo III, Materiały kompozytowe” - dostępne pod adresem: <https://docplayer.pl/7891938-Materiały-pomocnicze-do-cwiczen-laboratoryjnych-materialoznawstwo-iii-materialy-kompozytowe-opracowanie-dr-hab-inz-krystyna-imielinska.html>
- [15] M. Fejdyś, M. Łandwajt, „Włókna techniczne wzmacniające materiały kompozytowe”, Techniczne Wyroby Włókiennicze, 2010
- [16] M. Nienartowicz, „Modelowanie i analiza MES właściwości dynamicznych materiałów kompozytowych termicznie optymalnych”, Rozprawa doktorska, Politechnika Poznańska, Poznań 2015
- [17] S. Jemiolo (praca zbiorowa), „Sprężystość i hipersprężystość. Modelowanie i zastosowanie”, roz. 3, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2012
- [18] A. Gancarski, J. Skrzypek, „Mechanika nowoczesnych materiałów”, Politechnika Krakowska, Kraków 2013

- [19] J. Wyrwał, „Wykłady z mechaniki materiałów”, roz 5 – dostępne pod adresem: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=2ahUKEwjZ69rov_DiAhVsxosKHbfSAs8QFjAAegQIABAC&url=https%3A%2F%2Fwbia.po.opole.pl%2Fzadania%2Ffm%2F1.05_Rownania_konstytutywne.pdf&usg=AOvVaw10R20k4OrInogLMxgIHrtS
- [20] <https://www.edukator.pl/cialo-stale,2451.html>
- [21] T. Klepka, „Przetwórstwo tworzyw polimerowych. Ćwiczenia laboratoryjne”, Część 2, Politechnika Lubelska, Lublin 2012
- [22] P. Mayer, „Odewanie i laminowanie tworzyw sztucznych” - dostępne pod adresem: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwib04iSwpDiAhVylYsKHXIgBncQFjAAegQIARAC&url=http%3A%2F%2Fwww.tworzywa.pwr.wroc.pl%2Fpdf%2Finstrukcja_odewanie_laminowanie.pdf&usg=AOvVaw3iNTW1zukPDvp9VvkQ-6MFw
- [23] A. Bełzowski, „Materiały pomocnicze do laboratoriów z wytrzymałości materiałów”, Wydział Mechaniczny Politechniki Wrocławskiej, Wrocław luty 2007
- [24] S. Joniak (praca zbiorowa) „Badania eksperymentalne w wytrzymałości materiałów”, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2006
- [25] S. Mazurkiewicza (praca zbiorowa), „Ćwiczenia laboratoryjne z wytrzymałości materiałów”, Politechnika Krakowska, Kraków 1999
- [26] A. Bełzowski, A. Szust, „Właściwości mechaniczne tworzyw sztucznych”, Politechnika Wrocławska – dostępne pod adresem: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwjRwMfPwPDiAhVBIYsKHSZwDkEQFjAAegQIARAC&url=http%3A%2F%2Fwww.wzwm.pwr.wroc.pl%2Ffiles%2Fusers%2F12%2Fskrypt-12-me.pdf&usg=AOvVaw0iLr9Dq-G9kutwK_CYAr9l
- [27] J. Lipiec P. Janas „Właściwości sprężyste ciał stałych” ,Zakład Fizyki, Uniwersytet Rolniczy, Kraków 2016
- [28] M. Ostwald, „Podstawy wytrzymałości materiałów”, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2011
- [29] K. Konowalski, „Wprowadzenie do ćwiczeń laboratoryjnych, Katedra Mechaniki i Podstaw Konstrukcji Maszyn”, Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie, Szczecin 2013
- [30] S. Koczubiej, P. Stąpór, „Metoda Elementów Skończonych”, Politechnika Świętokrzyska, Wydział Zarządzania i Modelowania Komputerowego, Kielce, 2017
- [31] L. Antal, „Numeryczna analiza pól elektromagnetycznych”-dostępna pod adresem: <https://slideplayer.pl/slide/62002/>
- [32] A. Budzyński, „Krótki wstęp do zastosowania Metody Elementów Skończonych (MES) do numerycznych obliczeń inżynierskich” - dostępna pod adresem: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwirjZ-pv_DiAhXvIIsKHUoKDAAQFjAAegQIBBAC&url=http%3A%2F%2Fwww.knse.pl%2Fpublikacje%2F65.pdf&usg=AOvVaw1eyjM-KLSJk41Zv7tPeiKb

- [33] A.S. Dickinson, J. W. Steer, P.R. Worsley, „Finite element analysis of the amputated lower limb: A systematic review and recommendations”, *Medical Engineering and Physics*, vol. 43, str 1-18, 2017
- [34] K. Al-Khazraji, J. Kadhim, P. S. Ahmed, „Tensile and Fatigue Characteristics of Lower-Limb Prosthetic Socket Made from Composite Materials”, 2012 International Conference on Industrial Engineering and Operations Management Istanbul, Turkey, July 3 – 6, 2012
- [35] A. M. Takhakh1, S. M. Abbas A. K. Ahmed, „A Study of the Mechanical Properties and Gait Cycle Parameter for a Below-Knee Prosthetic Socket”, *Materials Science and Engineering* vol. 433, Baghdad 2018
- [36] M. Jweeg, J. S. Chiad, „Effects of Lamination Layers on the Mechanical Properties for Above knee prosthetic socket”, January 2009
- [37] S. M. Abbas, „Effects of Composite Material Layers on the Mechanical Properties for Partial Foot Prosthetic Socket”, *Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences*, vol. 21 No.2, str. 253-258, Baghdad, 2018
- [38] S. H. Challob, K.K. Resan, „Stress Relaxation on Prosthetic Laminated Socket Materials”, December 2015

Wszystkie źródła internetowe dostępne na dzień [16.06.2019].

Spis użytych grafik

- [O1]http://kinetechmedical.com/wp-content/uploads/2016/05/csm_fitting-options-leg-prostheses_3f99297503.jpg
- [O2]<http://www.zsoirkorfantow.pl/protetyka-ortopedyczna/protezy-konczyn-dolnych/protezy-po-amputacji-w-obrebie-uda/>
- [O3] <http://prote-go.pl/oferta/protetyka/7-proteza-uda>
- [O4] <http://saketortho.com/2018/01/19/osseointegration/>
- [O5]<https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTfLS35pS4fK8JHUnzIzjfe6kvDdWjiTTwVa-zt45Ecqd-GeypE>
- [O6]<https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwiD27rqvKfhAhVSK5oKHeY4BmUQFjACegQIBhAC&url=http%3A%2F%2Fkrasuski.krasuski.nazwa.pl%2Fkursy%2Ffiles%2FAmputacja-ko-czyny-dolnej.pdf&usg=AOvVaw1XR5x1InWiXyYiT9-O5upW>
- [O7]<https://www.semanticscholar.org/paper/Stump-socket-interface-pressure-as-an-aid-to-socket-Lee-Solomonidis/0e68d38c7aee218c5f04a55cddb17fc2bb71cfa5/figure/0>