



Politechnika Poznańska
Wydział Inżynierii Mechanicznej

PRACA DYPLOMOWA INŻYNIERSKA



Projektowanie i analiza właściwości mechanicznych
zindywidualizowanych protez kończyn dla zwierząt

Design and analysis of mechanical properties of individualized limb prostheses for animals

Promotor:
dr hab. Tomasz Stręć, prof. PP

Poznań, 2022

Spis treści

1. Wprowadzenie (PB)	3
1.1. Cel i zakres pracy (założenia projektowe)	4
2. Opis analizowanych przypadków (PB)	5
4. Anatomia i biomechanika kończyny tylnej kota (PB)	14
5. Stosowanie protez u zwierząt (AP)	19
6. Metody wykorzystywane w protetyce tradycyjnej i nowoczesnej (AP)	22
7. Skanowanie 3D (AP, PB)	25
8. Modelowanie leja protezowego (PB)	30
8.1. Opis środowiska <i>Autodesk Meshmixer</i>	30
8.2. Cechy leja protezowego	30
8.3. Edycja skanów	30
9. Modelowanie części protez w środowisku <i>Autodesk Inventor</i> (AP, PB)	34
9.1 Opis środowiska <i>Autodesk Inventor Professional 2021</i> (PB)	34
9.2. Modele psiej protezy (AP)	35
9.3. Modele kociej protezy (PB)	38
10. Metoda elementów skończonych (AP)	42
11. Model matematyczny i związane zagadnienia (PB)	44
11.1. Własności mechaniczne ciała stałego	44
11.2. Wybrane właściwości materiałowe	46
11.3. Wybrane równania mechaniki ciał stałych	47
12. Symulacje elementów protezy dla psa (AP)	49
12.1. Opis środowiska <i>Fusion 360</i>	49
12.2. Analiza MES	51
12.3 Porównanie właściwości generowanych siatek modelu	58
12.4. Porównanie zaprojektowanych konstrukcji protezy dla psa	62
12.5. Symulacje prototypu psiej protezy z uwzględnieniem fragmentu leja	63
13. Symulacje elementów protezy dla kota (PB)	66
13.1. Porównanie modeli części dolnych dla protezy kota	66
13.2. Symulacja protezy z fragmentem leja protezowego w przypadku kota	69

14. Techniki przyrostowe (PB)	71
14.1. Druk 3D	71
14.2. Użyta drukarka i parametry wydruku	72
14.3. Ułożenie elementów na stole	73
14.4. Zastosowane filamenty	73
14.5. Uzyskane elementy	74
15. Mocowania protezy (PB)	75
16. Opis finalnego produktu dla każdego z przypadków (AP)	78
17. Podsumowanie i wnioski (AP, PB)	82
Streszczenie	84
Abstract	84
Bibliografia	85

Wyjaśnienie:

AP -

PB -

1. Wprowadzenie

Niewątpliwym postępowaniem z zakresu medycyny weterynaryjnej stała się protetyka, której rozwój umożliwia coraz lepsze dopasowanie do potrzeb zwierzęcia. Sztuka leczenia, która polega na zastąpieniu utraconej lub uszkodzonej anatomii sztucznymi elementami, pomaga przywrócić pełną mobilność i sprawność zwierzęciu, znacznie ułatwiając mu funkcjonowanie.

Utrata kończyn u zwierząt domowych i ich dzikich odpowiedników może nastąpić w wyniku urazów lub chorób takich jak nowotwory. W większości przypadków zwierzęta trójnożne są w stanie poruszać się prawie tak samo dobrze jak czworonożne, ale konieczność nieregularnego ruchu i rozkładu ciężaru ciała, odbijają się na postawie ciała, ostatecznie skracając długość życia i obniżając jego jakość.

Protetyka związana jest zarówno z rehabilitacją fizyczną jak i emocjonalną. Trójnożny pies, któremu wszczepiono kończynę z włókna węglowego, może poruszać się z nową młodością, zyskując zarówno zdrowie fizyczne, jak i psychiczne. Zwierzęta wydają się również obojętne na wygląd swoich nowych przydatków i wolne od presji społecznej, która jest istotnym zjawiskiem u ludzi wspomaganych przez podobne urządzenia.

Tworzenie zaawansowanych technologicznie protez dla zwierząt możliwe jest dzięki syntezie umiejętności i informacji z zakresu ortopedii, biomechaniki, biofizyki i materiałoznawstwa.

Istnieje wiele innych rodzajów protez projektowanych pod indywidualne przypadki. Bardzo ogólnym jest podział na protezy nasadowe - nasuwane na kikut amputowanej kończyny i mocowane za pomocą pasków i usztywnień oraz protezy zintegrowane, w której kotwica jest wszczepiana do kości amputowanej kończyny, a następnie mocowana na wsporniku zapewniając długotrwałe wsparcie kończyny.

Wiele rozwiązań takich jak tytanowe protezy stawów biodrowych u psów znajduje się w wczesnych stadiach rozwoju, a pierwsze prototypy dały już wielu dotkniętym chorobą psom drugą szansę na zdrowe, aktywne życie [1].

Tworzenie protezy pod indywidualny przypadek jest procesem składającym się z następujących etapów. Najczęściej są to:

- Ocena i badanie przypadku w celu ustalenia diagnozy i opcji leczenia.
- Analiza i wybór najlepszej opcji leczenia pod potrzeby i anatomie zwierzęcia.
- Projekt i wytworzenie dostosowanego do potrzeb urządzenia.
- Przymiarki i dopasowanie, upewnienie że urządzenie pasuje i funkcjonuje tak jak powinno.
- Etap finalny polega na kontroli i rehabilitacji zwierzęcia w celu osiągnięcia jak najlepszych rezultatów [2].

1.1. Cel i zakres pracy (założenia projektowe)

Przedmiotem pracy jest zaprojektowanie protez dla dwóch osobnych przypadków zwierząt po amputacjach kończyny oraz analiza elementów pod kątem wytrzymałościowym. Opisane zostaną szczegółowo działania dokonywane na każdym etapie pracy oraz efekt finalny w postaci elementów gotowych do mocowania i użytkowania przez zwierzęta.

Praca opisuje w kolejności chronologicznej etapy od analizy przypadków do finalnie otrzymanych konstrukcji protez z uwzględnieniem systemów mocowania. Poszczególne fragmenty poprzedzone są najczęściej opisem zagadnień i teorii w nich występujących. Dodatkowo wnioski i trudności wynikające z poszczególnych etapów opisywano we fragmentach ich dotyczących. Część symulacyjno-badawcza pracy zawiera analizę wytrzymałościową projektowanych elementów w programie *Autodesk Fusion 360*. Inicjałami autorów pracy w nawiasach oznaczono osoby redagujące wybrany rozdział. Szczegółowy podział obowiązków oznaczony jest w ten sposób w spisie treści.

Wyszczególniając, zadania w ramach części praktycznej przedstawiają się następująco:

- selekcja kandydatów na podstawie otrzymanych od właścicieli zwierząt informacji,
- pomiar manualny wymiarów kikuta,
- odlew gipsowy kikuta,
- skanowanie 3D fragmentów kończyn zwierząt,
- modelowanie lejów protezowych na podstawie wcześniej wykonanych skanów,
- projekt części dolnej protezy dla psa,
- projekt części dolnej protezy dla kota,
- przeprowadzenie symulacji wytrzymałościowych zaprojektowanych elementów,
- wydruk części o najlepszych parametrach,
- złożenie konstrukcji wraz z mocowaniem.

Ostatni rozdział stanowi podsumowanie i wnioski ogólne, wyciągnięte w trakcie poszczególnych etapów, spisane przez obu autorów pracy.

2. Opis analizowanych przypadków

W ramach pierwszego etapu pracy, zwrócono się do właścicieli zwierząt, które nie posiadały części kończyn. W odpowiedzi otrzymano zgłoszenia od dziesięciu osób. Na potrzeby pracy należało skupić się na dwóch najbardziej optymalnych pod kątem projektu przypadkach.

W tym celu po przeprowadzonym wcześniej rozeznaniu dokonano selekcji spośród kandydatów na podstawie wybranych, kluczowych aspektów takich jak:

- gatunek, wiek i rozmiar zwierzęcia,
- stopień niepełnosprawności i konsekwencja jej długotrwałych skutków,
- lokalizacja.

Preferowane były zwierzęta domowe, o rozmiarze nie utrudniającym znacząco żadnego z późniejszych etapów pracy oraz których wiek nie wskazywał na nagły wzrost w przyszłości. Istotnym było, aby kandydat był faktycznym beneficjentem użytkowania protezy, a więc priorytetem były zwierzęta, u których mobilność była mocno utrudniona, a brak pomocy mógł skutkować zmianami w postawie ciała i skrzywieniami oraz nadmiernym obciążeniem układu kostnego.

Również biorąc pod uwagę mnogość wizyt, z założeniem dojazdu do kandydata, istotną była lokalizacja jego miejsca zamieszkania.

W trakcie rozmowy z właścicielami zbierano dodatkowo informacje na temat masy pupila, okoliczności utraty fragmentów kończyn oraz aspektów behawioralnych. Osobnik po amputacji lub wypadku może być bardziej wrażliwy w miejscu kikuta niż zwierzę które urodziło się bez fragmentu kończyny. Obciążenie kończyny z protezą oraz jej projekt są zależne od masy ciała zwierzęcia. Jeśli właściciel konsultował wcześniej przypadek z weterynarzem to opinia lekarza specjalisty jest kluczowa w projekcie, ponieważ to on jest w stanie stwierdzić jak poważny jest uraz i jaki model stanowiłby największą pomoc w rehabilitacji zwierzęcia. Istotną pomoc stanowią zdjęcia rentgenowskie, dając informację na temat zmian w aparacie ruchu i anatomii urazu.

Właściciel może również spróbować określić temperament zwierzęcia i jego możliwe zachowanie w trakcie wizyty i zbierania pomiarów. Na potrzeby stworzenia skanu kikuta lub odlewu gipsowego ważnym jest aby kandydat wytrzymał przez dłuższy czas nie wykonując gwałtownych ruchów w otoczeniu obcych osób. Ponieważ właścicielom nie proponuje się usypiania zwierząt na czas pomiarów istotnym jest aby nie były to osobniki nastawione specjalnie agresywnie do nieznajomych.

Efektem selekcji dokonanej na podstawie wszystkich zebranych informacji był wybór dwóch zwierząt:

- 4 letniej, ważącej 12 kg suczki, która straciła fragment kończyny prawej przedniej;
- 5 letniego kota, ważącego około 4,3 kg, po utracie fragmentu kończyny prawej tylnej.



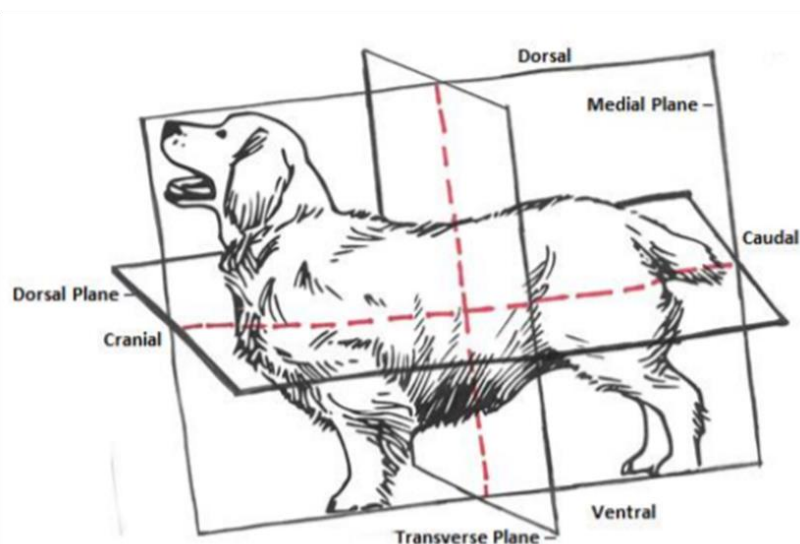
Fot.2.1. Wybrane zwierzęta, dla których zostaną wykonane protezy.

W przypadku psa widoczny jest brak fragmentu kończyny na wysokości stawu nadgarstkowego. Zwierzę czasami stara się używać kończyny i podpierać na kikucie w trakcie chodu. Uraz uniemożliwia mu kłus oraz bieg. Nie wiadomo jak doszło do utraty fragmentu kończyny.

Przyczyna utraty kończyny kota również nie jest znana, natomiast weterynarze u których właścicielka konsultowała jego sytuację zgodnie twierdzą, że sposób chodzenia kota w szybkim czasie może doprowadzić u niego do wywichnięcia stawów biodrowych. Kot stara się opierać na kończynie z brakującym fragmentem, czego negatywne skutki już są widoczne w skrzywieniu kręgosłupa.

3. Anatomia i biomechanika kończyny przedniej psa

W opisie anatomii psa używamy trzech płaszczyzn: środkowej, poprzecznej i grzbietowej. Środkowa dzieli ciało psa na połowy prawą i lewą, wzdłuż ciała, zaczynając od nosa. Grzbietowa oddziela połowę górną od dolnej zwierzęcia, a poprzeczna przecina linię środkową tułowia odseparowując kończyny tylne (miedniczne) od przednich (piersiowych). Dodatkowo w środowisku weterynaryjnym używa się terminów czaszkowy, ogonowy, grzbietowy oraz brzuszny w celu wskazania względnej lokalizacji danej cechy [3].

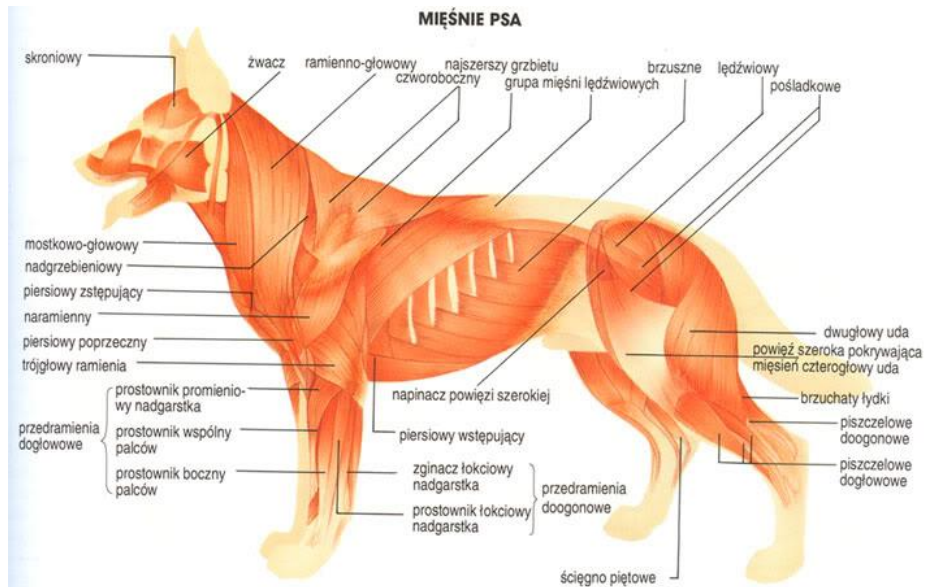


Rys.3.1 Kierunki i płaszczyzny w ciele psa; *cranial* - kierunek doczaszkowy, *caudal* - kierunek doogonowy, *ventral* - kierunek brzuszny, *dorsal plane* - płaszczyzna grzbietowa, *transverse plane* - płaszczyzna osiowa, *medial plane* - płaszczyzna środkowa [4].

Na aparat ruchu psa składają się kości wraz z połączeniami oraz mięśnie szkieletowe. Współdziałanie części biernej i czynnej aparatu ruchu umożliwia psu wykonywanie ruchów lokomocyjnych, utrzymanie odpowiedniej postawy ciała i osłabianie skutków działania przeciążeń.

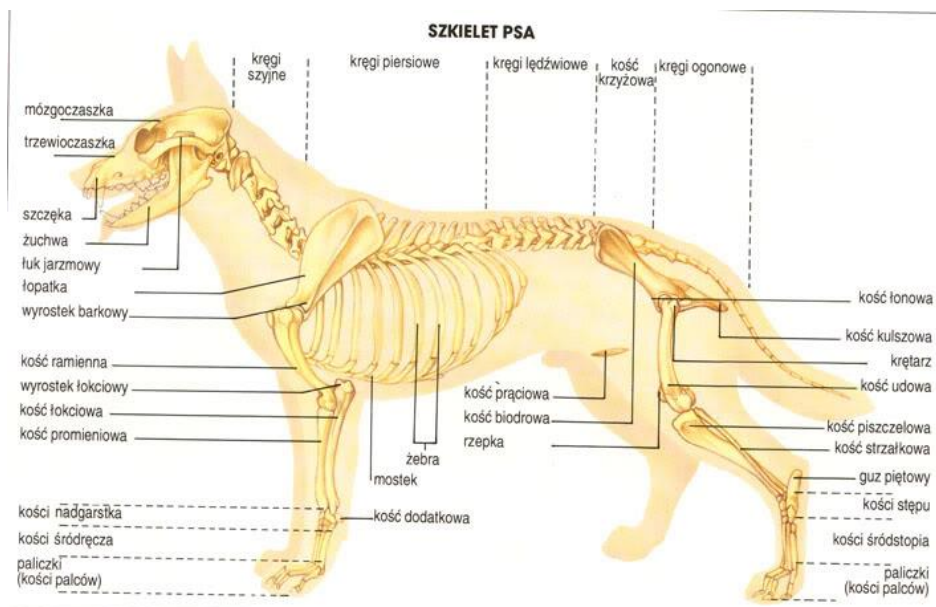
Kończyny ssaków są narządami homologicznymi stąd wiele kości w szkieletcie psa znajduje odpowiedniki w ludzkiej anatomii. Niektóre kości mają inny kształt, np. kość udowa, która jest bardziej zakrzywiona u psa. Łopatka, która u ludzi znajduje się na plecach, u psa jest przymocowana po boku.

W przeciwieństwie do człowieka pies nie posiada obojczyka, przez co nie jest w stanie wystawić przedniej kończyny za plecy. Stabilność barków i ruchy psa opierają się wyłącznie na grupie mięśni obręczy barkowej, które spinają i stabilizują przednią kończynę. Ludzie mają obojczyk, czyli kość obojczykową, która jest powodem, dla którego mamy większą stabilność i jesteśmy mniej narażeni na urazy, gdy podciągamy się do góry. Ze względu na tę kość, jesteśmy również w stanie umieścić zgiętą rękę za plecami i przed naszym ciałem. Mięśnie obręczy barkowej psa często ulegają nadwyrężeniu lub naciągnięciu, co objawia się przerywaną kulawizną u psa [3, 5].



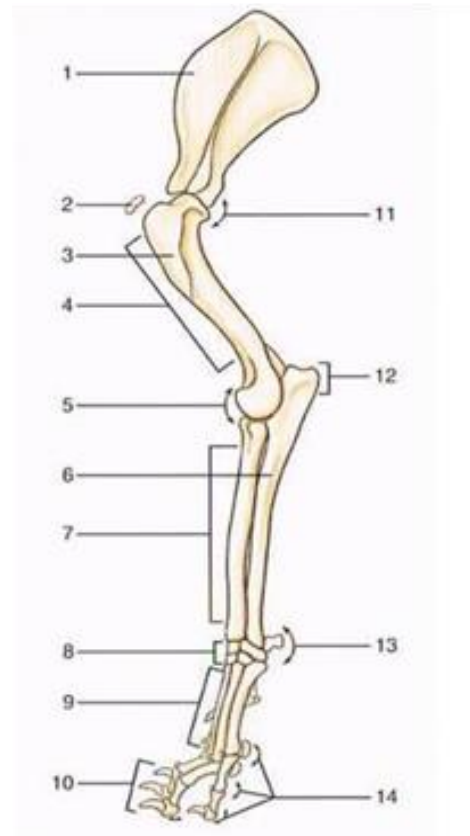
Rys.3.2. Układ mięśniowy psa [6].

Szkielet psa jest zbudowany z około 319 kości. Wyróżnia się w ramach niego czaszkę, kręgosłup z klatką piersiową, kościec kończyn piersiowych oraz kościec kończyn miednicznych. Połączenia między poszczególnymi kośćmi klasyfikuje się jako ścisłe (kościrozrosty), półściśle (chrząstkozrosty) oraz ruchome (stawy), które umożliwiają zwierzęciu szeroki zakres ruchów [3].



Rys.3.3. Układ kostny psa [6].

Kośćciec kończyny piersiowej psa składa się z obręczy barkowej i szkieletu części wolnej kończyny przedniej. Obręcz barkowa składa się z łopatki i zredukowanego obojczyka. Kość krucza u ssaków zredukowana jest do wyrostka kruczego łopatki. Część wolna kończyny piersiowej składa się z kości ramiennej, kości łokciowej, kości promieniowej, kości nadgarstka, kości śródręcza, kości palców i trzeszczki [7]. Łopatka jest głównym elementem obręczy barkowej. Jej powierzchnia żebrowa podzielona jest na położoną grzbietowo powierzchnię będącą obszarem przyczepu mięśnia brzuszego oraz położony dół podłopatkowy stanowiący obszar przyczepu mięśnia podłopatkowego. Powierzchnia boczna dzieli się na dół nadgrzebieniowy i dół podgrzebieniowy. Kość ramienna posiada głowę kości ramiennej jako wypukłość stawową stawu barkowego. Głowa jest wyraźnie oddzielona od szyi kości ramiennej. Trzon kości ramiennej ma guzek naramienny bocznie na styku proksymalnej i środkowej części. Kłykieć kości ramiennej składa się z dużego przyśrodkowego bloczka łączącego się z kością łokciową i małej bocznej główki ramiennej, która łączy się z kością promieniową. Kłykieć kości ramiennej ma po obu stronach nadkłykcia [4].



Rys.3.4. Szkielet kości przedniej psa:

- 1- łopatka, 2-zredukowany obojczyk, 3- kość ramienna 4- ramię, 5- powierzchnia zginacza, 6- kość łokciowa 7- kość promieniowa, 8- nadgarstek, 9- śródręcze, 10- kości palców, 11- powierzchnia zginacza stawu barkowego 12- staw łokciowy, 13- powierzchnia zginacza stawów nadgarstkowych, 14- powierzchnia zginacza stawów palcowych [8].

Kośćmi przedramienia są kość promieniowa i kość łokciowa. Głowa kości promieniowej ma obwód kłykciowo-ogonowy. Jej szyjka jest niewyraźna i w okolicy ogonowo-środkowej posiada się niewielką wypukłość do zakończenia przyczepu promieniowego mięśnia dwugłowego ramienia. Trzon kości promieniowej jest kontynuowany dystalnie przez bloczek kości promieniowej, która łączy się z kośćmi nadgarstka dystalnie, a bocznie za pomocą wcięcia łokciowego z kością łokciową.

Kość łokciowa wystaje poza główkę kości promieniowej swoim wyrostkiem łokciowym który jest powiększony, tworząc guzek wyrostka łokciowego. Głowa kości łokciowej tworzy dalszy koniec kości. Posiada obwód stawowy i kończy się wyrostkiem rylcowatym

bocznym. Przestrzeń międzykostna przedramienia jest szczególnie szeroka w jednej trzeciej długości przedramienia.

Kości nadgarstka układają się w trzech rzędach w trakcie życia zarodkowego, a po urodzeniu ta liczba redukuje się do dwóch rzędów. Wyróżniamy kości nadgarstka: środkową, pośrednio-promieniową, łokciową i dodatkową oraz kości nadgarstka I-IV, które tworzą rząd dalszy i łączą się z kośćmi śródreżca.

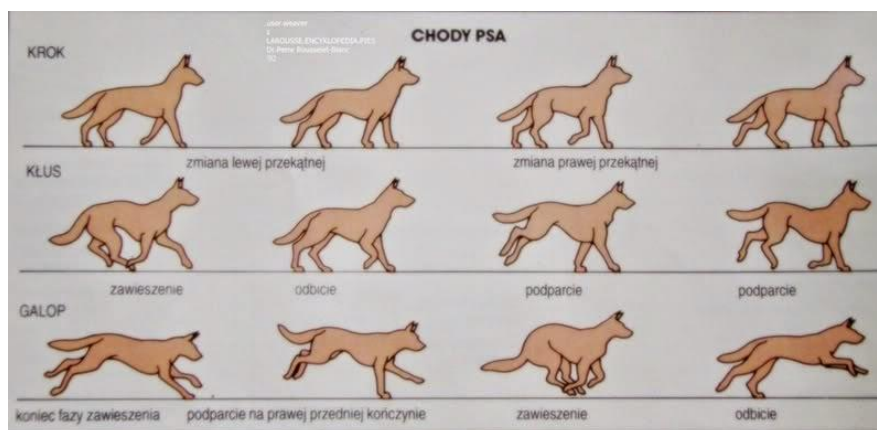
Kości śródreżca I–V mają podstawę z powierzchnią stawową proksymalną, długi korpus i głowę dalszą. Kość I śródreżca może być nieobecna lub podzielona na dwie kości, w takim przypadku część proksymalna jest zrosnięta z pierwszą kością nadgarstka.

Kości sezamoidalne rękojęści to kość trzeszczkowa mięśnia odwodziciela palców, która łączy się z małą częścią środkowo-palcową kości promieniowej nadgarstka oraz kość trzeszczkowa proksymalna, która jest dłonią w stawach śródreżczo-palczkowych. Po stronie dłoniowej dystalnego stawu międzypalczkowego znajduje się dystalny trzeszczek. Grzbietowo na stawie międzypalczkowym bliższym znajduje się grzbietowa chrząstka i trzeszczek [4, 7].

W kończynie przedniej psa znajdują się stawy: ramienny, łokciowy, nadgarstkowy i stawy śródreżczo-palcowe.

Staw ramienny psa jest stawem kulistym, łączącym panewkę łopatki i głowę kości ramiennej. Dwa główne więzadła, które się w nim znajdują to więzadło przyśrodkowe i boczne. Kłykiec kości ramiennej z głową kości promieniowej tworzą staw łokciowy psa. W tym stawie znajdują się więzadła poboczne boczne, więzadło poboczne przyśrodkowe, więzadło pierścieniowe kości promieniowej, *olecranon* i więzadło skośne. Stawy nadgarstkowe u psa obejmują proksymalne, dystalne i środkowe oraz międzypalcowe powierzchnie stawowe, a stawy śródreżczo-palcowe to ściśle przylegające do siebie połączenia pomiędzy kośćmi śródreżca [4, 7].

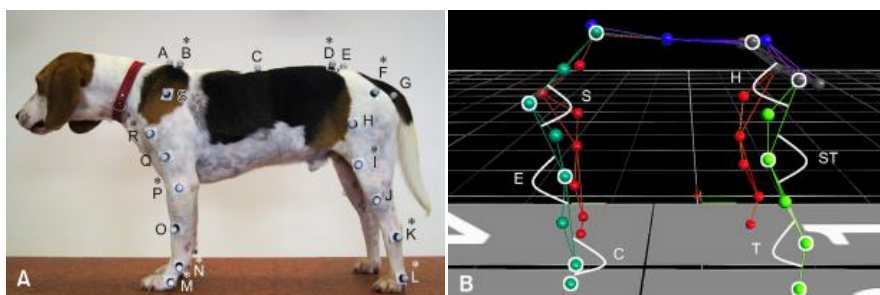
U psów wyróżnia się cztery podstawowe rodzaje ruchu: krok (nazywany też stępem), kłus, galop i cwał. Poszczególne fazy dla trzech z nich widoczne są na rysunku 3.5. Najbardziej ekonomicznym i jednocześnie najmniej męczącym rodzajem ruchu jest krok. Jednak nie odznacza się on największą szybkością przemieszczania się psa. Cwał jest niesymetrycznym, najszybszym chodem psów o czterotaktowym rytmie. Ruchem wolniejszym niż cwał jest galop. Czwartym rodzajem ruchu zwany kłusem, jest najpopularniejszym i najbardziej optymalnym chodem psów, w którym zwierzę przemieszcza się stosunkowo szybko i jednocześnie nie traci przy tym zbyt dużo energii. Dodatkowo rozróżnia się krok *amble* i *inochód*.



Rys.3.5. Porównanie kroku, kłusu i galopu psa [9].

Aby psi chód mógł być w pełni prawidłowy, niezbędna jest wzorcowa budowa nie tylko samych kończyn psa, ale i jego całego korpusu, czyli tułowia. Niezbędne są także odpowiednie proporcje i wzajemne ułożenie, czyli ukątowanie poszczególnych części kończyn przednich i tylnych. Informacje takie można uzyskać wykonując analizę chodu. Przeprowadza się ją za pomocą metod kinematycznych, kinetycznych i elektromiograficznych.

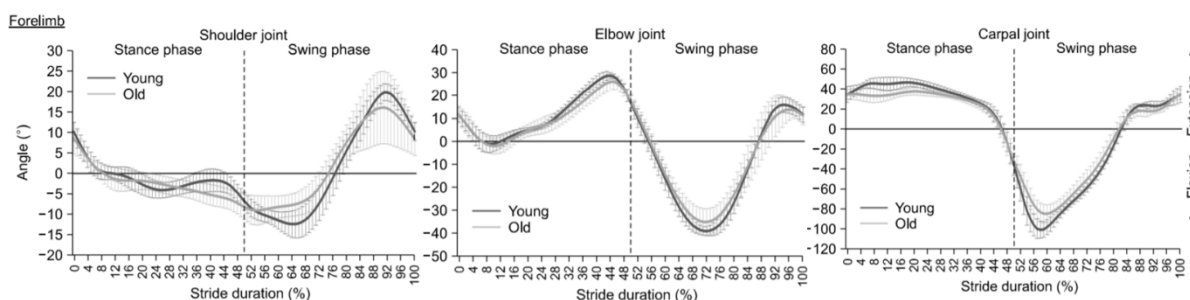
Analiza kinematyczna służy do określenia prędkości, przyspieszenia i kątów między stawami jednostki badanej. Do tego typu analizy można wykorzystać zapis wideo. W tym celu na zwierzęciu umieszcza się znaczniki w określonych anatomicznie miejscach (rys.3.6.). W trakcie ruchu położenie znaczników rejestrowane jest przez specjalne kamery. Na podstawie nagrań tworzy się model kinematyczny do dalszej analizy. Dodatkowo, korzystając z platform dynamometrycznych, możliwa jest rejestracja nacisku konkretnych kończyn zwierzęcia i sił reakcji pochodzących od platform. Nieinwazyjność metody powoduje, że wideo analiza kinematyczna chodu jest powszechnie stosowana [10].



Rys.3.6. A - Przymocowanie pasywnych znaczników refleksyjnych na psa rasy Beagle, B- utworzenie modelu kinematycznego [10].

Jednym z efektów opisanych powyżej badań jest możliwość porównawczego przedstawienia standaryzowanych średnich kątów stawowych dla określonych kończyn. W tym przypadku autorzy badali między innymi zmiany kątów stawowych kończyn w trakcie jednego kroku u psów rasy Beagle z dwóch grup wiekowych (rys.3.7).

Pionowa przerywana linia oznacza przejście z fazy stania do fazy wymachu. Wzrastające wartości obrazują wyprost, malejące wartości wskazują na zgięcie. Kąty stawów są rzutowane w płaszczyźnie strzałkowej i oglądane z pozycji bocznej [10].



Rys.3.7. Krzywe progresji kątów stawowych kończyny przedniej u psów rasy Beagle z dwóch grup wiekowych (od lewej: staw barkowy, łokciowy i nadgarstkowy); *forelimb* - kończyna przednia, *angle* - kąt, *stride duration* - trwanie kroku, *stance phase* - faza stania, *swing phase* - faza wymachu, *flexion* - zgięcie, *extension* - wyprost [10].

W trakcie chodu psy w naturalny sposób utrzymują około 60% swojego ciężaru ciała na przednich łapach. Kończyny przednie są nośnikami masy, amortyzują wstrząsy i spowalniają zwierzę. Kończyny tylne są wykorzystywane głównie do utrzymania pędu [11]. Rozkład ciężaru ciała psa na każdą z czterech zdrowych kończyn widoczny jest poniżej (rys.3.8).



Rys.3.8. Rozkład ciężaru ciała w czterech kończynach psa podczas stania [4].

Szacuje się, że około 30% ciężaru ciała psa obciąża jego pojedynczą kończynę przednią. Jest to wartość zgodna z danymi literaturowymi pochodzących z podobnych przeprowadzonych badań (tab.3.1.), gdzie porównano pionowy rozkład sił w łapach psów zdrowych i z koksartrozą [12].

Tab.3.1. Porównanie pionowego rozkładu sił w łapach psów z koksartrozą i zdrowych psów chodzących po płycie naciskowej; *GSou* - grupa zdrowa, *GCoX* - grupa z koksartrozą, *PFz%* - szczyt siły pionowej, *IFz%* - impuls pionowy znormalizowany jako procent siły całkowitej, *LF* - lewa kończyna przednia, *RF* - prawa kończyna przednia, *LH* - lewa kończyna tylna, *RH* - prawa kończyna tylna, *DIA* - kończyna ukośna, *IPSI* - kończyna ipsilateralna, *CONT* - kończyna kontralateralna, *L* - kończyna kulawa [12].

Groups	PFz%			
	DIA (LF)	IPSI (RF)	CONT (LH)	L (RH)
<i>G_{Sou}</i>	30.73 ± 0.3	30.99 ± 0.6	19.07 ± 0.31	19.2 ± 0.31
<i>G_{CoX}</i>	31.45 ± 0.38	32.02 ± 0.38	19.32 ± 0.33	17.21 ± 0.36
Groups	IFz%			
	DIA (LF)	IPSI (RF)	CONT (LH)	L (RH)
<i>G_{Sou}</i>	31.8 ± 0.26	31.78 ± 0.3	18.24 ± 0.25	18.17 ± 0.26
<i>G_{CoX}</i>	32.74 ± 0.45	31.77 ± 0.35	18.99 ± 0.28	16.5 ± 0.32

Jednak wartość maksymalna obciążenia kończyn przednich może stanowić nawet 110% ciężaru ciała ze względu na aspekt amortyzacji wstrząsów w trakcie intensywnego ruchu. Z kolei maksymalny nacisk na kończyny tylne wynosi około 80% ciężaru ciała. Symulacje na dalszych etapach pracy będą przeprowadzane dla maksymalnej wartości obciążenia kończyny przedniej [4].

Siła uderzenia przy stawianiu kroku jest najpierw absorbowana przez opuszki śródreżca, przenoszona w górę przedramienia w kierunku proksymalnym i ostatecznie absorbowana w połączeniu kończyny piersiowej z tułowiem poprzez mięśnie barku. Każdemu uderzeniu kończyn przednich towarzyszy ruch w dół głowy i szyi [4].

Analizowanym w ramach niniejszej pracy pies stracił fragment kończyny przedniej. Masa zwierzęcia to 4,3 kg, a przeprowadzane symulacje uwzględnią przypadek maksymalnego możliwego obciążenia przypadającego na kończyny przednie.

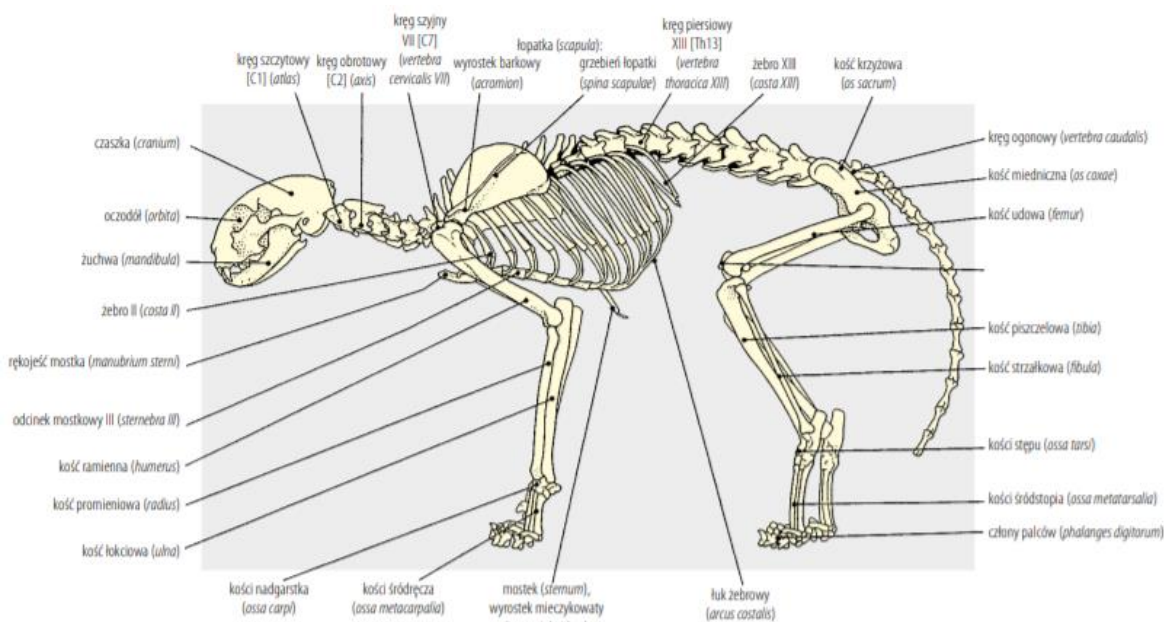


Fot.3.1. Analizowany przypadek psa, nieposiadającego fragmentu przedniej kończyny.

4. Anatomia i biomechanika kończyny tylnej kota

Szkielet kota jest stosunkowo podobny do szkieletu ludzkiego. Człowiek posiada 206 kości, natomiast kot 230, lecz wiele z nich jest bardzo zbliżona do ludzkich. Kot posiada kości obojczyków, ale w przeciwieństwie do ludzi nie są one przyczepione bezpośrednio do innych kości. Zewnętrzna część kości nadająca sztywność składa się z minerałów i białek. Wewnątrz kości znajduje się jama szpikowa wytwarzająca czerwone krwinki.

Budowa szkieletu kota jest podobna do szkieletu psa, z tą różnicą iż kościec kota jest delikatniejszy [13, 14].



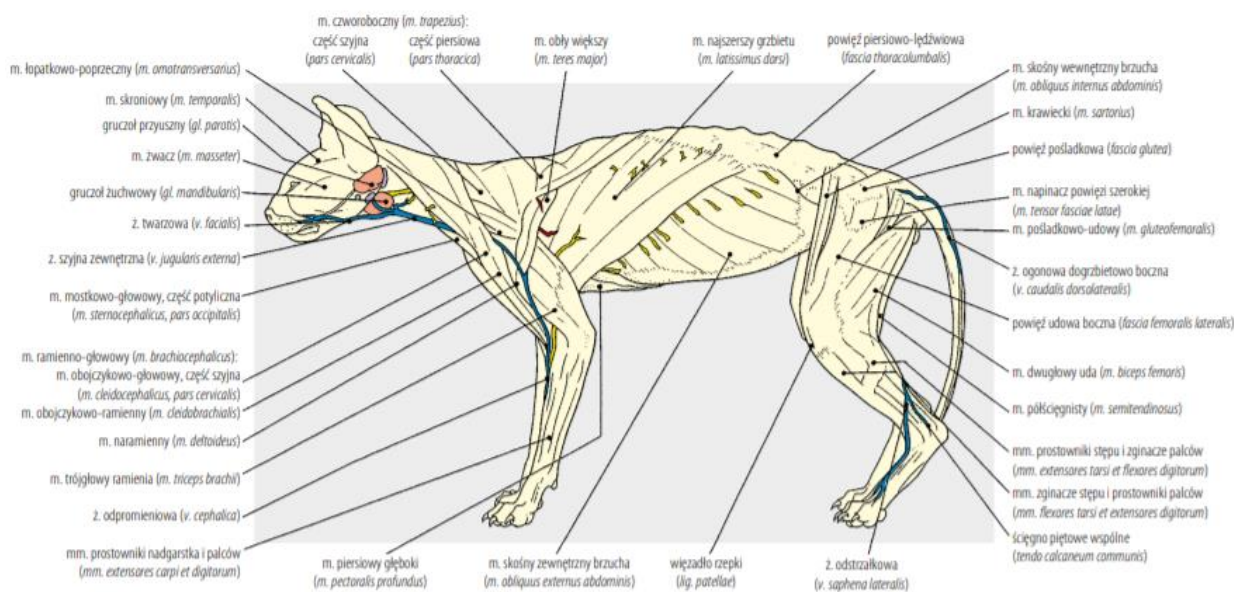
Rys.4.1. Szkielet kota [13].

Budowa kończyn przednich znacznie różni się od tylnych. Kończyna tylna kota połączona jest z kręgosłupem przez kość biodrową, łonową oraz kulszową. Staw biodrowy jest sprężysty i położony jest pomiędzy kością krzyżową a miednicą. Kończyna tylna składa się z kości udowej, piszczelowej i strzałkowej, kości stępu, kości śródstopia oraz kości palców [13,14].

Staw powstaje przez połączenie dwóch lub więcej kości. Połączenie to zapewniają więzadła oraz ścięgna. Za amortyzację stawów odpowiada chrząstka. Kot posiada wiele stawów, wśród nich wyróżniamy stawy kuliste oraz zawiasowe. Do stawów kulistych zaliczyć można stawy biodrowe oraz barkowe. Pozwalają one na zginanie, prostowanie, odwodzenie, przywodzenie, skręt na zewnątrz i do wewnątrz. Stawy zawiasowe natomiast umożliwiają jedynie ruch zginania i prostowania. Do głównych stawów tylnej kończyny kota zaliczamy staw biodrowy, kolanowy oraz skokowy [14].

Szkielet kota jest silną ramą dla układu mięśniowego. Szkielet chroni narządy wewnętrzne i umożliwia poruszanie się zwierzęcia. Koty posiadają silne, dobrze skoordynowane mięśnie zapewniające im zwinność. Za ruch oraz siłę tylnej kończyny kota odpowiadają liczne

mięśnie. Mięsień krawiecki napina biodro i rozciąga kolano. Przyśrodkowy mięsień pośladkowy jest głównym mięśniem zadu i odpowiada za zginanie biodra. Mięsień dwugłowy uda zgina kolano, a za zginanie biodra odpowiada mięsień napinacz powięzi szerokiej. Najbardziej wysuniętym na tył mięśniem jest mięsień półścięgnisty, który rozciąga biodro. Mięsień brzuchaty łydki zgina kolano i rozciąga staw skokowy [14].



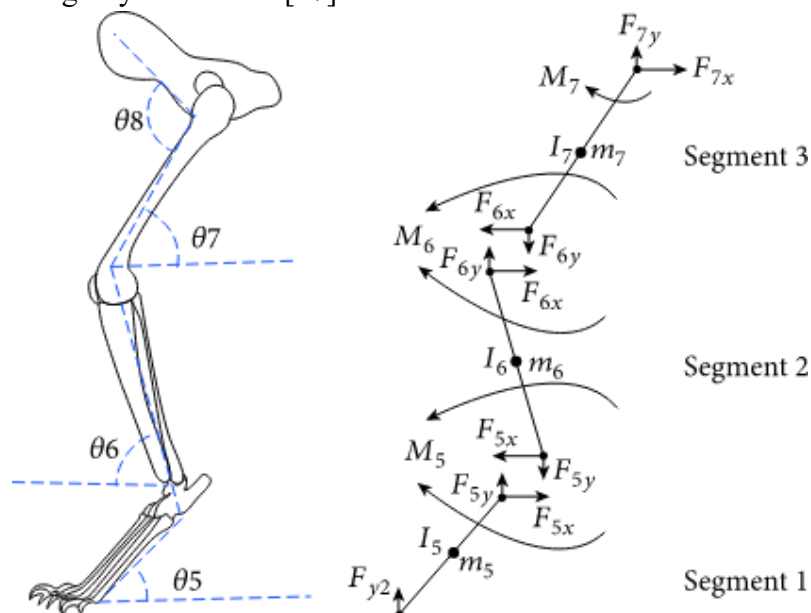
Rys.4.2. Mięśnie kota [13].

Koty poruszają się bezszelestnie, zwinnie i szybko żeby upolować zwierzynę. Sprzyja temu budowa anatomiczna ich szkieletu i układu mięśniowego. Są to zwierzęta palchochodne, oznacza to, że kot cały ciężar ciała podczas poruszania się opiera tylko na końcach palców. Nadgarstki kotów są wzmocnione, skonstruowane w sposób zapobiegający ruchowi bocznemu stopy. Koty wybijają się do skoku z kończyn miednicznych, następnie lądują na kończynach piersiowych, które amortyzują wstrząs. Zbudowane z gęstej tkanki łącznej poduszki na spodniej stronie stopy bardzo dobrze amortyzują siłę uderzenia, pomagają podczas wyhamowania prędkości oraz pomagają w utrzymaniu kości palców [14, 15, 16].

Koty poruszają się na kilka sposobów. Można wśród nich wyróżnić: chód, kłus i bieg. Podczas powolnego chodu kot utrzymuje 3 kończyny na podłożu i każda kończyna ląduje na podłożu w innym momencie. W przypadku szybszego chodu na podłożu jednocześnie znajdują się dwie lub trzy kończyny. Podczas kłusu zaobserwować można dwutaktowy chód z równoczesnym uderzaniem w podłoże przeciwnej kończyny przedniej i tylnej, czyli prawej kończyny piersiowej z lewą kończyną miedniczną lub lewej kończyny piersiowej z prawą kończyną miedniczną. Czasami zaobserwować można również zwierzęta poruszające się chodem dwutaktowym, gdzie na podłoże stawiane są w tym samym momencie kończyny przednia i tylna po tej samej stronie ciała. Natomiast podczas biegu kot używa na zmianę obu tylnych kończyn do wybicia się do przodu, a następnie obu przednich kończyn [14].

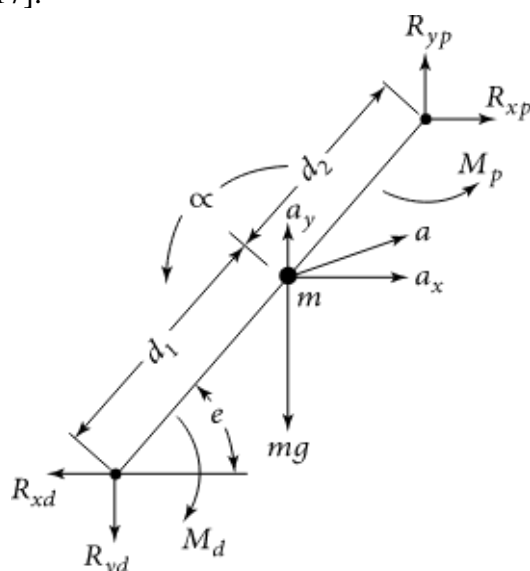
Budowa anatomiczna kota przystosowana jest do biegu, więc ich stopy są dobrze rozwinięte. Stopy są najdłuższe, natomiast kości umiejscowione blisko tułowia są krótsze [15].

Obliczenia biomechaniczne pozwalają na uzyskanie przybliżonej wartości obciążeń występujących w stawach przeciętnej kota podczas różnych sytuacji ruchowych. W celu ich przeprowadzenia należy wprowadzić pewne uproszczenia, a także opracować odpowiednie modele biomechaniczne. Poniższy rysunek (rys.4.3) obrazuje schemat mechaniczny kończyny tylnej kota domowego. Są na nim uwidocznione kąty istotne podczas obliczeń obciążeń w poszczególnych stawach [17].



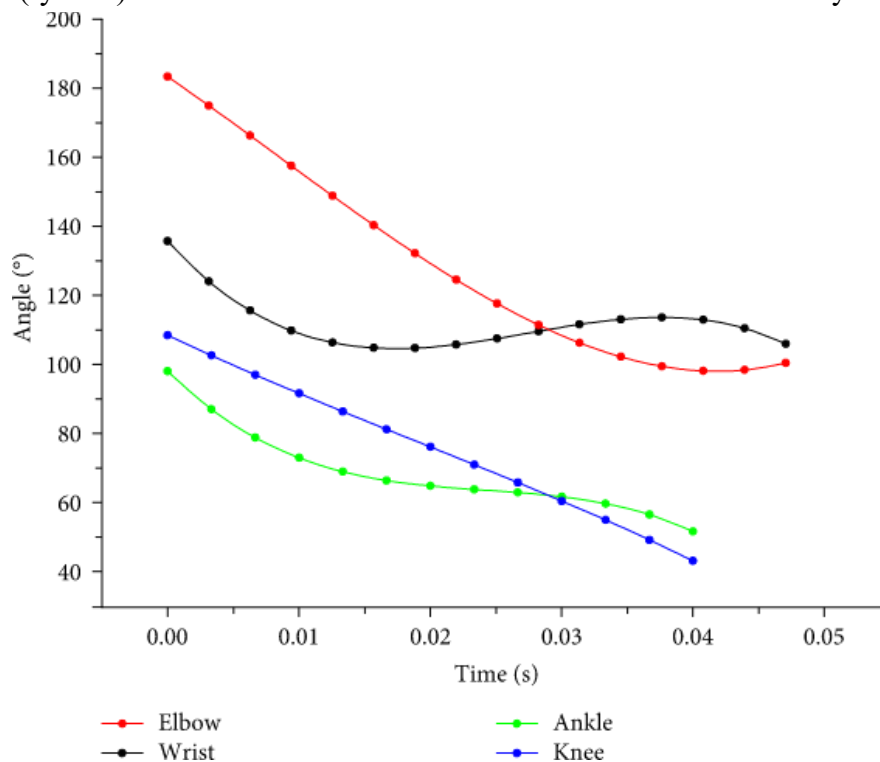
Rys.4.3. Kąty oraz model mechaniczny tylnej kończyny kota domowego [7].

Na potrzeby obliczeń, kończyny zwierzęcia dzielone są na niezależne segmenty poddawane działaniu sił reakcji oraz momentów w stawach a także sile grawitacji, a następnie rozpatrywane jako osobne przypadki. Schemat pojedynczego segmentu został ukazany na rysunku 4.4 [17].



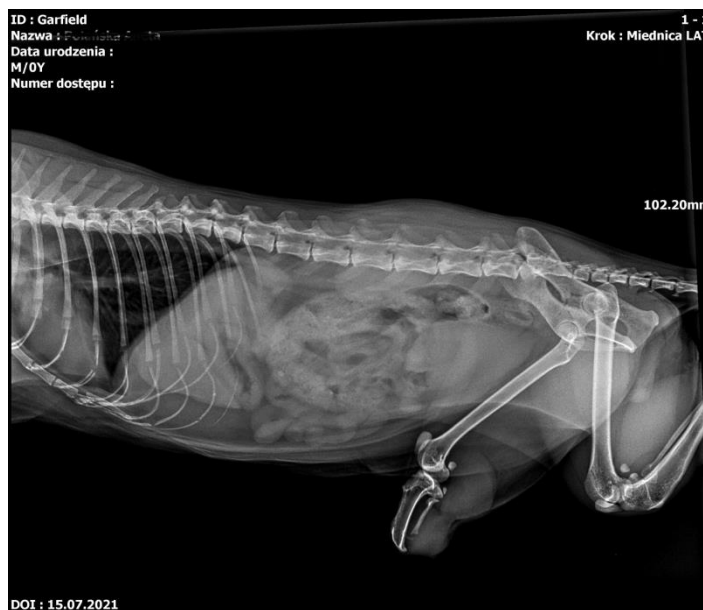
Rys.4.4. Schemat segmentu kończyny z uwzględnieniem sił grawitacji oraz sił reakcji w stawach [17].

Na podstawie powyższych założeń przeprowadzane są obliczenia poszczególnych sił. Na wykresie (rys.4.5) ukazano z kolei wartości zakresów ruchu obserwowanych u kota.



Rys.4.5. Wykres ukazujący wyniki pomiarów kątów w poszczególnych stawach kota przy lądowaniu po skoku z wysokości 1,4 m [17].

W niniejszej pracy zostanie uwzględniony przypadek kota, który stracił część prawej kończyny tylnej. Obserwujemy brak segmentu I oraz większości segmentu II (fot.4.1, rys.4.3). Wygląd kikuta został przedstawiony na fotografiach 4.1 oraz 4.2.



Fot.4.1. Zdjęcie RTG kończyny tylnej kota.



Fot.4.2. Kikut tylnej kończyny kota.

W tabeli (tab.4.1) przedstawiono porównanie parametrów kinetycznych lewej i prawej strony kończyn przednich i tylnych dla szczupłych i ciężkich grup kotów, podczas lądowania po skoku z wysokości 1 m. Do grupy ciężkich (*heavy group*) zaliczono zwierzęta o masie powyżej 5 kg. Ponieważ kot, dla którego wykonywana była proteza miał masę 4,3 kg, został zaliczony do grupy kotów szczupłych (*thin group*). Opierając się na danych z tabeli zauważyć można, że szczytowa wartość siły działającej w pionie na prawą tylną kończynę (*Right hindlimb PVF*) wynosi $90,39 \pm 15,28\%$ masy ciała zwierzęcia. Na tej podstawie wykonane zostaną analizy wytrzymałościowe zaprojektowanej protezy.

Tab.4.1. Porównanie parametrów kinetycznych lewej i prawej strony kończyn przednich i tylnych dla szczupłych i ciężkich grup [18]. BW - masa ciała, PVF - szczytowa siła pionowa, SD - odchylenie standardowe, VI - pionowy impuls.

Variable	Hindlimb		P-value	Power
	thin group mean \pm SD	heavy group mean \pm SD		
Left hindlimb PVF (N)	23.89 \pm 4.16	74.48 \pm 3.61	0.000	1
Right hindlimb PVF (N)	23.66 \pm 3.96	75.04 \pm 4.02	0.000	1
P-value Power	0.415 0.43	0.540 0.31		
Left hindlimb PVF (%BW)	91.24 \pm 15.80	140.74 \pm 6.75	0.000	1
Right hindlimb PVF (%BW)	90.39 \pm 15.28	141.66 \pm 7.03	0.000	1
P-value Power	0.438 0.42	0.550 0.26		
Left hindlimb VI (N \times s)	4.38 \pm 0.39	9.56 \pm 0.38	0.000	1
Right hindlimb VI (N \times s)	4.30 \pm 0.48	9.51 \pm 0.49	0.000	1
P-value Power	0.107 0.92	0.647 0.21		
Left hindlimb VI (%BW \times s)	16.73 \pm 1.57	18.03 \pm 0.75	0.000	0.99
Right hindlimb VI (%BW \times s)	16.41 \pm 1.84	17.96 \pm 0.91	0.000	0.99
P-value Power	0.100 0.93	0.643 0.15		

5. Stosowanie protez u zwierząt

Zwierzęta domowe po przebytej amputacji narażone są na dokuczliwe, długoterminowe konsekwencje na skutek konieczności zmiany sposobu poruszania się. Należą do nich urazy takie jak zwyrodnienia stawów oraz kości, urazy, czy przewlekły ból. Brak możliwości prawidłowej pracy kończyny w wyniku amputacji lub jej deformacji skutkuje zanikiem mięśni w obrębie kikuta oraz odpowiadającej jej obręczy w obrębie tułowia. Ze względu na grubą warstwę futra u zwierząt proces ten może zostać niezauważony przez właścicieli, niemniej jednak jest to zjawisko niekorzystne dla zdrowia i należy mu zapobiegać [19].

W celu uniknięcia tych dolegliwości niezbędne jest indywidualnie dopasowane rozwiązanie kompensujące brakującą część narządu ruchu zwierzęcia. Wśród nich wyróżnić możemy protezy z mocowaniem zewnętrznym, protezy wymagające zastosowania wszczepu kostnego oraz wózki. Każde z tych rozwiązań posiada zarówno wady jak i zalety, dlatego wybór zależy od konkretnego przypadku [19].

Pod względem funkcjonalności oraz wygody zwierzęcia najlepszym rozwiązaniem byłoby zastosowanie indywidualnie zaprojektowanego implantu mocowanego na stałe w kości zwierzęcia. Takie zabiegi wykonywane są już na świecie, w Polsce są one na ten moment w fazie testowej. Niestety wyniki badań i oceny zdrowia zwierzęcia po wykonaniu tego typu operacji są bardzo trudno dostępne. Na obecnym poziomie medycyny weterynaryjnej samo przeprowadzenie zabiegu zamocowania wszczepu kostnego nie jest wyzwaniem. Problemem natomiast jest utrzymanie zwierzęcia przy życiu po wykonanej operacji. Wynika to z często występujących powikłań pooperacyjnych [19]. Na podstawie licznych badań po przebytych zabiegach wszczepienia implantu przeprowadzonych na zwierzętach domowych stwierdzono, że prawdopodobieństwo wystąpienia infekcji pooperacyjnej wynosi 2,6-10%. Oznacza to, że są to zabiegi charakteryzujące się dużym ryzykiem. W celu zapobiegania infekcjom stosowane są antybiotyki. Jest to jedna z najczęściej spotykanych metod. Podaje się je zarówno profilaktycznie oraz w celach leczniczych. Wysokie, lokalne stężenie antybiotyku zapobiega namnażaniu się bakterii oraz ich mutacji. Obecnie jednak brakuje rzetelnych badań dotyczących powłok na implanty weterynaryjne nasączanych antybiotykami. Z tego względu stosowanie wszczepów kostnych u zwierząt wiąże się z wysokim ryzykiem [20].



Fot.5.1. Przykładowe zdjęcie kota z wszczepionymi endoprotezami [21].

Bezpieczniejszą alternatywą dla endoprotezy jest proteza zewnętrzna - sztuczna kończyna przymocowana do kikuta w nieinwazyjny sposób. Najczęściej w tym celu stosuje się pasy czy obejmy, które pozwalają na utrzymanie się protezy na pozostałej części kończyny. Rozwiązanie to pozwala na utrzymanie większości zdrowych mięśni zwierzęcia w dobrej kondycji [19].



Fot.5.2. Przykładowe zdjęcie psa z protezą zewnętrzną [22].

W przypadku utraty więcej niż jednej kończyny dobrą opcją okazać mogą się również indywidualnie dopasowane wózki dla zwierząt. Najczęściej są one przyczepiane za pomocą pasów do tułowia zwierzęcia. Jest to nieinwazyjne rozwiązanie [19].



Fot.5.3. Przykładowe zdjęcie psa na wózku [23].

Proteza to nie tylko przedłużenie kończyny, aby dotykała podłoża. Proteza to urządzenie mające na celu jak najlepiej odzwierciedlać funkcje zdrowej kończyny, a niekoniecznie jej wygląd. W związku z tym jej zadaniem jest oddziaływanie na ciało tak jak zdrowa kończyna. Oznacza to, że musi ona między innymi amortyzować drgania, przenosić obciążenia, wymuszać prawidłowy ruch miednicy, czy kompensować niestabilność podłoża. Jest to bardzo istotne, ponieważ proteza nieposiadająca amortyzacji przekazuje na stawy zwierzęcia wszystkie uderzenia o podłoże, co może skutkować ich uszkodzeniem. Tego typu uderzenia są bardzo wyniszczające nie tylko dla stawów pozostałych w kikucie, ale również dla kręgosłupa. Należy mieć na uwadze fakt, iż zastosowana amortyzacja nie może być również zbyt duża. Jeśli proteza będzie zbyt miękka, skutkować będzie za niską pozycją biodra lub łopatki w momencie przenoszenia na nią ciężaru ciała. Osiągnięty wtedy zostałby efekt jakby jedna z kończyn była krótsza od pozostałych skutkując przeciążeniem zdrowej kończyny, kręgosłupa oraz stawów. Budowa protezy wymaga nie tylko znajomości anatomii, ale również fizyki [19].

Bardzo istotnym elementem protezy jest lej protezowy. Jest to element, w którym umieszcza się kikut. Ważne jest, aby zapewnić jak najlepsze dopasowanie leja. Miejsce połączenia kikuta z lejem jest szczególnie narażone na dolegliwości na skutek użytkowania protezy. Aby uniknąć obtarć, czy dolegliwości bólowych należy zapewnić jak najlepsze dopasowanie oraz mocowanie leja. Z tego względu leje protezowe wykonywane są na podstawie odlewów lub skanów 3D kikuta. Dzięki temu możliwe jest osiągnięcie jak największej powierzchni styku z ciałem zwierzęcia, co prowadzi do równomiernego przekazania ciężaru ciała, który przynosiłaby zdrowa kończyna [19].

Dobre protezy (lub wózki) to takie, które nie pogarszają stanu zdrowia zwierzęcia oraz umożliwiają swobodne poruszanie. Dobrym wyznacznikiem, czy proteza została odpowiednio dobrana jest to, czy zwierzę po odbytej rehabilitacji oraz okresie nauki jest w stanie przynajmniej poruszać się truchtem. Jeśli po dłuższym czasie zwierzę jedynie jest w stanie utykać, prawdopodobnie proteza nie została prawidłowo zaprojektowana. Brak możliwości szybszego ruchu prowadzi do stopniowej atrofii mięśni na skutek nieużywania ich w pełnym zakresie. Zanik mięśni prowadzi z kolei do narażenia układu szkieletowego na

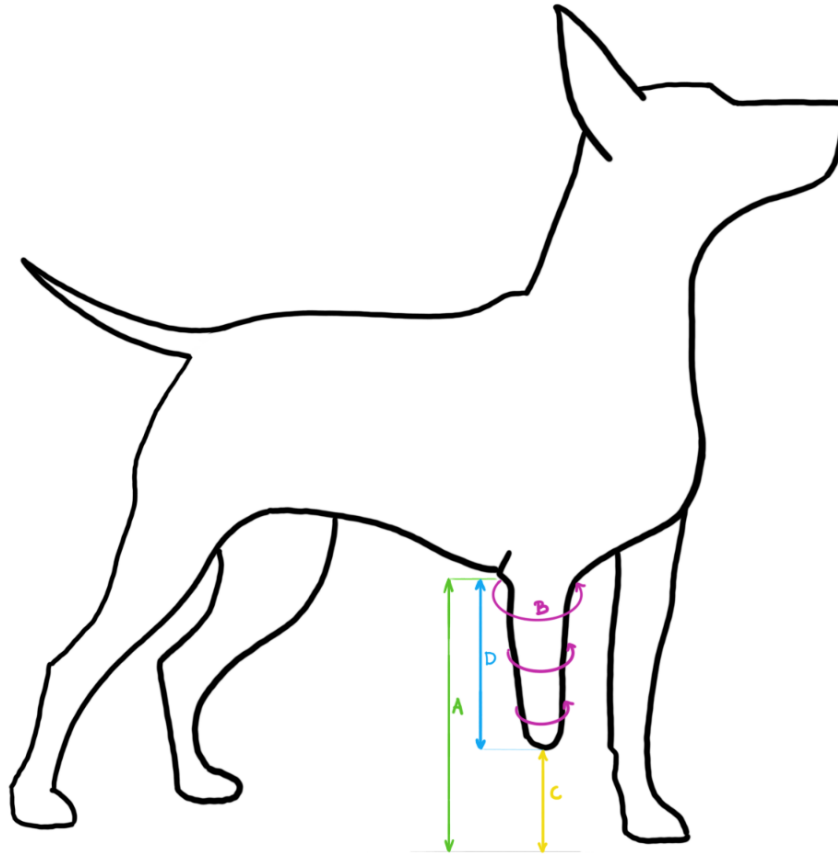
urazy lub problemy z kręgosłupem. Brak ruchu jest również podstawowym czynnikiem, który zwiększa ryzyko wystąpienia wielu chorób. U zwierząt brak wysiłku fizycznego wpływa niekorzystnie nie tylko na zdrowie fizyczne, ale też psychiczne [19]. W przypadku, kiedy proteza wykonana została w nieprawidłowy sposób, zwierzę mimo możliwości oparcia się na niej, nie będzie z niej korzystało. Takie sytuacje wynikać mogą z powstających wtedy dolegliwości bólowych lub niestabilności protezy. Jednakże sytuacja, w której zwierzę nie będzie używać protezy może wynikać również z braku przeprowadzonej nauki poruszania się ze sztuczną kończyną. Jeśli problem nie leży po tej stronie, oznacza to, że leży on po stronie konstrukcji. Protezę taką należy jak najszybciej wymienić, gdyż użytkowanie jej może prowadzić do wyrządzenia większej krzywdy zwierzęciu niż jej brak [19].

W zależności od gatunku, a nawet rasy zwierzęcia, dostrzec można zróżnicowanie budowy anatomicznej. Szczególnie widoczne jest to u psów, gdzie w obrębie jednego gatunku zaobserwować można wiele różnic - szczególnie wielkość, kształt i proporcje ciała. Różna wielkość zwierzęcia zmienia stosunek jego masy do obciążenia na pojedynczą kończynę. Wysokość z kolei wpływa na położenie środka ciężkości, co ma bezpośredni wpływ na stabilność protezy. Reasumując, rozwiązania stosowane u większych zwierząt, mogą nie działać w przypadku mniejszych i odwrotnie [19].

Nową protezę należy wprowadzać stopniowo przez sukcesywne zwiększanie wysiłku zwierzęcia, w celu zminimalizowania ryzyka wystąpienia urazów. W zależności od osobnika czas nauki poruszania się z protezą może się różnić. Część zwierząt w szybkim tempie nauczy się korzystać z nowej, sztucznej kończyny, natomiast inne mogą czuć się mniej pewnie i okres nauki może się wydłużyć. Największą szansę na przyzwyczajenie się do protezy mają zwierzęta, które wcześniej potrafiły poruszać się na czterech kończynach, lub po amputacji nadal próbowały opierać się na kikucie. Natomiast w przypadku, gdy zwierzę nigdy nie korzystało ze wszystkich kończyn, lub miało to miejsce dawniej, sytuacja może być trudniejsza. Jest to wynikiem tego, że zwierzę przyzwyczało się do nieużywania amputowanej kończyny podczas poruszania. Warto mieć jednak na uwadze fakt, iż niektóre zwierzęta nigdy nie przyzwyczajają się do protezy, bez względu na poprawność zastosowanej konstrukcji [19].

6. Metody wykorzystywane w protetyce tradycyjnej i nowoczesnej

Pierwszym etapem podczas projektowania protezy jest analiza konkretnego przypadku oraz wywiad mający na celu ustalenie wymagań oraz potrzeb jakie ma spełniać przyszła sztuczna kończyna. Kolejnym krokiem jest pobranie manualnie miar najbardziej istotnych miejsc, takich jak odległość pozostałego stawu do podłoża (A, rys.6.1), obwód kikuta (B, rys.6.1), odległość końca kikuta do podłoża (C, rys.6.1) oraz długość kikuta (D, rys.6.1) i inne w zależności od przypadku.

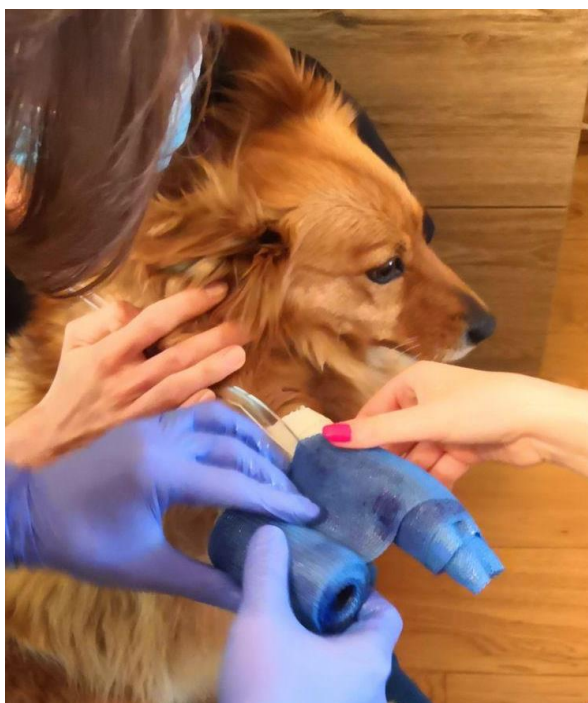


Rys.6.1. Przykładowych sposób pobrania pomiarów kikuta. A - odległość pozostałego stawu do podłoża; B - obwody kikuta; C - odległość końca kikuta do podłoża; D - długość kikuta.

Bardzo istotne jest jak najlepsze odwzorowanie kształtu kikuta aby osiągnąć jak największą powierzchnię styku z ciałem zwierzęcia. Tradycyjną, jedną z popularniejszych metod jest wykonanie negatywu kikuta, który następnie zostaje wypełniony gipsem w celu otrzymania pozytywu. Ważne jest aby poddać odpowiedniej obróbce otrzymany w ten sposób pozytyw, żeby zapewnić jak najlepsze dopasowanie [24].

Zwykle leje protezowe wykonywane są przez nanoszenie warstw laminatu na uzyskany pozytyw. Często używana w tym procesie jest pompa próżniowa w celu idealnego przyciągnięcia laminatu do formy (pozytywu). Następnie uzyskany w ten sposób lej zostaje obrabiany i łączony z pozostałą częścią protezy [24].

Na potrzeby niniejszej pracy podjęta została próba wykonania pozytywu gipsowego. W tym celu wykorzystano opaskę syntetyczną sztywną (*casting tape*), którą należało namoczyć w wodzie a następnie owinać kikut zwierzęcia (uprzednio pokryty bandażem aby zapobiec przyklejeniu się sierści do gipsu syntetycznego). Twardnienie opaski syntetycznej trwało kilka minut.



Fot.6.1. Wykonywanie negatywu kikuta za pomocą gipsu syntetycznego.

Następnie otrzymany negatyw rozcięto w celu uwolnienia kończyny zwierzęcia. Na zdjęciu (fot.6.1) widoczna jest przezroczysta rurka umieszczona wewnątrz negatywu, służąca jako zabezpieczenie kończyny zwierzęcia przed skaleczeniem podczas rozcinania. Kolejnym krokiem było zaklejenie negatywu i zalanie go gipsem. Niestety nie udało się otrzymać pozytywu gipsowego z zadowalającym skutkiem, ponieważ podczas próby wyciągnięcia go z formy uległ on uszkodzeniu. Nie podejmowano kolejnych prób uzyskania geometrii kikuta tą metodą.



Fot.6.2. Kolejno od lewej: rozcięty negatyw z pozostałymi fragmentami pozytywu gipsowego, wyciągnięty z formy uszkodzony pozytyw.

Z tego względu zastosowano bardziej nowoczesne metody. Wykonano skan 3D kikutu i na jego podstawie stworzono model leja protezowego. Następnie zamiast stosowania laminatów, wytworzono lej protezowy za pomocą technologii przyrostowej (druk 3D).

7. Skanowanie 3D

Skanowanie 3D jest procesem pozwalającym na przeniesienie geometrii obiektu rzeczywistego do środowiska wirtualnego. Podczas wykonywania skanu, urządzenie zbiera informacje na temat kształtu i rozmiaru oraz w zależności od zastosowanej technologii czasami możliwe jest również rejestrowanie koloru obiektu. Zebrane dane znajdują odwzorowanie w chmurze punktów. Oznacza to, że każdy z zeskanowanych punktów ma nadaną pozycję w przestrzeni. Otrzymane informacje pozwalają na uzyskanie modelu trójwymiarowego skanowanego obiektu. Następnie wygenerowane modele można modyfikować za pomocą dedykowanych oprogramowań, aby przygotować je do konkretnych zastosowań [25].

Skanery 3D można podzielić mając na uwadze różne kryteria, na przykład ze względu na konstrukcję lub ze względu na sposób skanowania.

Dokonując podziału ze względu na konstrukcję wyróżniamy skanery:

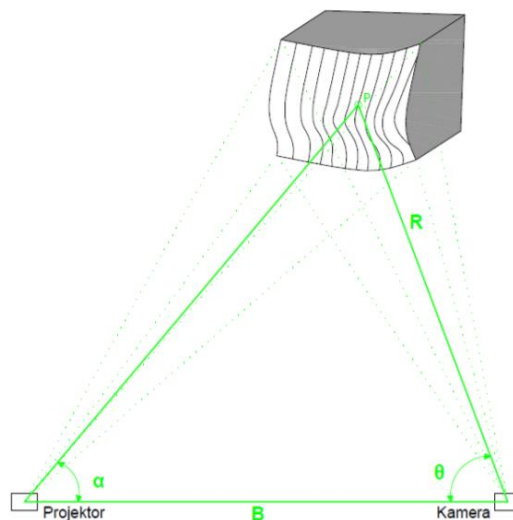
- stacjonarne - skanery o większych rozmiarach, unieruchomione w wyznaczonym miejscu. Obiekt jest obracany podczas skanowania.
- mobilne - urządzenia o mniejszych rozmiarach, z łatwością możliwe jest przemieszczanie ich podczas skanowania obiektów. Wykorzystywane do skanowania obiektów nieruchomych.

Z kolei dokonując podziału ze względu na sposób skanowania wyróżniamy skanery:

- optyczne – działają na zasadzie fotograficznej. Obiekt jest skanowany pod różnymi kątami, a następnie skany są łączone w celu stworzenia cyfrowego obrazu 3D obiektu.
- laserowe – działają na zasadzie triangulacji. Światło odbite od obiektu jest wykrywane i na podstawie zmierzonego czasu powrotu promienia świetlnego oraz kąta padania wyznaczane jest położenie skanowanego obszaru w przestrzeni.
- ultradźwiękowe – do skanowania wykorzystywane są fale ultradźwiękowe i podobnie jak w przypadku laserów okres odbicia i kąt uderzenia wykrywane są za pomocą fal ultradźwiękowych. Skanery ultradźwiękowe mają jednak niższą precyzję od skanerów laserowych.
- rentgenowskie – do skanowania wykorzystywane jest promieniowanie RTG. Wykrywane jest promieniowanie szczątkowe padające na detektor po przejściu przez skanowany obiekt. Dzięki temu oprócz geometrii zewnętrznej uzyskiwana jest również geometria wewnętrzna obiektu. Pozwala to wykryć wady materiału i pozwala otrzymać informację o całkowitej objętości obiektu.
- mechaniczne – rodzaj skanerów stykowych. Można je podzielić na ramiona pomiarowe i maszyny CMM. W tego typu skanerach informacje nie są pozyskiwane z całej powierzchni, ale z wybranych punktów charakteryzujących daną lokalizację obiektu.

- destrukcyjne – skanowany obiekt jest niszczony podczas skanowania. Służy to do uzyskania zewnętrznej i wewnętrznej geometrii obiektu. Podczas skanowania cienka warstwa materiału jest stopniowo zgarniana z obiektu, a następnie skanowana jest odsłonięta powierzchnia. W tym procesie stopniowo uzyskuje się model całego obiektu [25].

Skany kikutów badanych zwierząt wykonane zostały za pomocą skanera *EinScan Pro 2X*. Jest to skaner światła strukturalnego. Podstawowym elementem funkcjonalnym tego typu skanerów jest układ złożony z dwóch obiektywów oraz kamery. Jeden z obiektywów zawiera projektor, który rzutuje wysokorozdzielczą teksturę na skanowany obiekt. Natomiast w drugim obiektywie znajduje się cyfrowa matryca CCD wyczulona w zakresie bliskiej podczerwieni. Poprzez wykorzystanie danych wejściowych takich jak: struktura światła, obraz rejestrowany przez kamerę, jej parametry kalibracyjne i kąt pomiędzy kierunkiem projekcji, a kierunkiem odczytu oraz przez zastosowanie równań matematycznych, możliwe jest obliczenie współrzędnych dla każdego piksela kamery. W ten sposób powstaje chmura punktów odwzorowująca geometrię mapowanego obiektu. Liczba otrzymanych punktów uzależniona jest od rozdzielczości kamery [26, 27].



Rys.7.1. Metoda wyznaczenia współrzędnych w technice światła strukturalnego [27].

Wspomniane wcześniej zależności opisać można w następujący sposób:

$$R = B \frac{\sin \theta}{\sin(\alpha + \theta)} \quad (7.1.)$$

gdzie:

α - kąt pomiędzy wiązką światła emitowaną przez projektor a odcinkiem łączącym projektor z kamerą,

θ - kąt pomiędzy wiązką światła docierającą do kamery a odcinkiem łączącym projektor z kamerą,

B – odległość pomiędzy kamerą a projektorem,

R - Odległość pomiędzy kamerą a powierzchnią przedmiotu mierzonego [27].

W poniższej tabeli (tab.7.1) przedstawiono specyfikację techniczną skanera *EinScan Pro 2X* podczas skanowania ręcznego.

Tab.7.1. Dane techniczne skanera *EinScan Pro 2X* w trybie ręcznym [28].

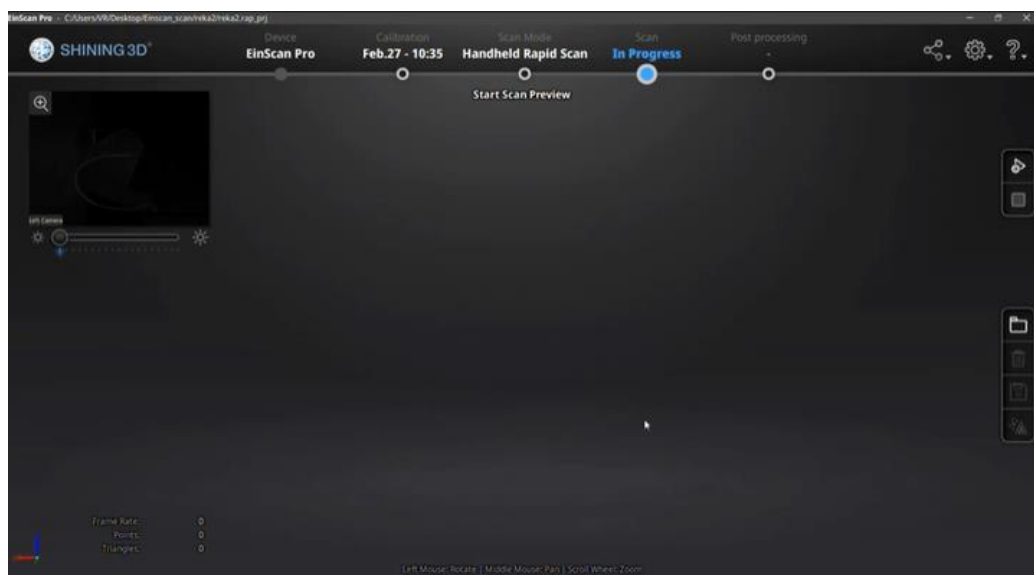
Dokładność	do 0,045 mm
Szybkość skanowania	3 000 000 pkt/s
Zakres pojedynczego skanu	do 250×200 mm
Rozdzielczość	0,2-2 mm

Skanowanie za pomocą technologii światła strukturalnego jest w pełni bezpieczne dla żywych organizmów. Skanery nie wytwarzają promieniowania magnetycznego, które mogłoby mieć negatywny wpływ na zwierzęta lub aparaturę medyczną. Podczas skanowania tą metodą markery pozycjonujące nie są niezbędne [29].

Stosowanie skanowania 3D za pomocą skanerów optycznych niewątpliwie ma wiele zalet. Należy jednak pamiętać, że metoda ta posiada pewne ograniczenia:

- nie jest możliwe skanowanie obiektów przezroczystych, a w przypadku wystąpienia bardzo ciemnych kolorów lub błyszczących obiektów efekty również nie będą zadowalające. W takiej sytuacji obiekt należałoby pokryć jasną powłoką lub powłoką antyrefleksyjną (np. kredą), aby możliwe było wykonanie dokładnego skanu;
- odwzorowanie głębokich otworów również może stanowić problem;
- obiekt nie może zmieniać w trakcie skanowania swojej geometrii. Z tego względu skanowanie żywych organizmów może być utrudnione.

Do obsługi urządzenia użyto komputera z oprogramowaniem SHINING 3D. Po wyborze typu skanera i sposobu skanowania należało skonfigurować urządzenie, a następnie utworzyć nowy projekt w ramach którego zapisywane będą pliki oraz dokonać wyboru odpowiednich parametrów skanowania.



Rys.7.2. Zrzut ekranu środowiska SHINING 3D.

Jeszcze przed samym skanowaniem należy zapoznać się z podglądem oraz ocenić stopień prześwietlenia obiektu. Odległość skanera od obiektu sygnalizowana jest użytkownikowi za pomocą kolorów zielonego (odległość odpowiednia), niebieskiego (za daleko) oraz żółtego i czerwonego (odpowiednio: bliskie i za bliskie). Skan inicjowany był przyciskiem po dobraniu stopnia jasności. W trakcie procesu otrzymywano informację o gubieniu ścieżki co wymuszało powrót do miejsca wcześniej zeskanowanego, oznaczonego kolorem szarym, obraz podświetlany na zielono był sczytywany w czasie rzeczywistym. Kolor fioletowy oznaczał brak możliwości zebrania nowych danych i odwołania się do wcześniejszych co może skutkować tworzeniem nowego obiektu w przypadku zbierania nowych danych. Wciskając przycisk ponownie wstrzymuje się proces i otrzymywany jest podgląd obiektu.



Fot.7.1. Proces wykonywania skanu 3D kikutów zwierząt.

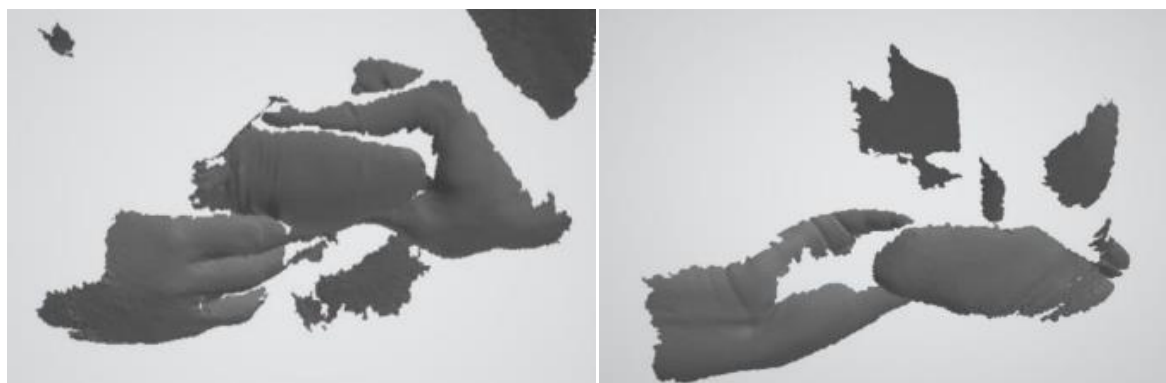
Ze względu na charakterystykę włosów pokrywającego kikut, urządzenie miało problem z rejestracją danych. W związku z tym uniemożliwiało to wykonanie skanu i wymuszało ujednolicenie powierzchni kikuta. W celu uzyskania jak najlepszych rezultatów, kikut

pokrywano po kolei różnego rodzaju materiałami i porównywano jakość uzyskiwanych skanów. Poszczególne materiały oraz otrzymane efekty zestawiono w tabeli 7.2.

Tab.7.2. Zestawienie powierzchni pokrywającej kikut zwierzęcia z rezultatami skanowania 3D.

Powierzchnia pokrywająca kikut	Rezultat
Mokre futro	Mokra sierść, mimo uzyskania bardziej gładkiej powierzchni, mocniej odbijała światło, co nie sprzyjało wykonaniu skanu.
Biała rękawiczka lateksowa	Bardzo dobre rezultaty ze względu na gładkość i matowość powierzchni oraz jej jasny kolor.
Bandaż	Dobre rezultaty ze względu na jasny kolor.
Folia aluminiowa	Mocno refleksyjna powierzchnia nie pozwoliła na wykonanie skanu.
Ciemna skarpetka	Ze względu na ciemny kolor pochłaniający światło otrzymane rezultaty nie były zadowalające.
Cienka brązowa pończocha	Nie udało się uzyskać wyraźnego skanu.

Trudność wykonania skanu polegała również na utrzymaniu zwierzęcia przez właściciela w stałej pozycji. Każdy gwałtowniejszy ruch kończył się gubieniem przez urządzenie ścieżki, co zmuszało do ponownej próby zebrania danych. Ostatecznie nie udało się pozyskać modelu kikuta, który stanowiłby skan całościowy, w związku z czym używając rąk jako elementów referencyjnych zdecydowano się na połączenie uzyskanych części w całość w dedykowanym programie.



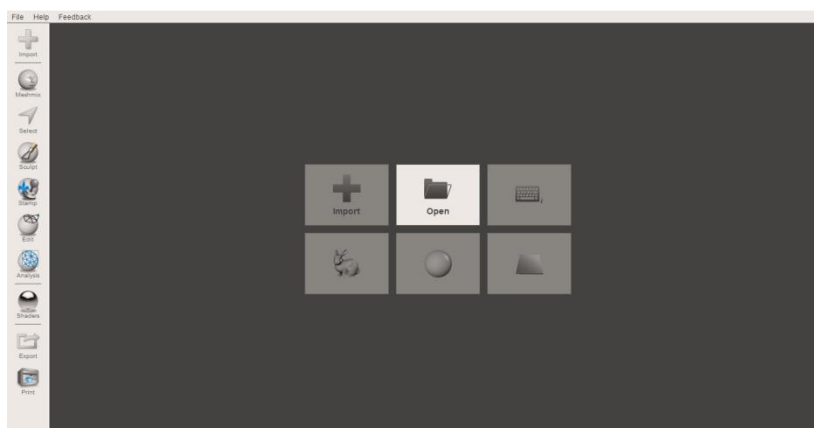
Rys.7.3. Otrzymane skany przed obróbką.

Po zakończeniu procesu, ze względu na ilość punktów wchodzących w skład chmury, generowano model w formie siatki trójkątów w celu jego uproszczenia. Wygenerowany model jest otwarty co oznacza, że otrzymano siatkę z widokiem jej strony zewnętrznej i wewnętrznej. Pliki zapisywano w formacie .STL do dalszej edycji.

8. Modelowanie leja protezowego

8.1. Opis środowiska *Autodesk Meshmixer*

Meshmixer jest oprogramowaniem do pracy z siatkami trójkątów od firmy *Autodesk*. Zawiera zestaw narzędzi, które umożliwiają wyczyszczenie skanów, przygotowanie obiektów do druku 3D, zaprojektowanie lub przekształcenie istniejących projektów CAD. W programie można połączyć kilka modeli w jeden, zaprojektować podpórki, nałożyć na powierzchnię tekstury i dopracować szczegóły przed wydrukiem. Modele w formatach .STL, .OBJ lub .PLY można odpowiednio przeskalować i ułożyć w wirtualnej komorze wybranej drukarki. Narzędzia edycji pozwalają między innymi rzeźbić powierzchnię modeli, przekształcać je, łączyć z podstawowymi bryłami, odbijać względem osi i ciąć na fragmenty [30].



Rys.8.1. Zrzut ekranu programu *Autodesk Meshmixer*

8.2. Cechy leja protezowego

Lej protezowy stanowi połączenie kikuta z pozostałymi komponentami protezy. Każdy lej protezowy powinien być zaprojektowany indywidualnie pod użytkownika. Do jego głównych zadań należą: prawidłowe objęcie kikuta, stabilne utrzymanie protezy na kikucie i przeniesienie obciążeń pochodzących od użytkownika. Od jego kształtu zależą komfort stosowania protezy i stabilność poruszania się. Źle zaprojektowany lej może prowadzić do bólu i urazów części kończyny. Najważniejszą cechą leja jest zapewnienie przylegania kikuta do jego wewnętrznych ścian na jak największej powierzchni. Oparcie występuje głównie w górnej części leja. U szczytu kikuta może występować luz odciążający wrażliwe miejsca [31,32].

8.3. Edycja skanów

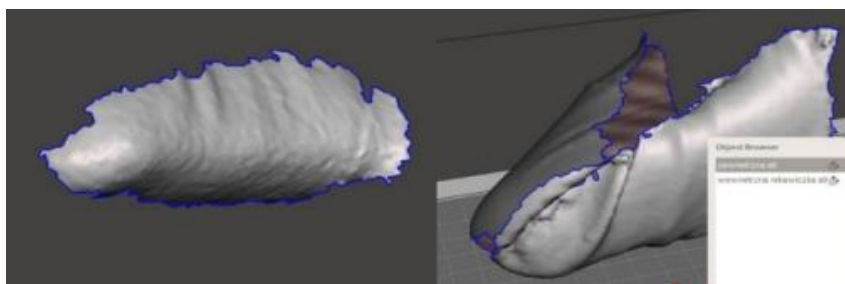
W celu utworzenia lejów protezowych zwierząt, powstałe na poprzednim etapie pracy skany kikuta należy wgrać do programu *Meshmixer* i odpowiednio złożyć oraz edytować. Dla obu przypadków postępowano analogicznie.

Na początku należy upewnić się, że wgrano plik przy zachowaniu odpowiednich wymiarów. Po ustawieniu w wirtualnej przestrzeni usuwa się fragmenty skanów zarejestrowanych niepotrzebnie, zostawiając jedynie powierzchnię kikuta i ewentualne obiekty referencyjne. Są one istotne jeśli nie udało się zarejestrować całej powierzchni kikuta w ramach jednego skanu. W tym przypadku ułożenie rąk zarejestrowanych przez skaner i porównanie ze zdjęciami wykonanymi w trakcie procesu umożliwiło dopasowanie poszczególnych fragmentów powierzchni w model kikuta odpowiadający jego rzeczywistym wymiarom.



Rys.8.2. Zarejestrowana w trakcie skanowania powierzchnia.

Posiadając wstępnie oczyszczone skany, należy porównać je i zdecydować, która konfiguracja połączenia da najlepszy możliwy efekt. Sugeruje się wybór skanu z największą częścią zarejestrowanej powierzchni kikuta, ponieważ uzupełnianie brakujących części w tym przypadku da najmniej przekłamany obraz rzeczywistej geometrii kikuta.



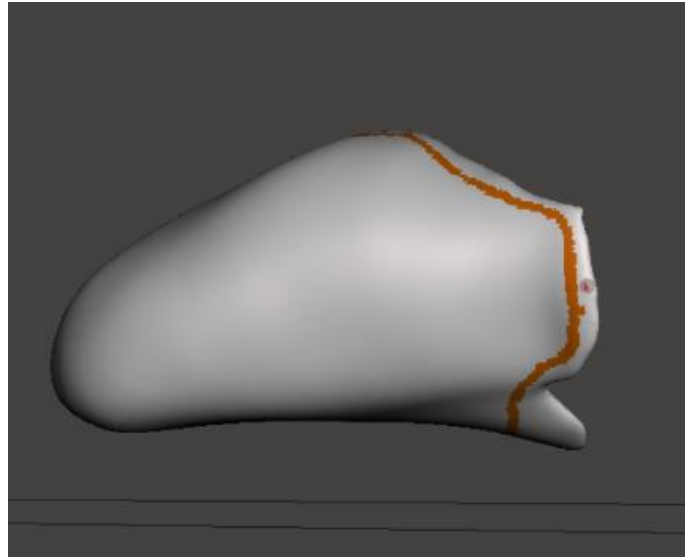
Rys.8.3. Weryfikacja efektów połączeń poszczególnych skanów.

Powierzchnie przesuwano względem siebie korzystając z funkcji *transform*, wycinano niepotrzebne fragmenty przy użyciu płaszczyzn lub zaznaczając je ręcznie. Wszystkie wgrane pliki połączyć można poleceniem *combine*.

Następnie, jeśli skany uda się połączyć tworząc zadowalającą geometrię, należy wygładzić je i usunąć niedoskonałości, używając dostępnych narzędzi programu *brushes*.

Wymiary geometrii można sprawdzić w zakładce *measure*, a błędy i ubytki w siatce sygnalizuje *inspector*.

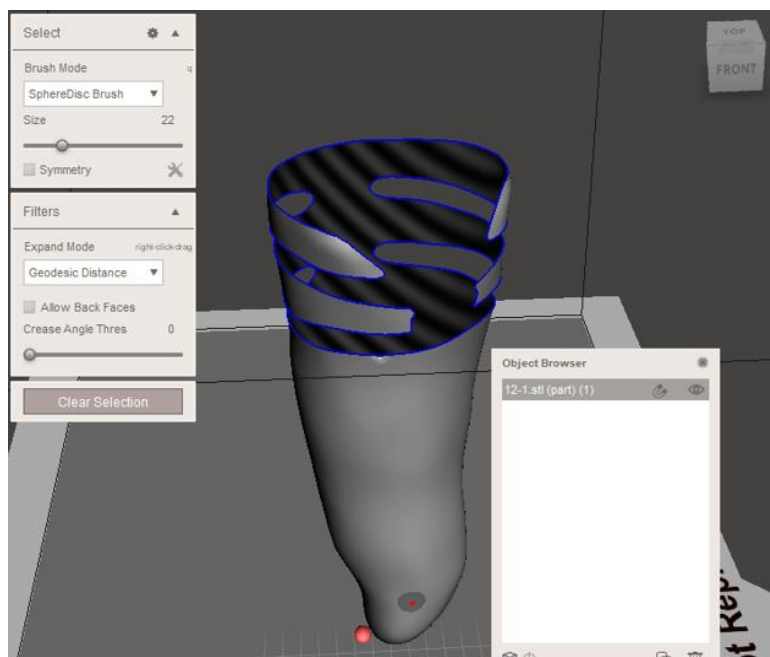
W celu ułatwienia obróbki skanu, można skorzystać z polecenia *make solid*, które wypełni powstałą geometrię, przybliżając kształt wejściowy przy użyciu dużej liczby małych sześciątów co pozwala na stworzenie jednorodnej bryły.



Rys.8.4. Pozytyw kikuta otrzymany ze złożonych skanów.

Następnie należy zaznaczyć powierzchnię pozytywu, od której tworzy się odsunięcie. Korzystając z tego narzędzia można dobrać grubość leja protezowego. Istotnym jest aby w miarę możliwości zostawić jak najwięcej powierzchni stanowiącej punkt zaczepienia leja na kikucie. Brak takiego punktu będzie wymuszał później konieczność zastosowania dodatkowego mocowania mechanicznego leja do ciała zwierzęcia.

W zależności od potrzeb, na tym etapie prac można manipulować ostatecznym kształtem leja, wycinając zaznaczone powierzchnie i tworząc odsunięcia z pozostałych.

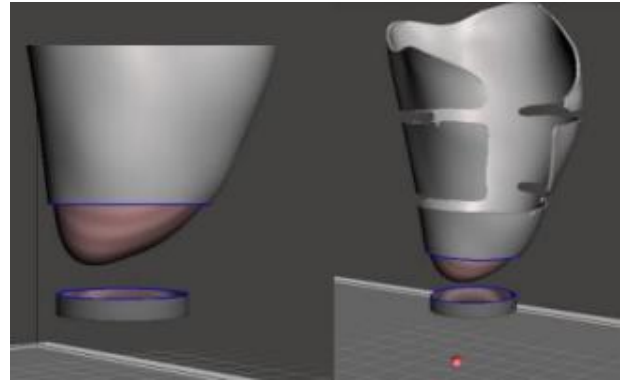


Rys.8.5. Manipulacja kształtem leja protezowego.

Finalnie, w celu połączenia leja protezowego z częścią dolną należy utworzyć łącznik.

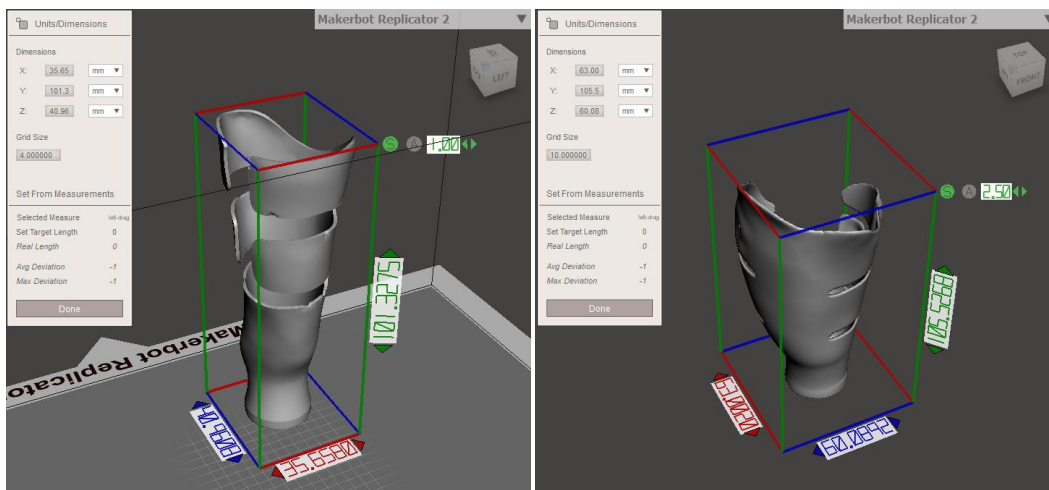
W tym celu, z biblioteki programu zapożyczona jest prosta geometria w postaci krążka. Krążek należy odpowiednio ustawić względem leja i uwzględnić jak bardzo wydłuży się cały element po zastosowaniu dodatkowej geometrii.

Po usunięciu górnej powierzchni krążka i zewnętrznej leja na wybranej wysokości, elementy są łączone.



Rys.8.6. Utworzenie łącznika między lejem protezowym a częścią dolną protezy.

Po zakończeniu pracy nad projektem leja, należy upewnić się, że jego wymiary zgadzają się z wcześniej pobranymi manualnie. Powstałe pliki są eksportowane do dalszej edycji.



Rys.8.7. Weryfikacja wymiarów otrzymanej finalnie geometrii.

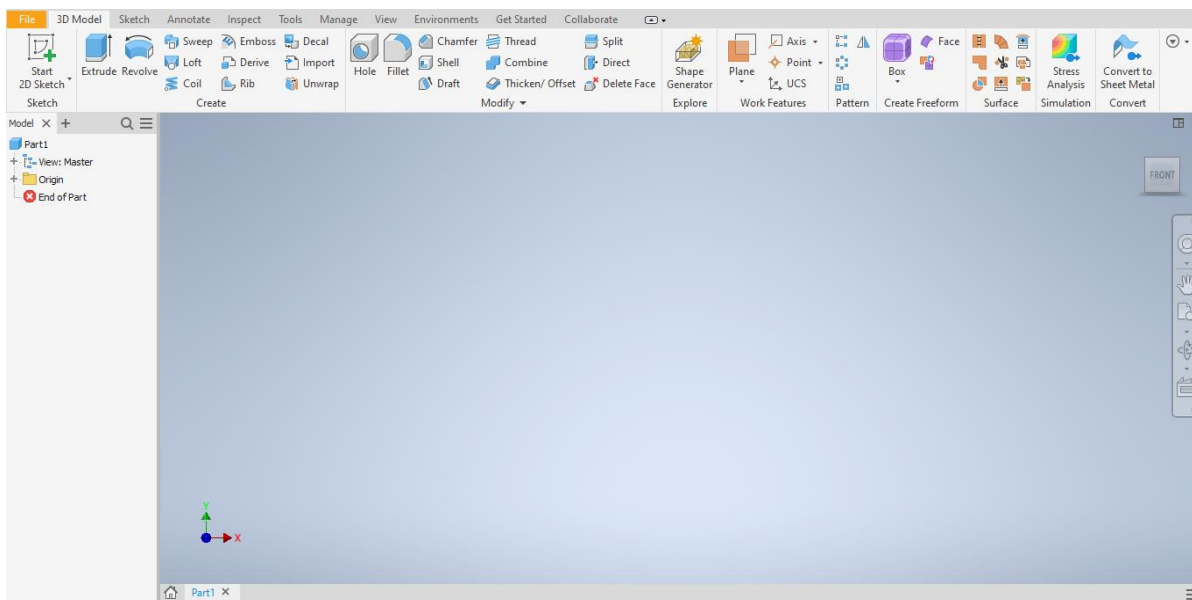
9. Modelowanie części protez w środowisku *Autodesk Inventor*

9.1 Opis środowiska *Autodesk Inventor Professional 2021*

Inventor jest programem komputerowym typu CAD, stworzonym i rozpowszechnianym przez firmę *Autodesk*. Umożliwia on użytkownikowi projektowanie mechaniczne, tworzenie narzędzi i konstrukcję dokładnych modeli 3D, które pomagają w symulacji i wizualizacji przed budową produktów. Bardzo dobrze sprawdza się przy tworzeniu kombinacji części, a także pozwala na przeprowadzanie symulacji dynamicznych i analizę naprężeń na zaprojektowanych elementach i zespołach. W ten sposób można wirtualnie obliczyć, jak dobrze produkt będzie się zachowywał w warunkach rzeczywistych.

Inventor używa specyficznych formatów plików dla części (.IPT), złożeń (.IAM) oraz widoków (.IDW). Jeżeli jednak zachodzi potrzeba, program odczytuje i zapisuje pliki w formacie DWG, DWF, IGS i inne.

Podstawowymi modułami programu są moduł do tworzenia części (.IPT), moduł do tworzenia złożeń (.IAM) oraz moduł do tworzenia dokumentacji (.IDW) [33,34].



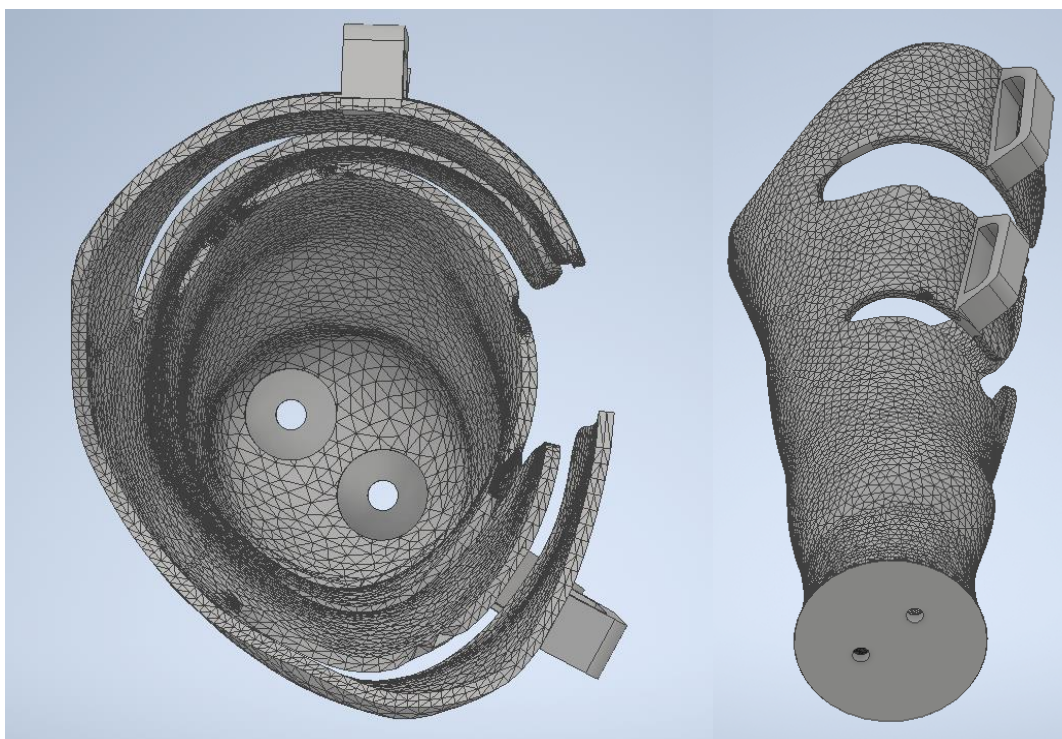
Rys.9.1. Zrzut ekranu programu *Autodesk Inventor Professional 2021*.

9.2. Modele psiej protezy

Przygotowaną w programie *Meshmixer* siatkę leja protezowego przekonwertowano na bryłę a następnie wykonano w środowisku *Autodesk Inventor Professional* zaczepy na pasy, mające na celu zapewnienie dopasowanie oraz zamocowanie protezy do kikuta psa (rys.9.2.). Kolejnym krokiem było wykonanie na dnie otworów na wkręty do tworzyw sztucznych, które zapewnią połączenie leja z dolną częścią protezy. Otwory przygotowane zostały pod wkręty PZ 3x10 (rys.9.3).



Rys.9.2. Lej protezowy dla psa - model w środowisku *Autodesk Inventor Professional 2021*.

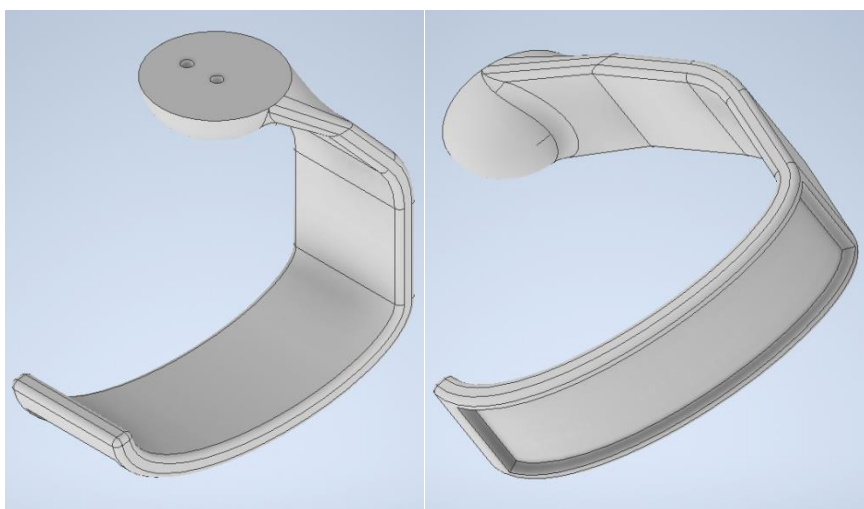


Rys.9.3. Lej protezowy dla psa - model w środowisku *Autodesk Inventor Professional 2021*- widok na otwory na wkręty do tworzyw sztucznych.

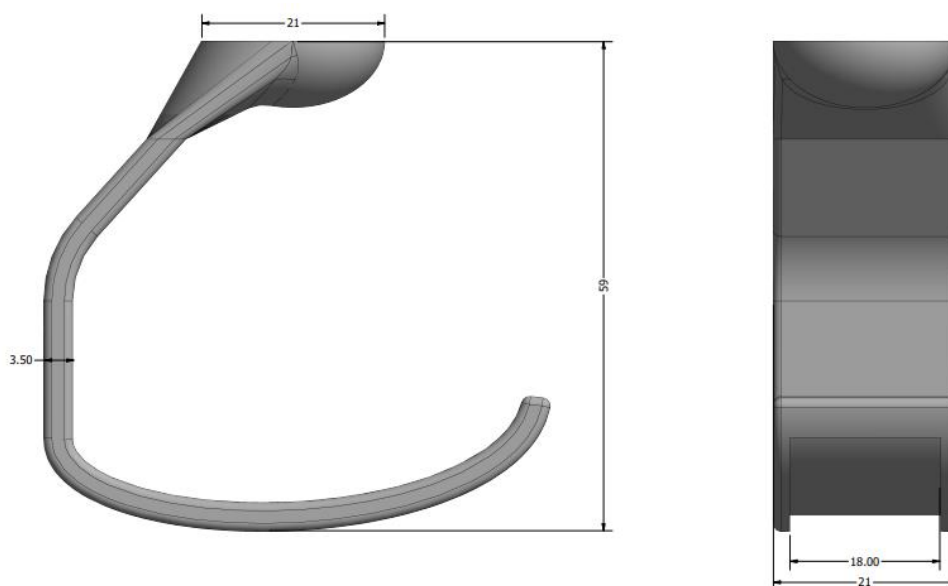
Przygotowano dwa modele dolnej części protezy w celu późniejszego zasymulowania obciążenia jakiemu poddana zostanie proteza i po analizie uzyskanych wyników, wybrania najlepszego rozwiązania.

Pierwszy z zaprojektowanych modeli (rys.9.4) protezy dla psa charakteryzuje się geometrią mającą amortyzować uderzenia w podłoże, aby chronić stawy zwierzęcia przed urazami. Lekko zaokrąglona, lecz płaska podstawa zapewnić ma stabilność podczas użytkowania. Wszystkie ostre krawędzie zostały zaokrąglone oraz wykonane płynne przejścia między różnymi geometriami, aby zminimalizować występowanie karbów. Na spodzie wycięte zostało wgłębienie, dedykowane na fragment podeszwy antypoślizgowej, której obecność oprócz poprawienia przyczepności do podłoża, przyczyni się również do zwiększenia amortyzacji.

Na szczycie wykonano dwa otwory na wkręty do tworzyw sztucznych, pasujące do otworów wykonanych w leju protezowym.

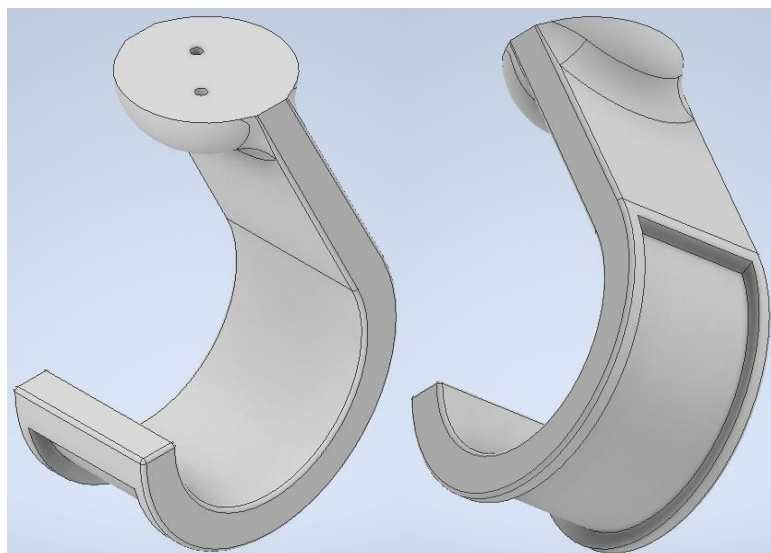


Rys.9.4. Model w środowisku Autodesk Inventor Professional 2021 - dolna część protezy, model 1.

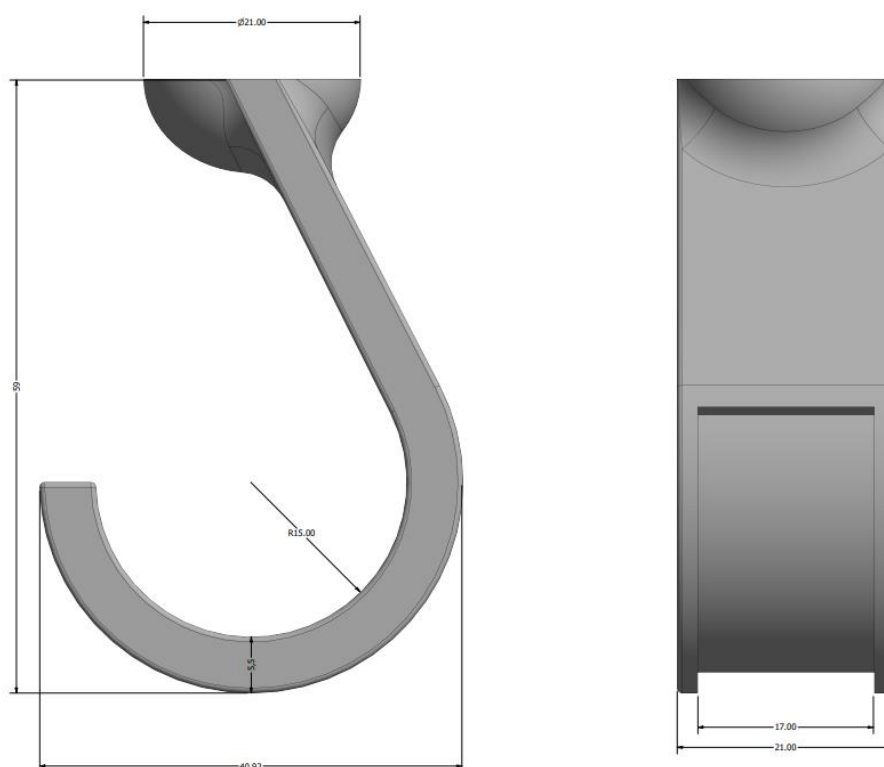


Rys.9.5. Wybrane wymiary zaprojektowanego elementu.

Drugi z modeli (rys.9.6), podobnie jak pierwszy, został zaprojektowany w taki sposób, aby podczas użytkowania zapewniał dobrą amortyzację. Tym razem cała geometria ma większą grubość oraz dolna część jest mocno zaokrąglona. Dzięki temu rozwiązaniu uniknięto powstania w dolnej części protezy karbu, który byłby miejscem najbardziej narażonym na uszkodzenie. Analogicznie do poprzedniego modelu, w górnej części wykonano otwory na wkręty, przygotowano otwór na podszewę antypoślizgową oraz zaokrąglono ostre krawędzie.



Rys.9.6. Model w środowisku Autodesk Inventor Professional 2021 - dolna część protezy, model 2.



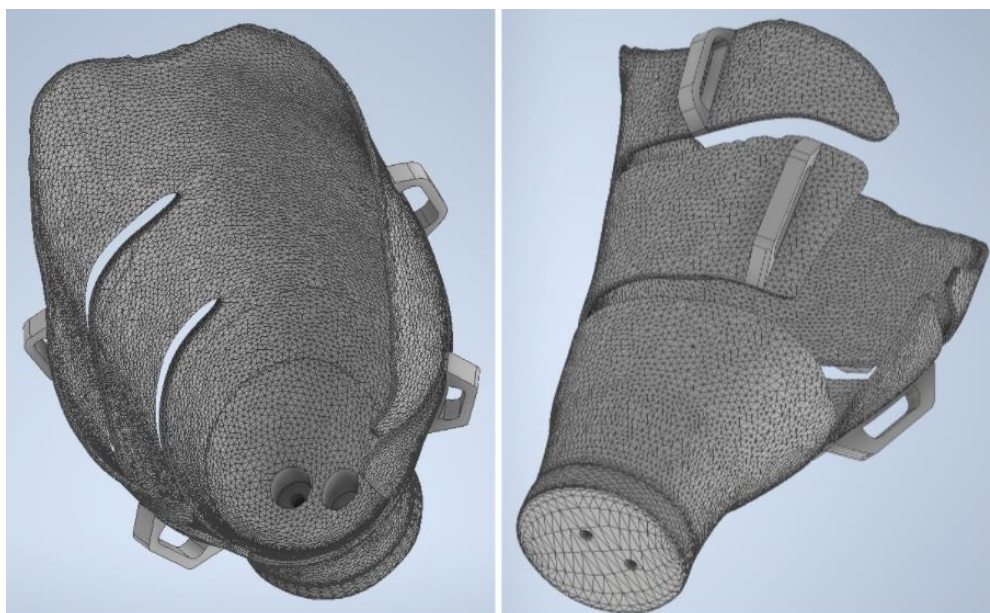
Rys.9.7. Wybrane wymiary zaprojektowanego elementu.

9.3. Modele kociej protezy

Lej protezowy dla kota został przygotowany w sposób analogiczny do leja protezowego dla psa. Otwory zostały przygotowane dla wkrętów PZ 4x16.



Rys.9.8. Lej protezowy dla kota - model w środowisku *Autodesk Inventor Professional 2021*.

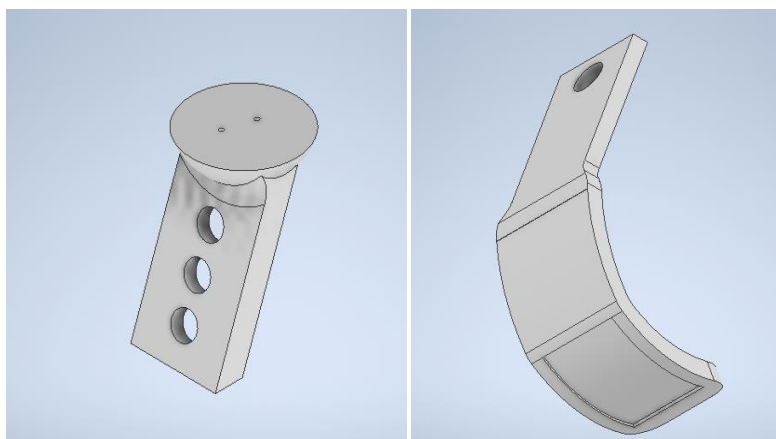


Rys.9.9. Lej protezowy dla kota - model w środowisku *Autodesk Inventor Professional 2021* - widok na otwory na wkręty do tworzywo sztucznych.

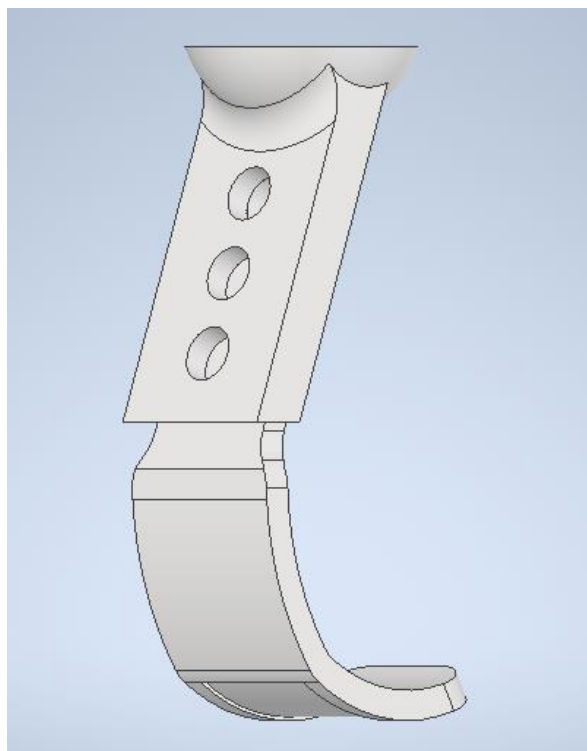
Modele dolnej części protezy dla kota stanowią złożenie dwóch elementów. Ma to na celu umożliwienie regulacji jej długości, co ułatwiłoby proces rehabilitacji zwierzęciu.

Podobnie jak w przypadku psa przygotowano dwie wersje konstrukcji w celu późniejszej symulacji. Główną różnicą było miejsce ograniczenia wyznaczającego ścieżkę połączenia dwóch części. W przypadku modelu 1 ograniczenie znajduje się na części łączonej z lejem, a w modelu 2 - na części mającej styk z podłożem. Łączna długość z uwzględnieniem regulacji jest równa dla obu modeli, podobnie jak szerokość i grubość. Zaokrąglenie części mającej kontakt z podłożem jest większe dla modelu 2.

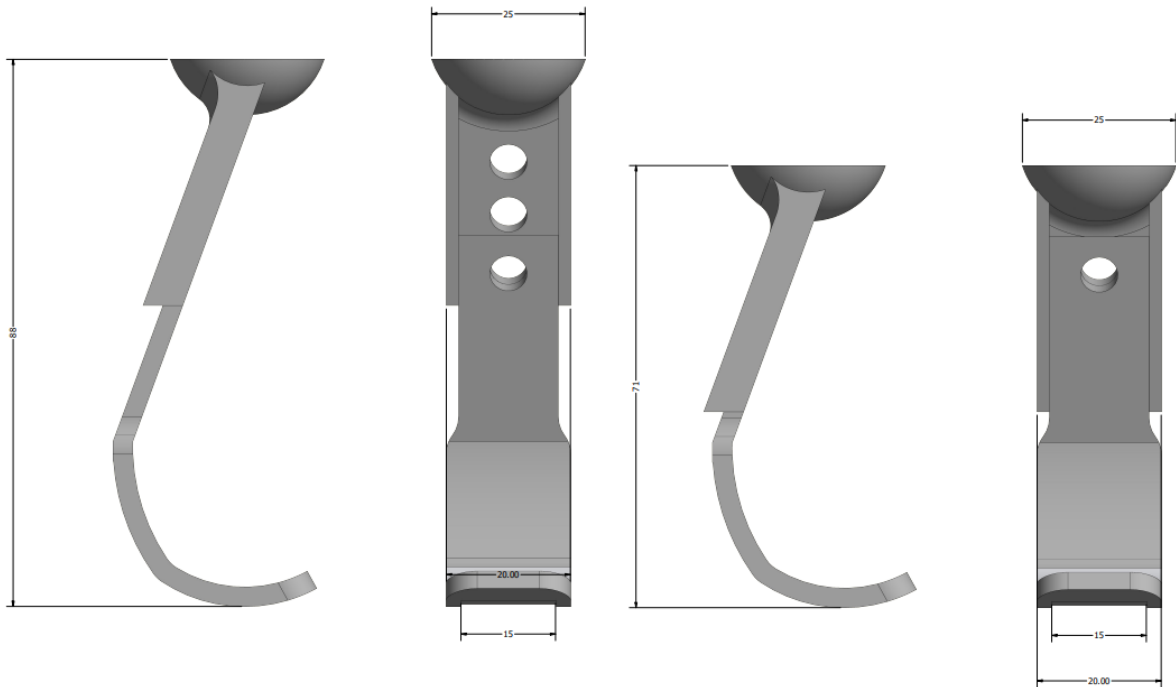
Oba modele posiadają otwory dedykowane pod wkręty znajdujące się w częściach łączących się z lejem protezowym i wcięcie na podeszwę antypoślizgową.



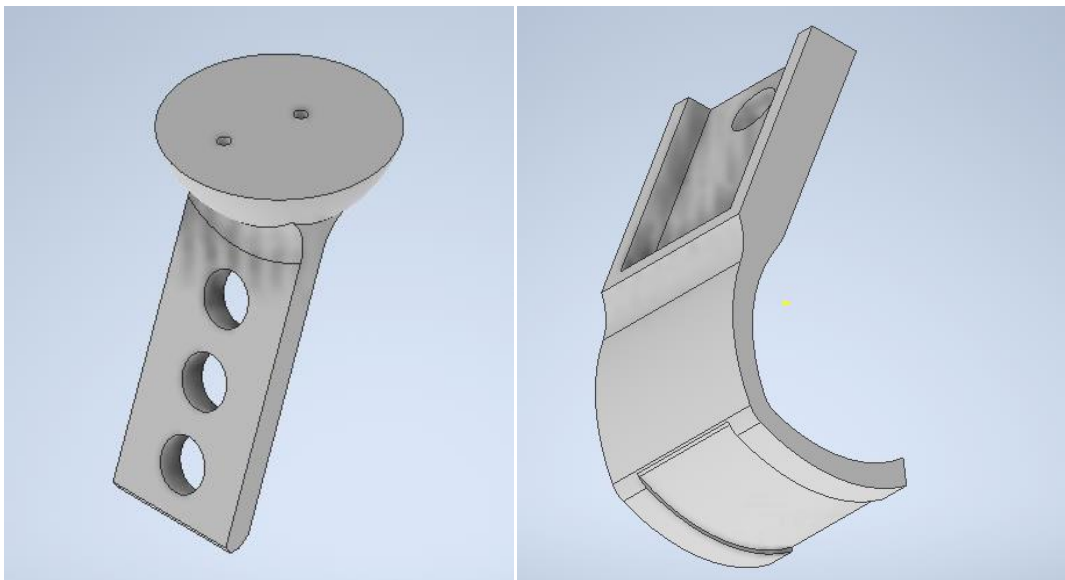
Rys.9.10. Elementy modelu 1 części dolnej protezy dla kota.



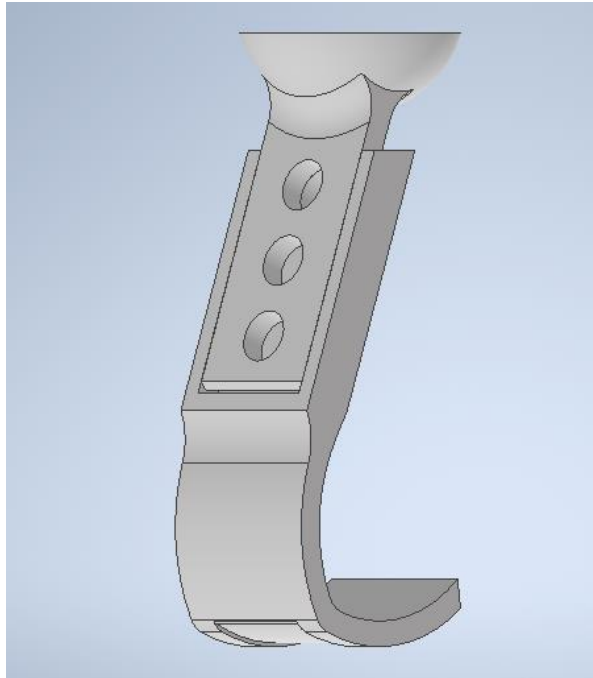
Rys.9.11. Złożony model 1 części dolnej protezy kota.



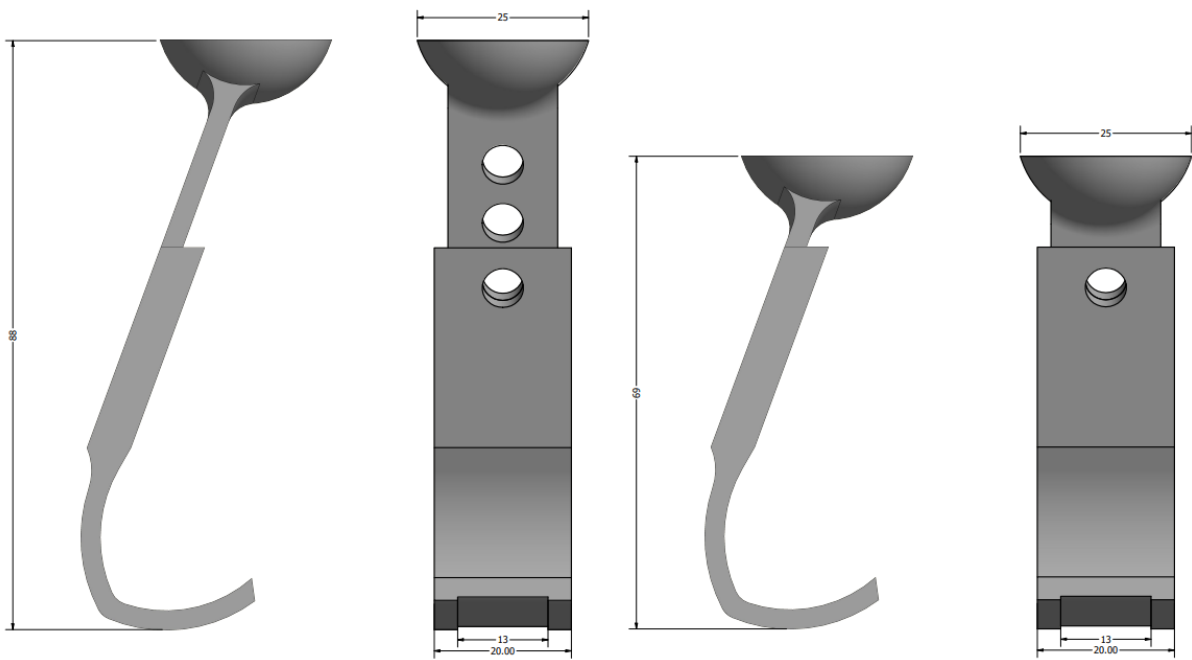
Rys.9.12. Wybrane wymiary zaprojektowanego elementu - maksymalna oraz minimalna wysokość.



Rys.9.13. Elementy modelu 2 części dolnej protezy dla kota.



Rys.9.14. Złożony model 2 części dolnej protezy kota.

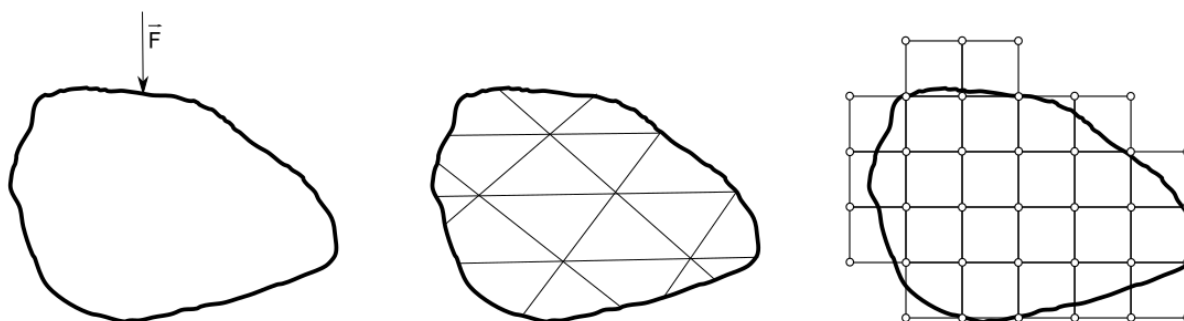


Rys.9.15. Wybrane wymiary zaprojektowanego elementu - maksymalna oraz minimalna wysokość.

10. Metoda elementów skończonych

Metoda elementów skończonych (MES) jest obecnie jednym z podstawowych narzędzi stosowanych w komputerowo wspomaganym obliczeniach inżynierskich. Jest to metoda numeryczna rozwiązywania zagadnień początkowo-brzegowych, która pozwala na rozwiązywanie problemów charakteryzujących się złożoną geometrią i niejednorodnym środowiskiem. MES umożliwia rozwiązanie problemu w przybliżony i dyskretny sposób [32].

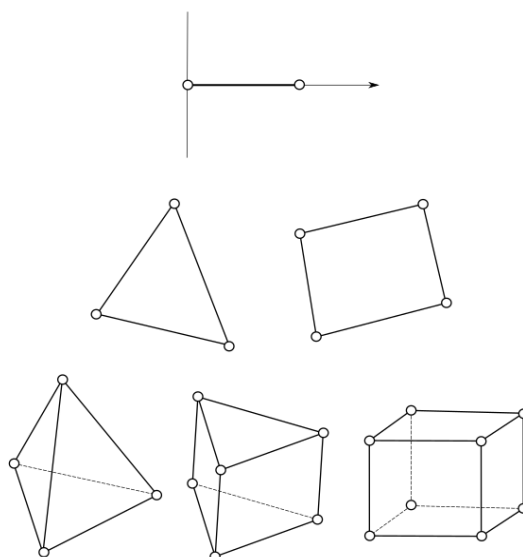
Metoda elementów skończonych w przeciwieństwie do analitycznego rozwiązania danego zagadnienia polega na podziale modelu geometrycznego na skończoną liczbę elementów. Proces ten nazywany jest dyskretyzacją. Jej celem jest jak najbardziej dokładne odwzorowanie ciągłej postaci w postać dyskretną. Ma ona jednak fizyczne ograniczenia przekładające się na dokładność otrzymanych wyników - obliczane są przybliżone wartości. Dyskretyzacja modelu ma wpływ na jego geometrię oraz pozostałe wielkości opisujące ten układ (naprężenia, obciążenia, utwierdzenia), które realizowane są za pomocą funkcji ciągłych [32,35].



Rys.10.1. Dyskretyzacja modelu ciągłego, kolejno od lewej: model ciągły, idealny model dyskretny, model dyskretny numeryczny.

W wyniku dyskretyzacji otrzymywane są równania macierzowe wiążące wielkości wejściowe w węzłach z wielkościami wyjściowymi w tych samych punktach. Następnie tworzone są duże macierze sztywności całej badanej konstrukcji w wyniku sumowania mniejszych podobszarów. Otrzymany układ równań pozwala wyznaczyć pożądane wartości [36].

Element skończony to prosta figura geometryczna (płaska lub bryła przestrzenna), określająca dany fragment układu. Na wierzchołkach, na bokach lub wewnątrz elementu skończonego znajdują się węzły, czyli specjalnie określone punkty. Liczba stopni swobody węzłów jest równocześnie liczbą niewiadomych występujących w pojedynczym węźle. W elementach skończonych wyróżniamy funkcje interpolacyjne (funkcje węzłowe, funkcje kształtu). Umożliwiają one opis wielkości analizowanej zarówno na bokach jak i wewnątrz elementu. Elementy skończone podzielić można ze względu na: liczbę wymiarów, kształt, stopień funkcji kształtu, liczbę i rodzaj węzłów lub sposób połączenia w węzłach [32, 35].



Rys.10.2. Przykładowe elementy skończone w przestrzeniach 1-, 2- i 3-wymiarowej.

W elementach skończonych definiuje się proste funkcje, najczęściej są to funkcje liniowe albo wielomiany niskiego stopnia, zwane funkcjami kształtu. Na podstawie wartości w węzłach opisują one przebieg i rozkład analizowanych wielkości fizycznych wewnątrz elementu skończonego. Liczba funkcji kształtu w jednym elemencie skończonym odpowiada liczbie jego węzłów, a ich budowa określa wartości w węzłach - dla węzła, którego dotyczą przyjmują wartość 1, a dla pozostałych wartość 0 [32,35].

Lokalna macierz sztywności przechowuje w węzłach informacje dotyczące wszystkich wartości materiałowych i geometrycznych pojedynczych elementów skończonych oraz ich powiązań z elementami statycznymi (obciążeniami). W wyniku sumowania układów równań dla wszystkich węzłów powstaje globalna macierz sztywności, zawierająca informacje dotyczące całej badanej konstrukcji [32].

Po wykonaniu dyskretyzacji przeprowadzane są obliczenia tylko dla wyróżnionych punktów (węzłów) z uwzględnieniem warunków brzegowych, które w danym układzie obowiązują. Poza węzłami rozwiązanie przybliżane jest na podstawie wyników otrzymanych dla poszczególnych węzłów. Złożenie ze sobą rozwiązań równań opisujących każdy z elementów skończonych modelu pozwala na uzyskanie informacji na temat zachowania się całego modelu [32, 35].

W celu poprawy jakości otrzymanych wyników dokonać można zagęszczenia siatki elementów skończonych w najbardziej kluczowych obszarach. Działanie to prowadzi do zwiększenia dokładności wyników, kosztem dłuższego czasu obliczeń. Należy pamiętać jednak, iż stosowanie zbyt drobnej siatki również nie jest wskazane ze względu na znaczny wzrost wymaganej mocy obliczeniowej komputera, jak również może to skutkować powstaniem nierzeczywistych zniekształceń poszukiwanych wartości. Z tego względu gęstość siatki należy dobierać optymalnie. Lepsze wyniki uzyskać można przez zastosowanie

większej liczby węzłów dla mniejszej liczby elementów skończonych. Kolejną metodą prowadzącą do zwiększenia dokładności jest dostosowywanie elementów skończonych do foremnych figur płaskich lub brył [32].

Analiza MES znajduje swoje zastosowanie podczas weryfikacji konstrukcji na etapie projektowym. Umożliwia znacząco obniżyć koszty oraz skraca czas procesu projektowania. Umożliwia zasymulowanie konkretnego przypadku komputerowo, bez konieczności wytworzenia prototypu. Metoda ta może być wykorzystywana do bardzo skomplikowanych, złożonych konstrukcji, ponieważ zakłada ich podział na skończoną liczbę elementów w postaci prostych figur geometrycznych. Należy jednak pamiętać, że otrzymane wyniki są przybliżone i mogą one różnić się od wyników uzyskanych w rzeczywistości. Główną wadą metody elementów skończonych jest konieczność kontroli błędu numerycznego. Może on zależeć od parametrów takich jak zmiana warunków brzegowych, gęstość siatki, zmiana wartości materiałowych i inne. Jednakże, nie jest to wada dotycząca jedynie tej metody, dotyczy ona wszystkich metod numerycznych [32,36].

11. Model matematyczny i związane zagadnienia

Rozdział opracowano w oparciu o pozycje literaturowe [32, 37-41].

11.1. Własności mechaniczne ciała stałego

Ciała pod wpływem działających na nie obciążeń ulegają odkształceniom. Odpowiednio duże wartości obciążenia są w stanie spowodować, że element konstrukcyjny traci swoje własności użytkowe. Aby uniknąć strat i zagrożeń związanych z tym zjawiskiem, projektowane elementy konstrukcyjne należy kontrolować pod kątem wytrzymałościowym.

Odształcenia i naprężenia w elementach zależą od czynników takich jak rodzaj materiału, kształt i wymiary elementu oraz wartości sił obciążających. Stosowane w wytrzymałości metody obliczeniowe muszą więc wiązać równania mechaniki ciała stałego z matematycznym opisem jego zachowania pod wpływem obciążeń. Koniecznym jest zdefiniowanie stanu odkształceń i naprężeń ciała oraz związków między tymi stanami występujących. Daje to podstawy do formułowania niezbędnych warunków bezpieczeństwa konstrukcji.

Prawem mechaniki które określa wzajemną zależność odkształcenia ciała w stosunku do naprężenia jakie działa na to ciało jest Prawo Hooke'a. Głosi ono że odkształcenie jakie doznaje ciało jest wprost proporcjonalne do działającej na nie siły. W przypadku jednoosiowego stanu naprężeń, prawo to można zapisać w postaci:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (11.1)$$

gdzie: σ - naprężenia normalne, ε - liniowe odkształcenie względne, E - współczynnik sprężystości wzdłużnej.

Deformacje oznaczają, że punkty w ciele przemieszczają się o wartości, które można określić dla przyjętego przestrzennego układu współrzędnych. W tym celu badany obiekt upraszcza się myślowo do prostopadłościanu o krawędziach dx, dy i dz .

Odształcenie i zmiana długości tych krawędzi pod wpływem zadanego obciążenia przedstawiane są jako:

$$(1 + \varepsilon_x)dx, (1 + \varepsilon_y)dy, (1 + \varepsilon_z)dz \quad (11.2)$$

gdzie: $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$ - liniowe wydłużenia względne.

Odształcenia w ciele można zapisać również korzystając z odkształceń kątowych, które określa się za pomocą kątów zawartych między krótkimi, prostopadłymi odcinkami związanymi z ciałem przed i po jego deformacji. Całkowity stan odkształcenia można przedstawić w postaci macierzowej za pomocą tensora odkształcenia ε :

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yx}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix} \quad (11.3)$$

gdzie: $\gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}$ - składowe współrzędnych kątowych.

Wyznaczając naprężenia w obiekcie, przyjmuje się współrzędne układu x, y, z i myślowo przecina obiekt płaszczyznami równoległymi do osi układu. Otrzymane naprężenia można podzielić na naprężenia normalne o składowych prostopadłych do płaszczyzny przekroju oraz na naprężenia styczne o składowych stycznych do płaszczyzny przekroju. Otrzymane naprężenia zapisuje się w formie tensora:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yx}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (11.4)$$

Bazując na naprężeniach głównych w obiekcie określa się kryterium naprężenia zredukowanego opartego na hipotezie von Misesa - Hencky'ego. Zgodnie z hipotezą w miejscu gdzie naprężenia zredukowane stają się równe granicy naprężenia - materiał plastyczny ustępuje. Naprężenia te wyraża się wzorem:

$$\sigma_{red} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad (11.5)$$

gdzie: σ_{red} - naprężenia zredukowane wg von Misesa, $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}$ - składowe naprężenia normalnych, $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{xz}$ - składowe naprężeń stycznych.

11.2. Wybrane właściwości materiałowe

- Moduł Younga nazywany inaczej współczynnikiem sprężystości wzdłużnej jest fizyczną wielkością opisującą sprężystość materiału. Wyraża zależność względnego odkształcenia liniowego od naprężenia dla danego materiału w zakresie odkształceń sprężystych, w początkowej fazie wykresu rozciągania.

$$E = \frac{\varepsilon}{\sigma} \quad (11.6)$$

gdzie: E - Moduł Younga, σ - naprężenie, ε - względne odkształcenie liniowe

- Współczynnikiem Poisson'a określany jest stosunek odkształcenia poprzecznego do podłużnego przy osiowym stanie naprężenia.

$$\nu = \frac{\varepsilon_{\text{pop}}}{\varepsilon_{\text{pod}}} \quad (11.7)$$

gdzie: ν - współczynnik Poisson'a, ε_{pop} - odkształcenie poprzeczne, ε_{pod} - odkształcenie podłużne.

- Moduł Kirchoffa nazywany inaczej modułem sprężystości poprzecznej lub modułem ścinania jest współczynnikiem, który uzależnia odkształcenie postaciowe materiału od naprężenia ścinającego w nim występującego.

$$G = \frac{\tau}{\gamma} \quad (11.8)$$

gdzie: G - Moduł Kirchoffa, τ - naprężenie ścinające, γ - odkształcenie postaciowe.

- Gęstość określa stosunek masy substancji do zajmowanej przez nią objętości. Dla substancji jednorodnych o dowolnie wybranych próbkach:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (11.9)$$

gdzie: ρ - gęstość, m - masa próbki, V - objętość próbki

- Wytrzymałość na rozciąganie określa maksymalne możliwe obciążenie przypadające na pierwotną powierzchnię przekroju rozciąganego materiału, które ciało wytrzyma przed rozerwaniem.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (11.10)$$

gdzie: σ - naprężenie rozciągające, F - działająca siła A - powierzchnia pierwotna przekroju.

- Granica plastyczności jest definiowana jako poziom naprężenia, przy którym w ziarnach zaczynają powstawać nieodwracalne plastyczne odkształcenia. Oznacza to, że w momencie osiągnięcia granicy plastyczności, materiał podstawowy jest już z definicji plastyczny.

11.3. Wybrane równania mechaniki ciał stałych

Równania charakteryzujące właściwości fizyczne materiałów nazywa się konstytutywnymi. Stanowią one matematyczne modele rzeczywistych materiałów i charakteryzują relacje między tensorami naprężeń a odkształceń w danym ciele. Dla ciał spełniających prawo Hooke'a zakłada się, że tensory te są do siebie liniowo proporcjonalne:

$$\sigma_{ij} = D_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \quad (11.11)$$

gdzie: σ_{ij} - składowa tensora naprężeń, D_{ijkl} - składowa tensora sprężystości, ε_{kl} - składowa tensora odkształceń.

Składowa tensora czwartego rzędu D_{ijkl} posiada 81 elementów.

Uwzględniając symetrię składowej tensora naprężeń - liczba elementów niezależnych redukuje się do 36. Dodatkowo uwzględniając symetrię składową tensora odkształceń, redukcja współrzędnych maleje do 21 dla ciał anizotropowych.

Dla ciał sprężyste ortotropowych liczba elementów niezależnych wynosi 9, a dla izotropowych - redukuje się do 2.

Materiał anizotropowy, jest materiałem którego cechy są różne w każdym kierunku.

W macierzy podatności materiału anizotropowego zawiera się 5 grup modułów:

E_{ij} - moduły sprężystości wzdłużnej Younga dla każdej z 3 osi,

G_{ij} - moduły ścinania Kirchoffa dla każdej z 3 płaszczyzn,

ν_{ij} - współczynniki odkształcenia poprzecznego Poissona dla 3 kierunków stycznych,

$\mu_{ij(kl)}$ - moduły ścinania Chencova dla 3 płaszczyzn,

$\eta_{ij(kl)}$ - moduły ścinania Rabinovicha dla 9 płaszczyzn.

Szczególnym przypadkiem anizotropii jest ortotropia, będąca zjawiskiem występującym gdy właściwości mechaniczne i termiczne materiału są różne w 3 prostopadłych do siebie kierunkach. Umożliwia to redukcję w macierzy podatności współczynników Chencova i Rabinovicha. Ostatecznie macierz dla takiego materiału zapisuje się w postaci:

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & 0 & 0 & 0 \\ D_{12} & D_{22} & D_{23} & 0 & 0 & 0 \\ D_{13} & D_{23} & D_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & D_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & D_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & D_{66} \end{bmatrix} \quad (11.12)$$

gdzie:

$$\begin{aligned}
 D_{11} &= \frac{E_x^2(E_z v_{yz}^2 - E_y)}{D_d}, D_{12} = \frac{E_x E_y (E_z v_{yz} v_{xz} + E_y v_{xz})}{D_d}, D_{13} = \frac{E_x E_y E_z (v_{xy} v_{yz} + v_{xz})}{D_d}, D_{22} = \frac{E_y^2 (E_z v_{xz}^2 - E_x)}{D_d}, \\
 D_{23} &= \frac{E_y E_z (E_y v_{xy} v_{xz} + E_x v_{yz})}{D_d}, D_{33} = \frac{E_y E_z (E_y v_{xy}^2 - E_x)}{D_d}, D_{44} = G_{xy}, D_{55} = G_{yz}, D_{66} = G_{xz}, \\
 D_d &= E_y E_z v_{xz}^2 - E_x E_y + 2v_{xy} v_{yz} v_{xz} E_y E_z + E_x E_z v_{yz}^2 + E_y^2 v_{xy}^2
 \end{aligned} \tag{11.13}$$

W przypadku materiału poprzecznie izotropowego spośród trzech niezależnych osi współczynniki dwóch z nich wykazują cechy wspólne, ale niezależne od współczynników osi trzeciej. Izotropię poprzeczną dzieli się na przypadki:

- symetrii tetragonalnej o zależnościach w postaci:

$$E_{11} = E_{22}, G_{13} = G_{23}, v_{31} = v_{32} \tag{11.14}$$

- symetrii heksagonalnej o zależnościach w postaci:

$$G_{12} = \frac{E_{11}}{2(1+v_{21})} \tag{11.15}$$

Materiał izotropowy wykazuje takie same wartości właściwości mechanicznych w każdym z kierunków, a więc właściwości takiego materiału nie zależą od kierunku przyłożenia obciążenia. Modelując tego typu materiały korzysta się z modelu liniowo-sprężystego.

Macierz sprężystości materiału izotropowego ma postać:

$$D = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \tag{11.16}$$

Zapisano ją przy pomocy stałych Lamego, których relacje ze stałymi materiałowymi są następujące:

$$\mu \equiv G = \frac{E}{2(1+\nu)} \tag{11.17}$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \tag{11.18}$$

Postać pierwszą prawa Hooke'a, dla materiałów izotropowych przedstawia się w następujący sposób:

$$\sigma_{ij} = 2\mu \varepsilon_{ij} + \lambda \varepsilon_{kk} \cdot \delta_{ij}, \tag{11.19}$$

$$\sigma_{ij} = \begin{cases} 0, & i \neq j \\ \lambda, & i = j \end{cases} \tag{11.20}$$

gdzie: σ_{ij} - delta Kroneckera, μ i λ - stałe Lamego.

Drugą postać prawa Hooke'a można otrzymać uwzględniając zależności (11.17) i (11.18) w (11.19):

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu}(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{(1-2\nu)}\varepsilon_{kk}\delta_{ij}) \quad (11.21)$$

Równanie ruchu określone dla materiału liniowo-sprężystego, zgodnie z drugim prawem Newtona przyjmuje postać:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F} \quad (11.22)$$

gdzie: \mathbf{F} - siła masowa, t - czas, ρ - gęstość ciała, \mathbf{u} - wektor przemieszczenia.

Z prawa Hooke'a dla materiałów izotropowych można otrzymać równanie Naviera-Cauchy'ego, będące ogólnym równaniem ruchu izotropowego ciała stałego:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - (\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})) = \mathbf{F} \quad (11.23)$$

W ramach pracy analizowane jest zagadnienie niezależne od czasu, w którym siła masowa oraz pochodna są zerowe, a powyższe równanie przyjmuje postać:

$$-(\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})) = \mathbf{0} \quad (11.24)$$

12. Symulacje elementów protezy dla psa

12.1. Opis środowiska *Fusion 360*

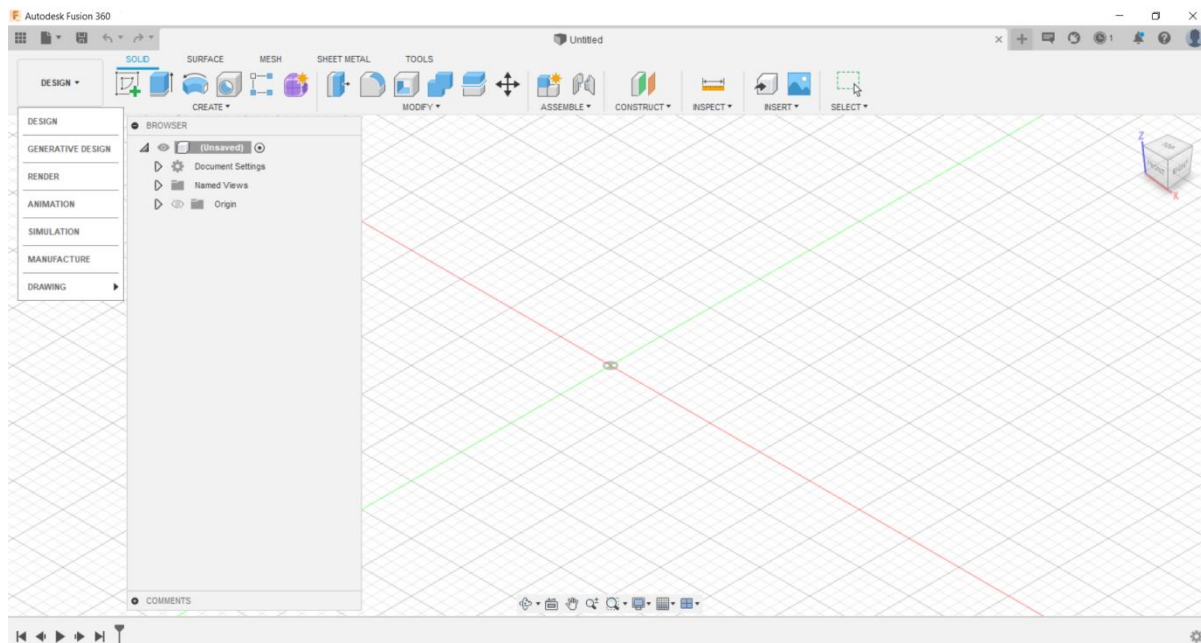
Autodesk Fusion 360 to oparta na chmurze platforma do modelowania 3D, CAD (*Computer Aided Design*) oraz CAM (*Computer Aided Manufacturing*). Znajduje swoje zastosowanie podczas projektowania, opracowywania produktów, wizualizacji, symulacji, wytwarzania i produkcji [42].

Wśród wielu możliwości środowiska *Autodesk Fusion 360* wyróżniamy między innymi moduł modelowania 3D, symulacji wytrzymałościowej, wizualizacji oraz komputerowe wspomaganie wytwarzania (CAM). Program posiada również narzędzia do rysunku 2D, modelowania swobodnego i konstrukcji blachowych. Możliwe jest również wykonanie fotorealistycznej wizualizacji i wyprodukowanie produktu w rzeczywistości [43].

Dzięki zaawansowanym funkcjom *Autodesk Fusion 360* pozwala sprawdzić możliwości fizyczne zaprojektowanych elementów.

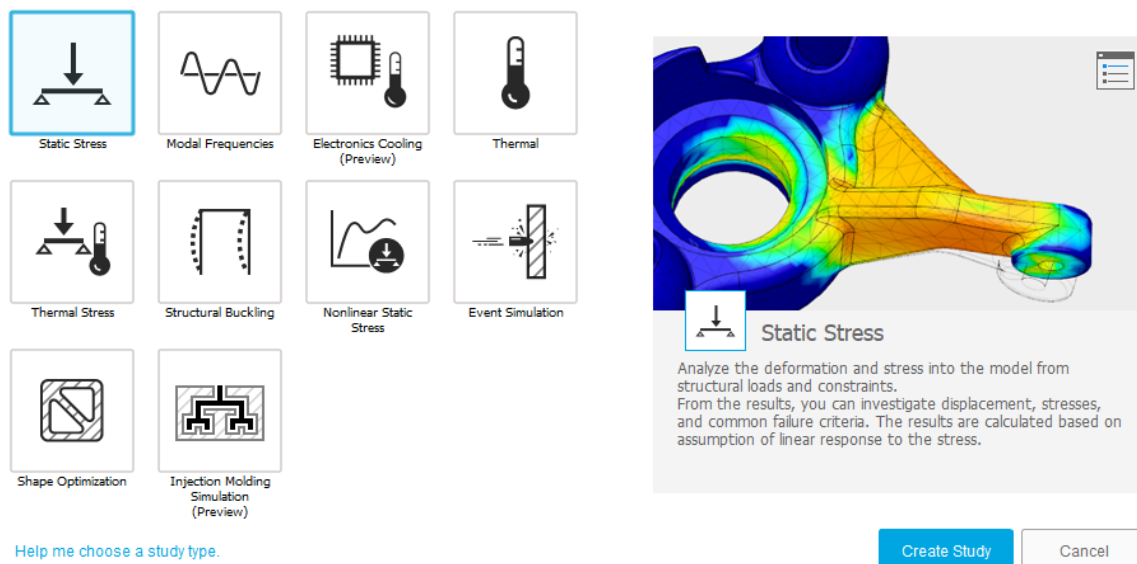
Oprogramowanie zawiera szereg symulacji takich jak:

- wytrzymałość statyczna,
- analiza termiczna,
- analiza termiczno-wytrzymałościowa,
- wyboczenia,
- analiza zniszczeniowa,
- optymalizacja kształtu [43].



Rys.12.1. Zrzut ekranu środowiska *Autodesk Fusion 360*.

Wykonane zostaną analizy wytrzymałościowe poszczególnych elementów protez. Analiza wytrzymałościowa umożliwia prowadzenie obliczeń MES dla części lub zespołów. Dostępne są narzędzia służące do mocowania i tworzenia wiązań elementów, definiowania sił i innych. Symulacje służą analizie deformacji i naprężeń modelu na podstawie zadanych obciążeń i zdefiniowanych wiązań konstrukcyjnych. Uzyskane wyniki pozwalają na zbadanie kryteriów przemieszczenia, naprężeń i ewentualnych uszkodzeń.



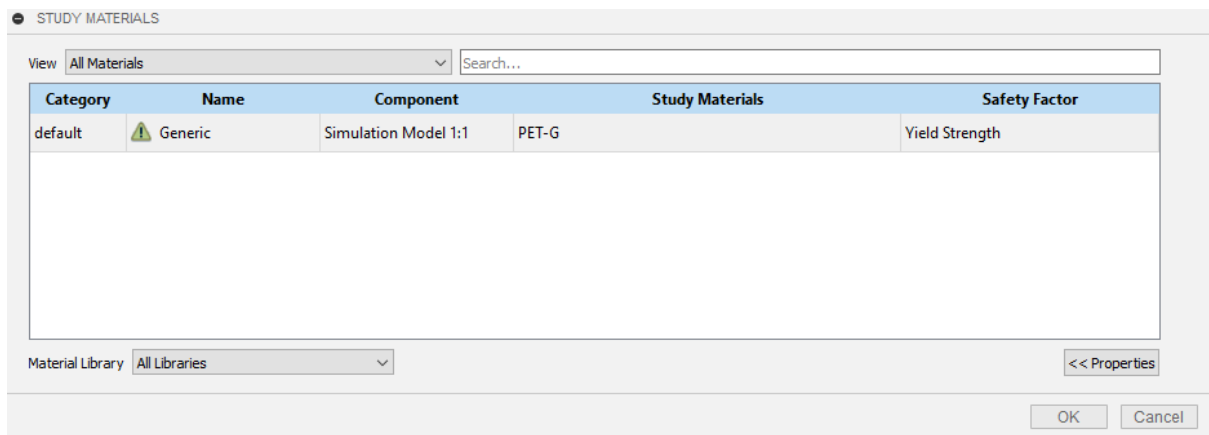
Rys.12.2. Dostępne rodzaje symulacji w programie *Autodesk Fusion 360*.

12.2. Analiza MES

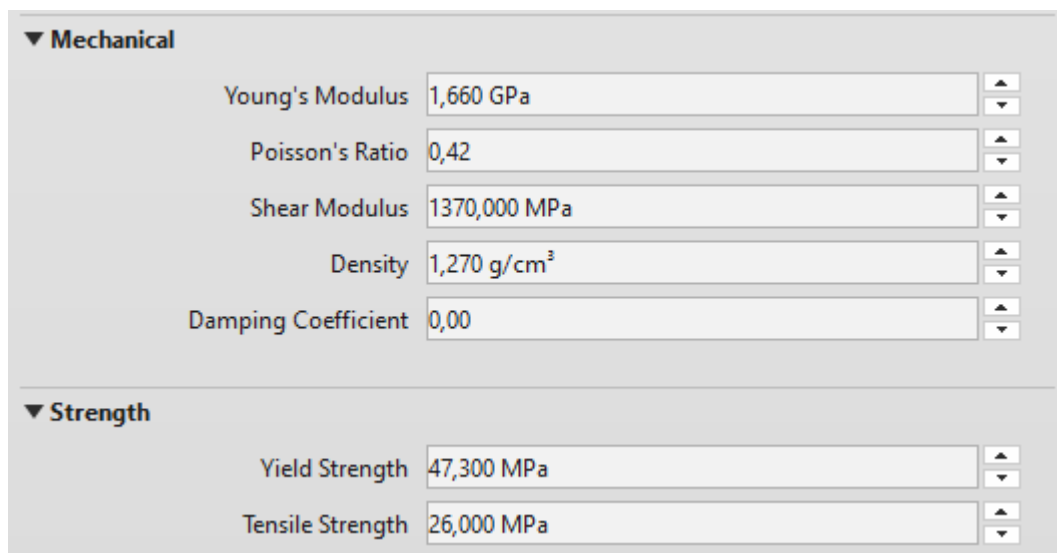
Jako metodę analizy zastosowano badanie statyczne izotropowych modeli zaprojektowanych elementów. Ich właściwości mechaniczne i termiczne są takie same we wszystkich kierunkach. Należy tu zaznaczyć, że ze względu na addytywny charakter wytwarzania, właściwości mechaniczne części drukowanych z tworzyw sztucznych są często anizotropowe. Model anizotropowy dużo wierniej oddaje zmiany zachodzące pod wpływem naprężeń aniżeli model izotropowy. Wyniki symulacji nie będą odzwierciedlać całkowicie zachowania elementu w warunkach rzeczywistych [44, 45].

W pierwszej kolejności przeprowadzono analizę modelu 1 dolnej części protezy dla psa.

Materiałem wybranym do przeprowadzenia symulacji jest PET-G, często stosowany jako filament w druku 3D i użyty do wytworzenia protezy. Ponieważ materiał ten nie był dostępny w bibliotece programu *Fusion 360*, należało utworzyć nowy i zdefiniować jego właściwości mechaniczne na podstawie danych literaturowych [46, 47, 48, 49].

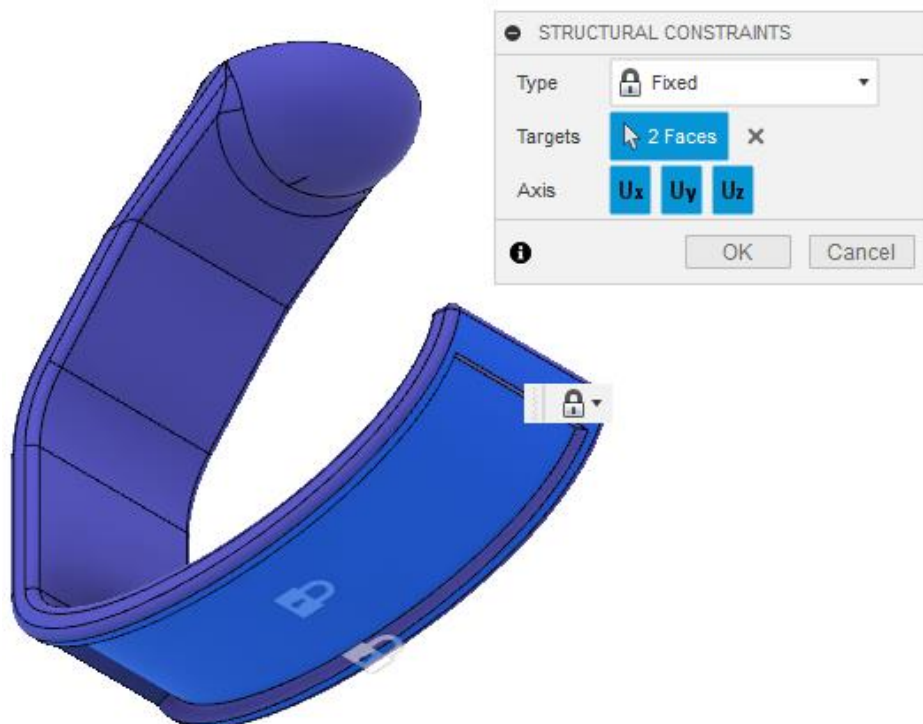


Rys.12.3. Dobór materiału



Rys.12.4. Właściwości materiału PET-G.

Dla ułatwienia pracy oznaczono nowo zdefiniowany materiał kolorem niebieskim, ze względu na użycie filamentu o tym kolorze dla pierwszych wydruków. Nie symulowano elementu antypoślizgowej podeszwy na spodzie protezy. Warto podkreślić, że właściwości fizyczne materiału powinny być jak najdokładniejsze, gdyż korzystanie z precyzyjnych danych pozwala na uzyskanie wyników lepiej odwzorujących zachowanie części w rzeczywistości.



Rys.12.5. Miejsce unieruchomienia modelu.

Istotnym krokiem, jaki należy wykonać przed przystąpieniem do wykonania badania w programie *Fusion 360*, jest określenie sposobu unieruchomienia analizowanego przedmiotu w przestrzeni. W tym przypadku unieruchomiono model w miejscu, w którym dolna część protezy styka się z podłożem (rys.12.5).

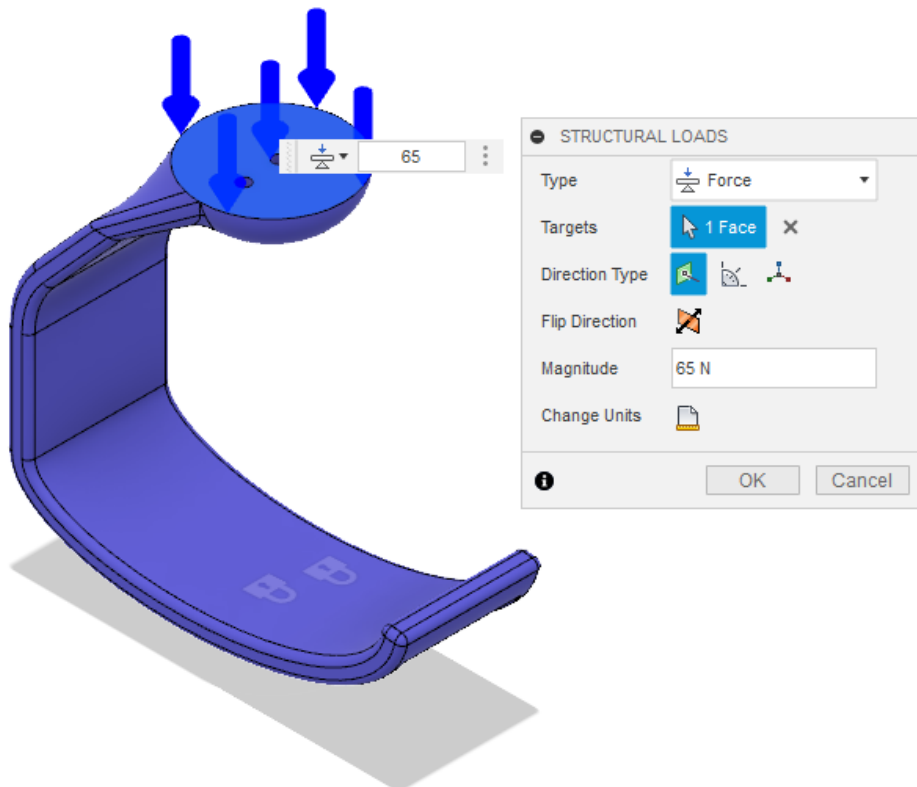
Kolejnym krokiem jest ustalenie obciążeń działających na badaną konstrukcję. Konieczne jest określenie wartości, kierunku oraz zwrotu występujących sił. Należy również wskazać ich miejsce przyłożenia na protezie. W pierwszej symulacji siła została przyłożona w taki sposób, aby jak najlepiej odwzorować sytuację maksymalnego obciążenia kończyn przednich psa. Jeżeli model spełni swoją rolę dla najbardziej wymagającego przypadku, oznacza to, że będzie również dobrze funkcjonował dla warunków bardziej sprzyjających. Wartość siły generowanej w kończynie została zaczerpnięta z literatury [4].

$$F = \frac{\%BW}{2} \cdot BW = \frac{1,1}{2} \cdot 12 \cdot 9,81 = 64,746 \approx 65 \text{ N} \quad (12.1)$$

gdzie:

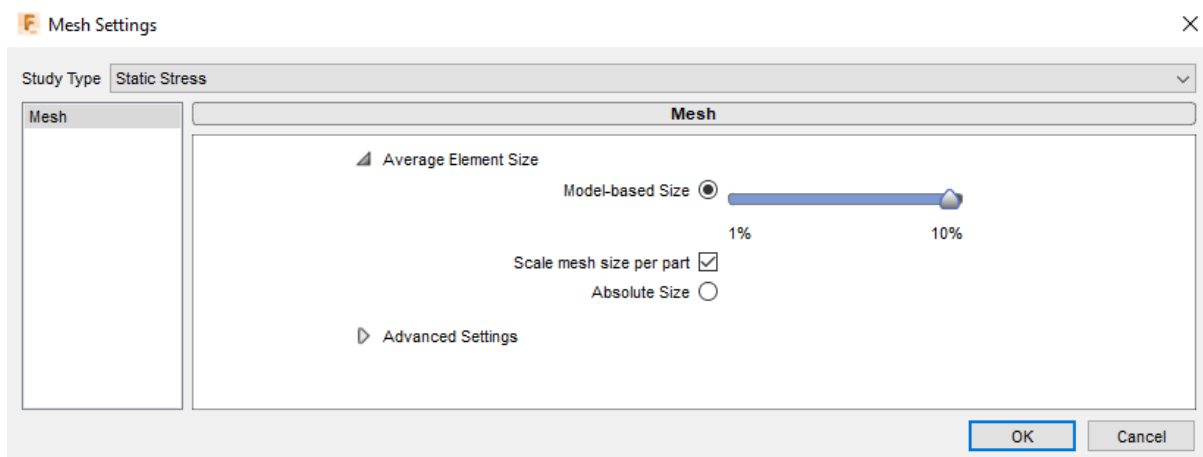
$\%BW$ - procent maksymalnego ciężaru przypadającego na kończyny piersiowe psa,

BW - ciężar ciała zwierzęcia.

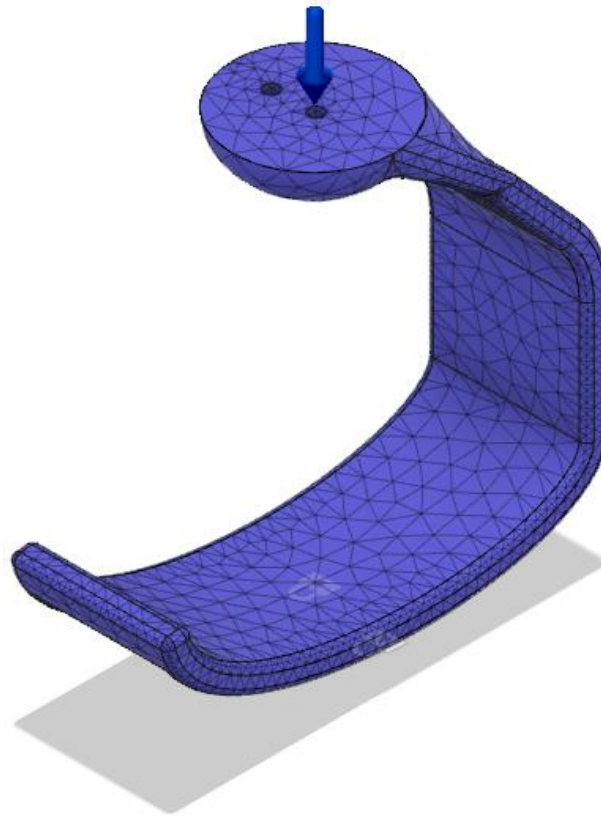


Rys.12.6. Przyłożona siła.

Następnym krokiem jest wygenerowanie siatki o wybranej gęstości. Średnie zagęszczenie elementów dla tej symulacji wynosi 10%. Jest to stosunkowo duża siatka, która nie generuje wysokiego kosztu obliczeń.

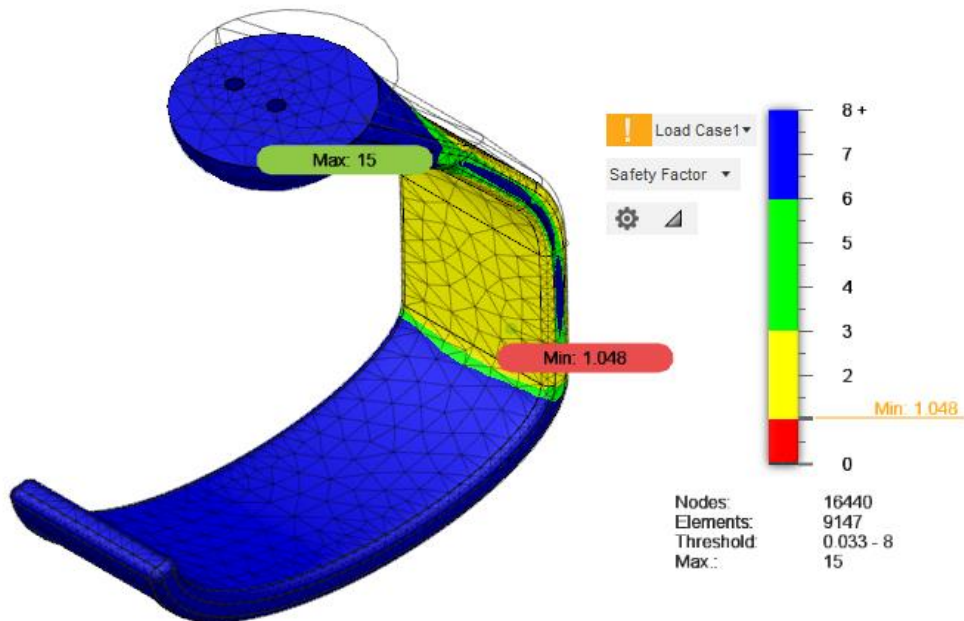


Rys.12.7. Ustawianie wielkości siatki na 10%.



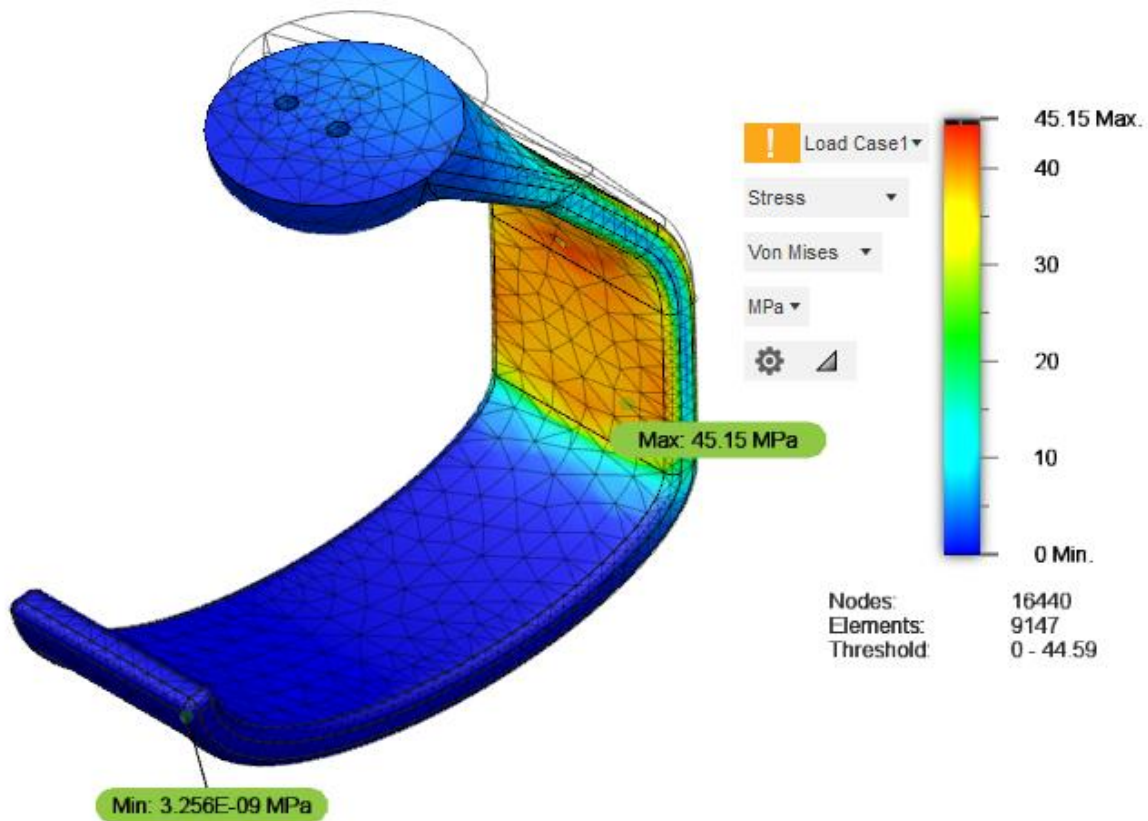
Rys.12.8. Podgląd widoku wygenerowanej siatki.

Rezultaty wykonanej analizy MES zaprezentowano poniżej:



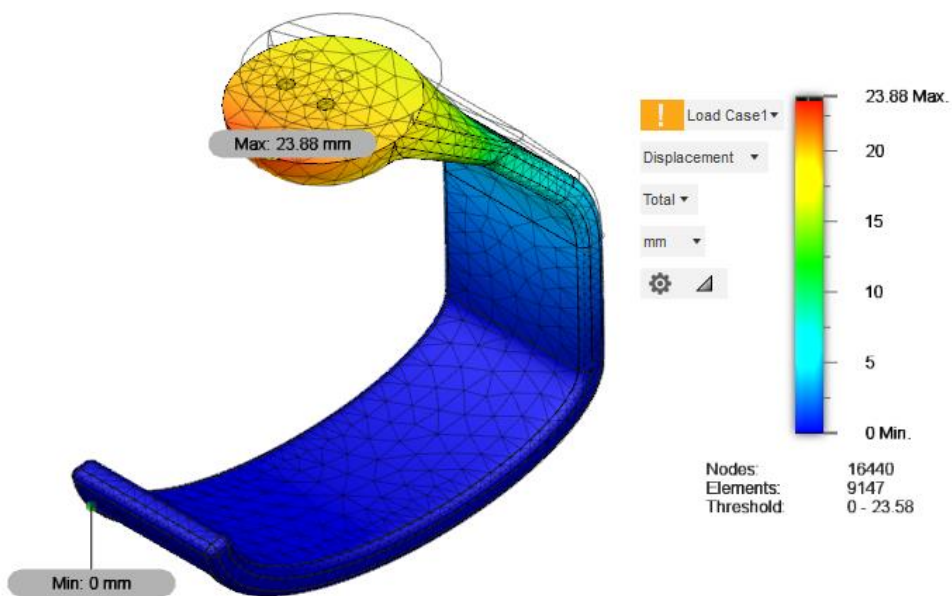
Rys. 12.9. Wyniki symulacji - współczynnik bezpieczeństwa.

Współczynnik bezpieczeństwa reprezentuje stosunek naprężeń dopuszczalnych do naprężeń, które pojawiły się w danym miejscu badanej konstrukcji. Jego minimalna wartość musi być większa niż 1. Jeżeli ten warunek nie zostanie spełniony, dla użytkownika jest to informacja, że zaprojektowany model może ulec zniszczeniu. W takim przypadku, należy zmienić materiał na bardziej wytrzymały, bądź zmodyfikować kształt modelu tak, aby zminimalizować naprężenia. Współczynnik bezpieczeństwa informuje zatem, czy dana konstrukcja jest bezpieczna. Otrzymano minimalną wartość współczynnika bezpieczeństwa 1,048 co oznacza, że badana konstrukcja wytrzymuje przyłożone obciążenie w stopniu marginalnym.



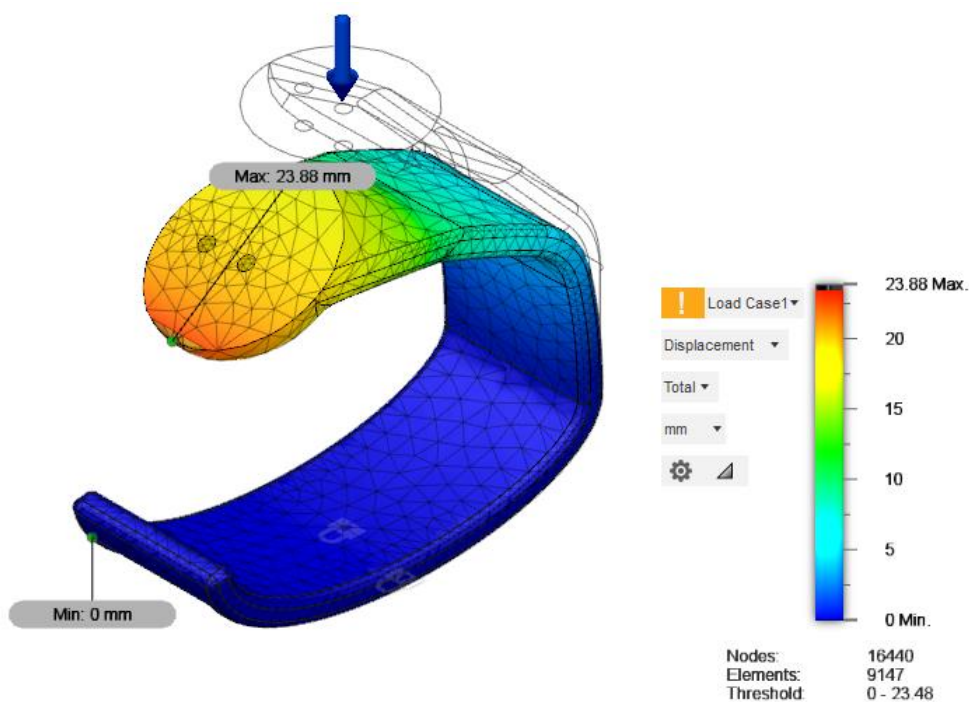
Rys.12.10. Wyniki symulacji - naprężenia Von Misesa.

Maksymalne naprężenia zredukowane według hipotezy Von Misesa o wartości 45,15 MPa zaobserwowano w miejscu oznaczonym kolorem czerwonym (rys.12.10). Mają one duży wpływ na współczynnik bezpieczeństwa, którego minimalna wartość wynosząca 1,048 znajduje się w okolicy miejsca wystąpienia maksymalnych naprężeń.

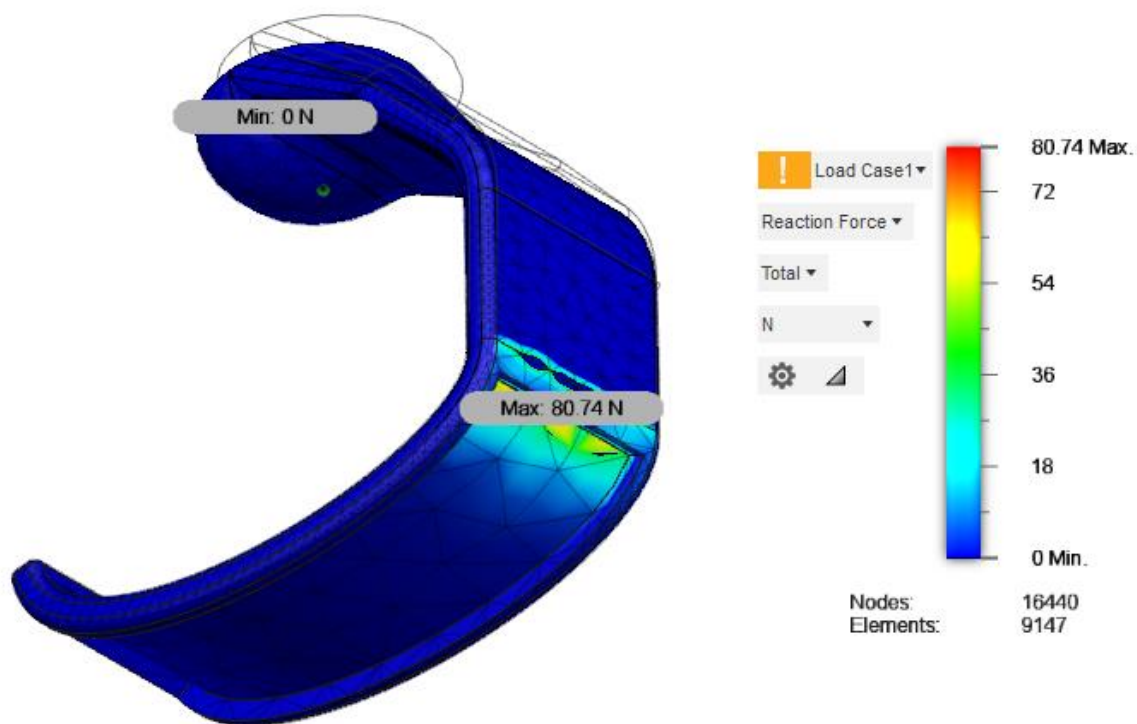


Rys.12.11. Wyniki symulacji - przemieszczenie.

Przemieszczenie maksymalne elementu o wartości 23,88 mm wystąpiło w części do której przykładana została siła, ze względu na utwierdzenie protezy przy podłożu. Pod wpływem nacisku konstrukcja obniża się. Powyżej (rys.12.11) widoczne są wyniki przemieszczenia w skali skorygowanej, co oznacza, że maksymalne odkształcenie wyświetlane jest jako procent wielkości modelu. Poniżej (rys.12.12) widoczny jest rezultat symulacji w skali rzeczywistej. Jak można zauważyć jest to bardzo duże przemieszczenie.



Rys.12.12. Wyniki symulacji - przemieszczenie, skala rzeczywista.



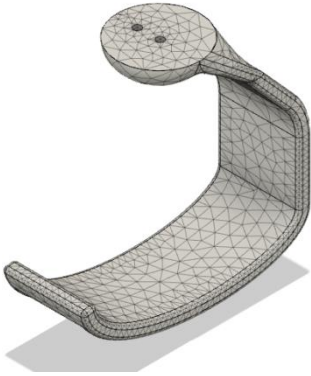
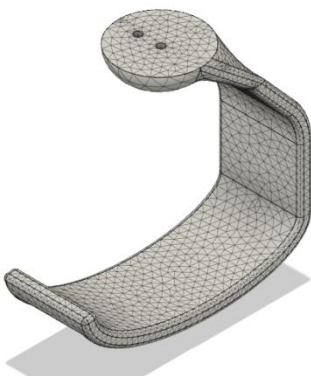

Rys.12.13. Wyniki symulacji - siła reakcji.

Siła reakcji jest siłą, jaką wywiera podłoże na spoczywające na nim ciało. Dla tego przypadku siła reakcji osiągnęła maksimum 80,74 N w miejscu gdzie kończy się utwierdzenie powierzchni. Jest to niepokojąco wysoka wartość, która zostanie zweryfikowana.

12.3 Porównanie właściwości generowanych siatek modelu

Dla uzyskania optymalnych wyników analizy, porównane zostały różne gęstości wygenerowanej siatki na tym samym elemencie. Na tej podstawie wybrana zostanie jedna gęstość siatki do zastosowania w późniejszych symulacjach. Analizowane były gęstości siatki o gęstościach 10%, 5% oraz 1%.

Tab.12.1. Porównanie różnych wartości zagęszczenia siatki z uwzględnieniem liczby węzłów i elementów skończonych.

zagęszczenie 10%	zagęszczenie 5%	zagęszczenie 1%
		
Nodes: 16440 Elements: 9147	Nodes: 26547 Elements: 15580	Nodes: 485753 Elements: 329600

Fusion 360

An overly fine mesh (<3%) leads to high memory consumption computation with no guarantee of better results. Instead, you may be interested in using Adaptive Mesh Refinement to refine the mesh only in critical areas.

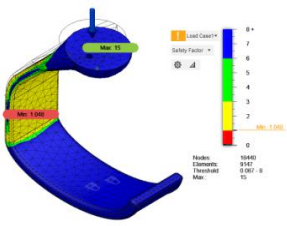
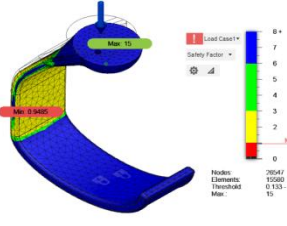
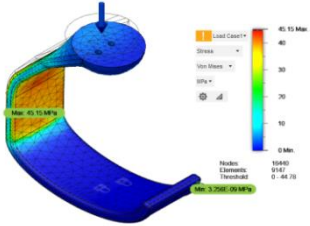
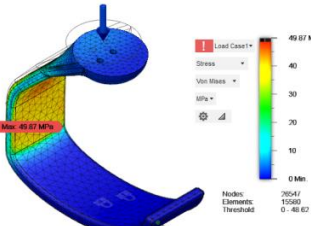
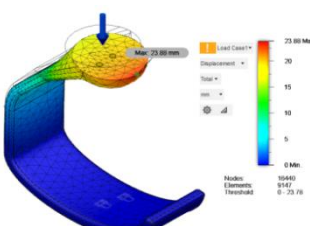
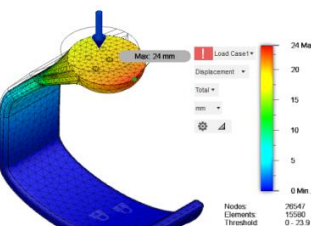
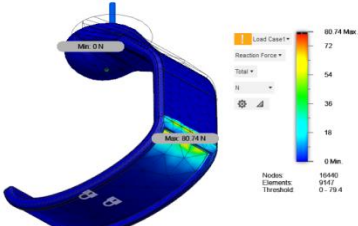
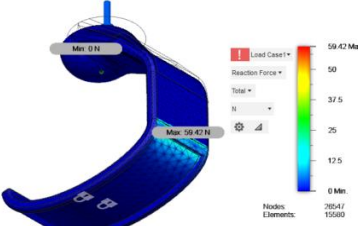
Do you want to continue?



Rys.12.14. Komunikat z ostrzeżeniem o nadmiernym zużyciu pamięci.

Po zastosowaniu siatki o zagęszczeniu 1% program informuje, że może prowadzić to do nadmiernego zużycia pamięci obliczeniowej komputera. W związku z tym dalej analizowano tylko modele o zagęszczeniu siatki 5% oraz 10%.

Tab.7.2. Rezultaty symulacji dla zagęszczenia siatki 5% i 10%.

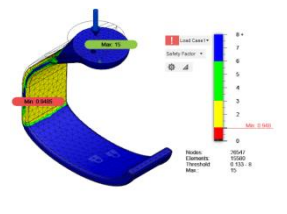
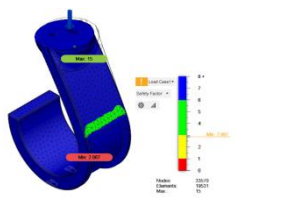
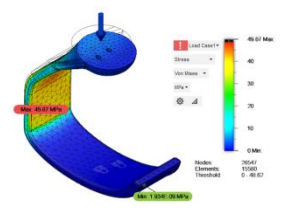
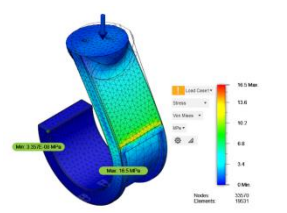
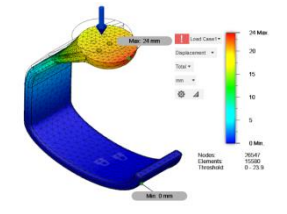
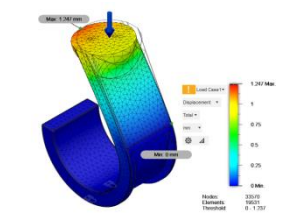
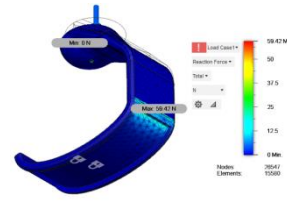
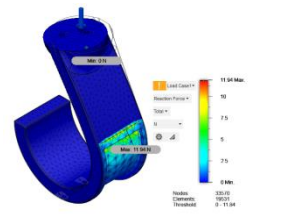
	siatka o zagęszczeniu 10%	siatka o zagęszczeniu 5%
Współczynnik bezpieczeństwa [-]		
	min: 1,048	min: 0,9485
	max: 15	max: 15
Naprężenia Von Misesa [MPa]		
	min: $3,256 \cdot 10^{-9}$	min: $1,934 \cdot 10^{-9}$
	max: 45,15	max: 49,87
Przemieszczenia [mm]		
	min: 0	min: 0
	max: 23,88	max: 24
Siła reakcji [N]		
	min: 0	min: 0
	max: 80,74	max: 59,42

Porównując symulacje modelu pierwszego dolnej części protezy psa dla zagęszczenia elementów siatki o wartościach 10% i 5% można zauważyć następujące zależności: wartości minimalne i maksymalne współczynnika bezpieczeństwa, naprężeń zredukowanych Von Misesa oraz przemieszczeń są porównywalne w obu przypadkach. Korzystniejsze wartości z perspektywy wytrzymałości elementu otrzymano dla wariantu z zagęszczeniem siatki wynoszącym 10%. Jednak analizując wartość siły reakcji podłoża, można dojść do wniosku, że niższe zagęszczenie powoduje pewne zakłamanie wyniku, podczas gdy wartość siły reakcji podłoża dla zagęszczenia 5% wynosząca 59,42N dla przyłożonej siły 65N jest bardziej wiarygodna, biorąc pod uwagę własności amortyzujące konstrukcji. W związku z czym, dalsze symulacje przeprowadzono z zastosowaniem zagęszczenia siatki o średnim zagęszczeniu równym 5%.

12.4. Porównanie zaprojektowanych konstrukcji protezy dla psa

W tabeli 7.3 przedstawiono porównanie wybranych właściwości uzyskanych podczas symulacji z uwzględnieniem takich samych warunków brzegowych.

Tab.7.3. Porównanie modeli protez dla psa.

	Model 1	Model 2
Współczynnik bezpieczeństwa [-]		
	min: 0,9485	min: 2,867
	max: 15	max: 15
Naprężenia Von Misesa [MPa]		
	min: $1,934 \cdot 10^{-9}$	min: $3,357 \cdot 10^{-8}$
	max: 49,87	max: 16,5
Przemieszczenia [mm]		
	min: 0	min: 0
	max: 24	max: 1,247
Siła reakcji [N]		
	min: 0	min: 0
	max: 59,42	max: 11,94

Obliczony w trakcie symulacji minimalny współczynnik bezpieczeństwa, równy 2,867 dla modelu 2, osiągnął praktycznie 3-krotnie większą wartość niż dla modelu 1.

W przypadku naprężeń zredukowanych Von Misesa najistotniejszą informacją są ich wartości maksymalne, które osiągnęły 3-krotnie mniejszą wartość dla modelu 2, wynosząc finalnie 16,5 MPa. Konstrukcja modelu 2 charakteryzuje się znacznie mniejszym możliwym przemieszczeniem, o wartości 1,247 mm, powstałym w trakcie użytkowania.

Siła reakcji jest prawie 5-krotnie większa dla modelu 1 i wynosi 59,42 N, podczas gdy dla modelu 2 osiąga wartość 11,94 N. Reasumując, model 2 cechuje się zdecydowanie lepszymi właściwościami mechanicznymi i dużo lepiej spełni założone wymagania projektowe. Konstrukcja powinna wytrzymać zadane obciążenie, amortyzuje uderzenia w podłoże w zadowalającym stopniu, o czym informuje wartość siły reakcji, oraz nie ugina się zbyt mocno. Jest to bardzo istotne, ponieważ proteza, która nie posiada amortyzacji przekazuje wszystkie uderzenia o podłoże na stawy zwierzęcia, co prowadzi do ich wyniszczenia. Co więcej proteza nie może uginać się zbyt mocno, ponieważ może to prowadzić do zbyt niskiej pozycji łopatki podczas użytkowania, co również skutkuje negatywnymi skutkami dla zdrowia zwierzęcia. Z tego względu model 1 nie spełnia wymagań projektowych, w przeciwieństwie do modelu 2 [19].

12.5. Symulacje prototypu psiej protezy z uwzględnieniem fragmentu leja

Na podstawie wykonanych analiz wybrano model 2 dolnej części protezy.

W celu weryfikacji właściwości konstrukcji z uwzględnieniem elementu leja protezowego, obie części połączono i wykonano ponownie analizę MES. Geometria leja powstałego ze złożonych skanów musiała zostać uproszczona w celu zminimalizowania kosztu obliczeń. Skomplikowana geometria elementu powodowała nadmierne zużycie pamięci oraz występowanie błędów.

Materiał użyty do symulacji leja protezowego to zdefiniowany w bibliotece programu PA12, którego właściwości widoczne są na rysunku 12.15. Materiał nadany dla dolnej części protezy to ponownie PET-G.

Density	9.6E-07 kg / mm ³
Young's Modulus	1.68 GPa
Poisson's Ratio	0.4
Yield Strength	47 MPa
Ultimate Tensile Strength	48 MPa
Thermal Conductivity	2.4E-04 W / (mm C)
Thermal Expansion Coefficient	1.3E-04 / C
Specific Heat	1800 J / (kg C)

Rys.12.15. Właściwości materiału PA12.

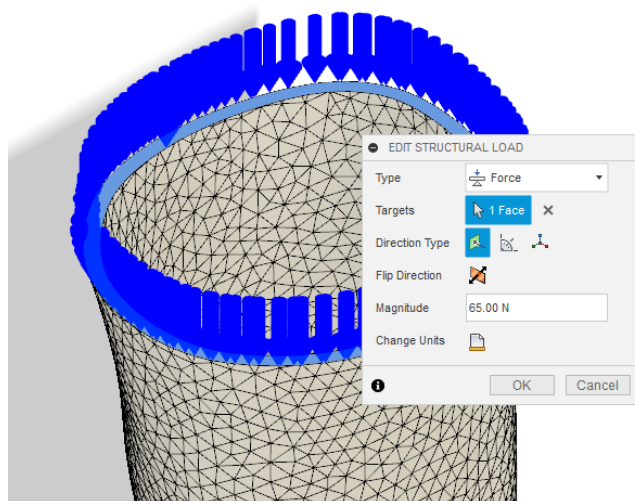
Geometrię leja uproszczono - usunięty został fragment zawierający zaczepy na paski rzepowe.



Rys.12.16. Analizowana konstrukcja - uproszczony lej oraz wybrana uprzednio dolna część protezy.

W celu maksymalnego uproszczenia obliczeń nie uwzględniono sił działających obwodowo na wewnętrzne ścianki konstrukcji. Ich przyłożenie było możliwe tylko do wybranych małych elementów powierzchni, co prowadziło do otrzymywania niewiarygodnych wyników. Zamiast nich obciążono górną powierzchnię powstałą po odcięciu. Wartość siły ponownie stanowi maksymalne możliwe obciążenie kończyny przedniej psa o podanej masie.

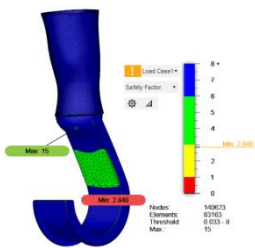
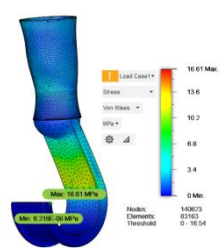
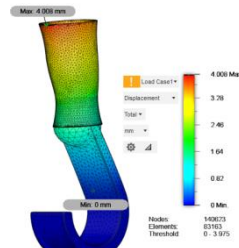
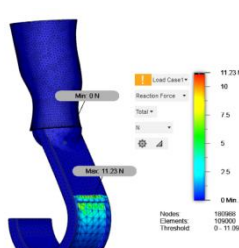
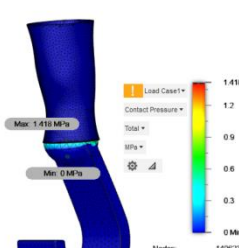
Należy zaznaczyć, że nie jest to faktyczny sposób rozkładu sił w rzeczywistym leju, ma on jedynie na celu zbadanie jak zmieni się amortyzacja elementu badanego wcześniej, gdy część z obciążeń będzie przenoszona przez strukturę leja. Pozostałe warunki brzegowe są identyczne jak dla poprzednich symulacji.



Rys. 12.17. Sposób przyłożenia sił.

Otrzymane podczas analizy wyniki prezentują się następująco:

Tab.7.4. Wyniki symulacji uwzględniającej fragment leja protezowego.

Współczynnik bezpieczeństwa [-]		min: 2,848
		max: 15
Naprężenia Von Misesa [MPa]		min: 16,61
		max: $6,21 \cdot 10^{-8}$
Przemieszczenia [mm]		min: 0
		max: 4,008
Siła reakcji [N]		min: 0
		max: 11,23
Ciśnienie kontaktowe [MPa]		min: 0
		max: 1,418

Współczynnik bezpieczeństwa dla elementu zawierającego fragment leja był zbliżony do modelu gdzie siła przykładana była do pojedynczej części dolnej. Podobnie przedstawiają się wartości naprężeń Von Misesa wynoszących maksymalnie do ok. 16 MPa w obu symulacjach.

Wartość przemieszczenia została lekko zwiększona co może wynikać z właściwości materiałowych stosowanych w opisie materiału leja i ugięcia elementu, którego całkowita wysokość została zwiększona poprzez uwzględnienie fragmentu leja.

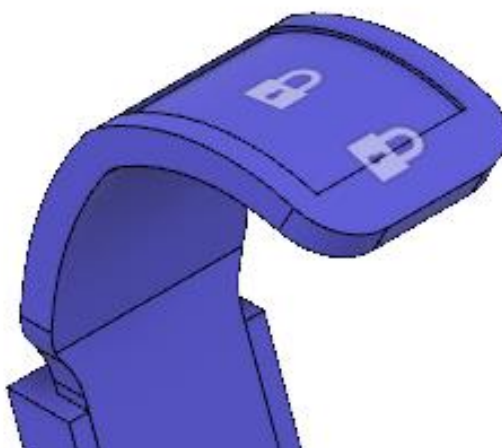
Siła reakcji podłoża nie uległa zmianie, ponownie osiągając wartość maksymalną w granicach 11 N przy przyłożeniu siły 65 N co świadczy o zadowalającym poziomie amortyzacji konstrukcji.

Uwzględniono również wartość ciśnienia kontaktowego. Jest to parametr informujący o tym, jakie ciśnienie powstaje pomiędzy stykającymi się ze sobą elementami pod wpływem zadanego obciążenia. Osiągnięta w tym przypadku wartość maksymalna to jedynie 1,418 MPa.

13. Symulacje elementów protezy dla kota

13.1. Porównanie modeli części dolnych dla protezy kota

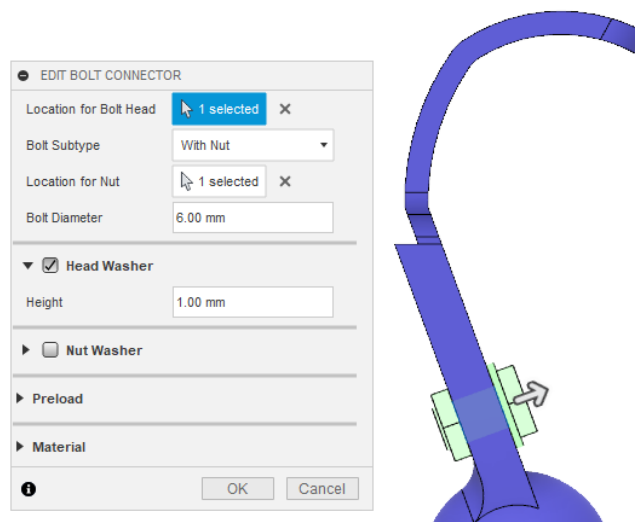
Zaprojektowane modele kończyny dolnej protezy kota również poddano analizie metodą elementów skończonych. Symulacje przeprowadzono analogicznie jak w przypadku psa, zachowując tożsame warunki brzegowe. Sposób utwierdzenia elementu widoczny jest na rysunku 13.1.



Rys.13.1 Sposób utwierdzenia elementu.

Dodatkowo utworzono połączenie śrubowe (rys.13.2).

Korzystając z elementów biblioteki programu dodano śrubę, nakrętkę i podkładkę, definiując ich materiał jako stal.



Rys. 13.2 Połączenie śrubowe.

Przyłożona siła ponownie stanowi przypadek maksymalnego obciążenia kończyny i zgodnie z literaturą [18] i jej opracowaniem w rozdziale pracy poświęconym biomechanice - dla tylnej kończyny kota wynosi ona:

$$F = \%BW \cdot BW = 0,9 \cdot 4,3 \cdot 9,81 = 37,96 \approx 38 \text{ N} \quad (13.1)$$

gdzie:

$\%BW$ - procent maksymalnego ciężaru przypadającego na kończynę tylną kota,

BW - ciężar ciała zwierzęcia.

Materiałem części dolnej kocięj protezy jest ponownie PET-G o właściwościach mechanicznych zdefiniowanych wcześniej w pracy. Gęstość wygenerowanej siatki wynosi 5%.

W tabeli (13.1) przedstawiono wyniki porównawcze symulacji dwóch modeli części dolnych o różnych konstrukcjach.

Tab. 13.1. Porównanie modeli protez dla kota.

	Model 1	Model 2
Współczynnik bezpieczeństwa [-]		
	min: 1,928	min: 1,75
	max: 15	max: 15
Naprężenia Von Misesa [MPa]		
	min: $6,193 \cdot 10^{-4}$	min: $6,243 \cdot 10^{-4}$
	max: 24,53	max: 27,02
Przemieszczenia [mm]		
	min: 0	min: 0
	max: 9,262	max: 11,97
Siła reakcji [N]		
	min: 0	min: 0
	max: 8,271	max: 16,29

Wyniki symulacji obu modeli dla każdego z badanych parametrów są zbliżone. Ich porównanie wskazuje na bardziej optymalne zachowanie modelu 1 względem 2. Współczynnik bezpieczeństwa obu konstrukcji jest zbliżony, a jego wartość wskazuje na to, że oba modele wytrzymają przyłożone obciążenie. Współczynnik jest wyższy dla modelu 1. Maksymalne naprężenia zredukowane występują w częściach mających kontakt z podłożem. W przypadku modelu 1 osiągają wartość niższą, równą 24,53 MPa, która nie zagraża wytrzymałości elementu biorąc pod uwagę właściwości materiału, z którego została wykonana. Przyłożenie siły powoduje mniejsze odkształcenia modelu 1 i skutkuje niższą w porównaniu z modelem 2 wartością siły reakcji części mającej kontakt z podłożem. W związku z powyższym założenia projektowe lepiej spełnia model 1.

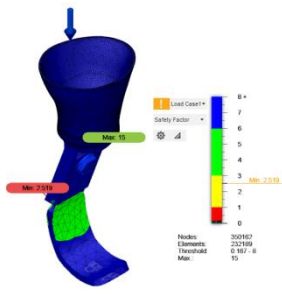
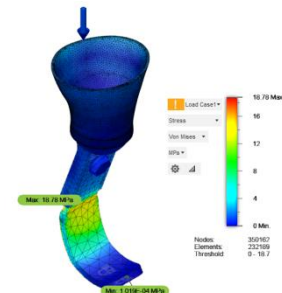
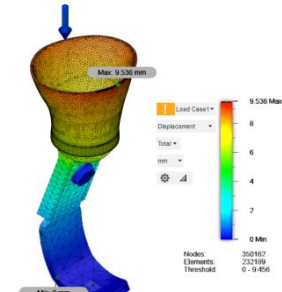
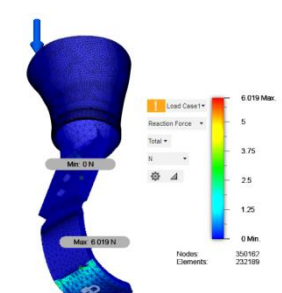
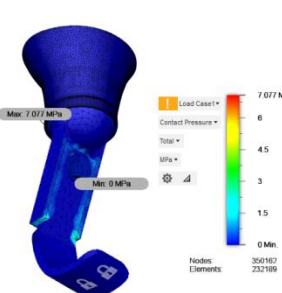
13.2. Symulacja protezy z fragmentem leja protezowego w przypadku kota

W celu sprawdzenia zachowania części w kontakcie z lejem protezowym, ponownie połączono model 1 z fragmentem geometrii leja, który dla uproszczenia obliczeń został przecięty. Uwzględniono jedynie jego dolną część, a do powierzchni powstałej w wyniku przecięcia przyłożono siłę 38 N.

W rzeczywistości siły pochodzące od ciężaru ciała przenoszone są przez lej. W symulacji nie uwzględniono jednak rozkładu sił na wewnętrzne ściany leja po obwodzie. Geometria elementu w postaci siatki uniemożliwia takie rozłożenie sił, aby nacisk odzwierciedlał sytuację rzeczywistą. Przyłożenie siły wywierającej nacisk na konstrukcję od góry ma stanowić uproszczony nacisk kikuta i badać amortyzację oraz wytrzymałość konstrukcji.

Materiałem zdefiniowanym dla leja jest PA12 dostępny w bibliotece programu. PET-G jest materiałem symulowanym dla części dolnej protezy. Rezultaty przeprowadzonej symulacji przedstawiono w tabeli 13.2.

Tab.13.2. Wyniki symulacji uwzględniającej fragment leja protezowego.

<p>Współczynnik bezpieczeństwa [-]</p>		<p>min: 2,519</p> <p>max: 15</p>
<p>Naprężenia Von Misesa [MPa]</p>		<p>min: $1,019 \cdot 10^{-4}$</p> <p>max: 18,78</p>
<p>Przemieszczenia [mm]</p>		<p>min: 0</p> <p>max: 9,536</p>
<p>Siła reakcji [N]</p>		<p>min: 0</p> <p>max: 6,19</p>
<p>Ciśnienie kontaktowe [MPa]</p>		<p>min: 0</p> <p>max: 7,077</p>

Po uwzględnieniu fragmentu leja w symulacji modelu o lepszych parametrach można zauważyć, że wartość współczynnika bezpieczeństwa wzrosła, a naprężenia zredukowane konsekwentnie zmalały. Ich wartość maksymalna w tym przypadku wynosi 18,78 MPa. Przenoszenie części obciążeń przez fragment leja skutkuje zmniejszeniem siły reakcji elementu mającego kontakt z podłożem do 6,19 N. Całkowite przemieszczenie części na skutek jej ugięcia wyniosło niecałe 10 mm. Zgodnie z założeniem element nie jest całkowicie sztywny i cechuje go minimalna giętkość. Ciśnienie powstające między częściami nie stanowi ryzyka ich pęknięcia.

Otrzymane wyniki symulacji konstrukcji są wiarygodne, a utworzony model spełnia założenia projektowe, nadając się do wytworzenia.

14. Techniki przyrostowe

14.1. Druk 3D

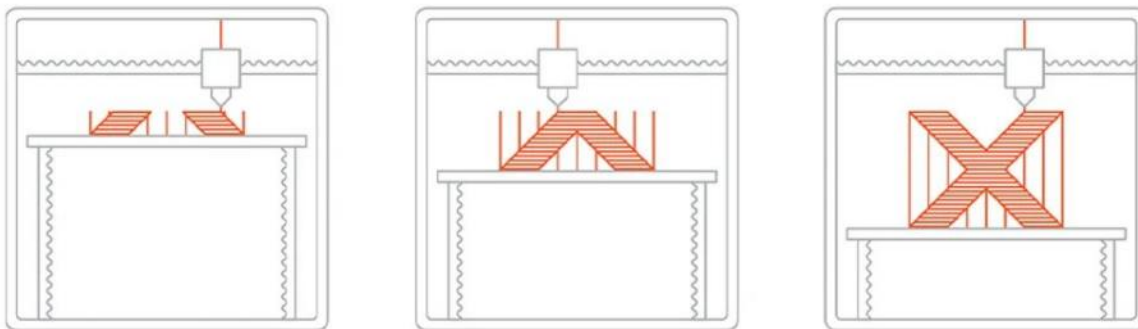
Druk 3D jako nowa technika wytwórcza została opracowana w 1984 i nosiła nazwę „stereolitografii” w ramach której żywica światłoutwardzalna tworzyła obiekt przestrzenny. Technologia stereolitograficzna (SLA) zyskała miano metody przyrostowej, czyli takiej, w której obiekty powstają poprzez budowanie ich warstwa po warstwie i spajanie.

Technika przyrostowa (addytywna) jest odwrotnością techniki ubytkowej (subtraktywnej), gdzie z bryły materiału usuwany jest jego naddatek, tworząc docelowy model.

Wkrótce opracowano inne, niezależne techniki przyrostowe, różniące się wykorzystywanym materiałem, jego formą oraz metodą spajania.

W zależności od literatury wyróżniamy sześć głównych rodzajów technologii druku 3D: FDM (druk 3D z termoplastów), żywice światłoutwardzalne (SLA, DLP, PolyJet / MJP, inne), CJP (druk 3D w pełnym kolorze z proszku gipsowego), SLS i MJF (druk 3D ze sproszkowanych tworzyw sztucznych), SLM, DMP, DMLS i EBM (druk 3D ze sproszkowanych metali) oraz LOM (druk 3D z folii lub papieru) [50].

W technologii FDM (*Fused Deposition Modeling*) wykorzystanej w ramach tej pracy przez dyszę przepuszcza się stopiony materiał który następnie układany jest warstwa po warstwie na platformie roboczej aż do uzyskania konkretnego elementu. Najczęściej stosowanym materiałem do wytłaczania są czyste lub kompozytowe tworzywa termoplastyczne w postaci filamentu [51].



Rys.14.1. Działanie technologii FDM [51].

Przewagą technologii przyrostowych nad innymi są: szybki czas i niski koszt wykonania modelu, możliwość nanoszenia zmian i personalizacji elementu, opłacalność tworzenia pojedynczych egzemplarzy, oraz tworzenie skomplikowanych geometrii [51].

Technologia addytywna w medycynie weterynaryjnej umożliwia tworzenie elementów idealnie dopasowanych do zwierząt w zależności od ich potrzeb. Proteza dla zwierzęcia może być wykonana w stosunkowo krótkim czasie, zrobiona z materiałów wysokiej jakości, odpornych na warunki atmosferyczne, odkształcenia i uszkodzenia mechaniczne. Zachowana jest również precyzja wyrobu przy dużo mniejszych kosztach wykonania niż w przypadku protezy wykonanej w sposób konwencjonalny [52].

14.2. Użyta drukarka i parametry wydruku

W celu wydruku zaprojektowanych elementów pliki w formacie .STL przesyłano Doktorowi Wiesławowi Kuczko. Drukarka 3D znajdowała się w Instytucie Technologii Materiałów, na Wydziale Inżynierii Mechanicznej Politechniki Poznańskiej. Urządzenie, z którego skorzystano to *Tevo Little Monster* w układzie "delta", z dyszą o średnicy 0,6mm (fot.14.1). Wpływ na właściwości wytrzymałościowe wyrobu mają parametry procesu druku 3D.

W celu uzyskania wydruku o jak najlepszej jakości operator drukarki dobrał między innymi prędkość elementów wykonawczych urządzenia, procent oraz geometrię wypełnienia części.



Fot.14.1. Drukarka 3D *Tevo Little Monster* [53].

14.3. Ułożenie elementów na stole

Na wczesnym etapie pracy zakładano wstępnie wydruk całej protezy jako spójny element. W praktyce nie było jednak dobrego ułożenia na wykonanie wydruku w całości. Żeby uzyskać najlepszą jakość powierzchni wewnętrznej leja musi on być drukowany w orientacji pionowej, natomiast żeby dolny element protezy przenosił obciążenia - powinien być drukowany na płasko. W przypadku wydruku całości na płasko niezbędnym byłoby użycie podpór wewnątrz, a powierzchnia po ich usunięciu nie byłaby odpowiednia gładka w kontakcie z kikutem. Dodatkowo druk elementu w całości byłby nieefektywny w przypadku wystąpienia nieprawidłowości wymiarowych i konieczności jego ponawiania. Konstrukcję postanowiono podzielić na dwa osobne elementy. Umożliwia to ich wydruk w najlepszej możliwej jakości, ustalenie niezależnych od siebie materiałów i mniej odpadków w przypadku konieczności wprowadzenia zmian w konstrukcji. Elementy postanowiono połączyć stosując wkręty dedykowane do tworzyw sztucznych.



Fot.14.2. Widoczna struktura drukowanego elementu.

14.4. Zastosowane filamenty

Filament użyty do wydruku części dolnych protezy to Rosa PET-G.

PET-G jest to kopolimer politereftalanu etylenu z dodatkiem glikolu, który sprawia, że materiał jest mniej kruchy i łatwiejszy w drukowaniu. Tworzywo to nie jest biodegradowalne, ale poddaje się recyklingowi. Do zalet tego materiału z perspektywy pracy należy to, że jest bezwonny, nie chłonie wilgoci i nie degraduje w wodzie. Dodatkowo jego przyczepność międzywarstwowa pozwala na uzyskanie szczelnych wydruków. Nie jest kruchy i w porównaniu z innymi materiałami takimi jak PLA lub ABS - PET-G jest bardziej elastyczny i generalnie łatwy w druku.

Wszystkie te cechy sprawiały, że nadawał się na element dolnej części protezy zwierzęcia, która musi przenosić określone obciążenia i ma częsty kontakt z podłożem [54].

Leje protezowe z łącznikiem drukowano z materiału PA12.

Jest to poliamid, półkryształiczny termoplast, charakteryzujący się bardzo dużą wytrzymałością zmęczeniową, niską absorpcją wilgoci i stabilnością wymiarów.

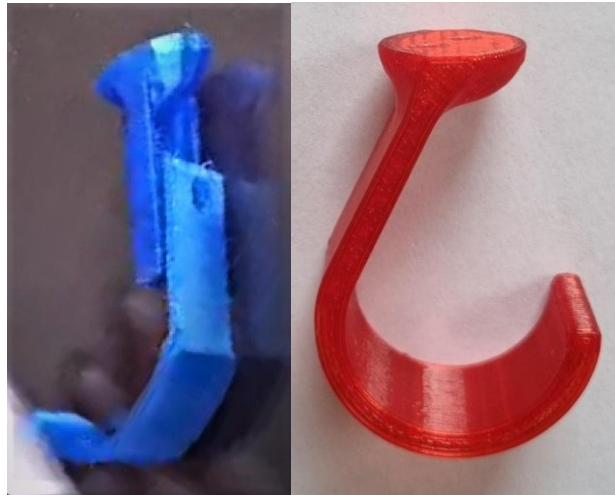
Na materiał PA12 zdecydowano się po pierwszej próbie wydruku całego elementu z materiału PET-G. Powstały lej okazał się na tyle sztywny, że zaciskanie go przy użyciu rzepów nie przynosiło pożądanego efektu. Zmieniono wtedy projekt leja, został on pocieniony i wycięto powierzchnię między uchwytami na rzepy, dzięki czemu powstałe strefy łatwiej było zacisnąć wokół kikuta. Podzielenie protezy na dwie drukowane osobno części umożliwiło rozdzielenia materiałów stosowanych na lej i część dolną. PA12 okazał się lepszym wyborem na materiał leja ze względu na większą elastyczność. Jest to materiał wyjątkowo mocny i niełamliwy dzięki czemu możliwe było zmniejszenie grubości leja do 1mm z zachowaniem jego wytrzymałości i bez ryzyka o możliwość złamania pod wpływem naciągu rzepów [55].

14.5. Uzyskane elementy

Aby wydruki trzymały się stołu, drukuje się obwódkę, tzw. brim oraz podpory czyli struktury pozwalające na druk warstw modelu o dużym kącie nawisu. Powoduje to, że powstały wydruk trzeba wyczyścić – oderwać lub odciąć wszystkie niepotrzebne części. Na dalszym etapie pracy odpowiednie elementy łączono ze sobą za pomocą wkrętów dedykowanych do tworzyw. Przykłady otrzymanych części widoczne są na zdjęciach poniżej.



Fot.14.3. Wydrukowane leje protezowe z materiału PA12 posiadające brim i podpory (od lewej: dla kota i dla psa).



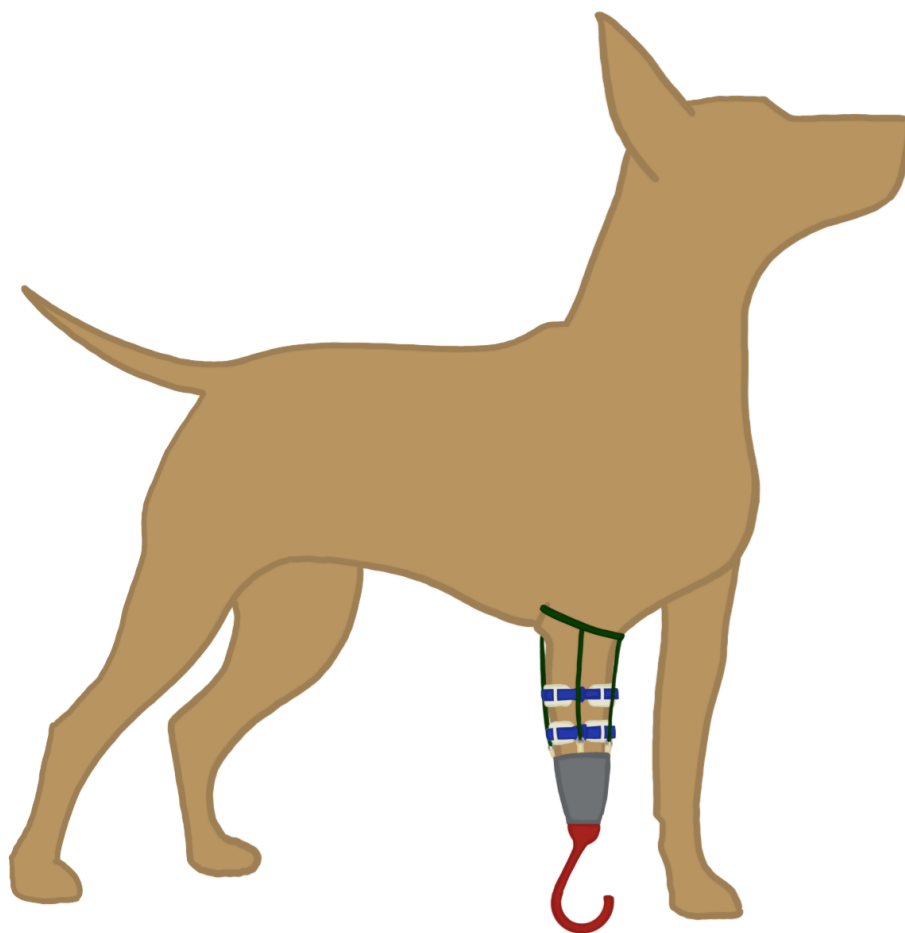
Fot.14.4. Elementy dolne protezy z materiału PET-G, oczyszczone z brimu i podpór (od lewej: dla kota i dla psa).

15. Mocowania protezy

Aby proteza funkcjonowała prawidłowo musi być odpowiednio dobrze zamocowana do ciała zwierzęcia.

Warunkiem dobrego zamocowania protezy jest wystarczająco duża siła tarcia między kikutem a lejem protezowym. W lejach protezowych nogi ludzkiej istnieje wiele systemów mocowania, takich jak leje silikonowe z możliwością rollowania na kikucie, leje podciśnieniowe oraz leje typu open fitting ze zwężanym obwodem [56].

Kikut pokryty warstwą futra utrudnia utrzymanie się na nim leja. Co więcej pierwsza reakcja zwierzęcia w kontakcie z protezą polega najczęściej na próbie zdjęcia jej, ponieważ nowy obiekt przyczepiony do kończyny stanowi z początku dyskomfort. Jest to naturalne i pod warunkiem, że proteza jest dobrze skonstruowana, po pewnym czasie użytkownik powinien przyzwyczać się i odczuć poprawę w postawie ciała i utrzymaniu równowagi. W związku z tym, oprócz utrzymania leja na kikucie, mocowanie powinno zapobiec ściągnięciu elementu przez zwierzę przy pierwszym kontakcie i dodatkowo umożliwić właścicielowi łatwe zakładanie i ściąganie.



Rys.15.1. Wizualizacja mocowania protezy.

Mocowanie w przypadku psa uwzględniało horyzontalne wycięcia w zaprojektowanym leju i miejsce do przełożenia rzepów mogących zapinać się wokół powstałych fragmentów. Umożliwia to podobnie jak w rozwiązaniu *open-fitting* - regulację obwodu leja, w celu jego jak najlepszego dopasowania do kikuta. Zawieszenie mechaniczne opiera się na punkcie zaczepienia w postaci wyrostka kości łokciowej oraz obszyciu dolnej części leja. W miejscu głowy kości łokciowej poprowadzono podwiązania łączące się pasami z poszyciem, co utrzymuje lej na kikucie w trakcie ruchu. Wizualizację przedstawiono na rysunku 15.1. Alternatywą do tego rozwiązania jest połączenie obszycia z tułowiem, przyszywając pasy do dedykowanego ubranka lub szelek w odpowiednim rozmiarze.

W przypadku kota ponownie zaprojektowano lej z wycięciami przeznaczonymi na ściskanie za pomocą rzepów. Jednak pozostałość kończyny nie posiadała struktury anatomicznej, która mogłaby służyć jako punkt zaczepienia. W związku z czym zdecydowano się na zakup rozmiarowo odpowiednich majtek, stosowanych u psów w trakcie ruju. Ich możliwość regulacji w obwodzie i obszyciu powodują, że jest to lepsze rozwiązanie od szelek, które z mniejszą ilością punktów podparcia wokół ciała są prostsze do zdjęcia i stanowiłyby gorszą stabilizację dla mocowania. Z ubranka pozbyto się fragmentu powierzchni pod ogonem, dzięki czemu mimo tego, że produkt dedykowany był dla psów na czas krwawienia - kot może w nim normalnie funkcjonować.

Do powierzchni brzusznej ubranka przszyto na sztywno dwa paski z karabińczykami na końcach, a do grzbietowej - dwa z możliwością regulacji długości. Karabińczyki zaczepiono do obszycia leja. Paski grzbietowe poprowadzono z prawej i lewej strony, tak by jeden z nich zapinany był z przeciwnej strony, pod brzuchem zwierzęcia, umożliwiając równomierny naciąg z każdej strony. Dodatkowo dołączono pasek przypinany do obroży lub szelek, który uniemożliwi zsunięcie się konstrukcji z ciała zwierzęcia. Wygląd opisanego powyżej rozwiązania przedstawiono na fotografiach poniżej (fot.15.2).



Fot.15.2. Mocowanie protezy

16. Opis finalnego produktu dla każdego z przypadków

W ramach niniejszej pracy udało się od podstaw stworzyć dwie zindywidualizowane protezy dla zwierząt. Pierwszą z nich jest proteza prawej kończyny piersiowej psa. Na wykonany z PA12 lej protezowy nałożono poszycie, do którego przyczepione zostaną pasy umożliwiające lepsze zamocowanie protezy na stawie łokciowym, co opisano w poprzednim rozdziale. Przełożono paski rzepowe przez dedykowane zaczepy wykonane na leju, które umożliwią regulację rozmiaru obwodu leja, a co za tym idzie - dopasowanie do kikuta. Następnie za pomocą wkrętów do tworzyw sztucznych PZ 3x10 połączono górną część protezy (lej z poszyciem) z jej dolną częścią wykonaną z PET-G. Na koniec na spodzie protezy przyklejono podszewę antypoślizgową, widoczną na fotografii 16.2. Przed założeniem protezy zaleca się założenie na kikut dedykowanej skarpetki w celu lepszego dopasowania protezy do pozostałej części kończyny oraz dla większej wygody zwierzęcia. Założenie protezy bezpośrednio na kikut mogłoby powodować dyskomfort zwierzęcia. Gotowa proteza, przedstawiona na fotografii 16.1. ma masę 22 g.



Fot.16.1. Gotowa proteza prawej kończyny piersiowej psa.



Fot.16.2. Podeszwa antypoślizgowa na spodzie protezy dla psa.

Protezę prawej kończyny tylnej kota wykonano w podobny sposób. Lej protezowy oraz dolną część protezy wykonano z tych samych materiałów. Również wykonano poszycie umożliwiające dołączenie pasów mocujących protezę do ciała zwierzęcia, a w dedykowane zaczepy wykonane w leju przełożono paski rzepowe. Górną część protezy połączono z częścią dolną za pomocą wkrętów do tworzyw sztucznych PZ 4x16. Na spodzie protezy naklejona została podszwa antypoślizgowa. Pasy zapinane do poszycia leja połączone zostały ze specjalnymi majtkami oraz doszyto pasek łączący majtki z obrozą lub szelkami, aby uniemożliwić zwierzęciu ściągnięcie protezy, co zostało opisane dokładnie w rozdziale poprzednim. Dolną część protezy składa się z dwóch elementów umożliwiających regulację wysokości protezy. Rozwiązanie to jest konieczne ze względu na skrzywienie kręgosłupa zwierzęcia. Proteza o pełnej wysokości byłaby na początku zbyt wysoka. Elementy te zostały połączone ze sobą przez połączenie śrubowe, widoczne na fotografii 16.3. Również zaleca się założenie skarpetki na kikut przed założeniem protezy. Cała proteza wraz ze wszystkimi elementami mocowania (fot. 16.4) osiągnęła masę 140 g.



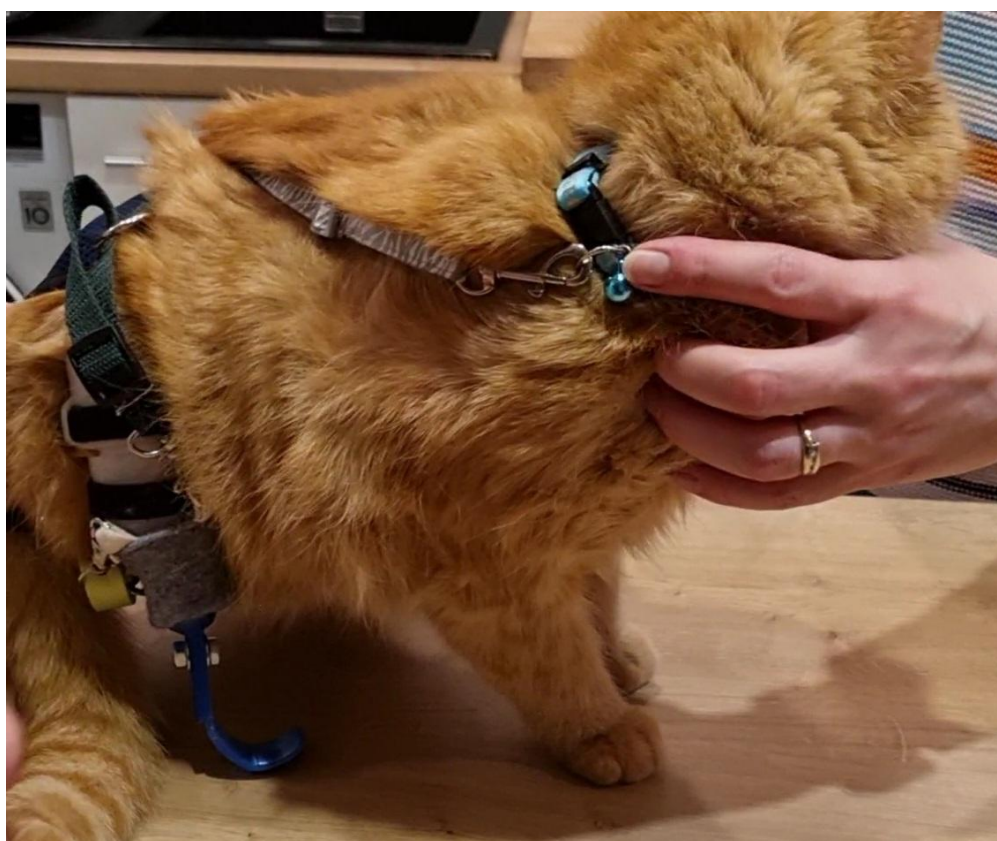
Fot.16.3. Gotowa proteza dla kota - widok podeszwy antypoślizgowej oraz połączenia śrubowego elementów dolnej części protezy.



Fot.16.4. Gotowa proteza tylnej kończyny kota ze wszystkimi elementami mocowania.



Fot.16.5. Kot z założoną protezą.



Fot.16.6 Kot z założoną protezą.

Fotografie 16.5, 16.6 oraz 16.7 pokazują pierwszy kontakt zwierzęcia z gotową protezą. Przyzwyczajenie się oraz nauka korzystania z przedłużenia kończyny będą wymagały od kota cierpliwości i czasu. Gotowy produkt przekazany zostanie do oceny weterynarzowi. Po zatwierdzeniu przez niego użyteczności to od właściciela zależeć będzie jak często element będzie zakładany. Właściciel może ingerować w projekt mocowania i podejmować w przyszłości decyzje o zmianie długości poszczególnych mocowań lub zastosowanych rozwiązań.

Należy jednak brać pod uwagę ryzyko, że niektóre zwierzęta nigdy nie przekonają się do protezy, bez względu na stopień dopasowania czy poprawność konstrukcji.



Fot.16.7 Kot z założoną protezą.

17. Podsumowanie i wnioski

Celem pracy było stworzenie protez dla dwóch zwierząt po utracie fragmentu kończyny. Mimo podobieństw w metodyce tworzenia konstrukcji, różnice w anatomii i biomechanice obu zwierząt wymuszały indywidualne podejście do każdego z przypadków.

Stosowano metody nieinwazyjne, po wcześniejszym kontakcie i uzyskaniu pisemnej zgody od właścicieli. W ramach każdego z etapów pracy starano się zastosować najbardziej optymalne rozwiązania na zaistniałe przeszkody. Pracując ze zwierzętami należy mieć na uwadze ich potencjalne zachowanie i stres związany z obecnością nowych osób. Trudność etapu pomiarów, skanowania i późniejszych prób dopasowania wytworzonych części, wynikała w głównej mierze z konieczności utrzymania zwierzęcia w stałej pozycji przez określony czas. Mimo nieinwazyjności metod, zwierzęta trzymane przez właścicieli często niecierpliwiły się w związku z czym zarządzano przerwy lub ustalano inny termin wizyty. Niezbędnym dla pracy jest kontakt z właścicielem, który uspokoi zwierzę w przypadku sytuacji stresowej oraz udostępni potrzebne informacje dotyczące ważnych dla etapu zagadnień.

Zdecydowanie najwięcej trudności stanowiło wykonanie skanu kikuta w całości, co wymuszało późniejsze składanie modelu z części zarejestrowanych powierzchni. Wszelkie niedoskonałości konstrukcji starano poprawiać się na bieżąco w ramach wizyt kontrolnych.

Projekty protez tworzone po analizie różnych, istniejących rozwiązań dla podobnych przypadków. Finalne kształty amortyzują obie konstrukcje w kontakcie z podłożem. W trakcie projektowania skupiano się przede wszystkim na użyteczności rozwiązania, a mniej na aspekcie wizualnym, który w przypadku zwierząt schodzi na drugi plan gdyż nie odczuwają one presji społecznej związanej z wyglądem protezy.

Wyniki otrzymane w trakcie analizy MES elementów obciążone są błędem w związku z zastosowaniem modeli izotropowych podczas gdy materiał wydrukowanych fizycznie części cechuje się anizotropią. Dodatkowo przy definiowaniu niedostępnych w bibliotece programu materiałów korzystano z danych literaturowych zawierających pewne rozbieżności, wobec czego stosowano uśrednione wartości właściwości mechanicznych ciał.

W symulacjach nie uwzględniono antypoślizgowej podeszwy, masy protezy oraz wkrętów w przypadku analizy części dolnej łączonej z fragmentem leja. Warunki brzegowe dobrane były w taki sposób aby symulacja obrazowała przypadek maksymalnego obciążenia elementów. Otrzymane wyniki pozwoliły na weryfikację wytrzymałości zaprojektowanych elementów i eliminację tych wersji, które wykazały gorsze właściwości. Dzięki przeprowadzonym symulacjom możliwe było wprowadzenie niezbędnych poprawek w projekcie części, które finalnie zwiększyły ich funkcjonalność.

Metoda Elementów Skończonych jest niezwykle przydatnym i rozpowszechnionym narzędziem umożliwiającym komputerowe rozwiązywanie rozmaitych zagadnień. Należy jednak pamiętać, że opiera się ona na metodach przybliżonych. Istnieje wiele możliwych

źródła błędów: zastosowanie modelu matematycznego niedokładnie odzwierciedlającego rzeczywistość, czy też przyjęcie obszaru obliczeniowego, który nie odpowiada wystarczająco dokładnie obszarowi rzeczywistemu. Z tego powodu, MES nie jest w stanie w pełni zastąpić testów fizycznych wykonywanych na gotowym już modelu. Jeżeli jest to możliwe, wyniki symulacji wytrzymałościowych MES należy zawsze zweryfikować i porównać z wynikami uzyskanymi w efekcie rzeczywistych pomiarów. Jest to istotne w szczególności w przypadku, gdy otrzymanie konstrukcji o odpowiednich właściwościach mechanicznych warunkuje zdrowie człowieka lub jak w tym przypadku - zwierzęcia.

W przeciwieństwie do człowieka - zwierzę nie dostarczy nam informacji zwrotnej wobec czego finalne produkty zostaną zweryfikowane przez weterynarza, który zdecyduje o możliwości ich stosowania lub narzuci ewentualne poprawki.

Wydruk elementów miał miejsce w Instytucie Technologii Materiałów na Wydziale Inżynierii Mechanicznej Politechniki Poznańskiej dzięki uprzejmości Doktora Wiesława Kuczko. Wykonanie skanów umożliwiła mgr inż. Magdalena Żukowska, wypożyczając skaner wraz z oprogramowaniem i uczestnicząc w wizycie.

Pracę napisano bazując na wiedzy zdobytej w trakcie nauczania, odbytych praktyk studenckich, działalności w kole naukowym oraz źródeł literaturowych.

Wiele z poruszonych w pracy zagadnień mogłoby zostać rozszerzonych. Kierunkiem dalszych badań mogłaby być analiza obciążeń dynamicznych występujących w trakcie ruchu zwierząt. Istotną kwestią poruszoną jedynie w aspekcie teoretycznym w ramach tej pracy jest analiza biomechaniczna ruchu. Wykonana w rzeczywistości stanowiłaby podstawę całego badania. Platformy dynamometryczne i rejestracja znaczników umieszczonych w konkretnych punktach na ciele stanowiłyby źródło szczegółowych informacji na temat potrzeb zwierząt i czynionych przez nie postępów w trakcie rehabilitacji.

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było zaprojektowanie protez dla dwóch przypadków zwierząt po utracie fragmentów kończyn. Opisano kolejno poszczególne etapy z uwzględnieniem części teoretycznych i podziału zadań. W ramach części praktycznej opisano proces skanowania kikutów zwierząt i modelowania leja protezowego oraz projektowanie i analizę wytrzymałościową elementów protez. Na podstawie wyników symulacji zdecydowano, które z zaprojektowanych elementów najlepiej spełnią swoje zadanie. Wybrane części były wytwarzane i łączone w celu ich przymierzenia i dopasowania.

Część teoretyczna zawiera zagadnienia weterynaryjne, mechaniczne i materiałowe.

Zwieńczeniem pracy są wnioski oraz opis powstałych konstrukcji wraz z mocowaniem, przekazanych właścicielom zwierząt do konsultacji z weterynarzem.

Abstract

The aim of this study was to design prostheses for two cases of animals with residual limbs. Each stage of work is described in detail. The practical part describes scanning the animal stumps and modeling of the prosthesis socket as well as the design and strength analysis of the prosthesis components. Based on the simulation results, it was decided which of the designed parts would perform their task most optimally. Selected parts were fabricated using 3D printing. The theoretical part includes veterinary, mechanical and material issues. Final constructions were given to pet owners for consultation with their veterinarian.

Bibliografia

- [1] <https://www.britannica.com/explore/saveearth/animal-prosthetics-surviving-on-human-ingenuity-and-compassion> [dostęp: 14.12.2021]
- [2] <https://petsthetics.com/> [dostęp: 14.12.2021]
- [3] K.M.Dyce, W.O.Syke, C.J.G.Wencing, *Anatomia weterynaryjna*. Saunders Elsevier Inc., St. Louis 2011.
- [4] N. Bachman, M. Lasso, O. Olaode, E. Walfield, M. Al Zuhairi, *Design of a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities*. Worcester Polytechnic Institute, Worcester 2017.
- [5] https://www.zpazurem.pl/artykuly/najwazniejsze_elementy_psej_anatomii [dostęp: 09.12.2021]
- [6] http://psiediety.pl/blog-page_1/ [dostęp: 09.12.2021]
- [7] K. Dieter Budras, P.H. McCarthy, W. Fricke, R. Richter, A. Horowitz, R. Berg, *Anatomy of the Dog*, Schluetersche, Germany, 2007.
- [8] <https://veteriankey.com/canine-anatomy/> [dostęp: 09.12.2021]
- [9] http://chokomix1234.blogspot.com/2015/01/blog-post_26.html [dostęp: 09.12.2021]
- [10] M. Lorke, M. Willen, K. Lucas, M. Beyerbach, P. Wefstaedt, H.M. Escobar, I. Nolte, *Comparative kinematic gait analysis in young and old Beagle dogs*, J Vet Sci, 2017.
- [11] <https://psy-pies.com/artykul/budowa-lapy-psa,1529.html> [dostęp: 13.12.2021]
- [12] J. P. L. Moreira, A. Tichy, B. Bockstahler, *Comparison of the Vertical Force Distribution in the Paws of Dogs with Coxarthrosis and Sound Dogs Walking over a Pressure Plate*, Animals (Basel), 2020.
- [13] S.H. Done, P.C. Goody, S.A. Evans, N.C. Stickland, *Atlas anatomii psa i kota*. 2010
- [14] M. Foss, N. Stewart, J. Swift, *Cat Anatomy and Physiology*, 4-H CAT PROJECT, UNIT 3, EM4289E, Washington State University, 4-H Youth Development Program, 2013.
- [15] Praca zbiorowa, *Koty. Pochodzenie, rasy, zachowania*, Wydawnictwo SBM, 2013.
- [16] M. Dzierżęcka, K. Barszcz, *Osobliwości Anatomiczne Kota Domowego (Felis Silvestris F. Catus) — Na Wybranych Przykładach*, Kosmos. Problemy nauk biologicznych, Polskie Towarzystwo Przyrodników im. Kopernika, tom 59, 286–287, 125–131, 2010
- [17] X. Wu, B. Pei, Y. Pei, N. Wu, K. Zhou, Y. Hao, W. Wang, *Contributions of Limb Joints to Energy Absorption during Landing in Cats*, 2019.
- [18] Y.Song, M. Wang, J.S. Baker, Y. Gu, *The loading characteristics of landing in cats with different body weights*, Veterinarni Medicina, 64, 497–504, 2019
- [19] <https://www.protezydlazwierzat.com/> [dostęp: 7.12.2021]
- [20] G. Hayes, et al, *A review of local antibiotic implants and applications to veterinary orthopedic surgery*. *Veterinary and comparative orthopedics and traumatology*: V.C.O.T 26 4, 2013.
- [21] <https://www.wired.com/2010/06/bionic-cat-walks-on-prosthetic-legs/> [dostęp: 28.12.2021]
- [22] <https://bionicipets.org/products/custom-partial-limb-prosthetic> [dostęp: 28.12.2021]

- [23] <https://lulany.pl/upgrade-s-l-rozmiar-regulowany-wozek-inwalidzki-dla-zwierzat-niepelnosprawnych-pies-stary-pies-kot-wspomagany-spacer-samochod-tylne-nogi-cwiczenia-samochod-dla-psa-kota-opieki/> [dostęp: 28.12.2021]
- [24] <https://protezynog.pl/estetyka/?fbclid=IwAR14YTsK1IUcx6EkpPy38Nlj6Qnp4Lk2gLpGnUuj2ypXbypVYgxbJXtfBK0> [dostęp: 22.12.2021]
- [25] T. Tóth, J. Živčák, *A Comparison of the Outputs of 3D Scanners*, Technical university of Kosice, Faculty of mechanical engineering, Department of biomedical engineering and measurements, Slovakia, 2013.
- [26] M. Wrona, W. Piotrowska, *Wykorzystanie techniki światła strukturalnego do trójwymiarowej inwentaryzacji obiektów naturalnych*, Edukacja Biologiczna i Środowiskowa 2016.
- [27] M. Wrona, W. Piotrowska, *Nowe metody skanowania 3D na potrzeby inwentaryzacji geometrycznej pojazdów*, 2015.
- [28] <https://cadxpert.pl/skanery-3d/shining-3d-einscan-pro-hd-2x-2-2/> [dostęp: 28.12.2021]
- [29] Skan 3D w medycynie i ergonomii - 3D MASTER - skanery 3D, skano [dostęp: 28.12.2021]
- [30] <https://www.dobreprogramy.pl/meshmixer,program,windows,6628527611999873> [dostęp: 28.12.2021]
- [31] T. Myśliborski, *Zaopatrzenie ortopedyczne (protetyka i ortotyka)*, Wyd. 4 uzupełn., Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1985.
- [32] M. Astriab, T. Stręk, *Właściwości mechaniczne lejów protezowych z warstwami wzmacniającymi*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2021.
- [33] <https://www.solidprofessor.com/blog/what-is-autodesk-inventor/> [dostęp: 19.12.2021]
- [34] https://pl.wikipedia.org/wiki/Autodesk_Inventor [dostęp: 14.12.2021]
- [35] K. Balonek, S. Gozdur, *Wprowadzenie do Metody Elementu Skończonego*.
- [36] M. Nienartowicz, *Modelowanie i analiza MES właściwości dynamicznych materiałów kompozytowych termicznie optymalnych*, Rozprawa doktorska, Politechnika Poznańska, 2015.
- [37] J. Zielnica, *Wytrzymałość materiałów*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001.
- [38] Z. Gabryszewski, *Teoria sprężystości i plastyczności*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2001.
- [39] M. Guminiak, J. Rakowski, *Teoria sprężystości i plastyczności*. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2018.
- [40] M. Ostwald, *Podstawy wytrzymałości materiałów i konstrukcji*. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2017.
- [41] A. Bodnar, *Wytrzymałość Materiałów*, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 2004.
- [42] https://www.autodesk.pl/products/fusion-360/overview?us_oa=dotcom-us&us_si=8349acbb-3d86-45c3-a58b-4a72f53aa197&us_st=fusion%20360&us_pt=NINVFUS [dostęp: 22.12.2021]

- [43] https://fusion360.pl/?gclid=Cj0KCQiA2ZCOBhDiARIsAMRfv9L4eclnOnZnT0xNRAIfbJXdXUy6jE3wqPqreX0afWSV5b6u9YWe0aMaArLJEALw_wcB [dostęp: 23.12.2021]
- [44] E. Isaza, L. García, E. Salazar, *Determination of Mechanic Resistance of Osseous Elements through Finite Element Modeling*, Department of Mechanical Engineering. Universidad Tecnologica de Pereira. Colombia, 2013.
- [45] <https://polskiprzemysl.com.pl/druk-3d-i-tworzywa-sztuczne/polimery-do-druku-3d/>
- [46] M. Kováčová, J. Kozakovičová, M. Prochazka, I. Janigová, M. Vysopal, I. Černíčková, J. Krajčovič, Z. Spitalsky, *Novel Hybrid PETG Composites for 3D Printing*, Applied Sciences, 2020.
- [47] S. Kannan, M. Ramamoorthy, E. Sudhagar, B. Gunji, *Mechanical characterization and vibrational analysis of 3D printed PETG and PETG reinforced with short carbon fiber*. AIP Conference Proceedings, 2020.
- [48] A. Özen, B. Abali, C. Völlmecke, J. Gerstel, D. Auhl, *Exploring the Role of Manufacturing Parameters on Microstructure and Mechanical Properties in Fused Deposition Modeling (FDM) Using PETG*. Applied Composite Materials, 2021.
- [49] K. Grzelak, J. Łaszcz, J. Polkowski, P. Mastalski, J. Kluczyński, J. Łuszczek, J. Torzewski, I. Szachogłuchowicz, R. Szymaniuk, *Additive Manufacturing of Plastics Used for Protection against COVID19—The Influence of Chemical Disinfection by Alcohol on the Properties of ABS and PETG Polymers*. Materials, 14, 4823, 2021.
- [50] <https://centrumdruku3d.pl/czym-jest-druk-3d-i-na-czym-polega/> [dostęp: 14.12.2021]
- [51] <http://3d.edu.pl/7-glownych-typow-technologie-przyrostowej/> [dostęp: 19.12.2021]
- [52] <https://b3d.com.pl/weterynaria-i-3d-czy-takie-polaczenie-jest-mozliwe/> [dostęp: 14.12.2021]
- [53] <https://www.reprap.me/tevo-little-monster-delta-3d-printer-kit-support-resume-print-auto-leveling-function-10769.html> [dostęp: 19.12.2021]
- [54] <https://get3d.pl/2020/05/13/jak-drukowac-z-petg/> [dostęp: 14.12.2021]
- [55] <https://blog-techniczny.pl/2018/12/30/filament-pa12-nylon/> [dostęp: 14.12.2021]
- [56] <https://ortotyka.pl/leje-protezy> [dostęp: 19.12.2021]