

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ



**Modelowanie i analiza właściwości
mechanicznych ortezy dla skrzypka**

Kasjopea Michalska

Praca dyplomowa inżynierska

Promotor: dr hab. Tomasz Stręk, prof. uczelni

Poznań, 2022 r.

Spis treści

1. Wprowadzenie do pracy.....	4
1.1 Wstęp teoretyczny.....	4
1.2 Cel, założenia i zakres pracy.....	5
2. Budowa stawu barkowego i jego zakres ruchów.....	7
2.1. Budowa stawu barkowego.....	7
2.2. Biomechanika barku.....	8
3. Opis jednostki chorobowej.....	10
3.1 Zespół ciasnoty podbarkowej.....	11
3.2 Dolegliwości bólowe barku w życiu codziennym.....	12
4. Budowa ortez stawu barkowego.....	13
4.1. Stabilizatory z jednym pasem mocującym.....	13
4.2. Stabilizatory z dwoma pasami mocującymi.....	14
4.3. Stabilizatory z mankietem naramiennym.....	15
4.4. Stabilizatory z ramą przegubową.....	15
4.5. Zrównoważona orteza przedramienia.....	16
5. Klasyfikacja materiałów konstrukcyjnych i ich zastosowania.....	18
5.1. Materiały metalowe.....	18
5.1.1. Stale.....	19
5.1.2. Staliwa.....	20
5.1.3. Żeliwa.....	21
5.2. Materiały niemetalowe.....	21
5.2.1. Polimery i elastomery.....	21
5.2.2. Materiały ceramiczne.....	22
5.2.3. Materiały kompozytowe.....	23
6. Metody wykorzystane w pracy.....	24
6.1. Program Fusion 360.....	24
6.2. Metoda Elementów skończonych.....	25
7. Dobór materiałów ortozy i ich parametry.....	28
7.1. Materiał zamocowania ortozy na górnej części klatki piersiowej.....	28
7.2. Materiał złączki ortozy.....	28
7.3. Materiał ramy ortozy.....	30
7.4. Materiał zapieć ramy.....	31
8. Model matematyczny zagadnienia.....	32
8.1. Mechanika konstrukcji i mechanika bryły sztywnej.....	32

8.2. Równania równowagi i naprężenia układu.....	32
8.3. Odkształcenia, tensor odkształcenia.....	33
8.4. Liniowa sprężystość materiału.....	33
8.5. Prawo Hook'a.....	34
8.6. Równania Naviera.....	35
8.7. Warunki brzegowe.....	36
9. Model przestrzenny ortozy i przygotowanie do symulacji.....	37
9.1. Projekt modelu ortozy	37
9.2. Rozkład obciążeń statycznych	38
9.3. Rozmieszczenie utwierdzenia modelu	39
9.4. Generowanie siatki Mesh	39
10. Wyniki numeryczne badań	41
10.1. Wyniki symulacji statycznej (model 1)	41
10.2. Wyniki symulacji statycznej (model 2)	43
11. Podsumowanie	47
Literatura	48
Streszczenie	50
Abstract	50

1. Wprowadzenie do pracy

1.1. Wstęp teoretyczny

Gra na skrzypcach stanowi jeden z najbardziej wymagających kierunków edukacji muzycznej. Pomimo radości i zachwyty jaki niesie ze sobą gra na tym instrumencie, często zapomina się o konsekwencjach jakie niosą ze sobą długotrwałe ćwiczenia oraz próby. Podczas gry na skrzypcach, instrumentalista zmuszony jest przyjmować pozycje, które mogą wywoływać szereg przesileń w stawach kończyn górnych, co w konsekwencji prowadzi do ograniczeń ruchowych i dolegliwości bólowych. Często dochodzi również do przykurczu tkanki mięśniowej. Nieergonomiczną pracą na skrzypcach, oznacza dla mięśni długotrwałą pracę statyczną (przy podtrzymywaniu instrumentu), jak i ekscentryczną (polegającą na rozciąganiu mięśni), która często kończy się bólem kończyny. Szczególnie narażone na dolegliwości bólowe mogą być stawy barkowe, łokciowe oraz nadgarstkowe. Często występują również bóle w okolicach szyi. Zaniedbane przykurcze mięśni znacząco pogarszają ich wytrzymałość, co w konsekwencji zwiększa ryzyko wystąpienia poważniejszych urazów jak i wykształca niewłaściwe wzorce ruchu - powstają one gdy ruchy ręki są nadrabiane pracą innych mięśni.

Początkowo ignorowane objawy nieergonomicznej pracy, takie jak, lekki ból, uczucie pieczenia, zmęczenie lub ociążałość kończyny mogą doprowadzić do następujących schorzeń:

- przeciążenie mięśni,
- zespół cieśni podbarkowej,
- dystonia ogniskowa.

Spośród wymienionych powyżej dolegliwości, najbardziej uciążliwą do wyleczenia chorobą dla skrzypka może okazać się zespół cieśni podbarkowej. Dysfunkcja ta objawia się silnymi dolegliwościami bólowymi w okolicach stawu barkowego, która w konsekwencji uniemożliwia poruszanie ramieniem.

Należy również wspomnieć, że proces rehabilitacji tego schorzenia może rozpocząć się dopiero po wcześniejszej terapii skonsultowanej z lekarzem, a leczenie zachowawcze potrafi zająć nawet 6 tygodni realizacji programu terapeutycznego. W przypadku braku poprawy stanu pacjenta, leczenie zachowawcze przedłużane jest przez kolejne 6 tygodni. Dodatkowo, przez cały czas trwania rehabilitacji, pacjent nie może przeciążać stawu barkowego, a objawy bólowe pojawiają się nawet przy najmniejszych naprężeniach mięśni. Wystąpienie zespołu cieśni barkowej u instrumentalistów często sprawia, że artysta zostaje odcięty od swojego głównego źródła utrzymania przez znaczący okres czasu, ponieważ ponowna gra zawodowa jest możliwa jedynie po całkowitym zakończeniu procesu rehabilitacji i przywróceniu pełnej swobody ruchów stawu.

Obecnie proponowane na rynku ortezy skupiają się głównie na całkowitym unieruchomieniu kończyny, w szczególności stawu ramiennego i łokciowego. Natomiast

część z oferowanych ortez, umożliwiających poruszanie ramieniem zakłada, że pacjent nie jest w stanie sam operować kończyną, a wszystkie ruchy ręki zależą od ortozy. Brakuje jednak obecnie rozwiązania, pozwalającego na częściowe poruszanie kończyną w stawie. Przykładem mogłaby być orteza, która umożliwiałaby ruch ramienia w określonym kierunku i zakresie. W zależności od urazu danej osoby, możliwe by było dobranie przez lekarza ortopedii ortozy o odpowiednich płaszczyznach ruchu i liczbie stopni swobody. Parametry te mogłyby także się zmieniać w zależności od poprawy stanu zdrowia pacjenta - wraz z postępem procesu rehabilitacji, możliwe by było dodawanie kolejnych stopni swobody do ortozy.

1.2. Cel, założenia i zakres pracy

Przedstawiony we wstępie teoretycznym problem stanowił główną motywację zrealizowania tematu podanej pracy inżynierskiej. Patrząc na trudną sytuację w jakiej znajdują się skrzypkowie, zmuszeni przejść uciążliwy i długi proces rehabilitacji, podjęto próbę zaprojektowania ortozy, której głównym celem byłoby skrócenie czasu rehabilitacji, poprzez podtrzymanie ramienia w pozycji do gry na instrumencie, co w konsekwencji zmniejszyłoby naprężenie mięśni kończyny. Dodatkową zaletą tej ortozy byłaby możliwość zachowania częściowej swobody ruchu w stawie barkowym, przy założeniu, że ruch ten nie będzie pogarszał stanu zdrowia pacjenta. Patrząc również z perspektywy osoby grającej zawodowo na skrzypcach, byłaby możliwość zachowania ruchu odwodzenia i przywodzenia ramienia, który jest niezbędnym podczas gry na tym instrumencie [1,2].

W celu zaprojektowania ortozy dla skrzypka, wykorzystano program Fusion 360, który pozwolił nie tylko na dokładne wykonanie założonego modelu, lecz również na przeprowadzenie symulacji naprężeń statycznych (przy użyciu metody elementów skończonych), którym poddawana jest orteza. Jej wykonanie pozwoliło na sprawdzenie, czy konstrukcja nie ulegnie uszkodzeniu przy dłuższym użytkowaniu oraz które elementy mogłyby zostać ulepszone lub zastąpione innymi rozwiązaniami, przy projektowaniu nowszych i bardziej wytrzymałych modeli. Symulacja pozwoliła też w pewnym aspekcie zwizualizować działanie ortozy przy jej noszeniu - zobrazowanie wielkości odkształceń ramy modelu, będącym wynikiem przyłożonego obciążenia.

Jeden z głównych założeń projektu ortozy, stanowi jej ogólnodostępność i prostota użytkowania. Z tego też powodu, przy doborze materiałów, z którym ma być wykonana konstrukcja, skupiono się nie tylko na ich przystępnej cenie, ale również względnie niewymagającej obróbce, ułatwiającej jej wykonanie. Zbyt wysoka cena ortozy mogłaby stanowić duży problem dla skrzypków, którzy podczas procesu leczenia odcięci są od swojego stałego źródła dochodów.

Trzeba również podkreślić, że zaprojektowana w podanej pracy orteza, wykorzystywana jest tylko i wyłącznie w celach rehabilitacyjnych. Przy stosowaniu danej ortozy, należy mieć absolutną pewność, że wszelkie stany zapalne, złamania lub naderwania

mięśni zostały poprawnie wyleczone oraz, że ruch w obszarze urazu nie będzie skutkować ponownym uszkodzeniem mięśni. Czas gry na skrzypcach z wykorzystaniem ortezy, również powinien być wcześniej skonsultowany z rehabilitantem lub lekarzem ortopedii.

Niniejsza praca składa się z części teoretycznej i praktycznej. Celem pierwszej części pracy, jest zapoznanie się z kluczowymi informacjami, niezbędnymi do stworzenia odpowiedniego projektu ortezy. Zawarte są w niej zagadnienia dotyczące budowy anatomicznej barku oraz jego zakresy ruchów, przegląd dostępnych na rynku typów ortez stawu ramiennego i wykorzystywane w produkcji ortez materiały, wraz z ich parametrami mechanicznymi.

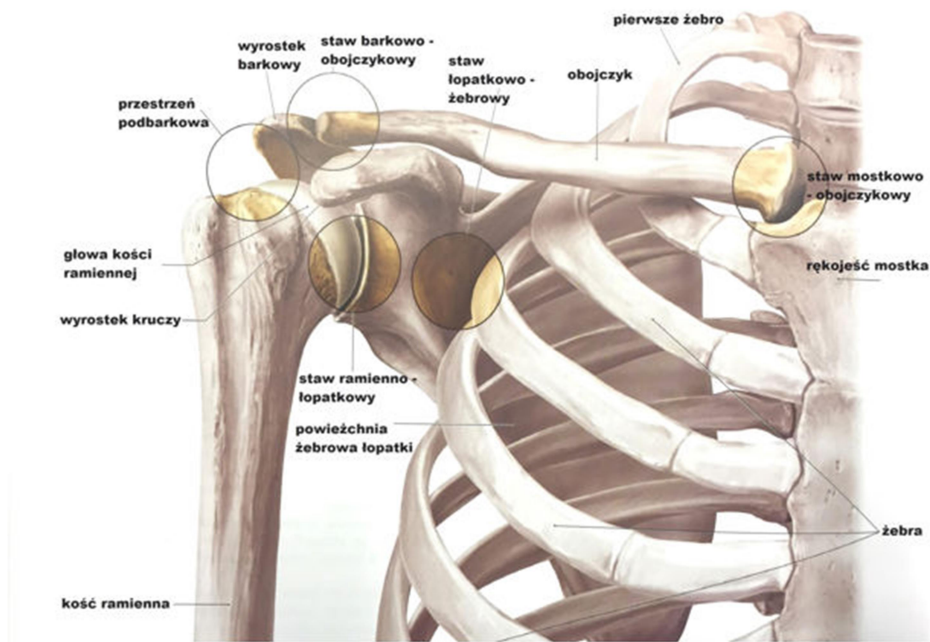
W drugiej, praktycznej, części pracy skupiono się na stworzeniu modelu ortezy oraz przeprowadzeniu jego analizy naprężeniowej w programie Fusion 360. Zaprezentowano dokładnie przebieg procesu tworzenia modelu przestrzennego w środowisku projektowania oraz wyniki symulacji naprężeń statycznych.

2. Budowa stawu barkowego i jego zakres ruchów

2.1. Budowa stawu barkowego

Staw barkowy zaliczany jest do stawów maziowych (stawy, których stykające się elementy kostne oddzielone są od siebie jamą maziową), łączy on kończynę górną ze szkieletem osiowym. Przyjmuje kształt przegubu kulistego, utworzonego pomiędzy dołem panewkowym łopatki, a głową kości ramiennej. Wizualną budowę barku przedstawia rysunek 2.1. Staw barkowy w swojej budowie zawiera elementy takie jak [17,18]:

- staw ramienny - największy staw występujący w kończynie górnej, do jego głównych elementów budowy zaliczamy głowę kości ramiennej oraz panewkę łopatki. Staw ramienny jest stawem kulistym, przez co posiada on szeroki zakres ruchów,
- staw barkowo - obojczykowy - staw stanowiący łącznik obojczyka z wyrostkiem barkowym łopatki. Pomiędzy obydwoma elementami nie występuje bezpośrednie połączenie, łączą się one za pośrednictwem chrzęstnego krążka stawowego. Dodatkowo, otacza je również torebka stawowa, która wzmocniona jest więzadłami barkowo - obojczykowymi. Najistotniejszą rolę w utrzymaniu stabilności obojczyka spełniają więzadła kruczo - obojczykowe,
- staw mostkowo - obojczykowy - staw, łączący ze sobą mostek i obojczyk. Składa się on z wydrążenia stawowego, znajdującego się na powierzchni mostka oraz powierzchni stawowej mostkowego końca obojczyka. Połączenie obydwu elementów możliwe jest poprzez występowanie krążka stawowego między nimi - struktury wydrążenia stawowego oraz powierzchni stawowej, nie są dopasowane do siebie anatomicznie,
- staw łopatkowo - piersiowy - staw ten tworzą przesuwane względem siebie tkanki miękkie, znajdujące się między łopatką, a ścianą klatki piersiowej. Pozbawiony jest powierzchni stawowych oraz chrząstki stawowej, lecz spełnia on jednak ważną funkcję w końcowych fazach ruchu odwodzenia oraz zgięcia,
- staw podbarkowy - inaczej nazywany również przestrzenią podbarkową - stanowi przestrzeń między głową kości ramiennej, a wyrostkiem barkowym łopatki. Zamknięta jest ona od frontu więzadłem kruczo - barkowym. Staw ten podobnie jak staw łopatkowo - piersiowy, nie zawiera chrząstki stawowej oraz powierzchni stawowych.
- tkanki miękkie - zaliczamy do nich mięsień czworoboczny, podgrzebieniowy, naramienny i trójgłowy [15].

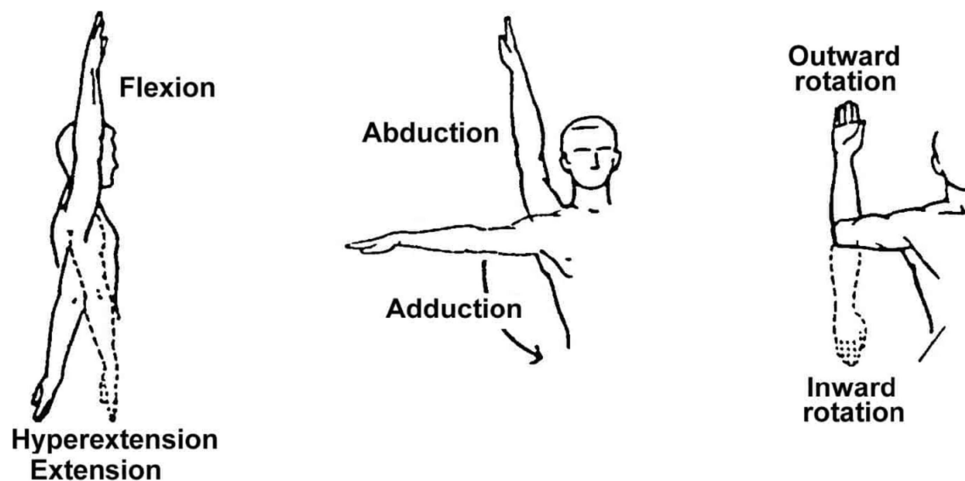


Rys. 2.1. Budowa barku [24].

2.2. Biomechanika barku

Staw barkowy posiada znacznie większy zakres ruchu, niż jakikolwiek inny staw ciała. Jest to wynikiem kulistego kształtu przegubu, który umożliwia ruchy kończyny w trzech stopniach swobody. Zakresy ruchów stawu barkowego przedstawia rysunek 2.2. Obejmują one:

- zgięcie: 150° - 180°,
- przeprost: 50° - 60°,
- obwodzenie i przywodzenie: 150° - 180°,
- rotacja wewnętrzna: 70° - 90°,
- rotacja zewnętrzna: 90°.



Rys. 2.2. Możliwości ruchu barku [25].

Ruchomość obręczy barkowej determinowana jest również w znacznym stopniu przez jego stabilizację, którą zapewniają struktury nazywane stabilizatorami biernymi. Zalicza się

do nich obrąbek stawowy (powierzchnia chrzęstno-włóknista, pogłębiająca panewkę stawu), torebkę stawową, struktury więzadłowe, mięsień dwugłowy ramienia i ścięgna stożka rotatorów. Do stabilizatorów biernych należą również czynniki takie jak kształt kości, czy powierzchni stawowych i ciśnienie wewnątrzstawowe.

Do stabilizatorów czynnych zalicza się głównie najistotniejsze struktury mięśniowe - przeważnie mięśni stożka rotatorów, mięśni ramienia i mięśni stabilizujących łopatkę [16].

3. Opis jednostki chorobowej

3.1. Zespół ciasnoty podbarkowej

Odczucia bólowe w okolicach barku, stają się coraz częściej występującym objawem chorobowym, w coraz niższych przedziałach wiekowych pacjentów. Wpływ na wystąpienie tej przypadłości może charakteryzować się wieloma czynnikami, wśród których wyróżniamy najczęściej:

- urazy mechaniczne,
- gromadzenie się przeciążeń (wynikających z wykonywanej pracy zawodowej, jaki i uprawianego sportu),
- nieprawidłowości w postawie ciała,
- pogorszenie wytrzymałości mięśni obręczy barkowej,
- nieodpowiednie wykonywanie ćwiczeń rekreacyjnych.

Pojawiające się w okolicy obręczy barkowej dolegliwości bólowe mogą być spowodowane także rozwijającymi się stanami zapalnymi elementów anatomicznych całości połączenia. Przypadłość ta, jest jednak przeważnie spowodowana zachodzeniem zmian patologicznych tzw. stożka ścięgniastego krótkich rotatorów (która z kolei może być wynikiem wystąpienia zespołu cieśni stawu podbarkowego), zapaleniem torebki stawu ramiennego, porażeniem połowicznym lub zwykłym urazem mechanicznym [39].

Terminem zespołu ciasnoty podbarkowej określa się odrębną jednostkę chorobową, w której dochodzi do nadmiernego ucisku stożka rotatorów przez przednią część wyrostka kruczo-barkowego. Schorzenie to przedstawiono na rysunku 3.1. Ból okolic obręczy barkowej, odczuwalny przy wystąpieniu tego schorzenia, jest skutkiem zmniejszenia przestrzeni podbarkowej oraz uciskiem wywołanym na ścięgna, jak i kaletkę. Powstałe w ten sposób zmiany, mogą doprowadzić do rozwinięcia się stanów zapalnych, zmniejszających w znacznym stopniu zakres ruchomości stawu [41].



Rys. 3.1. Zespół cieśni podbarkowej [42].

3.2. Dolegliwości bólowe barku w życiu codziennym

Wśród przypadłości dotyczących układu mięśniowo-szkieletowych, dolegliwości bólowe barku stanowią drugą pod względem ilości wystąpień przyczynę, zaraz po bólach odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa, z której to powodu pacjenci udają się po poradę lekarza rodzinnego. Aktywności w życiu codziennym, wyczynowe uprawianie sportu, jak i ciężka praca fizyczna w zawodzie, wymagają przeważnie unoszenia kończyny górnej wysoko ponad głowę, podnoszenia znacznych ciężarów oraz rzucania masywnymi przedmiotami. Czynniki te skutkują znacznym zwiększeniem obciążeń, występujących w stawie, co w konsekwencji prowadzi do rozwojów schorzeń barku [39].

Zmiany patologiczne w okolicach stożka rotatorów zachodzą najczęściej pod wpływem czynników:

- zewnętrznych - np. obciążenie mechaniczne,
- wewnętrzne - słabe unaczynienie, wysokie ciśnienie wewnątrzmięśniowe.

Przeciążenia w układzie mięśniowo-więzadłowym obręczy barkowej pojawiają się przy wykonywaniu pracy fizycznej, w której kończyny górne uniesione są powyżej głowy. Postawa ta charakteryzuje się niestabilnością stawową, która nie korygowana przez dłuższy czas, prowadzi do rozwoju zespołu bolesnego barku. Osłabienie, lub w cięższych przypadkach, przerwanie stożka rotatorów może zajść poprzez nakładanie się na siebie przeciążeń oraz wszelkiego typu mikrourazów, które wywołują zwyrodnienia niedokrwionego obwodowego odcinka stożka, inaczej nazywanego strefą krytyczną. Uszkodzenie pierścienia rotatorów zachodzi częściej, w przypadku istnienia współistniejących chorób ogólnoustrojowych [39].

Przeciążenia narządu ruchu spowodowane mogą być zjawiskami, w których działania mechaniczne przekraczają granicę wytrzymałości fizycznej lub wydolności czynnościowej stawów, mięśni lub kości. Uraz mechaniczny oraz uszkodzenie elementu narządu ruchu może zajść w sposób nagły, tak jak skręcenie, złamanie, czy zwichnięcie, lub stopniowo poprzez rozwój w czasie mikroobciążeń, których suma wartości przekracza parametry wytrzymałościowe tkanek organizmu [40].

Uszkodzenia w okolicach obręczy barkowej, w większości przypadków, zachodzą powoli - w równomiernym tempie, pod względem którego oddziałuje czynnik uszkadzający daną tkankę. Wyróżnia się uszkodzenia pierwotne, w których staw ma kontakt ze szkodliwym działaniem fizycznych sił wewnętrznych oraz zewnętrznych na zdrową tkankę - przykład stanowi praca, od której wymagane jest wielokrotne powtarzanie identycznych ruchów. Może również zajść sytuacja odwrotna, gdzie czynnik sprawczy określany jest jako znaczny lecz jednorazowy wysiłek fizyczny, wystarczająco obciążający układy mięśniowe, więzadła, jak i kości występujące w obrębie stawu barkowego [40].

Urazy mechaniczne o niedużej sile mogą skutkować uszkodzeniem zdrowych tkanek jedynie w pewnych warunkach, zależnych od określonych okoliczności biologicznych, czy

mechanicznych. Jednymi z bardziej szkodliwych okoliczności pod względem mechanicznym są: monotoniczność, rytmiczność oraz zbyt długi czas trwania danego ruchu. Początkowe efekty długotrwałego działania zbyt dużych obciążeń, stanowią zmiany o charakterze morfologicznym, które prowadzą do osłabienia poszczególnych struktur tkankowych. Czynniki te zwiększa ryzyko wystąpienia uszkodzeń w ich obrębie działania - przerwanie ciągłości więzadeł, torebek stawowych oraz włókien mięśniowych. Może również dojść do fragmentacji chrząstek stawowych [40].

4. Budowa ortez stawu barkowego

Do głównych zadań stawianych ortezą stawu barkowego należą przede wszystkim ograniczenia ruchu stawu oraz jego stabilizacja. W zależności od rodzaju kontuzji, ortezy powinny również odciążać tkankę okalającą staw, jak i ograniczać dolegliwości bólowe [3].

Orteza stawu barkowego stosowana jest głównie w przypadkach mechanicznego uszkodzenia stawu, przeciążeń mięśni, nadwyrężeń więzadeł stawu, naderwań, zwichnięć i interwencji chirurgicznych. Stosowanie ortezy jest również wskazane w przypadku wystąpienia stanu zapalnego w obrębie stawu oraz innych zmian zwyrodnieniowych. W przypadku chęci ochrony stawu przed pojawieniem się urazów, możliwe jest zastosowanie tak zwanej ortezy profilaktycznej, często używanej przez sportowców. Stabilizuje ona zdrowy staw, a także zabezpiecza go przed wystąpieniem przeciążeń mięśni [3].

Wyróżniamy głównie statyczne ortezy stawu barkowego, stosowane przeważnie do ciężkich urazów mięśniowo - szkieletowych. Ortezy zaliczane do tej kategorii charakteryzują się tym, że swoją budową obejmują jedynie obszar uszkodzonego barku - nie powinny pokrywać się z innymi stawami kończyny górnej. Wykorzystywane są zazwyczaj w leczeniu zwichnięć, częściowych urazów stożka rotatorów, złamaniach oraz uszkodzeniach ścięgien, czy więzadeł. Ortezy tego typu skupiają się głównie nad unieruchomieniem lub znacznym ograniczeniem domyślnego zakresu ruchu w jednej z trzech anatomicznych płaszczyzn ruchu. Większości statycznych ortez stawu barkowego dostępne są jako gotowe do użytku konstrukcje, chociaż część niestandardowych modeli może być dostępna dla pacjenta jedynie po uzyskaniu wcześniejszej zgody ortotyka, szczególnie w przypadku gdy stosowanie ortezy zaburza naturalną posturę fizjologiczną ciała. Należą do nich elastyczne ortezy stabilizujące, wykonane przeważnie z neoprenu lub innego materiału stabilizującego uszkodzone stawy. Konstrukcje modeli ortezy mogą się różnić, w zależności od potrzeb pacjenta. Charakteryzują się tym ponownie ortezy wykonywane dla sportowców [4,5].

Stosowanie ortez barkowych ma także na celu ochronę stawu ramiennego przed podwichnięciem (niezpełnym zwichnięciem, polega tylko na przesunięciu powierzchni stawowych względem siebie) spowodowanym porażeniem połowicznym - porażenie mięśni jednej połowy ciała - lub uszkodzeniem torebki stawu barkowego [3].

4.1. Stabilizatory z jednym pasem mocującym

Jednym z najprostszych modeli ortez barkowych, jak i za razem najczęściej stosowanym, jest temblak wyposażony w jeden lub więcej pasów mocujących. Typowy temblak z pojedynczym paskiem posiada płócienną podporę przedramienia, do której przyszyty jest pasek, zakładany na przeciwległe ramię. Wspornik przedramienia może być ciągłym kawałkiem tkaniny lub podzielonym na dwa odcinki zabezpieczające bliższą i dalszą część przedramienia. Temblak z pojedynczym paskiem utrzymuje ciężar przedramienia, nadgarstka i dłoni oraz zabezpiecza kończynę przed "kołysaniem", co mogłoby skutkować uderzeniem w

inne przedmioty z otoczenia. Pojedynczy pasek sprawia również, że typ ten jest znacznie prostszy w zakładaniu, w porównaniu z pozostałymi ortezami. Model ten widoczny jest na rysunku 4.1.



Rys. 4.1. Stabilizator z jednym pasem mocującym [6].

4.2. Stabilizatory z dwoma pasami mocującymi

Stabilizatory stawu barkowego mogą również posiadać dwa pasy zabezpieczające - pasek proksymalny, przechodzący przez staw ramienny, znajdujący się po tej samej stronie co uraz oraz pasek dystalny, który zakładany jest przez przeciwległy bark. Oba pasy mogą być przyszyte z tyłu do kolejnego, ukośnego paska, którego zadaniem jest utrzymanie odpowiedniej odległości między dwoma pionowymi paskami. Pasek leżący pionowo na ramieniu ze schorzeniem jest bezpośrednio odpowiedzialny za utrzymanie kończyny w prawidłowej pozycji, w szczególności zapobiega podwichnięciu stawu barkowego. Podobnie jak w przypadku nosideł z jednym paskiem, nosidła posiadające wiele pasów także podtrzymują ciężar przedramienia oraz dłoni, aby zapobiec wpadaniu kończyn na przedmioty otaczające pacjenta. Stabilizator z dwoma pasami mocującymi widoczny jest na rysunku 4.2.



Rys. 4.2. Stabilizator z dwoma pasami mocującymi [7].

4.3. Stabilizatory z mankietem naramiennym

Wyróżnia się również ortozy barkowe z mankietem naramiennym, które nie podtrzymują przedramienia. Posiadają one szeroki mankiet, który otacza górną część ramienia, pionowe paski, rozciągające się od przedniego i tylnego marginesu mankietu oraz poziomy pas, otaczający klatkę piersiową. Niektóre modele zawierają również podkładkę na ramieniu, stosowaną w celu rozproszenia nacisku. Modele tego typu zapobiegają podwichnięciu barku bez obciążania łokcia lub przedramienia, w konsekwencji czego pacjent może ukryć ortezę pod ubraniem. Jedną z wersji ortozy barkowej z mankietem naramiennym, charakteryzuje się konstrukcją, posiadającą mankiety na obu ramionach, połączonych z tyłu paskiem. Napięcie pasa pociąga obie górne części ramion do tyłu, pomagając głową kości ramiennych mocno osadzić się w odpowiednich dołkach łokciowo-ramiennych. Badania radiologiczne wykazują, że orteza tego typu może okazać się skuteczniejsza w procesie leczenia pacjenta, niż temblak z pojedynczym paskiem - lepiej zapobiega występowaniu podwichnięć. Ortezę z mankietem naramiennym przedstawia rysunek 4.3.



Rys. 4.3. Stabilizator z mankietem naramiennym [8].

4.4. Stabilizatory z ramą przegubową

Pozostałe typy ortez stawu barkowego obejmują konstrukcje posiadające w swojej budowie metalową ramę przegubową z mankietami i pasami mocującymi. W zależności od rodzaju metalowego łącznika, ortozy te mogą korygować istniejący przykurcz pachowy lub zastępować ruch stawu, jeśli pacjent cierpi na paraliż barku. Ortezy stawu barkowego, przeznaczone do stabilizacji ramienia po urazie, zwykle ograniczają ruch kończyny do granic, w których ruch nie niesie z sobą dolegliwości bólowych. Właściwe dopasowanie tego typu urządzenia ma zasadnicze znaczenie dla zapewnienia komfortu pacjenta, co pozwala na łagodniejszy przebieg leczenia oraz rehabilitacji. Do ortez tego typu należy orteza odwodząca bark, która ma na celu skorygowanie przykurczu pachowego poprzez ustawienie ramienia w maksymalnym, tolerowanym stopniu obwodzenia. Model ten posiada ramę podtrzymującą kończynę oraz zamocowanie, które otacza górną część klatki piersiowej. Regulowany przegub znajduje się na styku ramy z mocowaniem korpusu. Model ortozy z ramą przegubową przedstawia rysunek 4.4.



Rys. 4.4. Stabilizator z ramą przegubową [9].

4.5. Zrównoważona orteza przedramienia

Zrównoważona orteza przedramienia - praktyczna orteza wspomagająca ruchy stawu barkowego i łokciowego. Stanowi ona masowo produkowane urządzenie, które jest zazwyczaj przykręcane do wózka inwalidzkiego. Orteza ta, składa się z ramienia proksymalnego, które dopasowywane jest do gniazda z łożyskiem kulkowym, przymocowanym do wózka inwalidzkiego lub innego wspornika, oraz ramienia dystalnego, które domontowywane jest do drugiego gniazda z łożyskiem kulkowym pomiędzy ramieniem proksymalnym, a dystalnym. Ramię dystalne, jak i rama przedramienia, przymocowane są do mechanizmu obrotowego, odpowiedzialnego za wahadłowy ruch konstrukcji. Regulując pozycję pochylenia i obrotu proksymalnego oraz dystalnego ramienia, można wspomagać lub przeciwstawiać się zginaniu, prostowaniu oraz rotacji barku. Zrównoważona orteza przedramienia widoczna jest na rysunku 4.5.



Rys. 4.5. Zrównoważona orteza przedramienia [10].

Ważnym elementem przy doborze odpowiedniej ortezy jest wcześniejsza konsultacja z lekarzem ortopedii lub fizjoterapeutą, w celu oceny stanu pacjenta. Proces ten pozwala na

określenie, jaka orteza będzie najlepiej odpowiadać potrzebom danego pacjenta oraz ile powinien zająć okres stosowania ortezy, potrzebny do przywrócenia całkowitej sprawności stawu. Należy również wspomnieć, że pacjenci z zachowanymi funkcjami stawu łokciowego, którzy utracili kontrolę jedynie nad stawem barkowym, mogą lepiej wykorzystywać całą kończynę, jeśli bark jest prawidłowo ustabilizowany [3].

5. Klasyfikacja materiałów konstrukcyjnych i ich zastosowania

Materiały konstrukcyjne definiowane są jako artykuły, przedmioty, tworzywa, czy materiały inżynierskie, wykorzystywane przy pracach konstrukcyjnych - budowie maszyn i urządzeń. Wśród materiałów konstrukcyjnych można wyróżnić podział na materiały:

- Metalowe:
 - Stopy żelaza:
 - stale,
 - staliwa,
 - żeliwa,
 - Stopy metali nieżelaznych:
 - Cu, Ti, Pb, Sn,
- Niemetalowe:
 - polimery i elastomery,
 - ceramika,
 - kompozyty,
 - drewno (naturalne).

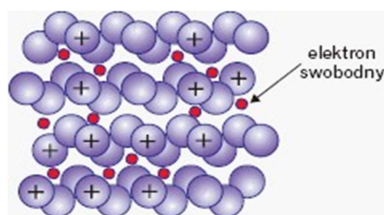
Materiały konstrukcyjne stosowane w medycynie i stomatologii, które przeznaczone są do kontaktu z żywą tkanką nazywa się biomateriałami. Dokładniej mówiąc, biomateriały to substancje inne niż leki, albo kombinacje substancji naturalnych, czy syntetycznych, które mogą być wykorzystywane w nie określonym odgórnie czasie, jako konkretny element lub całość systemu, zastępujące tkankę albo organ oraz pełniąc jego funkcję. Właściwości mechaniczne biomateriałów muszą charakteryzować się lepszymi parametrami wytrzymałościowymi, szczególnie twardością i odpornością na pękanie, w porównaniu do standardowych materiałów konstrukcyjnych. Ważnym czynnikiem jest również odpowiednia odporność materiału na korozję [43].

Ze względu na złożoność wymagań stawianych biomateriałom, praca nad nimi wymaga opanowania szerokiego zakresu wiedzy obejmującego obszary badań materiałowych, jak i śledzenia zmian właściwości w szerokim zakresie czasowym. Należy także wspomnieć, że wszystkie definicje pojęcia biokompatybilności muszą uwzględniać warunek trwałości określonego materiału, który umożliwiłby jego długotrwały kontakt z żywą tkanką oraz płynami fizjologicznymi. Mając na uwadze ten warunek, można wywnioskować, że nie ma potrzeby wykorzystania biomateriałów do wyrobu narzędzi stomatologicznych, czy chirurgicznych, protez zewnętrznych, aparatów słuchowych oraz okularów. Do ich produkcji wystarczą standardowe materiały konstrukcyjne, charakteryzujące się odpowiednimi właściwościami mechanicznymi [43].

5.1. Materiały metalowe

Metalami nazywa się dowolną klasę substancji, charakteryzujące się w swojej sieci krystalicznej obecnością elektronów swobodnych (niezwiązanych), czyli tak zwanych wiązań metalicznych, przedstawionych na rysunku 5.1. Materiały metalowe cechują się wysoką przewodnością elektryczną i cieplną, a także plastycznością, ciągliwością i wysokim

współczynnikami odbicia światła. Większość z nich posiada także charakterystyczny, metaliczny połysk.

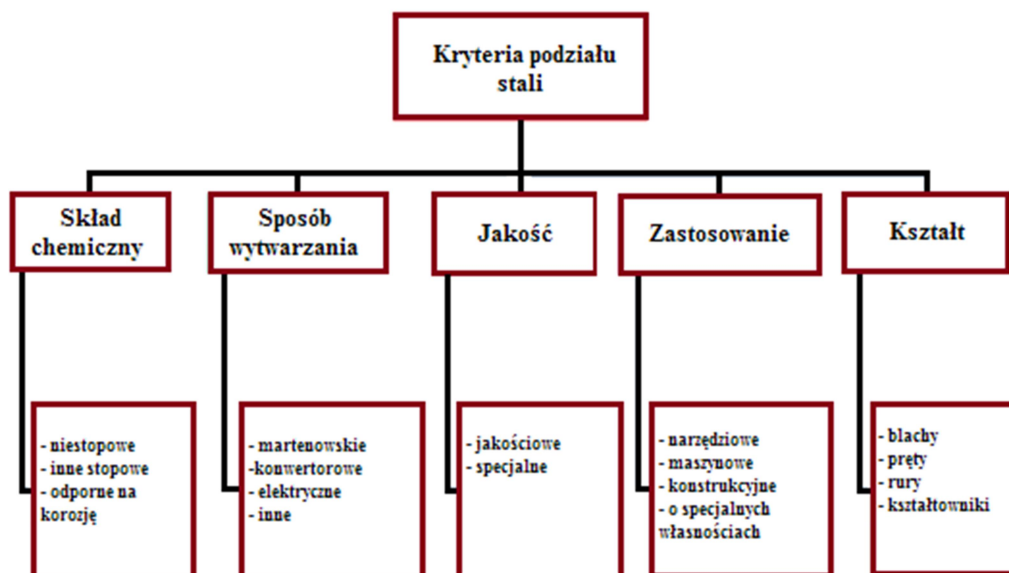


Rys. 5.1. Wiązanie metaliczne [29].

Okolo trzy czwarte wszystkich znanych pierwiastków chemicznych to metale. Najlichniesze odmiany w skorupie ziemskiej stanowią glin, żelazo, wapń, sól, potas i magnez. Duża część metali występuje w rudach (minerałach zawierających związki metali), lecz część z nich, takich jak miedź, złoto, platyna i srebro, można znaleźć w stanie wolnym, ponieważ nie reagują łatwo z innymi pierwiastkami. Metale w przemyśle są rzadko używane jako czysty pierwiastek, przeważnie miesza się je z innymi pierwiastkami, tworząc tzw. stopy. Proces ten jest konieczny do uzyskania wymaganych właściwości materiału [45].

5.1.1. Stale

Stal - stop żelaza z węglem oraz innymi pierwiastkami, który może zawierać masowo maksymalnie 2,11% węgla. Stop ten może być poddawany procesom obróbki plastycznej i cieplnej. Klasyfikacji rodzajów stali dokonuje się na podstawie normy PN-EN 10020:1996, zgodnie ze składem chemicznym, ich zastosowaniach i właściwościami mechanicznymi lub fizycznymi [38].



Rys. 5.2. Kryteria podziału stali [37].

Stal znajduje liczne zastosowanie w różnych dziedzinach inżynierii, jak i techniki, najczęściej wykorzystywana jest w budownictwie, przy projektowaniu konstrukcji stalowych. Metal ten może być również stosowany w wyrobie części maszynowych, infrastrukturze sieciowej, kolejowej, czy trakcyjnej oraz przy zakładaniu instalacji elektrycznych.

Obecnie produkowane gatunki stali, zapewniają nie tylko zwiększoną wytrzymałość konstrukcji, lecz także wysoką odporność na korozję i dobre parametry spawalnicze. Ponadto, charakteryzują się względnie niewielką wagą, co zapewnia oszczędność podczas prefabrykacji, montażu, transportu oraz użytkowania budowli. Stal jest również materiałem, który można poddać recyklingowi [38].

5.1.2. Staliwa

Staliwem określa się stal, której zawartości węgla zawiera się w przedziale od 0,1 do 0,25% oraz, która nie została poddana obróbce plastycznej, czy odlewaniu w formie odlewniczej. Staliwo otrzymywane jest, podobnie jak stal, w konwertorach i piecach martenowskich oraz elektrycznych. Rozróżnia się dwa rodzaje staliwa: węglowe i stopowe.

Staliwa węglowe konstrukcyjne, różnią się między sobą parametrami wytrzymałościowymi oraz zawartością określonych w składzie pierwiastków. Podział ten uzależniony jest od wymaganych własności stawianym podanej konstrukcji i przedstawia się w dwóch grupach, I – zwykła jakość oraz II – wyższa jakość. Odpowiedni gatunek staliwa, określany jest przez znak, składający się z litery L - oznaczający stal laną - przyporządkowania do grupy jakościowej (I albo II) oraz liczby, która określa minimalną wytrzymałość materiału na rozciąganie (R_m) np. LI450 jest staliwem zwykłej jakości o $R_m=450$ [MPa].

Staliwa stopowe konstrukcyjne stanowią stopy żelaza z węglem, jak i dodatkami stopowymi:

- 0,40–1,60% Mn,
- 0,20–0,80% Si,
- 0,30–1,40%, Cr,
- 0,30–0,80% Ni,
- 0,20–0,60% Mo,
- 0,15–0,30% V.

Znak staliwa stopowego, podobnie jak w staliwie węglowym, składa się z dużej litery L - liczby informującej o średniej zawartości węgla - i większego rzędu liter, które określają zawarte w materiale pierwiastki stopowe, według ich malejących wartości procentowych. Znaki liter, mówiących o składnikach stopowych są takie same jak przy oznaczaniu stali. Przykładowo, znak staliwa L40 HNM oznacza staliwo stopowe, którego zawartość węgla wynosi ok. 0,35%, zawierające dodatkowo kolejno: chrom, nikiel oraz molibden. Wytrzymałość staliwa konstrukcyjnego stopowego, w stanie ulepszonym cieplnie, mieści się w przedziale od 550 do 1200 [MPa]. Staliwa stopowe stosowane są głównie w odlewnictwie elementów poddanych większym obciążeniom, pracującym w podwyższonych

temperaturach, środowiskach sprzyjających korozji metalu, jak i częściach narażonych na ścieranie [35].

5.1.3. Żeliwa

Żeliwo stanowi stop żelaza z węglem, którego zawartość mieści się w przedziale od 2,5 do 4,5% oraz innymi pierwiastkami stopowymi, przeznaczony głównie do wyrobu części maszynowych, urządzeń przemysłowych i elementów odlewniczych. W zależności od występującej w stopie postaci węgla, wyróżnia się trzy typy żeliwa:

- białe, w którym węgiel występuje głównie jako cementyt. Posiada on ograniczone zastosowania,
- szare, w których węgiel występuje przeważnie w postaci grafitu, częściowo związanego jako cementyt w perlicie. Odmiana ta posiada liczne zastosowania. Ze względu na kształt wydzielanego grafitu, rozróżnia się żeliwo sferoidalne, ciągliwe i z grafitem płatkowym,
- połowiczne, w którym węgiel występuje w postaci cementytu i grafitu.

Do żeliw stopowych wprowadzane są dodatki stopowe, w celu polepszenia własności fizycznych (magnetycznych, elektrycznych) oraz użytkowych metalu - w szczególności zwiększenia własności mechanicznych - czy poprawienia odporności na ścieranie lub działanie korozji elektrochemicznej [36].

5.2. Materiały niemetalowe

5.2.1. Polimery i elastomery

Polimery to makrocząsteczki utworzone przez chemiczne wiązanie dużej liczby mniejszych cząsteczek lub powtarzających się jednostek, zwanych monomerami. Liczba monomerów w cząsteczce polimeru może się znacznie różnić, podobnie jak stopień, w którym pojawia się regularna kolejność, względna orientacja i obecność różnych monomerów w tej samej cząsteczce polimeru. W wielu polimerach syntetycznych i niektórych polimerach naturalnych liczbę monomerów (czasami określaną jako stopień polimeryzacji) można dokładnie określić, w celu dostosowania właściwości materiału.

Ze względu na popularność i wszechstronność wykorzystywania materiałów polimerowych, istnieje prawie nieograniczona ilość możliwych kombinacji monomerów, które mogą w połączeniach, tworzyć polimer. Najprostsza forma polimeru to taka, która składa się tylko z jednego typu monomeru (homopolimer). Podczas procesu wytwarzania polimeru, mogą pojawić się w nim niewielkie zanieczyszczenia, jednak jeśli stopień, w jakim niepożądane składniki łańcucha polimerowego są rozmieszczone wśród pożądaných monomerów, jest wystarczająco mały, aby zachować chemiczne i fizyczne właściwości materiału, to otrzymany polimer można nadal określać jako homopolimer.

Polimery składające się z monomerów, które różnią się od siebie, nazywane są z kolei kopolimerami. Stopień, w jakim kopolimery różnią się od siebie, strukturą lub składem, oraz ilości każdego rodzaju monomeru względem siebie w tej samej cząsteczce polimeru, ostatecznie determinują właściwości chemiczne i fizyczne danego materiału.

Zwiększenie złożoności struktury polimeru zwiększa szanse na łączenie się cząsteczek polimeru ze sobą w celu utworzenia większych sieci polimerowych. Oddziaływanie to, zwane sieciowaniem, może skutkować znaczącymi zmianami we właściwościach materiału. W rzeczywistości wiele elementów utworzonych z całkowicie usieciowanych polimerów stanowi pojedyncze cząsteczki [30].

Elastomery, jak wskazuje ich nazwa, stanowią klasę materiałów polimerowych o elastycznym charakterze. Cechują się one niskimi siłami międzycząsteczkowymi, dzięki czemu posiadają wysoki stopień wydłużenia. Podczas rozciągania, w strukturze elastomerów pojawiają się pewne obszary krystaliczne, lecz występujące między nimi wiązania poprzeczne zapewniają możliwość odzyskania przez nie pierwotnego kształtu po usunięciu przyłożonego naprężenia. Ponadto materiały elastomerowe posiadają bardzo wysokie wartości parametrów wytrzymałościowych oraz dobre właściwości adhezyjne. Charakteryzują się również dobrą odpornością na ścieranie i nie przepuszczalnością, znajdują szerokie zastosowanie w przemyśle kolejowym [31].

5.2.2. Materiały ceramiczne

Materiały ceramiczne - materiały wytwarzane z nieorganicznych, niemetalowych materiałów, które zbudowane są z faz będących związkami metali z niemetalami, takich jak tlen, azot, fosfor, czy siarka. Wykorzystywane są w różnych gałęziach przemysłu, głównie lotnictwie, motoryzacji, biomedycynie i elektronice. Materiały ceramiczne w zastosowaniach przemysłowych charakteryzuje:

- Odpowiednia obojętność chemiczna
- Wysoka twardość
- Wysoka sztywność
- Wytrzymałość w wysokiej temperaturze

Problematycznym zagadnieniem może się okazać jednak sam montaż elementów ceramicznych do wybranej konstrukcji - stosowane są w tym celu metody mocowania mechanicznego, jak i bezpośredniego łączenia, typu lutowanie twarde lub klejenie. W przypadku wszystkich stosowanych metod łączenia elementów, należy przestrzegać odpowiednich kryteriów projektowych dla materiałów ceramicznych. Kryteria te obejmują między innymi słabą odporność na pękanie, tolerancję na wysokie naprężenia ścinające i rozciągające oraz niski współczynnik rozszerzalności cieplnej w porównaniu z innymi materiałami.

Wybrana technika łączenia uzależniona jest od tego, czy ceramika ma być połączona z podobnym lub odmiennym materiałem, a także od oczekiwanych warunków pracy w miejscu połączenia. W przypadku gdy temperatura połączenia nie przekracza 150°C lub posiada ona niewielkie i bardzo krótkotrwałe odchylenia do 200°C, a środowisko nie jest zbyt agresywne chemicznie, to najbardziej optymalną technikę łączenia stanowi klejenie organiczne [32].

5.2.3. Materiały kompozytowe

Kompozyty to niejednorodne materiały anizotropowe, wytwarzane przez połączenie co najmniej dwóch lub więcej materiałów pochodzących z różnych grup inżynierskich. Materiały kompozytowe pojawiły się w połowie XX wieku jako obiecująca klasa materiałów inżynierskich, dająca nowe perspektywy dla rozwijających się technologii.

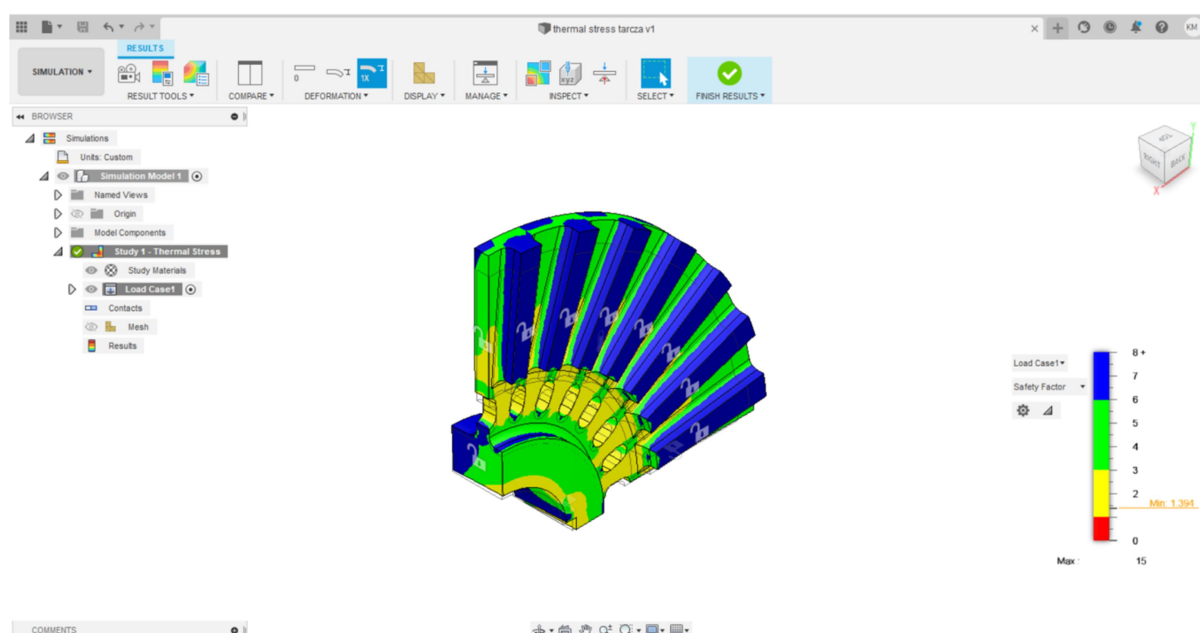
Charakteryzują się one zazwyczaj unikalnymi właściwościami mechanicznymi, takimi jak wysoki stosunek wytrzymałości do mniejszej masy. Oszczędność masy konstrukcji przekłada się także na oszczędność energii oraz zwiększoną wydajność pracy. Odpowiednio zaprojektowane kompozyty, cechują bardzo dobre właściwości dynamiczne, tłumiące i wysoka odporność na pękanie. Zapewniają elastyczność w projektowaniu elementów konstrukcyjnych, ponieważ można formować je w skomplikowane kształty, co w konsekwencji redukuje ilość wymaganych elementów konstrukcyjnych.

Istnieje wiele różnych rodzajów materiałów kompozytowych, wśród których najczęściej wyróżniamy plastik wzmocniony włóknem węglowym, aluminium wzmocnione włóknem szklanym oraz kompozyty z nanorurek węglowych. Inne rodzaje kompozytów obejmują materiały na osnowie metalowej i ceramicznej. Obecnie kompozyty znajdują szerokie zastosowania w różnych dziedzinach inżynierskich - kompozyt laminowany coraz częściej wykorzystywany jest w aeronautyce, energetyce wiatrowej, a także w przemyśle motoryzacyjnym [33,34].

6. Metody wykorzystane w pracy

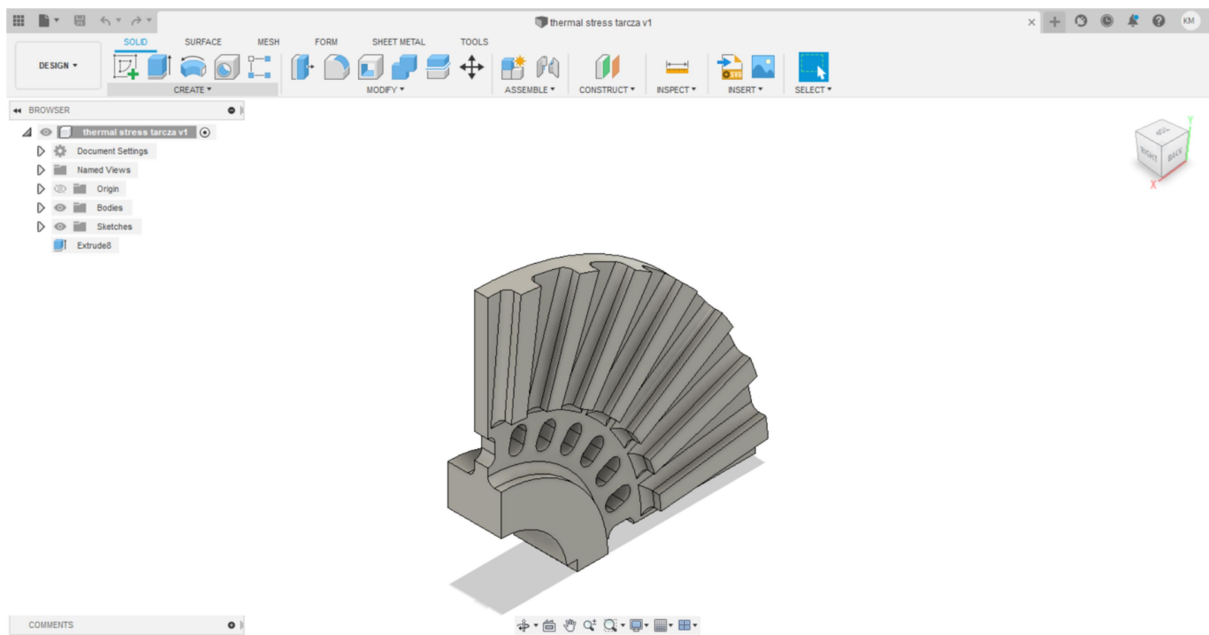
6.1. Program Fusion 360

Fusion 360 – chmurowa aplikacja CAD/CAM wykorzystywana głównie w branży mechanicznej, zawierająca szereg narzędzi służących do kompletnej pracy nad projektem w określonym środowisku. Do najważniejszych funkcji programu należą: modelowanie bryłowe, swobodne oraz powierzchniowe brył, zespołów i komponentów, jak i tworzenie dokumentacji płaskiej części lub zespołów. Możliwe jest również wykonywanie obliczeń częstotliwości drgań własnych i wyboczeń oraz przeprowadzenie optymalizacji kształtu. W środowisku symulacji, przedstawionym na rysunku 6.1, wyróżnia się symulacje naprężeń termicznych. Możliwa jest także analiza naprężeń statycznych dla materiałów liniowych i nieliniowych [44].



Rys. 6.1. Fusion 360 - środowisko symulacji.

Patrząc na opcje projektowania, program zawiera moduł modelowania 3D zespołów i pojedynczych części, analiz MES, obróbki CAM, wizualizacji oraz modelowania swobodnego rysunku 2D. Program umożliwia również eksport oraz import różnych rodzajów plików, głównie z programów takich jak Inventor, SolidWorks, CATIA, czy SketchUp. Przykład zaimportowanego modelu do środowiska projektowania przedstawia rysunek 6.2. Opcja ta, razem z współdzieleniem plików i automatycznym wersjonowaniem zapewnia elastyczną pracę pomiędzy zespołami pracującymi w różnych środowiskach. Program zapewnia też dostęp do plików projektu, opcje przeglądania modeli i zarządzanie wersjami za pośrednictwem przeglądarki internetowej [44].

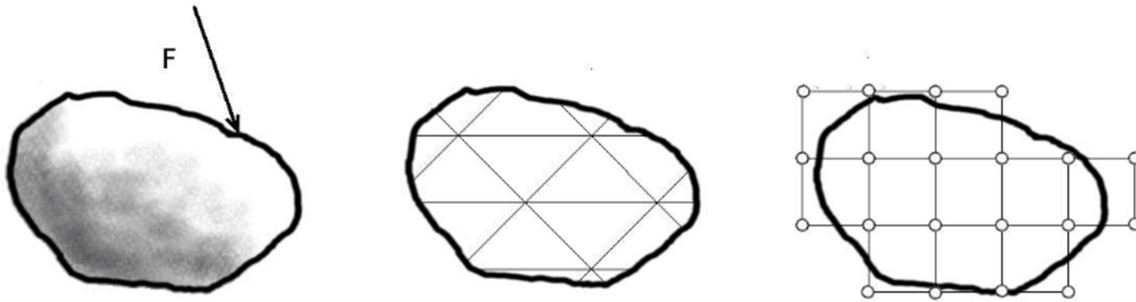


Rys. 6.2. Fusion 360 - środowisko projektowania.

6.2. Metoda Elementów skończonych

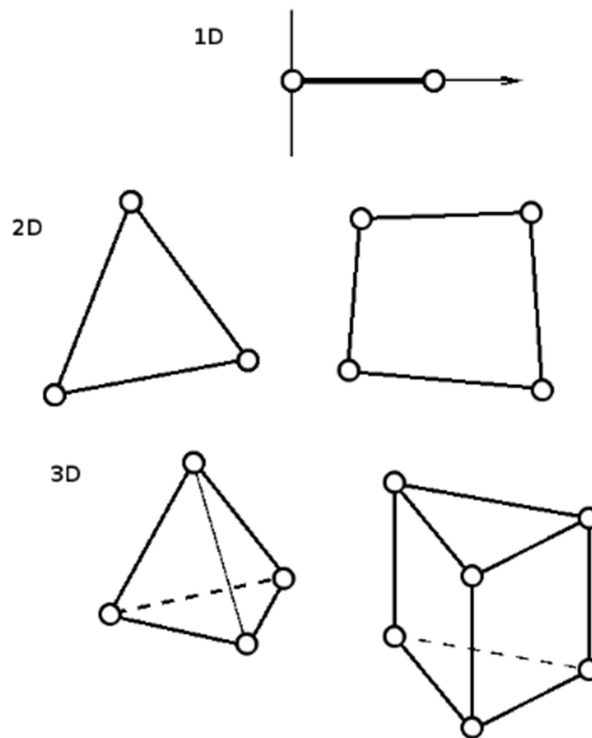
Metoda elementów skończonych (MES) jest metodą rozwiązywania równań różniczkowych, spotykanych często w zagadnieniach fizycznych i technicznych. Proces, dzięki któremu kontinuum z nieograniczoną ilością stopni swobody, aproksymowane jest przez zbiór elementów, z których wyróżniana jest określona, skończona liczba stopni swobody. W obecnej chwili metoda elementów skończonych wykorzystywana jest praktycznie we wszystkich dziedzinach nauki, takich jak transport ciepła, przepływ ciecży, czy wyznaczenie pola naprężeń. Do głównych zalet stosowania metody elementów skończonych należy oszczędność czasu oraz kosztów projektowania, wynikająca z braku konieczności stosowania prototypów modeli, jak i zastąpienia wykonywania wszystkich obliczeń czy testów metodą tradycyjną. MES pozwala również na wielokrotne użycie określonego modelu, przy zmiennych parametrach analizy. Warunkiem poprawnego działania tej metody, jest jednak posiadanie odpowiedniej mocy obliczeniowej komputera. Wymagania dotyczące symulacji oraz sam jej czas, są ściśle związane z poziomem skomplikowania analizowanego modelu. Występuje niestety możliwość powstawania błędów, będących wynikiem wielokrotnego zaokrąglania przetwarzanych wartości [11, 48].

Istotą metody elementów skończonych jest podział analizowanego obszaru na skończoną liczbę mniejszych podobszarów, zwanych elementami skończonymi. Proces ten przedstawia rysunek 6.3. Element skończony rozumiany jest jako prosta figura geometryczna, dla której określone zostały dane punkty, łączące poszczególne elementy, nazywane węzłami (znajdują się one często na bokach i wierzchołkach elementów) oraz pewne funkcje interpolacyjne, które stosowane są przy opisie rozkładu analizowanej wielkości. Podział modelu (tzw. dyskretyzacja) może odbywać się w przestrzeni dwu- jak i trójwymiarowej.



Rys.6.3. Przebieg podziału modelu na elementy skończone [13].

Dyskretyzacja modeli dwuwymiarowych dokonywana jest przy pomocy obszarów trójkątnych i prostokątnych. Podział modeli przestrzennych - trójwymiarowych - odbywa się natomiast przy użyciu brył czworokątnych lub sześciokątnych. Obszary i przestrzenie, służące do dyskretyzacji modelu przedstawiono na rysunku 6.4.



Rys.6.4. Podział elementów skończonych[13].

W przypadku gdy węzły znajdują się jedynie w wierzchołkach, element skończony nazywany jest elementem liniowym - funkcje interpolacyjne są wówczas liniowe. Pozostałe przypadki określane są jako elementy wyższych rzędów, których rząd elementu jest równy rzędowi funkcji kształtu. Liczba funkcji kształtu w pojedynczym elemencie skończonym jest równa liczbie jego węzłów [13].

Stosowany jest również specjalny sposób konstruowania funkcji aproksymujących, który opiera się na funkcjach zdefiniowanych w elementach skończonych. MES jako jedna z

niewielu metod zdolna jest do modelowania zjawisk w szczególnie skomplikowanych obszarach obliczeniowych - stanowi to jedną z jej podstawowych zalet w zastosowaniach praktycznych. W elementach skończonych definiuje się przeważnie proste funkcje lub wielomiany niskiego stopnia, jednak głównym elementem sformułowania MES jest wyznaczenie w jaki sposób z funkcji kształtu konstruuje się funkcje aproksymujące rozwiązanie [14].

Współczesne aplikacje inżynierskie, w których stosuje się metodę elementów skończonych składają się z trzech, pracujących ze sobą modułów:

- preprocesor – stosowany do przygotowania geometrii, importu, doboru odpowiedniego typu elementów skończonych, dyskretyzacji kontinuum oraz zastosowania odpowiednich warunków brzegowych,
- solver – jest modulem wykorzystywanym do budowy i uzyskiwania wyników układów równań. Na ich podstawie, otrzymuje się poszukiwane wartości określonych wielkości,
- postprocesor - moduł przeznaczony do prezentacji i wspomaganie interpretacji otrzymanych wyników [12].

Rozwiązanie konkretnego zadania MES opiera się na skorzystaniu z dowolnego programu mesowskiego, zawierającego odpowiedni model. Oferują one wiele zestawów funkcji kształtu dla określonych elementów oraz funkcji bazowych (dla całego obszaru obliczeniowego). Dobierają również parametry modelowanego procesu, najczęściej związane z współczynnikami równań różniczkowych i warunkami brzegowymi.

7. Dobór materiałów ortozy i ich parametry

7.1. Materiał zamocowania ortozy na górnej części klatki piersiowej

AirSanmed II - wielowarstwowy surowiec ortopedyczny, wykorzystywany do produkcji ortez ortopedycznych, poprawia głównie ich funkcjonalność, jakość, a także zapewnia komfort użytkowania. Zewnętrzną warstwę surowca stanowi zmywalny, paroizolacyjny laminat medyczny, dezynfekowany chemicznie lub parowo. Laminat ten wytwarzany jest z dodatkiem pianki odciążającej i dodatkowo perforowany. Procesy te mają na celu polepszenie przewodności materiału, czy komfortu odciążenia szyn, jak i poprawy stąlek ortopedycznych (rodzaju mocowania). Warstwa pianki komfortowej przymocowywana jest do warstwy pianki odciążającej, co skutecznie poprawia komfort noszenia ortozy oraz niweluje wolne przestrzenie, które mogą powstawać między ortezą, a ciałem pacjenta. Do pianki, leżącej po stronie ciała pacjenta, doklejana jest miękka, przewodna dzianina bawełniana, której odczyn pH jest zgodny z naturalnym, lekko kwaśnym odczynnikiem pH skóry człowieka. Przy produktach wykonanych z tego surowca możliwe jest odkażanie środkami dezynfekcyjnymi, stosowanymi przeważnie w służbie zdrowia, chemicznie lub parowo [19].

Ze względu na brak możliwości uzyskania dokładnych informacji dotyczących właściwości mechanicznych pianki AirSanmed II, zdecydowano się na wykorzystanie w pracy jedynie właściwości dzianiny bawełnianej, której parametry podano w Tabeli 1.

Tabela 1. Właściwości dzianiny bawełnianej (Fusion 360 Material Library - Cotton).

Fabric - Cotton	
Thermal Conductivity / Przewodność cieplna	7,100E-02 [$\frac{W}{m \cdot K}$]
Specific Heat / Ciepło właściwe	1,210 [$\frac{J}{g \cdot ^\circ C}$]
Density / Gęstość	0,152 [$\frac{g}{cm^3}$]
Damping Coefficient / Współczynnik tłumienia	0,00 [-]

7.2. Materiał złączki ortozy

Stal nierdzewna jest stopem chromu i stali, charakteryzującym się znacznie większą odpornością na korozję w porównaniu z konwencjonalnymi stalami niskostopowymi i stalami węglowymi. Odporność ta wynika z dodatku co najmniej 12% chromu, chociaż najczęściej stosowane gatunki zawierają około 18% tego pierwiastka. Chrom szybko utlenia się w obecności tlenu i tworzy stabilną, pasywną warstwę tlenku na odsłoniętych powierzchniach. Właściwość ta pojawia się również, gdy chrom występuje w stałym roztworze żelaza.

Powstała w ten sposób warstwa antykorozyjna, może odznaczać się grubością nawet do 5 [nm], chroniąc metal pod spodem. W środowisku zawierającym tlen wszelkie defekty warstwy pasywnej, powstałe w wyniku ścierania są szybko naprawiane (tj. powłoka ma zdolność samonaprawiania się) [23].

Należy jednak mieć zawsze na uwadze fakt, że żadna stal nierdzewna nie jest całkowicie odporna na korozję, a do utrzymania i przywrócenia pasywności, po potraktowaniu warstwy kwasem, potrzebny jest tlen. Pod względem składu chemicznego stale nierdzewne zawierają podstawowe pierwiastki stali (żelazo, węgiel) oraz chrom. Prawie wszystkie stale nierdzewne, z wyjątkiem niektórych stali martenzytycznych, charakteryzują się niską zawartością węgla - zwykle poniżej 0,15%. Głównym tego powodem jest fakt, że w pewnych warunkach (np. w strefie wpływu ciepła spoiny) węgiel może łączyć się z chromem, tworząc w ten sposób osady węglowe na granicach ziaren, co skutkuje zaburzeniem dominującego poziomu chromu w danym obszarze materiału i umożliwia korozję. Sam chrom jest elementem definiującym stal nierdzewną. Istnieją również inne pierwiastki, które można znaleźć w stali nierdzewnej, chociaż nie wszystkie gatunki stali nierdzewnej mogą je zawierać. Przykładowym pierwiastkiem może być nikiel - dodawany do produkcji austenitycznych gatunków stali nierdzewnej [23]. Właściwości stali nierdzewnej przedstawiono w Tabeli 2.

Tabela 2. Właściwości stali nierdzewnej (Fusion 360 Material Library - Stainless Steel).

Stainless Steel	
Thermal Conductivity / Przewodność cieplna	1,620E+01 [$\frac{W}{m \cdot K}$]
Specific Heat / Ciepło właściwe	0,477 [$\frac{J}{g \cdot ^\circ C}$]
Thermal Expansion Coefficient / Współczynnik rozszerzalności cieplnej	10,400 [$\frac{\mu m}{m \cdot ^\circ C}$]
Young's modulus / Moduł Younga	193,00 [GPa]
Poisson's Ratio / Współczynnik Poissona	0,30
Shear Modulus / Moduł ścinania	86000,000 [MPa]
Density / Gęstość	8,000 [$\frac{g}{cm^3}$]
Damping Coefficient / Współczynnik tłumienia	0,00 [-]
Yield Strength / Granica plastyczności	250,000 [MPa]
Tensile Strength / Wytrzymałość na rozciąganie	540,000 [MPa]

7.3. Materiał ramy ortezy

Akrylonitryl - butadien - styren (ABS) jest kopolimerem o dobrej ciągliwości i udarności, składający się z trzech monomerów:

- akrylonitrylu - syntetyczny monomer wytwarzany z propylenu i amoniaku. Składnik ten przyczynia się do odporności chemicznej termoplastu i stabilności cieplnej,
- butadienu - wytwarzany jest jako produkt uboczny produkcji etylenu z krakingu parowego (reakcja polegająca na rozkładzie wyższych alkanów, połączona z pękaniem wiązań między atomami węgla). Ten składnik zapewnia wytrzymałość i udarność polimerowi ABS,
- styrenu - wytwarzany przez odwodornienie etylobenzenu, zapewnia sztywność i przetwarzalność ABS.

ABS jest idealnym materiałem do różnych zastosowań konstrukcyjnych, ze względu na swoją wysoką sztywność, dobrą odporność na uderzenia, nawet w niskich temperaturach, dobre właściwości izolacyjne, dobrą odporność na ścieranie i odkształcenia oraz wysoką stabilność wymiarową. Materiał wytrzymały mechanicznie, względnie stabilny [22]. Właściwości ABS przedstawiono w Tabeli 3.

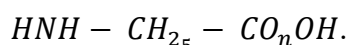
Tabela 3. Właściwości ABS (Fusion 360 Material Library - ABS).

ABS - Acrylonitrile Butadiene Styrene	
Subclass / Podklasa	Thermoplastic / termoplastyczne
Thermal Conductivity / Przewodność cieplna	1,600E-01 [$\frac{W}{m \cdot K}$]
Specific Heat / Ciepło właściwe	1,500 [$\frac{J}{g \cdot ^\circ C}$]
Thermal Expansion Coefficient / Współczynnik rozszerzalności cieplnej	87,700 [$\frac{\mu m}{m \cdot ^\circ C}$]
Young's modulus / Moduł Younga	2,240 [GPa]
Poisson's Ratio / Współczynnik Poissona	0,38
Shear Modulus / Moduł ścinania	805,000 [MPa]
Density / Gęstość	1,060 [$\frac{g}{cm^3}$]
Damping Coefficient / Współczynnik tłumienia	0,00 [-]
Yield Strength / Granica plastyczności	20,000 [MPa]

Tensile Strength / Wytrzymałość na rozciąganie	29,600 [MPa]
--	--------------

7.4. Materiał zapieć ramy

Nylon 6 - materiał termoplastyczny, należący do grupy poliamidów, który charakteryzuje się bardzo dobrym zakresem właściwości mechanicznych, twardości, elastyczności, oporności chemicznej oraz wysoką temperaturą topnienia. Produkowany jest z kaprolaktum (wewnątrzcząsteczkowy cykliczny amid kwasu aminokapronowego) i przyjmuje ogólny wzór w postaci:



Ze względu na swoją słabą biodegradowalność, nylon 6 powinien być wielokrotnie przetwarzany i poddawany procesowi recyklingu, w celu ponownego wykorzystania go w różnych zastosowaniach. Termoplastyczny nylon 6 może być również stosowany w inżynierii tkankowej [20,21]. Właściwości Nylonu 6 przedstawiono w Tabeli 4.

Tabela 4. Właściwości nylonu 6 (Fusion 360 Material Library - Nylon 6).

Nylon 6	
Subclass / Podklasa	Thermoplastic
Thermal Conductivity / Przewodność cieplna	2,810E-01 [$\frac{W}{m \cdot K}$]
Specific Heat / Ciepło właściwe	1,670 [$\frac{J}{g \cdot ^\circ C}$]
Thermal Expansion Coefficient / Współczynnik rozszerzalności cieplnej	95,300 [$\frac{\mu m}{m \cdot ^\circ C}$]
Young's modulus / Moduł Younga	2,758 [GPa]
Poisson's Ratio / Współczynnik Poissona	0,35
Shear Modulus / Moduł ścinania	1000,000 [MPa]
Density / Gęstość	1,120 [$\frac{g}{cm^3}$]
Damping Coefficient / Współczynnik tłumienia	0,00 [-]
Yield Strength / Granica plastyczności	70,400 [MPa]
Tensile Strength / Wytrzymałość na rozciąganie	75,700 [MPa]

8. Model matematyczny zagadnienia

Rozdział opracowany na podstawie źródła [27, 28, 47].

8.1. Mechanika konstrukcji i mechanika bryły sztywnej

Mechanika bryły sztywnej i mechanika konstrukcji są dziedzinami mechaniki stosowanej, których celem jest wyznaczanie naprężeń i odkształceń w materiałach bryłowych. Często zajmują się również wyznaczaniem wytrzymałości struktur, co pozwala na ich zabezpieczenie przed uszkodzeniem. Inne wspólne cele analiz mechaniki konstrukcji, obejmują określenie elastyczności konstrukcji oraz obliczenie właściwości dynamicznych struktury, takich jak częstotliwości własne, czy reakcje na obciążenia zależne od czasu. Badanie mechaniki ciała stałego ściśle wiąże się z materiałoznawstwem, ponieważ jedną z jej podstaw jest posiadanie odpowiedniego modelu mechanicznego, którego parametry ściśle związane są z właściwościami używanego materiału. Różne rodzaje materiałów stałych wymagają odpowiednio dopasowanych opisów matematycznych.

W rozpatrywanych zagadnieniach mechanicznych, układy mogą być statycznie wyznaczalne lub statycznie niewyznaczalne. Pierwszy przypadek charakteryzuje się tym, że wszystkie siły działające w układzie można obliczyć wyłącznie na podstawie równań równowagi. Pomimo łatwiejszego sposobu rozwiązania tego przypadku, częściej spotykane są równania statycznie niewyznaczalne, szczególnie przy obliczaniu rozkładu naprężeń wewnętrznych w komponentach. W układzie statycznie niewyznaczalnym, w celu obliczenia sił, należy uwzględnić dodatkowo odkształcenia. Z tego też powodu, prawie wszystkie analizy konstrukcji mechanicznych opierają się na trzech typach równań, które wyrażają równowagę, zgodność i relacje konstytutywne.

8.2. Równania równowagi i naprężenia układu

Równania równowagi opierają się na drugim prawie Newtona, które mówi, że suma wszystkich sił działających na ciało, w tym sił bezwładności, powinna być równa zeru - wszystkie części dowolnej struktury muszą być w stanie równowagi statycznej. Podczas wykonywania myślowego przekroju w materiale konstrukcji, w miejscu przecięcia muszą pojawić się wewnętrzne siły, równoważące obciążenia zewnętrzne. Siły te nazywane są naprężeniami. W układzie trójwymiarowym, naprężenia występujące w materiale są reprezentowane przez tak zwany tensor naprężeń, który przyjmuje postać:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix}, \quad (6.1)$$

Element w tensorze naprężeń reprezentuje składową siłę na jednostkowym obszarze materiału. Pierwszy wskaźnik określa kierunek składowej siły, a drugi wyznacza orientację składowej normalnej do powierzchni, na którą działa siła. Z równań na moment równowagi

wynika, że tensor naprężeń jest symetryczny i zawiera sześć niezależnych wartości. Uwzględniając tensor naprężeń, drugie prawo Newtona można sformułować jako:

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f} = \rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2}, \quad (6.2)$$

gdzie: \mathbf{f} - siła przypadająca na jednostkę objętości, ρ - gęstość ciała, ∇ – operator nabra, t – czas oraz \mathbf{u} - wektor przemieszczenia.

8.3. Odształcenia, tensor odkształcenia

Czynnikiem kluczowym do wyznaczenia wielkości odkształceń występujących w materiale, jest zgodność zależności pomiędzy naprężeniami mechanicznymi. Przykładowo, w konstrukcji ramy, końce wszystkich elementów połączonych w jednym punkcie muszą, przesunąć się o tę samą odległość i w tym samym kierunku. Wewnątrz materiału, lokalne odkształcenia opisywane są przez naprężenia, które reprezentują odkształcenie względne. W przypadku prostego wydłużenia pręta, odkształcenie jest stosunkiem przemieszczenia do pierwotnej długości.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}, \quad (6.3)$$

gdzie: ε – odkształcenie, ΔL – przemieszczenia, L_0 - pierwotna długość.

W trójwymiarowym układzie współrzędnych, odkształcenie jest również reprezentowane przez tensor odkształcenia:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix}, \quad (6.4)$$

gdzie poszczególne elementy definiuje się jako pochodne przemieszczeń:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \end{bmatrix}, \quad (6.5)$$

Poszczególne składowe tensora odkształcenia nie mogą posiadać dowolnych rozkładów przestrzennych, ponieważ są wyprowadzone z pola przemieszczeń.

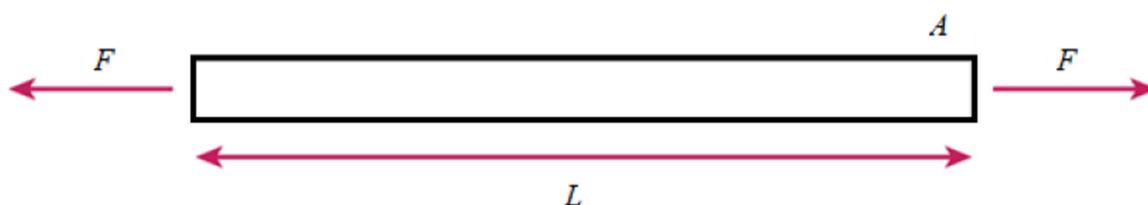
8.4. Liniowa sprężystość materiału

Jednym z podstawowych parametrów opisujących materiał jest liniowa sprężystość materiału, która zakłada, że do pewnej, ściśle określonej granicy obciążenia, ciało nie

zmienia swojej ciągłości struktury oraz, że istnieje jednoznaczny, pozbawiony naprężeń stan ciała, do którego powraca ono, po usunięciu siły zewnętrznej. Ponadto, występujące w materiale naprężenia są proporcjonalne do odkształceń. Na poziomie konstrukcyjnym sprężystość liniowa oznacza, że przykładowo ugięcie belki jest wprost proporcjonalne do przyłożonego do niej obciążenia.

Izotropowy liniowy materiał sprężysty można scharakteryzować dwoma niezależnymi stałymi materiałowymi, określonymi jako moduł sprężystości - E (moduł Younga) oraz współczynnik Poissona - ν .

Rozważając pręt o przekroju A i długości L , poddany działaniu siły osiowej F :



Naprężenie osiowe przyjmuje postać stosunku siły do pola przekroju:

$$\sigma_{xx} = \frac{F}{A}. \quad (6.6)$$

Jeżeli zmierzone wydłużenie wynosi ΔL , to odkształcenie osiowe wynosi:

$$\epsilon_{xx} = \frac{\Delta L}{L}. \quad (6.7)$$

8.5. Prawo Hook'a

Dla większej części materiałów konstrukcyjnych przyjmuje się, że w pewnych przedziałach obciążeń między odkształceniami wzdłużnym, a naprężeniami normalnymi istnieje pewna zależność liniowa. Sformułowanie to nazywa się prawem Hooke'a i wyraża wzorem:

$$\sigma = E \cdot \epsilon. \quad (6.8)$$

Moduł sprężystości podaje zależność między naprężeniem osiowym, a odkształceniem osiowym:

Łącząc powyższe równania z prawem Hook'a, otrzymujemy zależność sztywności dla pręta jako:

$$F = \frac{E \cdot A}{L} \Delta L. \quad (6.9)$$

Poddany naprężeniom pręt nie tylko ulega wydłużeniu, lecz także kurczy się w kierunku poprzecznym. Zależność między odkształceniem w kierunkach poprzecznych a odkształceniem w kierunku osiowym wyraża współczynnik Poissona:

$$\varepsilon_{yy} = \varepsilon_{xx} = -\nu \cdot \varepsilon_{xx} \cdot \quad (6.10)$$

Uogólnione prawo Hooke'a w przestrzennym układzie współrzędnych można zapisać jako:

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \end{bmatrix} = \mathbf{D} \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \end{bmatrix}, \quad (6.11)$$

gdzie \mathbf{D} jest macierzą kwadratową o wymiarze 6 na 6.

W najbardziej ogólnym przypadku anizotropowym macierz zawiera 21 niezależnych stałych. W przypadku izotropowym macierz jest funkcją modułu sprężystości i współczynnika Poissona:

$$\mathbf{D} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \cdot \begin{bmatrix} (1-\nu) & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & (1-\nu) & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & (1-\nu) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{(1-2\nu)}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{(1-2\nu)}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{(1-2\nu)}{2} \end{bmatrix} \quad (6.12)$$

8.6. Równania Naviera

Dla izotropowej liniowo sprężystej bryły możliwe jest sformułowanie układu trzech cząstkowych równań różniczkowych dla wektora przemieszczenia, podsumowującego wszystkie aspekty danego zagadnienia. Są to tak zwane równania Naviera, które można zapisać w postaci:

$$(\lambda + \mu)\nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu\nabla^2\mathbf{u} + \mathbf{f} = \rho \frac{\partial^2\mathbf{u}}{\partial t^2}, \quad (6.13)$$

gdzie λ i μ są dwiema niezależnymi stałymi materiałowymi, zwanymi parametrami Lamé.

W odniesieniu do moduły Younga i współczynnika Poissona równanie Naviera przyjmuje postać:

$$\frac{E}{2(1+\nu)} \cdot \left(\frac{1}{(1-2\nu)}\nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \nabla^2\mathbf{u} \right) + \mathbf{f} = \rho \frac{\partial^2\mathbf{u}}{\partial t^2}. \quad (6.14)$$

W bardziej ogólnych przypadkach nie jest możliwe sformułowanie równań mechaniki ciała stałego w kategoriach przemieszczeń. W takich przypadkach należy rozwiązać sprzężony zestaw równań równowagi, konstytutywnych i zgodności.

W podanej pracy analizowane będą zagadnienia stacjonarne - niezależne od czasu. Z tego też powodu, w równaniu (6.14) prawa strona zeruje się, a przy przyjętym braku sił objętościowych ($\mathbf{f}=\mathbf{0}$) równanie Naviera przyjmuje postać:

$$\frac{E}{2(1+\nu)} \cdot \left(\frac{1}{(1-2\nu)} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \nabla^2 \mathbf{u} \right) = \mathbf{0}. \quad (6.15)$$

8.7. Warunki brzegowe

W celu zakończenia formułowania zagadnień dotyczących mechaniki ciał stałych, należy zastosować odpowiednie warunki brzegowe. Przemieszczenia są przeważnie znane tylko na niektórych częściach granic konstrukcji. Jeżeli znane przemieszczenia nie są wystarczające do zrównoważenia wszystkich możliwych ruchów ciała sztywnego, to pełne określenie pola przemieszczeń nie jest możliwe. Dodatkowo, rozwiązania numeryczne zazwyczaj wymagają wystarczającego zestawu zalecanych przemieszczeń - służą one do sformułowania warunku Dirichleta.

W większości analiz z zakresu mechaniki ciała stałego siły zewnętrzne stanowią część rozpatrywanego problemu. Dzielimy je na siły wolumetryczne (grawitacja, siły odśrodkowe) oraz obciążenia działające bezpośrednio na granice materiałów (ciśnienie wewnętrzne w rurze, nacisk wywierany przez przedmioty na powierzchniach). Te ostatnie stanowią podstawę warunków brzegowych Neumanna. W niektórych przypadkach orientacja obciążenia zmienia się wraz z deformacją materiału - zjawisko to jest przyczyną powstawania problemu nieliniowego, ponieważ obciążenie powoduje odkształcenie, które następnie zmienia wartość pierwotnego obciążenia.

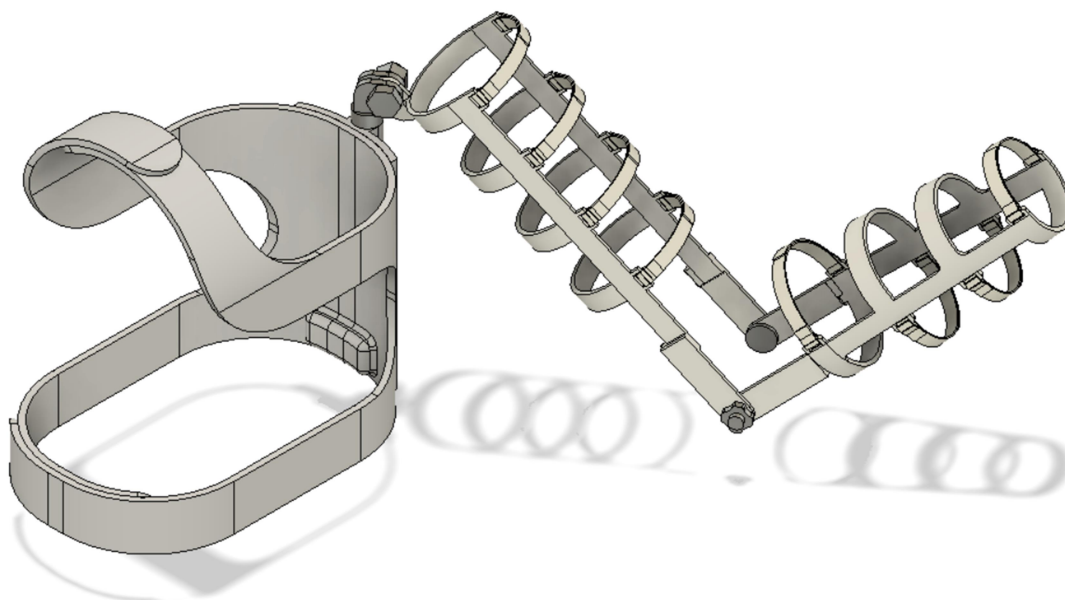
W przypadku materiałów elastycznych, siła działająca na konstrukcję jest funkcją przemieszczenia. Stosunki tych parametrów często są do siebie proporcjonalne. Pod względem matematycznym, formułują one tak zwany warunek brzegowy Robina. Przykładowo, grunt pod budynkiem nie zawsze może być uważany za element o zerowym przemieszczeniu, dlatego też należy uwzględnić jego parametry sprężyste.

9. Model przestrzenny ortezy i przygotowanie do symulacji

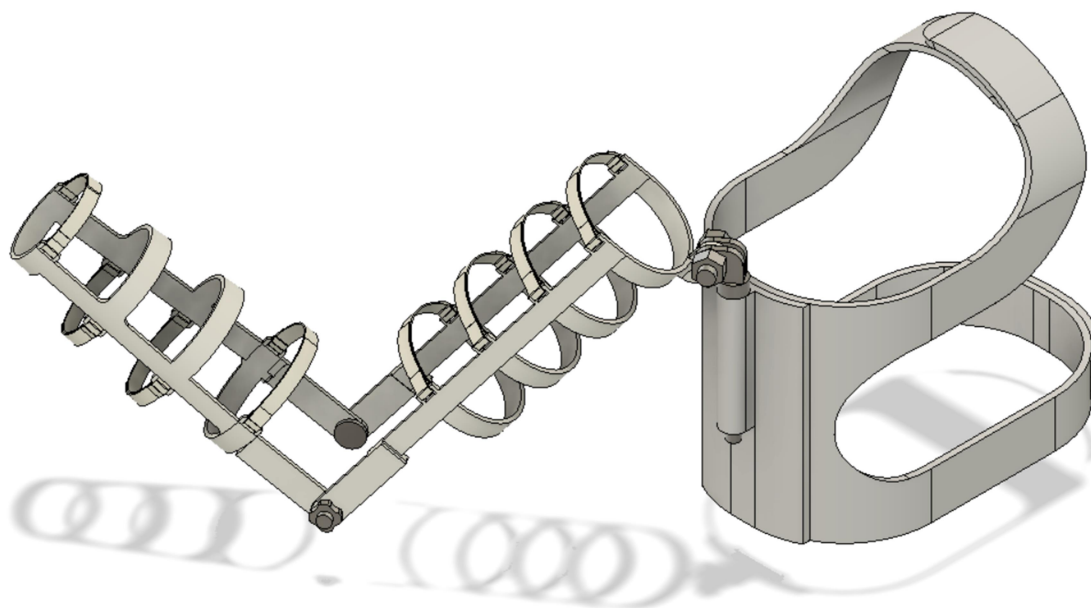
9.1. Projekt modelu ortezy

Przedstawiony na rysunkach 9.1 i 9.2 model składa się z trzech podstawowych elementów: zamocowania ortezy na górnej części klatki piersiowej, ramy kończyny górnej oraz złączki i nakładki, łączącej oba elementy. Model przestrzenny ortezy został w całości wykonany w programie Autodesk Inventor Professional. Gotowe złożenie zostało następnie zaimportowane do programu Fusion 360, w celu przeprowadzenia symulacji naprężeniowej.

Przed zmianą środowiska projektowania na środowisko symulacji, przypisano poszczególnym elementom odpowiadające im materiały z biblioteki materiałów Fusion 360. Wszystkie zastosowane w projekcie materiały zostały opisane w rozdziale 5.



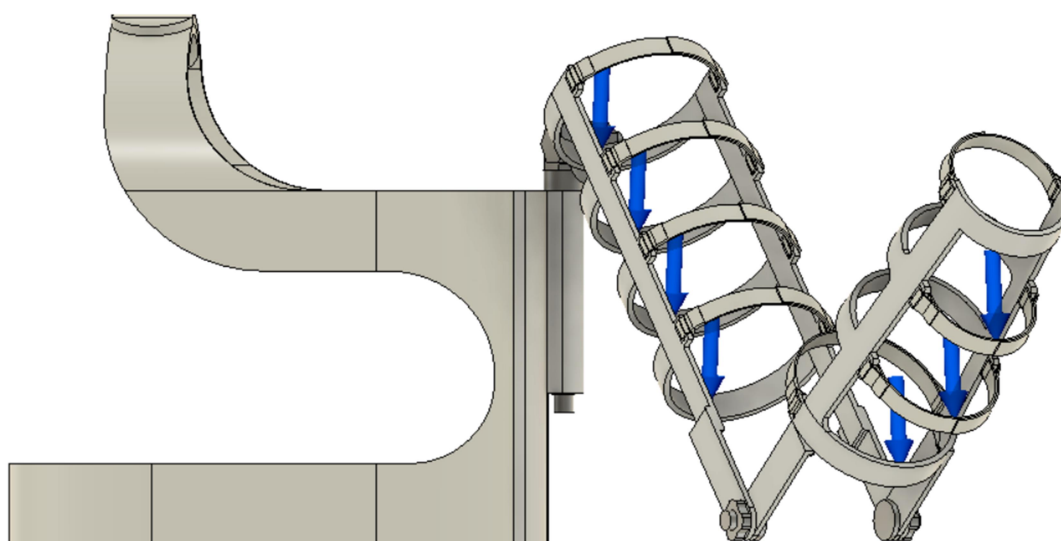
Rys. 9.1. Model ortezy - widok od frontu



Rys. 9.2. Model ortezy - widok od tyłu

9.2. Rozkład obciążeń statycznych

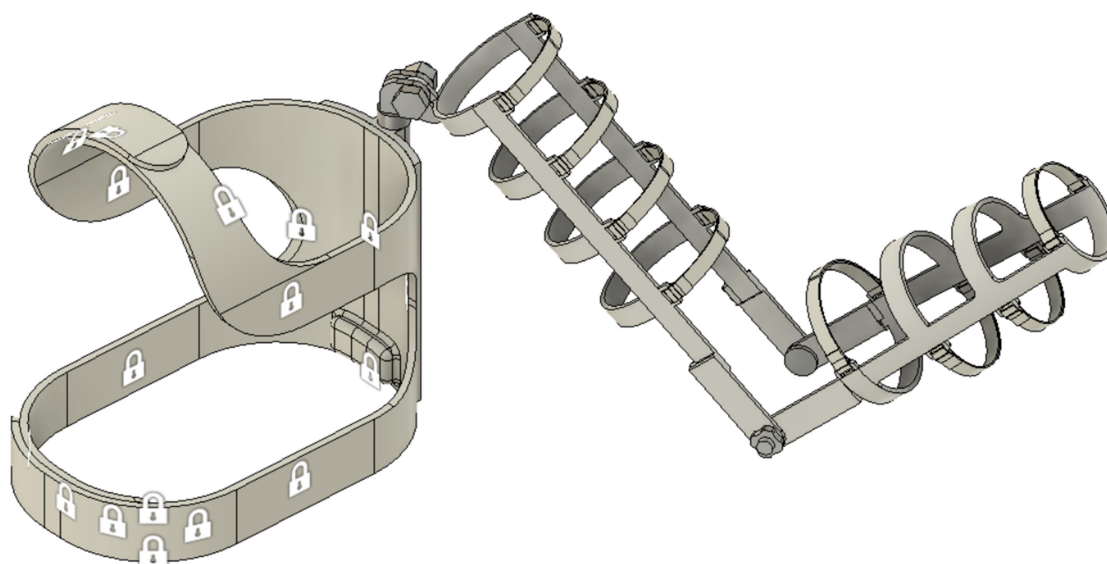
Pierwszym krokiem do wykonania symulacji statycznej, było odwzorowanie sił zewnętrznych działających na ramię modelu. Rysunek 9.3 obrazuje kierunek, zwrot oraz płaszczyznę przyłożenia obciążenia. Za pomocą modułu “Loads”, ustalono wartości następujących sił: 27,15 [N] oraz 20,48 [N], przyłożone odpowiednio do ramy ramienia i przedramienia - obrazują one obciążenie, będące wynikiem wagi instrumentu oraz samej kończyny. Wagę skrzypiec przyjęto za równą 20 [kg], a wagę kończyny obliczono na podstawie procentowego podziału masy ciała [26].



Rys. 9.3. Model ortezy - obciążenia statyczne

9.3. Rozmieszczenie utwierdzenia modelu

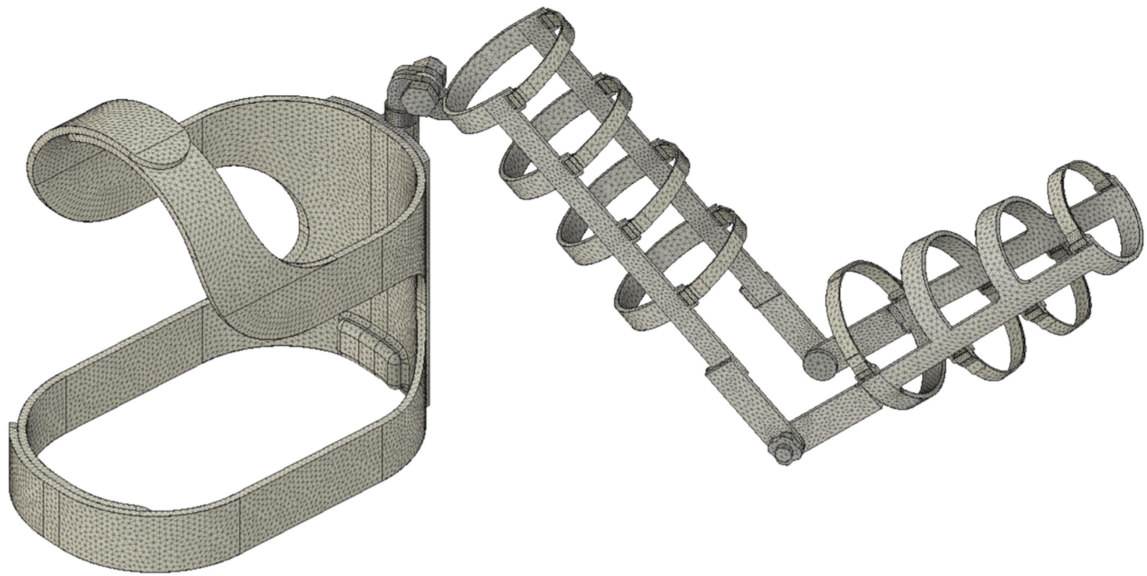
Następnym etapem przygotowania modelu do symulacji było odpowiednie zamocowanie wybranych płaszczyzn. W celu odwzorowania procesu użytkowania ortozy przez pacjenta, utwierdzono wewnętrzne powierzchnie mocowania ortozy na klatce piersiowej, przy pomocy funkcji “Constrains”. Płaszczyzny zostały utwierdzone względem wszystkich osi współrzędnych programu Fusion 360. Rozkład zamocowań ortozy przedstawia rysunek 9.4.



Rys. 9.4. Model ortozy - rozkład zamocowań

9.4. Generowanie siatki Mesh

Ostatnim etapem przygotowania ortozy było wygenerowanie siatki MESH, której celem jest podzielenie modelu przestrzennego na skończoną liczbę elementów. Zostały one poddane w symulacji równaniom różniczkowym, pozwalającym na zobrazowanie rozkładu naprężeń modelu ortozy. Przedstawiona na rysunku 9.5 siatka, została wygenerowana dla największej dostępnej w programie Fusion 360 gęstości siatki równej 1%. Charakteryzowała się ona długim czasem generacji, jak i symulacji, jednak pozwoliła również na uzyskanie dokładniejszych wyników.

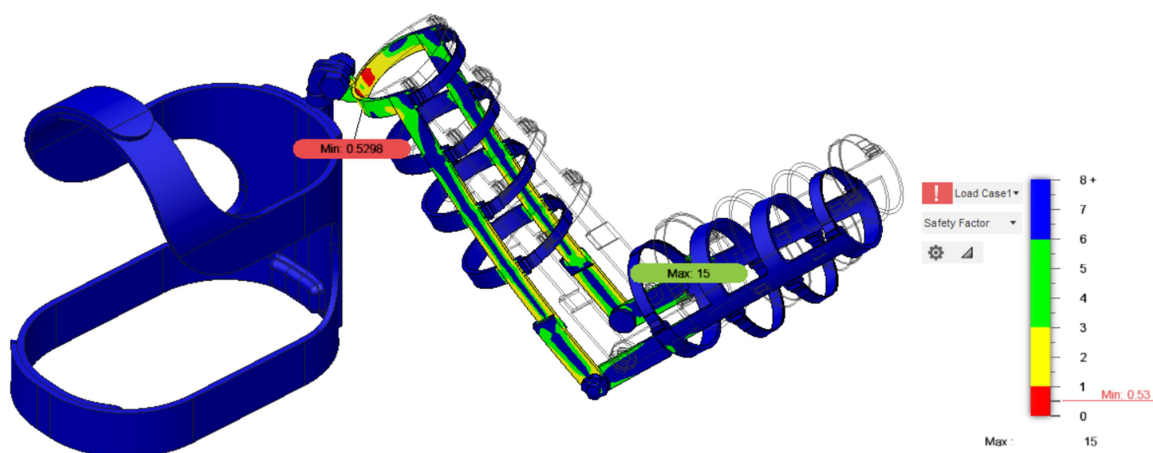


Rys. 9.5. Model ortezy - siatka Mesh 1%

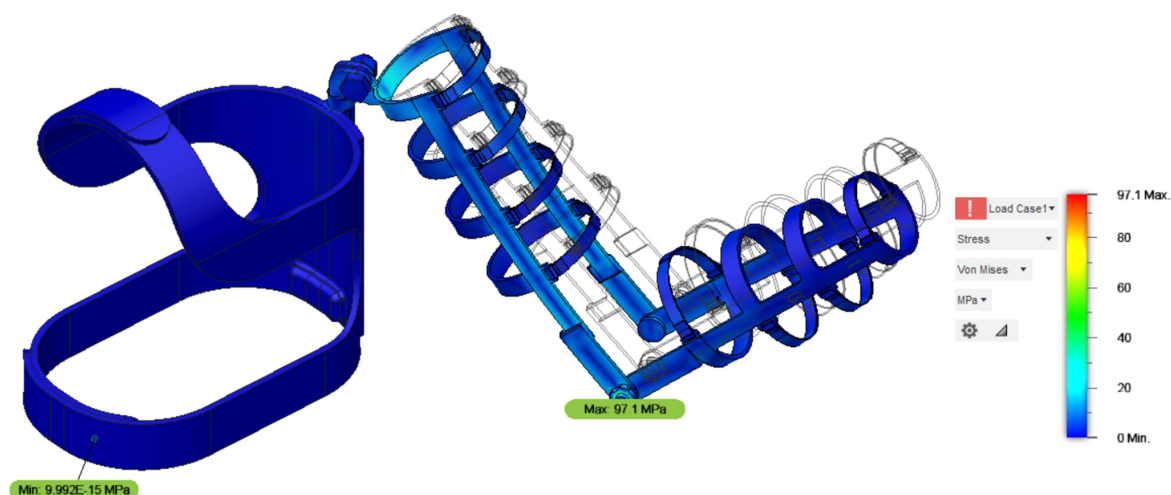
10. Wyniki numeryczne badań

10.1. Wyniki symulacji statycznej (model 1)

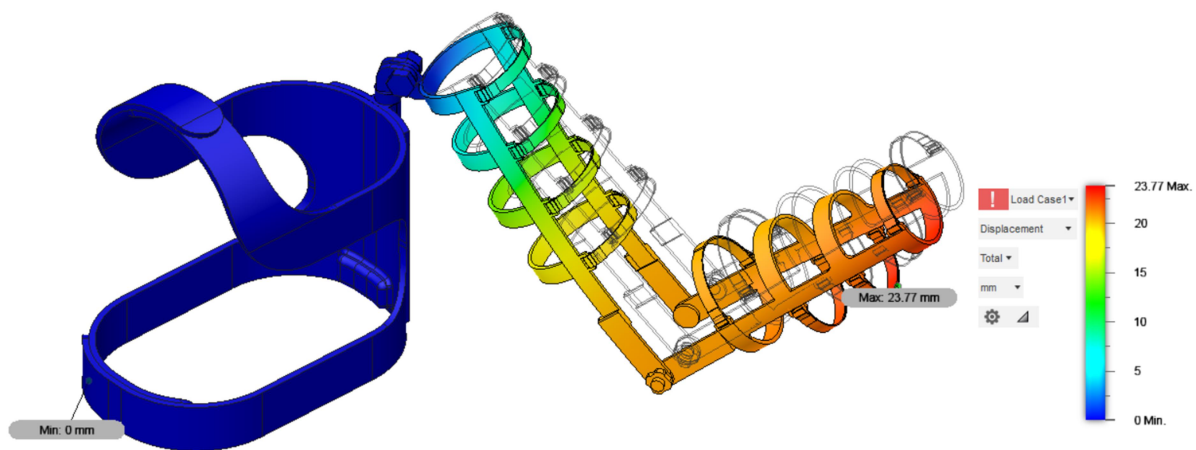
Program Fusion 360 umożliwia przeprowadzenie obliczeń wymaganych do uzyskania wyników w tak zwanej chmurze - obliczenia wykonywane w pamięci wirtualnej serwerów. Wyniki symulacji przedstawiane są w postaci kolorowej mapy nałożonej na obiekt. W prawym dolnym narożniku każdego wyniku umieszczona została legenda, informująca jaki kolor i odcień odpowiada określonej wartości. Fusion 360 posiada również funkcję wygenerowania raportu, który dokładniej przedstawia wyniki symulacji w formie tabeli. Wyniki symulacji naprężeń statycznych, przedstawiają rysunki 10.1 – 10.6.



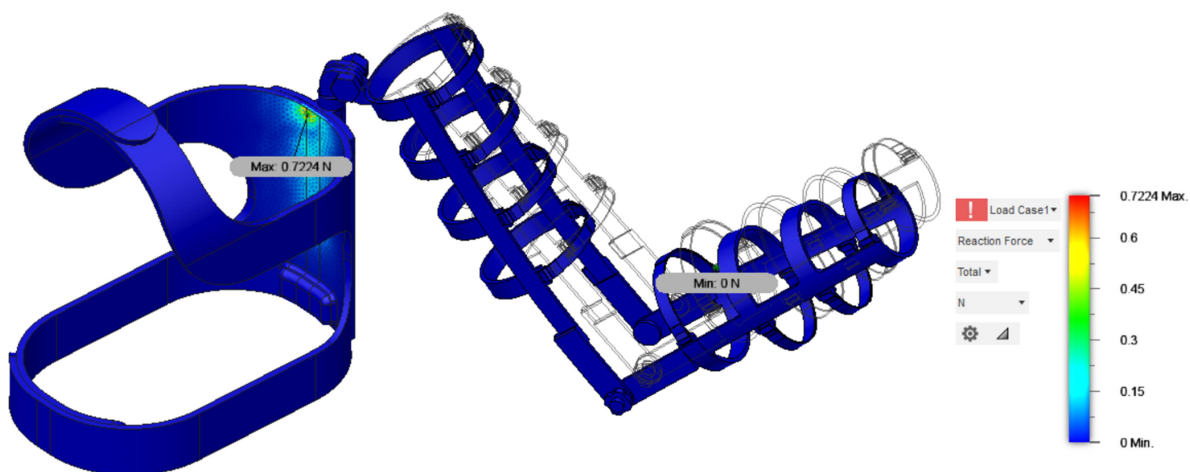
Rys. 10.1. Wyniki symulacji - Safety Factor



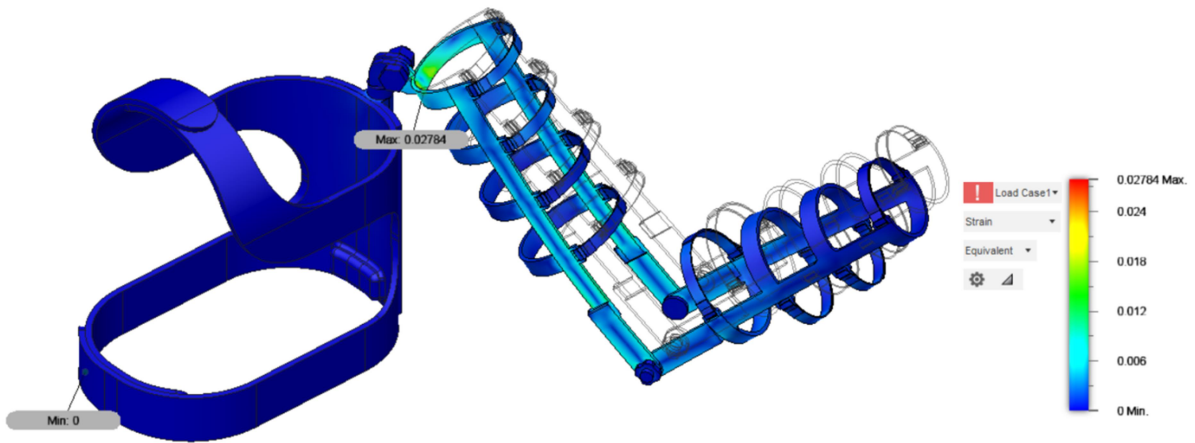
Rys. 10.2. Wyniki symulacji - Stress



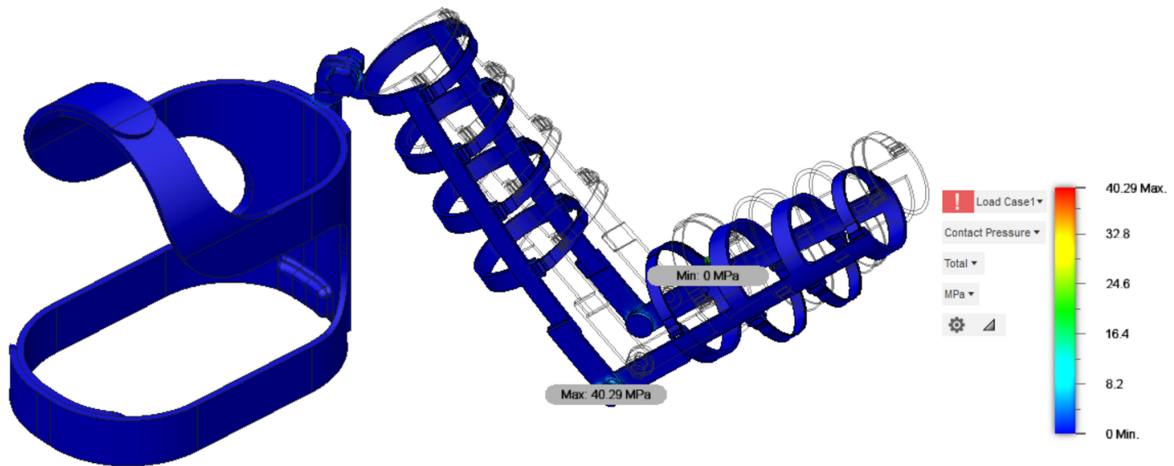
Rys. 10.3. Wyniki symulacji - Displacement



Rys. 10.4. Wyniki symulacji - Reaction force



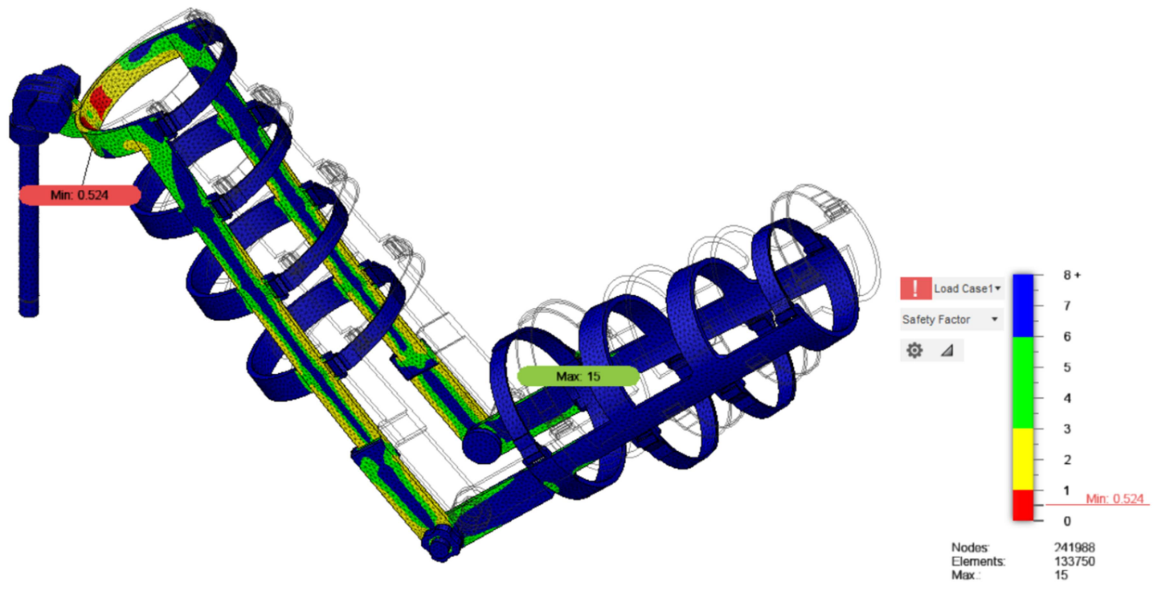
Rys. 10.5. Wyniki symulacji - Strain



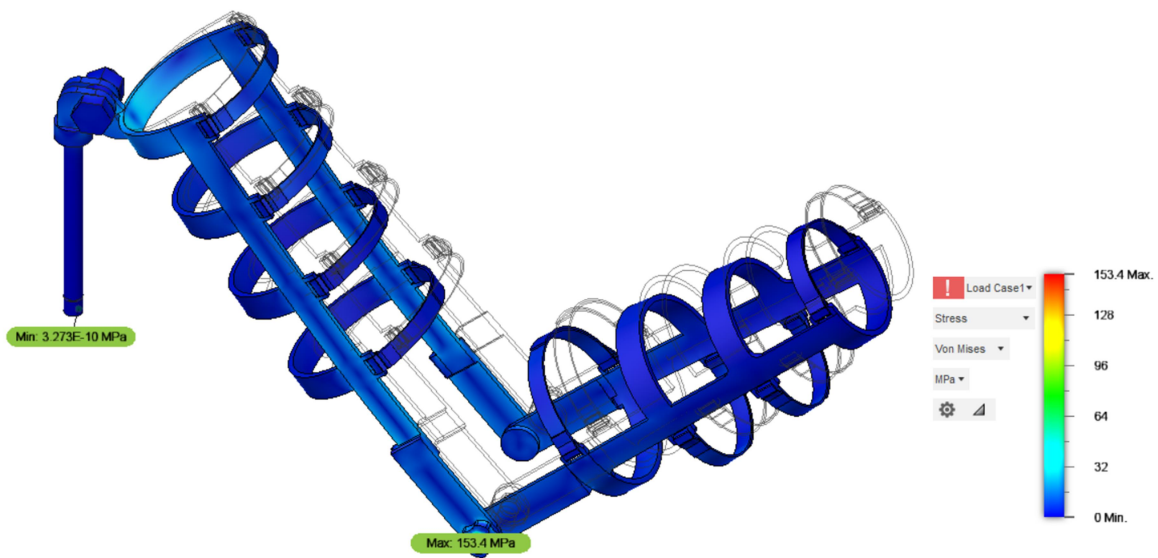
Rys. 10.6. Wyniki symulacji - Contact Pressure

10.2. Wyniki symulacji statycznej (model 2)

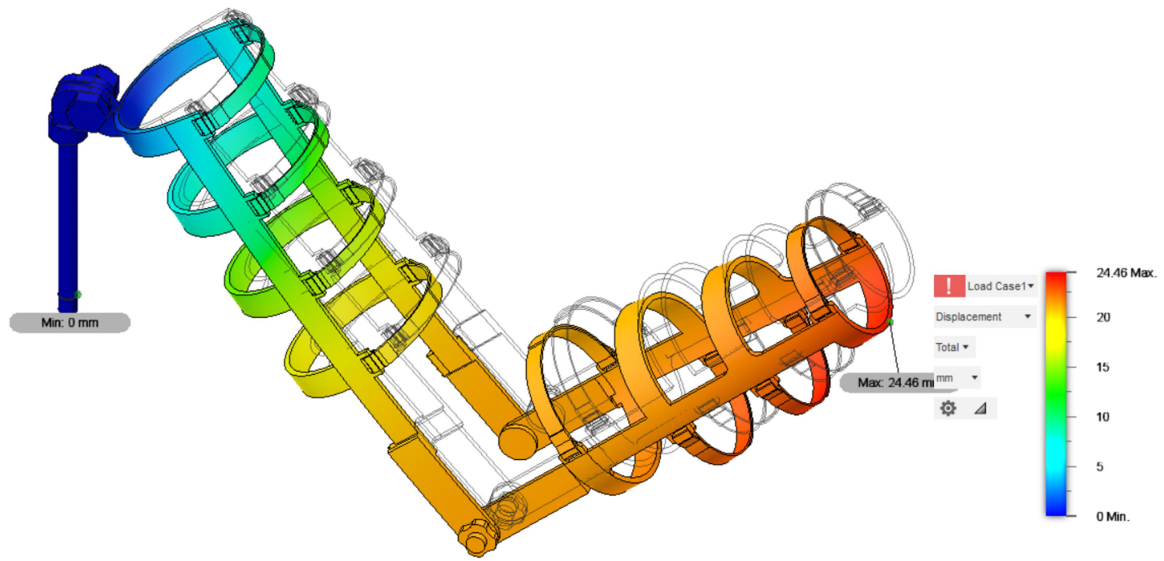
Drugą symulację naprężeniową przeprowadzono dla tego samego modelu przestrzennego z wykluczeniem zamocowania ortozy na klatce piersiowej. Za płaszczyzny utwierdzenia przyjęto trzpień złączki ortozy. Pozwoliło to na sprawdzenie zmiany przemieszczeń naprężeń krytycznych w modelu. Wyniki symulacji naprężeń statycznych, przedstawiają rysunki 10.7 – 10.12.



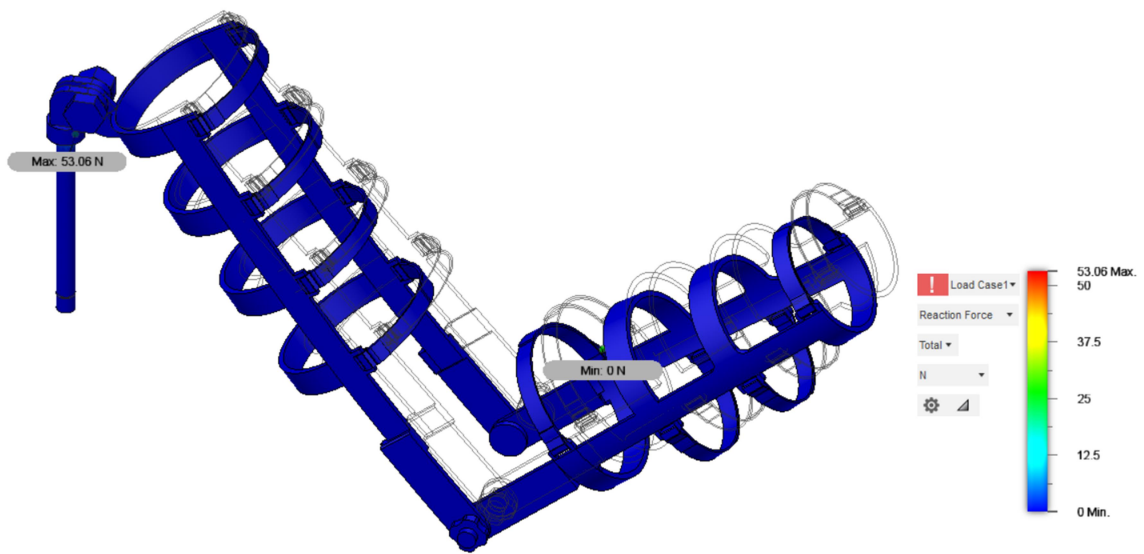
Rys. 10.7. Wyniki symulacji - Safety Factor



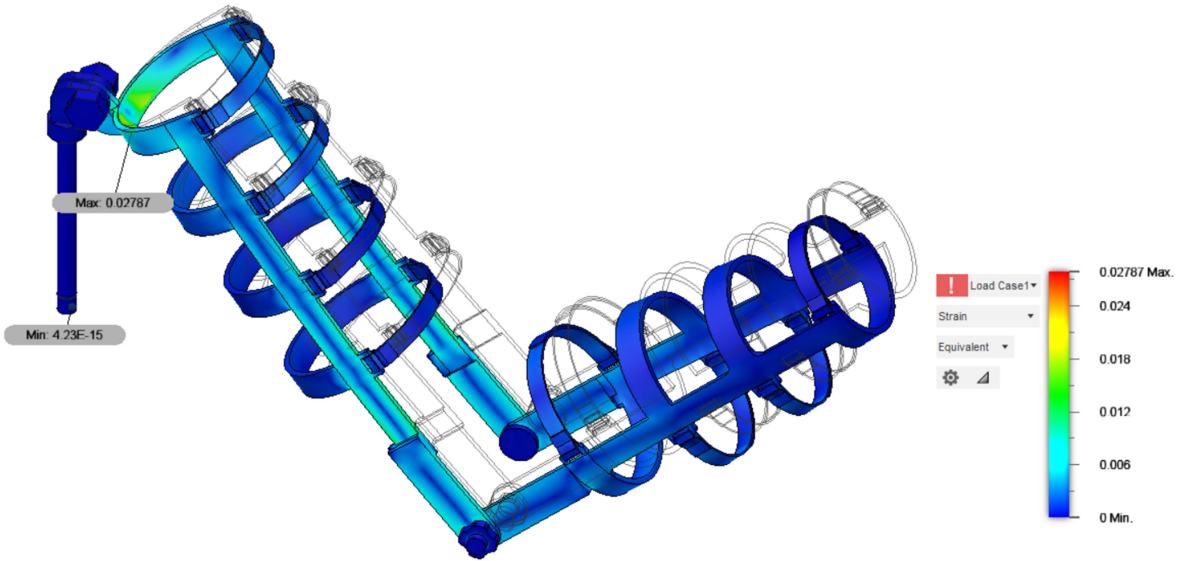
Rys. 10.8. Wyniki symulacji - Stress



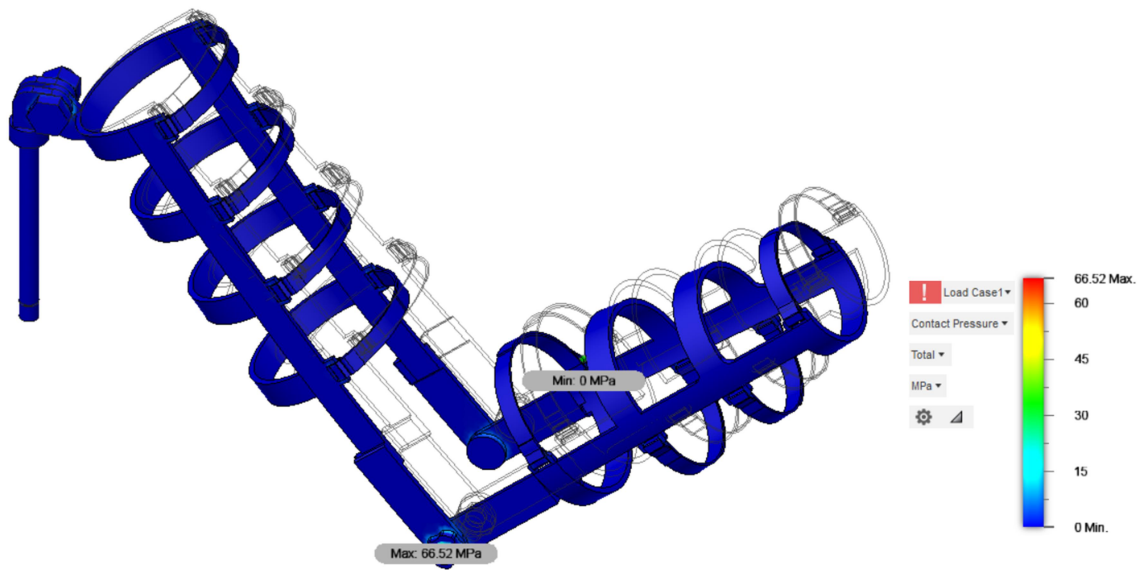
Rys. 10.9. Wyniki symulacji - Displacement



Rys. 10.10. Wyniki symulacji - Reaction Force



Rys. 10.11. Wyniki symulacji - Strain



Rys. 10.12. Wyniki symulacji - Contact Pressure

11. Podsumowanie

Przedstawione w pracy wyniki symulacji obciążeń statycznych, pozwalają nam na dokładne określenie parametrów wytrzymałościowych, mówiących nam czy dana orteza nie ulegnie nieprzewidzianemu uszkodzeniu podczas jej użytkowania. Do zaprojektowania modelu przestrzennego wykorzystano program Inventor Professional. Gotowe złożenie zostało następnie zaimportowane do programu Fusion 360, gdzie przeprowadzono analizę naprężeniową, posługując się metodą elementów skończonych.

Uzyskane z symulacji wyniki, charakteryzowały się koncentracją naprężeń w okolicach łącza ramy ortozy oraz na śrubach regulujących kąt zgięcia w stawie łokciowym - stanowią one obszar o niewielkiej powierzchni, poddany znacznym obciążeniom. Zgodnie z założonymi oczekiwaniami, parametr *Displacemmnt/Przemieszczenie*, przyjmował największe wartości w miejscu oparcia ramy ortozy, a dokładniej w punkcie najbardziej oddalonym od utwierdzenia modelu, gdzie nie występowało żadne dodatkowe podparcie. Parametr ten w przypadku pierwszej symulacji wynosił maksymalnie 23,77 [mm] oraz 24,46 [mm] dla drugiej symulacji. Szczególną uwagę należałoby również zwrócić na parametry *Safety Factor/Współczynnik bezpieczeństwa*, mówiące ile razy naprężenia dopuszczalne powinny być mniejsze od naprężeń niebezpiecznych. Według przeprowadzonych analiz, charakteryzują się one niebezpiecznie małymi wartościami. Dla symulacji pierwszej wynosi on 0,5298, a dla drugiej 0,524. Porównując dodatkowo same przebiegi symulacji, można zauważyć, że symulacja pierwsza posiadała znacznie dłuższy czas generowania siatki MESH i symulacji rozkładu naprężeń. Wynika to ze zmniejszenia powierzchni modelu ortozy, co wiąże się z redukcją liczby węzłów i zmniejszeniem ilości wymaganych obliczeń.

W celu uzyskania lepszych parametrów wytrzymałościowych, sugeruje się zwiększenie ilości materiału w miejscu łącza ramy ortozy, co pozwoliłoby na jego dodatkowe zabezpieczenie i zwiększenie współczynnika bezpieczeństwa. Możliwe jest również wzmocnienie materiału przy pomocy np. włókna węglowego.

Należy również zwrócić uwagę na fakt, że sama analiza obarczona jest pewnym błędem, wynikającym z uproszczeń przyjętych podczas projektowania modelu przestrzennego, takich jak brak gwintowania śrub oraz przybliżeń wyznaczonych wartości obciążeń. Pomimo uwzględnienia tych czynników, analiza MES w dalszym ciągu pozwala na uzyskanie wyników, które w znacznym stopniu pokrywają się z wartościami rzeczywistymi oraz pozwala na poprawne przewidzenie zachowania się konstrukcji, poddanej określonym obciążeniom.

Literatura

- [1] <https://lamignat.pl/2018/11/20/bol-gry-skrzypcach-altowkach/> (data dostępu: 14.11.2021)
- [2] <https://www.praktycznafizjoterapia.pl/artykul/zespol-ciesni-podbarkowej> (data dostępu: 14.11.2021)
- [3] M. Cameron, L. Monroe, *Physical Rehabilitation: Evidence-Based Examination, Evaluation, and Intervention*, 2007
- [4] J. Webster, D. Murphy, *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*, edycja piąta, 2019
- [5] <https://powerfizjo.pl/czym-jest-ortotyka/> (data dostępu: 21.11.2021)
- [6] <https://www.4dflexisport.com/products/arm-sling-adult-one-size-by-4dflexisport> (data dostępu: 21.11.2021)
- [7] https://www.walmart.com/ip/Arm-Sling-Brace-Shoulder-Immobilizer-FREE-Branded-Eyeglass-Pouch-Black-TeensS/921580286?athcpid=921580286&athpgid=Athenaltempage&athcgid=null&athznid=si&athieid=v0&athstid=CS055&athguid=nAR_MTgOfIrVyDyshLkmcRj1VWGEaGxs8yHY&athancid=null&athposb=0&athena=true (data dostępu: 21.11.2021)
- [8] <https://www.alimed.com/alimed-hemi-shoulder-sling.html> (data dostępu: 21.11.2021)
- [9] <https://www.medicalexpo.com/prod/reh4mat/product-95841-629293.html> (data dostępu: 21.11.2021)
- [10] <http://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/6/rahman.htm> (data dostępu: 21.11.2021)
- [11] <http://www.metal.agh.edu.pl/~milenin/Dydaktyka/MES/MES2005a.pdf> (data dostępu: 29.11.2021)
- [12] A. Budzyński, *Krótki wstęp do zastosowania Metody Elementów Skończonych (MES) do numerycznych obliczeń inżynierskich*
- [13] K. Balonek, S. Gozdur, *Wprowadzenie do Metody Elementu Skończonego*, Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, AGH, Kraków, Polska
- [14] K. Banaś, *Wprowadzenie do Metody Elementu Skończonego*, 24 marca 2020
- [15] <https://ortopediainfo.pl/bark/> (data dostępu: 07.12.2021)
- [16] <http://fizjohand.pl/fizjo-blog/staw-barkowy-w-praktyce-fizjoterapeuty/> (data dostępu: 07.12.2021)
- [17] <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-shoulder-joint> (data dostępu: 07.12.2021)
- [18] <https://krokdozdrowia.com/stawy-maziowe-poznaj-ich-charakterystyke-i-rodzaje/> (data dostępu: 07.12.2021)
- [19] <https://www.reh4mat.com/publikacje/materialy-przyjazne-dla-skory-pacjenta/> (data dostępu: 11.12.2021)
- [20] R. Kumar, V. Kumar, M. Singh, P. Kumar, *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering: On Twin Screw Extrusion of Mn Doped ZnO Nanoparticles-Nylon 6 Thermoplastic Composites for Fused Filament Fabrication*, 2020
- [21] J. N. Chakraborty, *Fundamentals and Practices in Colouration of Textiles*, 2014
- [22] A. S. Khanna, *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering: Natural Degradation on Plastics and Corrosion of Plastics in Industrial Environment*, 2021
- [23] P. McSweeney, J. P. McNamara, *Encyclopedia of Dairy Sciences (Third Edition)*, 2022
- [24] <https://treniebiegacza.pl/artykul/bol-barku-podczas-biegania-zadbaj-o-prawidlowe-ustawienie-klatki-piersiowej> (data dostępu: 14.12.2021)
- [25] <https://postcompetitiveinsight.com/2015/10/scapular-control-open-closed-and-guided.html/range-of-motion-exercises-for-shoulder> (data dostępu: 14.12.2021)

- [26] J. Buśkiewicz, J. Grabski, T. Walczak, *Przewodnik do ćwiczeń laboratoryjnych z biomechaniki inżynierskiej*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2015
- [27] <https://www.comsol.com/multiphysics/introduction-to-structural-mechanics> (data dostępu: 25.12.2021)
- [28] <https://eia.pg.edu.pl/documents/184160/35666145/Mechanika%20skrypt%20cz.%202> (data dostępu: 25.12.2021)
- [29] <https://sciaga.pl/slowniki-tematyczne/1038/wiazanie-metaliczne/> (data dostępu: 28.12.2021)
- [30] P. Wexler, *Encyclopedia of Toxicology (Third Edition)*, 2014
- [31] S. T. Abdulrahman, S. Thomas, Z. Ahmad, *Micro and Nanostructured Composite Materials for Neutron Shielding Applications*, Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering, 2020
- [32] S. Ebnesajjad, A. H. Landrock, *Adhesives Technology Handbook (Third Edition)*, 2015
- [33] R. A. Meyers, *Durability and Life Prediction in Biocomposites, Fibre-Reinforced Composites and Hybrid Composites*, 2001
- [34] M. Jawaid, M. Thariq, N. Saba, *Durability and Life Prediction in Biocomposites, Fibre-Reinforced Composites and Hybrid Composites*, 2019
- [35] <https://strefainzyniera.pl/artykul/1227/staliwo> (data dostępu: 02.01.2022)
- [36] https://mech.pg.edu.pl/documents/174709/36494029/PIM_3_%C5%BCeliwa.pdf (data dostępu: 02.01.2022)
- [37] <http://www.zss.q4.pl/przedmioty/materialy/lekcja03.pdf> (data dostępu: 02.01.2022)
- [38] <https://www.budujzestali.pl/baza-wiedzy/czym-jest-stal/> (data dostępu: 02.01.2022)
- [39] J. Piechura, A. Skrzek, K. Rożek, E. Wróbel, *Zastosowanie zabiegów krioterapii miejscowej w terapii osób z zespołem bolesnego barku*, Wydział Fizjoterapii AWF we Wrocławiu
- [40] P. Lisiński, W. Samborski, *Czynniki warunkujące powstawanie i rozwój zespołu bolesnego barku*, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, Nowiny Lekarskie 2007
- [41] <https://fizjotechnologia.com/jednostki-chorobowe/zespol-ciasnoty-podbarkowej.html> (data dostępu: 08.01.2022)
- [42] <https://fizjotechnologia.com/bez-kategorii/leczenie-urazu-stawu-barkowego-reprezentanta-polski-w-koszykowce-na-wozkach.html/attachment/zespol-ciasnoty-podbarkowej-leczenie> (data dostępu: 08.01.2022)
- [43] H. Leda, *Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2011
- [44] <https://www.procad.pl/autodesk-fusion-360/> (data dostępu: 12.01.2022)
- [45] <https://www.britannica.com/science/metal-chemistry> (data dostępu: 12.01.2022)
- [46] https://www.ilo.org/wcmsp5/groups/public/---ed_emp/---emp_policy/---invest/documents/instructionalmaterial/wcms_447745.pdf (data dostępu: 12.01.2022)
- [47] J. Sikora, *Numeryczne metody rozwiązywania zagadnień brzegowych. Podstawy elementów skończonych i metody elementów brzegowych*, Politechnika Lubelska, 2012
- [48] O. C. Zienkiewicz, *Metoda elementów skończonych*, Arkady, Warszawa 1972

Streszczenie

Celem podanej pracy jest zaprojektowanie, jak i przeprowadzenie symulacji naprężeń statycznych ortozy stawu barkowego, dla osób grających zawodowo na skrzypcach, które zmagają się ze schorzeniami typu zespołu cieśni podbarkowej, lub innymi dolegliwościami bólowymi barku.

Na część teoretyczną pracy składa się przegląd oferowanych obecnie ortez stawu barkowego, opis jednostki chorobowej oraz opis budowy anatomicznej barku. Uzyskane informacje stanowiły podstawę, służącą do opracowania wstępnego projektu modelu przestrzennego. Ponadto, zamieszczono również opracowanie materiałów konstrukcyjnych i ich zastosowań, co pozwoliło na dobranie odpowiednich materiałów do projektu ortozy.

Część praktyczną pracy, zrealizowano przy pomocy programu Fusion 360, który pozwolił na wykonanie modelu przestrzennego ortozy stawu barkowego oraz przeprowadzenie symulacji statycznej z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Dodatkowo, w pracy zamieszczono opis samego programu Fusion 360 oraz przybliżono część teoretyczną analizy MES. Symulację zrealizowano dla dwóch modeli ortez, różniących się między sobą utwierdzeniem modelu i usunięciem części mocującej.

Abstract

The aim of this study is to design and simulate the static stresses of a shoulder orthosis for professional violin players, struggling with disorders such as the subacromial isthmus syndrome.

The theoretical part of this work consists of a review of currently offered shoulder orthoses, a description of the disease and a description of shoulder anatomy. Obtained informations are basics for the initial design development of the spatial model. In addition, the development of construction materials and their applications was also included, which allowed for the selection of appropriate materials for the project.

The practical part of this work was carried out using program Fusion 360, which allowed for the creation of a spatial model of the shoulder joint brace and the implementation of a static simulation using the finite element method. In addition, this work describes program Fusion 360 itself, and presents the theoretical part of the FEM analysis. The simulation was carried out for two models of orthoses, which differences in terms of the model fixation and removal of the fixing part.