



POLITECHNIKA POZNAŃSKA

Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Mechaniki Stosowanej

Praca dyplomowa inżynierska

Modelowanie i analiza właściwości mechanicznych protezy kończyny kota

Modeling and analysis of mechanical properties of cat's limb prosthesis

Aleksandra Kasialis

Promotor: dr hab. Tomasz Stręk, prof. uczelni

Spis treści

1. Wstęp	5
1.1. Wprowadzenie	5
1.2. Cel i zakres pracy	6
2. Anatomia i biomechanika kończyny piersiowej kota domowego	7
2.1. Podstawy anatomiczne	7
2.2. Anatomia kończyny piersiowej kota	11
2.2.1. Układ kostny kończyny piersiowej kota.....	11
2.2.2. Układ mięśniowy kończyny piersiowej kota.....	13
2.3. Biomechanika kończyny piersiowej kota	14
3. Dostępne rozwiązania protetyczne	16
3.1. Wózek inwalidzki	16
3.2. Proteza customowa (custom-made).....	17
3.3. Proteza wszczepiana	18
4. Metody wytwarzania i materiały używane w protetyce weterynaryjnej	20
4.1. Laminacja ręczna i termoplasty	20
4.2. Druk 3D	22
4.3. Materiały używane w protetyce weterynaryjnej.....	24
5. Elementy mechaniki ciała stałego i metoda elementów skończonych	27
5.1. Wybrane pojęcia i właściwości mechaniczne	27
5.2. Prawo Hooke’a	29
5.3. Odkształcenia i naprężenia	30
5.4. Związki konstytutywne.....	31
5.5. Równanie Naviera	32
5.6. Metoda elementów skończonych (MES).....	33
6. Model obliczeniowy.....	37
6.1. Wykorzystane oprogramowanie inżynierskie	37
6.2. Wybrany przypadek.....	39
6.3. Proces tworzenia i opis modelu protezy	40
7. Analiza wytrzymałościowa statyczna	46
7.1. Symulacja naprężeń , odkształceń i przemieszczeń	46
7.2. Uzyskane wyniki	50

7.2.1. Przypadek I – chód	50
7.2.2. Przypadek II – skok z wysokości 1,4 m	56
8. Projektowanie generatywne	62
8.1. Warunki wstępne	63
8.2. Uzyskane wyniki	65
8.2.1. Wariant pierwszy i drugi	65
8.2.2. Wariant trzeci i czwarty.....	69
9. Podsumowanie i wnioski z przeprowadzonych badań.	73
Streszczenie.....	77
Abstract	77
Bibliografia	78

1. Wstęp

1.1. Wprowadzenie

Wciąż rosnąca świadomość społeczeństwa i zmieniające się podejście do opieki nad zwierzętami zachęca do poszukiwania coraz to nowych metod poprawy jakości życia zwierząt i jego wydłużenia. Jednym z przykładów takiej tendencji jest prężny rozwój ortotyki i protetyki weterynaryjnej (ang. *veterinary orthotics and prosthetics - V-OP*), które powoli staje się przedmiotem coraz większego zainteresowania nie tylko wśród lekarzy weterynarii, lecz również wśród opiekunów.

Medycyna weterynaryjna, potocznie zwana „weterynarią” to nauka traktująca o zwierzętach i ich chorobach, leczeniu, profilaktyce oraz o ochronie ludzi przed chorobami odzwierzęcymi (zoonozami). Spoglądając na medycynę ludzką i weterynaryjną, nie sposób nie zauważyć wielu między nimi podobieństw, widocznych chociażby w dziedzinie diagnostyki, czy ortopedii, w której zakres wchodzi właśnie ortotyka i protetyka weterynaryjna. Również wiele rozwiązań dotyczących samego zaopatrzenia protetycznego zwierząt zostało zaczerpnięte z protetyki ludzkiej. Protetyka z definicji jest dziedziną łączącą medycynę z inżynierią i techniką. Zajmuje się uzupełnianiem ubytków w tkankach, narządach lub ubytków czynnościowych przy pomocy materiałów zastępczych. Na szerokie pojęcie protetyki składa się m.in. protetyka ortopedyczna, będąca działem ortopedii, który zajmuje się uzupełnianiem ubytków stricte w narządzie ruchu.

Każdy element zaopatrzenia protetycznego, zarówno dla ludzi, jak i zwierząt, musi być dopasowany indywidualnie do przypadku. Problemem pojawiającym się przy projektowaniu protez dla zwierząt jest niemożność zakomunikowania w sposób zrozumiały i jednoznaczny dla człowieka przez rzeczne zwierzę o niewygodzie, czy ucisku spowodowanym protezą. W związku z tym stworzenie produktu wygodnego oraz dopasowanego do pacjenta i jego potrzeb jest potężnym wyzwaniem inżynierii. W wielu przypadkach również sami lekarze weterynarii nie posiadają zasobów i rozwiązań, by pokierować procesem zaopatrywania protetycznego, gdyż wciąż świadomość na ten temat jest wciąż relatywnie niewielka. Zaletą rozwiązania w postaci odpowiednio dobranego zaopatrzenia protetycznego dla zwierzęcia jest poprawa jego dobrostanu wynikająca z potrzeb behawioralnych i naturalnego zamiłowania do aktywności. Podczas korzystania z protez, można zaobserwować u zwierzęcia (w szczególności u psów) tzw. zjawisko samonagradzania, związane z możliwością ruchu. Wydzielające się

podczas aktywności fizycznej endorfiny skutkują skojarzeniem protezy lub wózka inwalidzkiego z przyjemnością. Protetyka weterynaryjna jest wciąż dziedziną rozwijającą się, co daje wiele możliwości rozwoju i poszukiwania nowych rozwiązań, które byłyby najlepsze z perspektywy opiekuna oraz zwierzęcia.

1.2. Cel i zakres pracy

Celem niniejszej pracy jest zaprojektowanie modelu protezy kończyny piersiowej kota domowego (łac. *felis catus*), który może tworzyć podwaliny do unifikacji konstrukcji protez kończyny piersiowej dla różnych przypadków amputacji na poziomie przedramienia oraz przeprowadzenie analizy statycznej owego modelu. Dodatkowo, zaprojektowany model zostanie poddany procesowi projektowania generatywnego (ang. *generative design*), by zoptymalizować powstałą konstrukcję w celu zmniejszenia wykorzystania materiału i kosztów produkcji. Praca została podzielona na część teoretyczną, poświęconą zagadnieniom z zakresu anatomii i protetyki weterynaryjnej, mechaniki, jak również materiałoznawstwa oraz część praktyczną, zawierającą opisy procesu modelowania i badań symulacyjnych protezy.

Wprowadzenie przybliży czytelnikowi podstawowe informacje na temat ortotyki i protetyki weterynaryjnej, problemy, jak i zalety tworzenia zaopatrzenia protetycznego dla zwierząt oraz przedstawia cel stworzenia pracy. Rozdział drugi obejmuje zagadnienia z zakresu anatomii i biomechaniki kończyny piersiowej kota domowego. Rozdziały trzeci oraz czwarty skupiają się na aktualnie stosowanych rozwiązaniach protetycznych, jak również sposobach ich wytwarzania i używanych w tym celu materiałach. Kolejny rozdział – piąty – opisuje zagadnienia związane z mechaniką ciała stałego oraz metodę elementów skończonych (MES). Rozdział szósty opisuje proces modelowania protezy i użyte w tym celu oprogramowanie. Rozdział siódmy przedstawia przeprowadzone symulacje oraz otrzymane wyniki, natomiast rozdział ósmy analogicznie przedstawia warunki dla projektowania generatywnego i wyniki badań. W ostatnim, dziewiątym rozdziale znalazły się wnioski z przeprowadzonych badań oraz podsumowanie pracy.

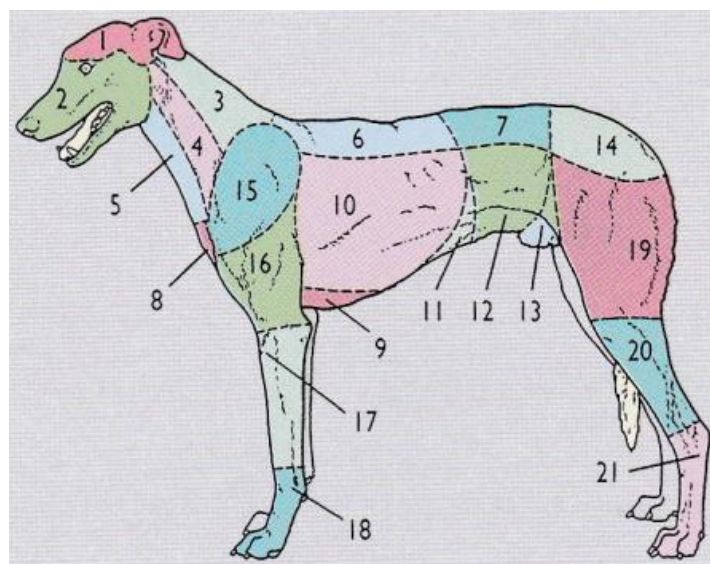
2. Anatomia i biomechanika kończyny piersiowej kota domowego

Rozdział opracowano w oparciu o źródła literaturowe [1-7, 11, 25].

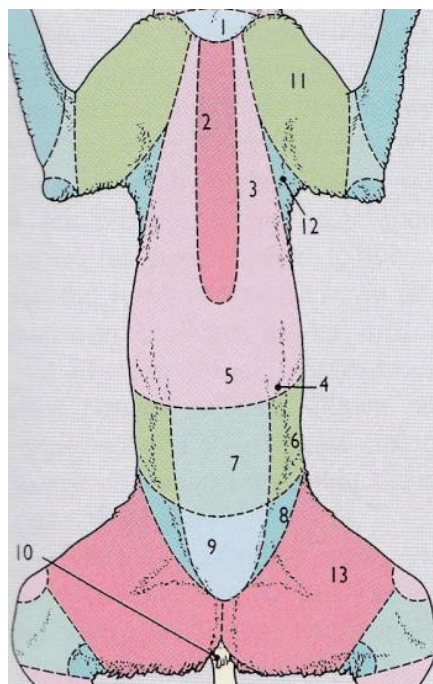
2.1. Podstawy anatomiczne

Kot domowy należy do gromady ssaków i rodziny kotowatych. Pomimo swoich relatywnie niewielkich rozmiarów jest doskonałym, niezwykle sprawnym fizycznie drapieżnikiem. Składają się na to między innymi elastyczne stawy, odpowiednie proporcje poszczególnych okolic ciała oraz budowa szkieletu i układu mięśniowego.

Aby lepiej poznać struktury wewnętrzne tego niesamowitego zwierzęcia, należy poznać trzy pojęcia z dziedziny anatomii topograficznej i klinicznej kota domowego. Pierwszym z nich jest okolica ciała, czyli podstawowe pola wyróżniane na powierzchni ciała (Rys. 2.1). Jej poznanie ważne jest przy badaniach palpacyjnych oraz przy lokalizowaniu struktur wewnętrznych. Okolica topograficzna jest natomiast rozwinięciem wcześniejszego pojęcia, rozdrabniającym okolice ciała na mniejsze fragmenty związane bezpośrednio z rozpatrywanym polem, co przedstawiono na rysunku 2.2.



Rys. 2.1 Okolice ciała na przykładzie psa: widok od lewej strony, projekcja boczna: 1 – okolice mózgowieczaszki, 2 – okolice trzewieczaszki, 3 – okolica grzbietowa szyi, 4 – okolica boczna szyi, 5 – okolica dobrzuszna szyi, 6 – okolica kręgową klatki piersiowej, 7 – okolica lędźwiowa, 8 – okolica przedmostkowa, 9 – okolica mostkowa, 10 – okolica żebrowa, 11 – okolica doczaszkowa brzucha, 12 – okolica środkowa brzucha, 13 – okolica doogonowa brzucha, 14 – okolice miednicy, 15 – okolica łopatkowa, 16 – okolica ramienia, 17 – okolica przedramienia, 18 – okolica śródreża i okolice palców ręki, 19 – okolica uda, 20 – okolica podudzia, 21 – okolica śródstopia i okolice palców stopy [1].

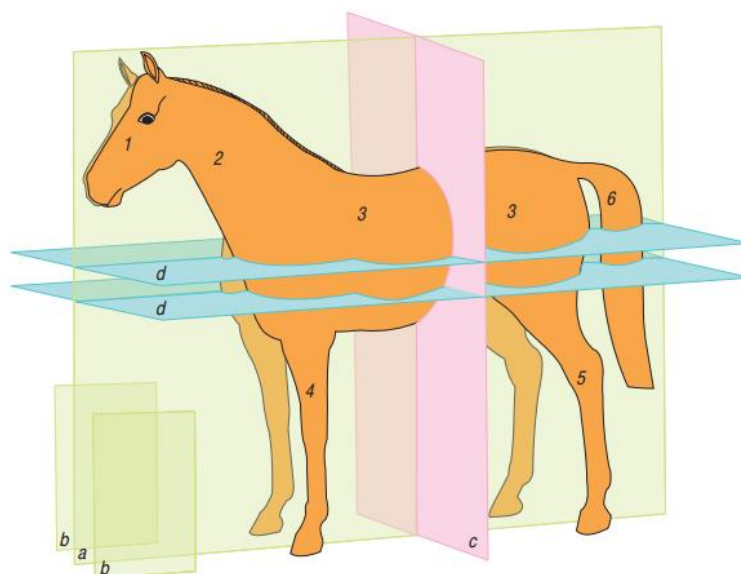


Rys. 2.2 Okolice topograficzne: 1 – okolica przedmostkowa, 2 – okolica mostkowa, 3 – okolica żebrowa, 4 – okolica podżebrowa lewa, 5 – okolica chrząstki mieczykowej, 6 – okolica boczna brzucha lewa, 7 – okolica pępkowa, 8 – okolica pachwinowa lewa, 9 – okolica łonowa, 10 – okolica moczowo-płciowa, 11 – okolica ramienia, 12 – okolica pachowa, 13 – okolica kończyny miednicznej [1].

Ostatnim pojęciem są płaszczyzny ciała oraz kierunki (Rys. 2.3), które pozwalają na orientację przestrzenną struktur zewnętrznych, czy wewnętrznych oraz opisanie działania poszczególnych stawów. Wyróżniamy trzy podstawowe płaszczyzny:

- płaszczyznę pośrodkową, dzielącą ciało kota na dwie symetryczne połowy – prawą i lewą – oraz wyznaczającą kierunek prawy – lewy,
- płaszczyznę poprzeczną, biegnącą prostopadle do płaszczyzny pośrodkowej oraz wyznaczającą kierunki doczaszkowy (znajdujący się bliżej głowy) i doogonowy (znajdujący się bliżej ogona),
- płaszczyznę grzbietową, biegnącą prostopadle do powyższych płaszczyzn, która analogicznie wyznacza kierunek dogrzbietowy i do brzuszny.

Poza wymienionymi podstawowymi płaszczyznami można wyznaczyć dodatkowe płaszczyzny strzałkowe, symetryczne i równoległe względem płaszczyzny pośrodkowej, inaczej nazywane przyśrodkowymi. Wyznaczają one kierunki przyśrodkowy (bliżej płaszczyzny pośrodkowej) oraz boczny (dalej od płaszczyzny pośrodkowej).

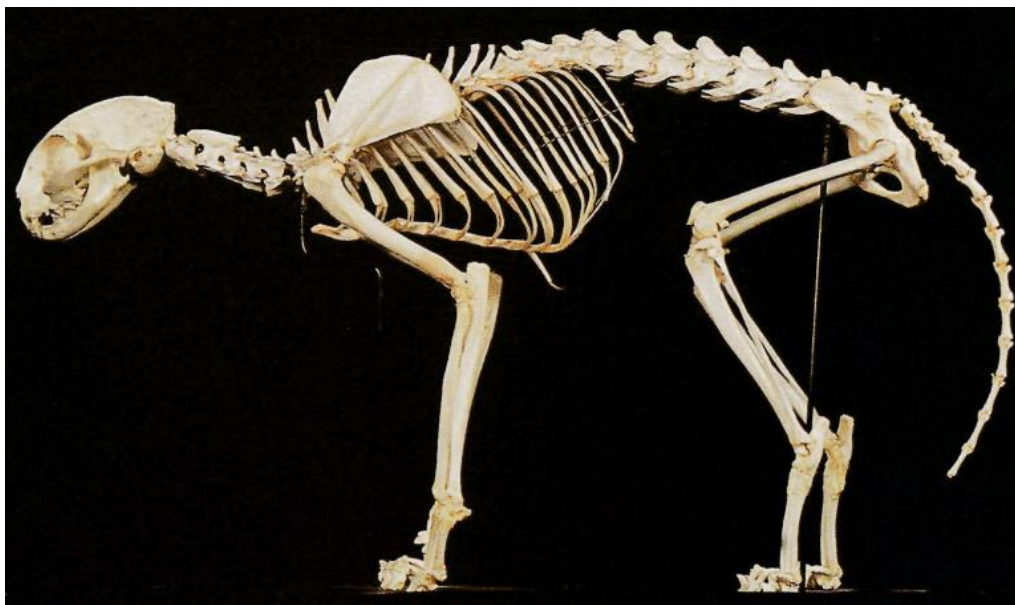


Rys. 2.3 Płaszczyzny ciała na przykładzie konia: a – płaszczyzna pośrodkowa, b – płaszczyzny strzałkowe, c – płaszczyzna poprzeczna, d – płaszczyzna grzbietowa [3].

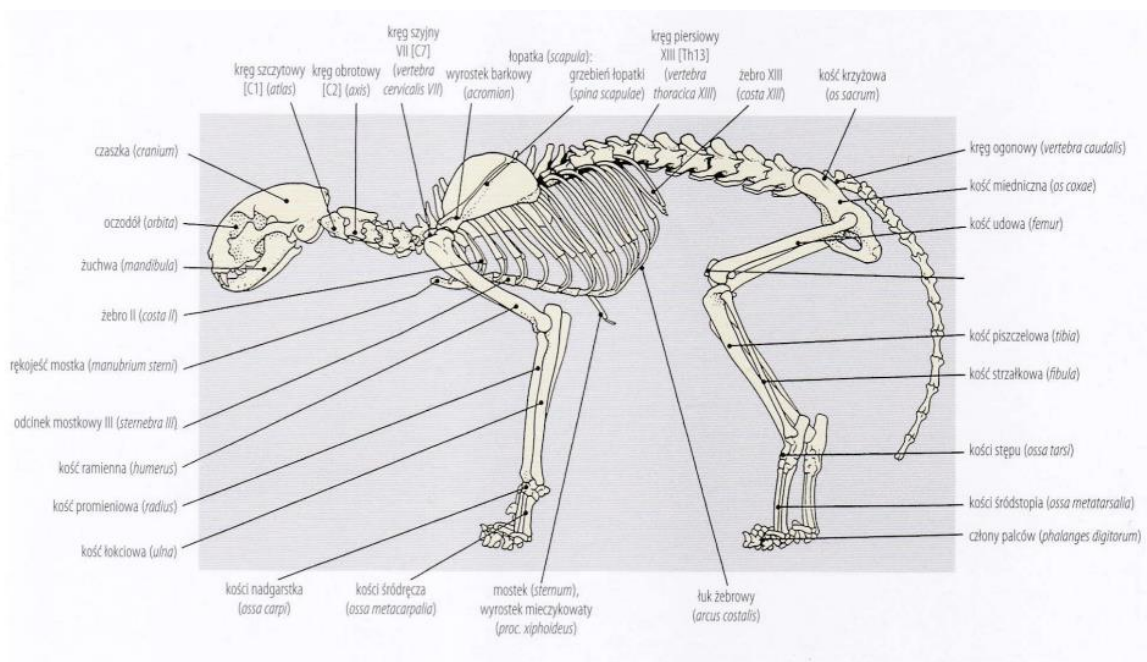
Szkielet kota domowego (Rys. 2.4 i 2.5) wpisuje się w dużym stopniu w schemat szkieletów innych ssaków, w szczególności czworonożnych. Składa się on z 244 kości, których większość ma odniesienie w układzie kostnym człowieka. Podstawowym podziałem części układu kostnego u kota domowego jest podział na czaszkę, kręgosłup, klatkę piersiową, kończyny piersiowe (przednie) oraz kończyny miedniczne (tylne). Szkielet kota jest bardzo delikatny i smukły.

Kocia czaszka charakteryzuje się skróceniem trzewioczaszki w stosunku do mózgowioczaszki oraz zgryzem nożycowym, czyli zachodzącymi na siebie siekaczami szczęki i zuchwy oraz przyleganiem ich do siebie. Kręgosłup składa się z luźno połączonych ze sobą kręgów, co nadaje mu wyjątkową elastyczność. Można podzielić go na odcinki: szyjny (7 kręgów), piersiowy (13 kręgów), lędźwiowy (7 kręgów), krzyżowy (3 zrosnięte ze sobą kręgi) oraz ogonowy (w zależności od rasy od 14 do 28 kręgów). Kręgosłup kota domowego charakteryzuje się lekką krzywizną w pozycji stojącej. Od kręgów piersiowych odchodzi 13 par żeber, połączonych ze sobą mostkiem o dość długiej rękocyści i pośrednio łukiem żebrowym, wykluczając wolne żebro XIII. Łuk żebrowy łączy się z żebrami dzięki chrząstce żebrowej. W okolicy klatki piersiowej znajdują się łopatki, stanowiące połączenie między kończynami przednimi i kręgosłupem. W połączeniu tym biorą udział jedynie odpowiednie mięśnie i ścięgna. Kocie obojczyki, w przeciwieństwie do ludzkich, są szczątkowe i nie są

przyczepione bezpośrednio do innych kości. Taka konstrukcja pozwala kotu na przeciskanie się wszędzie tam, gdzie zmieści się jego głowa i włosy dotykowe głowy (wibrysy). Kończyny dolne kota są natomiast połączone z kręgosłupem dzięki kości miednicy (biodrowej, łonowej i kulszowej). Od stawu biodrowego odchodzi pojedyncza kość biodrowa, łącząca się w stawie kolanowym z kośćmi podudzia: strzałkową i piszczelową, które wraz z kilkoma kośćmi stępu, śródstopia oraz palców tworzą staw skokowy.



Rys. 2.4 Spreparowany szkielet kota domowego, projekcja boczna od strony lewej [1].



Rys. 2.5 Szkielet kota z opisanymi strukturami kostnymi, projekcja boczna od strony lewej [1].

2.2. Anatomia kończyny piersiowej kota

2.2.1. Układ kostny kończyny piersiowej kota

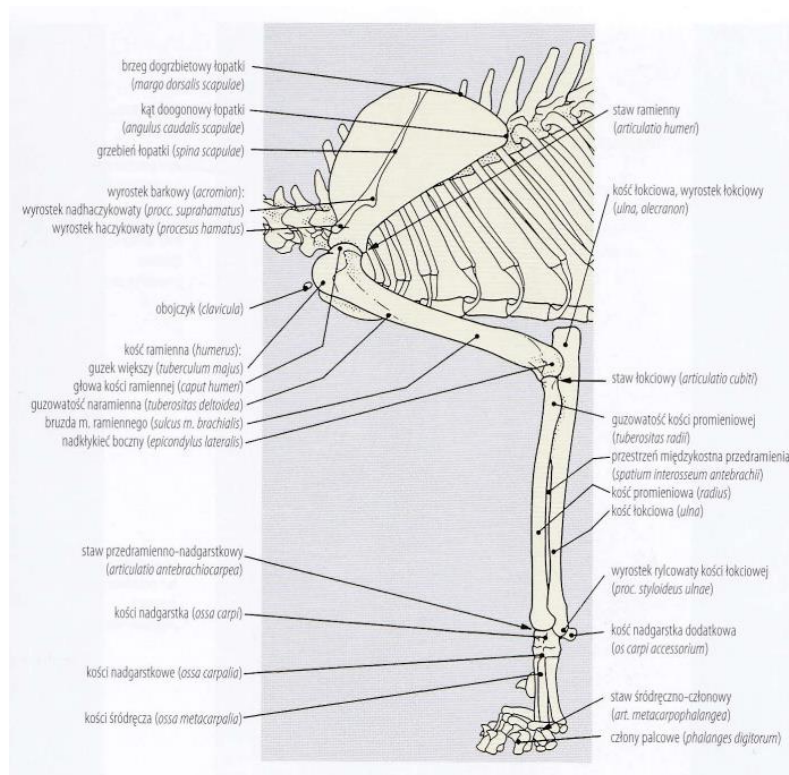
Jak wspomniano, kończyna piersiowa kota jest bezpośrednio połączona z łopatką, która z kolei z kręgosłupem łączy się tylko za pomocą mięśni i ścięgien. Samą kończynę piersiową tworzą kości: ramienna, łokciowa, promieniowa, nadgarstkowe, śródreżca, dodatkowa nadgarstka oraz człony palcowe.

Łopátka jest kością płaską, w budowie której można wyróżnić brzeg doczaszkowy i dogrzebietowy, grzebień łopatki, dół nadgrzebieniowy i podgrzebieniowy, wcięcie łopatki, kąt doogonowy łopatki, wyrostek kruczy oraz nadpanewkowy. Wyrostek haczykowy powiększa wyrostek barkowy, dzięki czemu można wyróżnić trzeci wyrostek – wyrostek nadhaczykowy. W łopatce widoczny jest niewielki guz grzebienia łopatki w kierunku doogonowym. Łopátka łączy się z kością ramienną w stawie ramiennym dzięki wydrążeniu stawowemu.

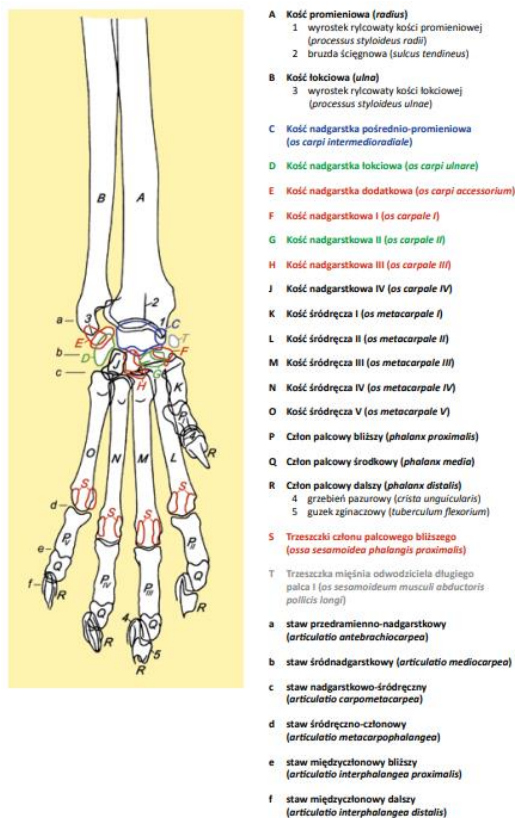
W kości ramiennej nasada bliższa tworzona jest przez głowę kości zawierającej się w stawie ramiennym. Obok niej obecny jest guzek większy oraz mniejszy kości ramiennej. Poniżej widoczny jest guzek naramienny oraz bruzda mięśnia naramiennego. Nasada dalsza kości ramiennej wchodzi w skład stawu łokciowego i zbudowana jest z nadkłykcia bocznego oraz przyśrodkowego, kłykcia kości ramiennej i dołu wyrostka łokciowego, do którego przylega wyrostek łokciowy kości łokciowej i wyrostek dziobiasty. Kość łokciowa jest wydłużona na nasadzie bliższej i wraz z kością promieniową tworzą przedramię. Przestrzeń między kością łokciową oraz promieniową nazywana jest przestrzenią międzykostną przedramienia. Obie kości przedramienia posiadają wyrostek rylcowaty, który stanowi połączenie stawu przedramienniego-nadgarstkowego.

W okolicy stawu przedramienniego-nadgarstkowego znajduje się kość nadgarstka dodatkowa i trzeszczka mięśnia odwodziciela długiego. Można wyróżnić kości nadgarstkowe I – IV, tworzące staw śródnadgarstkowy. Wchodzą one również w staw nadgarstkowo-śródreżny, tworzony wraz z nimi przez kości śródreżca I – V. Kości te na nasadzie dalszej przechodzą w staw śródreżno-członowy, łącząc się z członami palcowymi bliższymi. Kot domowy posiada człony palcowe bliższe, środkowe i dalsze, tworzące odpowiednio: staw międzyczłonowy bliższy oraz staw międzyczłonowy dalszy.

Układ kostny kończyny piersiowej kota domowego został przedstawiony na rysunku 2.6 oraz 2.7.



Rys. 2.6 Szkielet kończyny piersiowej kota z opisanymi strukturami kostnymi, projekcja boczna od strony lewej [1].

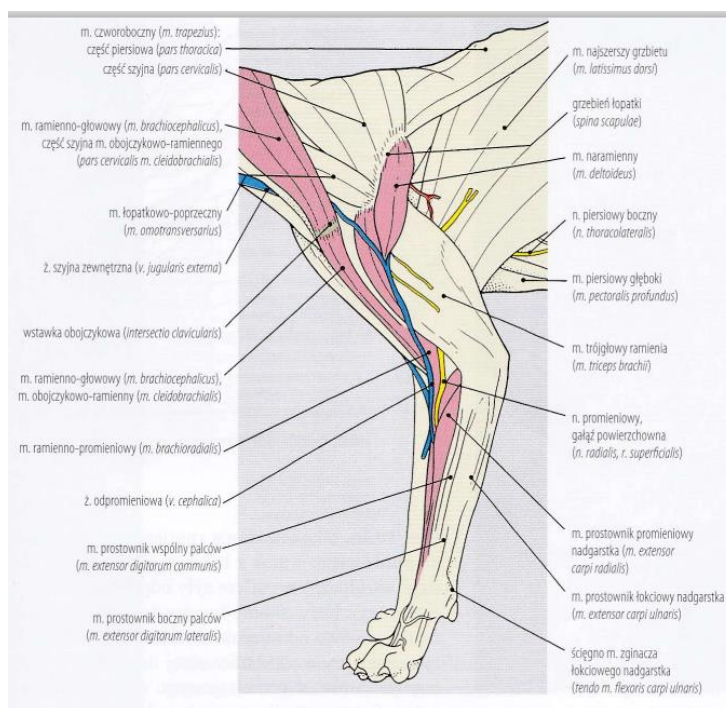


Rys. 2.7 Szkielet prawej ręki kota z opisanymi strukturami kostnymi, w projekcji grzbietowo-bocznej [4].

2.2.2. Układ mięśniowy kończyny piersiowej kota

Oprócz układu kostnego, ważną składową wpływającą na możliwości fizyczne kota domowego jest jego układ mięśniowy. Ciało tego niewielkiego drapieżnika składa się z około 500 swobodnie poruszających się mięśni. Na potrzeby pracy skupiono się na mięśniach wpływających na poruszanie kończyną piersiową. Układ mięśniowy kończyny piersiowej kota został przedstawiony na rysunku 2.8.

Łopátka okryta jest przez mięsień czworoboczny, mięsień podgrzebieniowy i nadgrzebieniowy. Mięsień naramienny łączy grzebień łopátki z guzowatością naramienną. Mięsień ramiennie-główny wspomaga wyprost kończyny piersiowej, podczas gdy mięsień naramienny wspomaga zgięcie. Za stabilizację barku odpowiedzialny jest mięsień podgrzebieniowy. Zgięcie w stawie łokciowym następuje przy pomocy skurczu mięśnia ramiennego, podczas gdy skurcz mięśnia trójgłównego ramienia ów staw prostuje. Mięsień zginacz promieniowy nadgarstka, prostownik łokciowy nadgarstka oraz zginacz łokciowy nadgarstka odpowiadają za ruchy zginania i prostowania w stawie nadgarstkowym. Ruchy prostowania i zginania palców możliwe są dzięki mięśniom: prostownik wspólny palców, prostownik boczny palców, zginacz powierzchowny palców, zginacz głęboki palców oraz zginacz krótki palców. Pierwszy palec, znajdujący się po wewnętrznych stronach rąk w kierunku pośrodkowym, wykonuje ruchy dzięki mięśniowi odwodzicielowi dłgiemu palca pierwszego oraz mięśniowi odwodzicielowi palca piątego.



Rys. 2.8 Mięśnie kończyny piersiowej kota z opisami poszczególnych struktur [1].

2.3. Biomechanika kończyny piersiowej kota

Największe stawy tworzące kończynę piersiową kota domowego to: staw ramienny, staw łokciowy, staw nadgarstkowy oraz staw śródrečno-członowy. Ostatni z wymienionych stawów w przeważającej liczbie pozycji literaturowych nie jest uznawany za główny staw, jednak ze względu na charakter poruszania się kota nie należy go pomijać. Kot domowy jest palcochodem, co oznacza, że w pozycji stojącej lub podczas chodu jedyną częścią kończyny mającą kontakt z podłożem są człony palcowe.

W ciele kota występują dwa rodzaje stawów: kulisty, czyli wieloosiowy, umożliwiający ruchy we wszystkich kierunkach oraz zawiasowy, jednoosiowy, pozwalający na ruchy prostowania i zginania. Jedynymi stawami kulistymi, rozpatrując anatomię kota domowego, są stawy ramienne i biodrowe, reszta natomiast to stawy zawiasowe.

Staw ramienny wykonuje ruchy zginania, prostowania, przywiedzenia, odwiedzenia oraz rotacji do wewnątrz i na zewnątrz. Taka konfiguracja jest możliwa dzięki budowie samego stawu, w którym wypukła powierzchnia stawowa wpasowana jest w drugą, wklęsłą, tworzącą panewkę. Panewka stawu ramiennego zlokalizowana jest na łopatce, a główka kości ramiennej ma kulisty, wypukły kształt. Stawem zawiasowym nazwiemy natomiast ten staw, w którym wypukła powierzchnia stawowa na postać podobną do bloczka, a jej negatywem jest panewka. Ruchy odwodzenia, przywodzenia oraz rotacji są zablokowane przez anatomiczną budowę stawu. W stawie łokciowym nasada dalsza kości ramiennej pełni funkcję bloczka, a negatywu, panewki – nasada bliższa kości łokciowej wraz z wyrostkiem łokciowym. Analogiczna sytuacja występuje dla pozostałych stawów kończyny piersiowej kota domowego. Maksymalny kąt zgięcia w stawie nadgarstkowym wynosi od 20° do 24° , wyprostowi natomiast $198^\circ \pm 6^\circ$. W stawie łokciowym maksymalny kąt zgięcia to ponownie od 20° do 24° , natomiast wyprostowi $163^\circ \pm 4^\circ$.

Przedramię kota zbudowane jest z kości łokciowej i promieniowej, między którymi występuje wolna przestrzeń. Na nasadach dalszych oraz bliższych znajdują się stawy: odpowiednio promieniowo-łokciowy bliższy i promieniowo-łokciowy dalszy. Dzięki nim możliwy jest ruch pronacyjno-supinacyjny, polegający na rotacji wewnętrznej oraz zewnętrznej. Biorąc pod uwagę zwierzęta towarzyszące, ruch kości przedramienia względem siebie występuje tylko u mięsożerców. U kota zakres pronacyjno-supinacyjny wynosi 90° i wykorzystywany jest przy tzw. ruchach chwytnych, które można zaobserwować podczas zabawy, gdy kot przyciąga zdobycz do swojego ciała lub podczas przyjmowania pozycji z podwiniętymi pod klatkę piersiową rękami.

Szkielet i układ mięśniowy kota domowego stanowią współdziałający system pozwalający na lokomocję. Wśród typów poruszania się kota wyróżnić można:

- stęp, będący najwolniejszym sposobem chodu jest 4-taktowy, co oznacza, że każda z kończyn dotyka podłoża w innym czasie. W tym rodzaju chodu kończyny poruszają się po przekątnej. W zależności od tempa chodu, dwie lub trzy kończyny mogą mieć jednocześnie kontakt z podłożem,
- kłus, chód 2-taktowy, podczas którego kończyna piersiowa i miedniczna po przeciwnych stronach ciała znajdują się równocześnie na podłożu,
- inochód, będący odmianą kłusa, jest chodem 2-taktowym, lecz w przeciwieństwie do kłusa, kończyny będące po tej samej stronie ciała dotykają jednocześnie podłoża,
- cwał, szybszy od kłusa chód 3-taktowy, w którym jedna kończyna zawsze znajduje się na podłożu. W cwale ostatnia kończyna lądująca na podłożu umieszczana jest lekko przed poprzednią i nazywana jest kończyną wiodącą,
- galop, inaczej bieg jest najszybszym sposobem lokomocji, również 3-taktowym, jednak podczas galopu występuje faza lotu, gdzie żadna z kończyn nie dotyka podłoża, a różnica między wylądowaniem pierwszej i drugiej kończyny jest znikoma.

Choć nomenklatura dla określania chodu kota została zaczerpnięta z techniki poruszania się konia, biomechanika chodu i anatomia tych zwierząt znacząco różnią się między sobą. Podczas chodu kot, podobnie jak pies, większy ciężar kładzie na kończyny przednie, gdyż mają one za zadanie wyhamować ciało w przypadku biegu oraz amortyzować upadki. Ciężar ciała przypadający na kończyny przednie to około 60% masy zwierzęcia, czyli 30% przypada na jedną z kończyn. Podczas skoku na pewną wysokość pojawia się moment, w którym kot cały swój ciężar opiera na kończynach piersiowych i siłą mięśni podciąga resztę ciała do góry.

3. Dostępne rozwiązania protetyczne

3.1. Wózek inwalidzki

Wózki inwalidzkie znane są od kilkudziesięciu lat, co czyni je najstarszym, dalej rozwijanym zaopatrzeniem dla V-OP. Podstawą ich konstrukcji są koła (2 lub 4), elementy, jak np. siedzisko, zapewniające podparcie ciała oraz paski mocujące, pozwalające zabezpieczyć zwierzę w wózku. Wskazaniem do stosowania wózka inwalidzkiego jest niedowład lub paraliż kończyn, amputacja oraz wady wrodzone, czy deformacje. Wśród dostępnych rozwiązań można wyróżnić trzy podstawowe grupy wózków inwalidzkich:

- wózek inwalidzki wspomagający tylną część ciała (Rys. 3.1), przeznaczony dla zwierząt z niedowładem lub paraliżem kończyn miednicznych, bądź ich amputacją. Podczas poruszania się, zwierzę wykorzystuje kończyny piersiowe i przednią część ciała, by napędzać wózek. Warunkiem do korzystania z takiego rozwiązania jest posiadanie przez zwierzę wystarczającej siły mięśniowej w kończynach piersiowych do napędzania,
- wózek inwalidzki wspomagający lub zastępujący kończyny piersiowe, którego zasada działania jest analogiczna do wyżej opisanego, jednak do napędzania wózka zwierzę wykorzystuje kończyny miedniczne,
- wózek zapewniający podparcie centralnej części tułowia, stosowany jest w przypadku niedowładu lub paraliżu wszystkich kończyn oraz w następstwie amputacji, czy jako wsparcie rehabilitacji pooperacyjnej. Jest to jedyna grupa wózków posiadających cztery koła, a zwierzę korzystające z takiego wózka wymaga zewnętrznego napędzania (np. przez opiekuna).

Podczas tworzenia konstrukcji wózka należy wziąć pod uwagę stopień władzy w kończynach, budowę anatomiczną oraz rozmiar i wagę zwierzęcia. Przykładowo, występujący dymorfizm płciowy wpływa na konstrukcję wózka, szczególnie w przypadku wózka wspierającego tylną część ciała. Również projekt wykonany dla zwierzęcia po amputacji będzie się różnił od projektu dla zwierzęcia z niedowładem. W przypadku niedowładu lub paraliżu należy wziąć pod uwagę zabezpieczenie niesprawnych kończyn przed urazami spowodowanymi przemieszczaniem się kończyn, stosując np. podpórkę, czy szelki, w których zostaną one umieszczone. Siedzisko powinno w jak najlepszym stopniu być dopasowane do ciała, by zminimalizować ryzyko wystąpienia otarć, czy odleżyn. W zależności od wagi

i rozmiaru zwierzęcia, konstrukcja wózka wykonana jest z materiałów metalowych o stosunkowo niskiej masie, jak aluminium, lub w przypadku mniejszych zwierząt – z tworzyw sztucznych i kompozytów [8].



Rys. 3.1 Wózek inwalidzki dla kota z niedowładem kończyn miednicznych [8].

3.2. Proteza customowa (custom-made)

Proteza ta składa się z leja protezowego, w którym umieszczony jest kikut oraz elementu nośnego, do którego przyłożony jest ciężar ciała. Takie zaopatrzenie jest w pełni indywidualizowane i opiera się na budowie anatomicznej i schorzeniu zwierzęcia, dla którego jest wykonana. Jest to rozwiązanie znajdujące zastosowanie zarówno podczas protezowania całej kończyny piersiowej (odjęcie kończyny powyżej stawu łokciowego), jak i przedramienia oraz ręki (odjęcie z zachowaniem sprawnego stawu łokciowego lub łokciowego i przedramiennie-nadgarstkowego). Kształt leja protezowego jest nieodzownie związany z kształtem i stanem kikuta. Prawidłowo dopasowany lej najczęściej powstaje na podstawie pozyskanego odlewu gipsowego kikuta, rzadziej przy pomocy skanowania 3D, ponieważ jest to metoda pozwalająca na najmniejsze zaangażowanie zwierzęcia. By lej jak najlepiej odwzorował kształt kikuta, a sama proteza była w pełni funkcjonalna, odlew gipsowy należy wykonywać uwzględniając korekcję wady postawy zwierzęcia. Na podstawie uzyskanego negatywu, wypełniając go gipsem ortotycznym, powstaje pozytyw kończyny. Pozytyw może

posłużyć jako bezpośredni element, na którym wykonywany będzie lej – do laminacji ręcznej, lub po przekształceniu w model przestrzenny – do technologii addytywnej [9, 10].

Przykładowa proteza customowa została przedstawiona na rysunku 3.2.



Rys. 3.2 Proteza indywidualna z materiału termoformowalnego i elementów metalowych [26].

3.3. Proteza wszczepiana

Proteza wszczepiana (Rys. 3.3) to stosunkowo rzadko praktykowane rozwiązanie cechujące się umieszczeniem w pozostałej po amputacji kości pręta, do którego następnie mocowana jest stopa protezowa. Wykonany najczęściej z tytanu lub jego stopów pręt pokrywany jest warstwą hydroksyapatytu, by ułatwić oraz przyspieszyć proces osteointegracji i zostaje wszczepiony w kość tak, by jego część wystawała z kikuta na pożądaną wysokość. Następnie do pręta przyczepia się stopę protezową wykonaną z tytanu lub tworzywa sztucznego i pokrytą antypoślizgową gumą. Rozwiązanie takie daje możliwość wymiany stopy protezowej bez konieczności wymiany wszystkich elementów. Większość dostępnych stóp protezowych jest względnie niewielka i wąska, przez co zwierzę korzystające z tego typu rozwiązania może czuć się niepewnie wykonując podstawowe ruchy.

Jak każdy zabieg chirurgiczny, wszczepianie tytanowego pręta niesie za sobą ryzyko powikłań pooperacyjnych, a zwierzę narażone jest na infekcję ze względu na brak izolacji między żywą tkanką a otoczeniem nie tylko podczas gojenia. Konsekwencje niepoprawnego wszczepienia pręta lub jego odchylone względem osi kończyny umieszczenie w kości może skutkować potrzebą reamputacji.



Rys. 3.3 Zdjęcie kota domowego z protezami wszczepianymi kończyn miednicznych, po amputacji na wysokości stopy [27].

4. Metody wytwarzania i materiały używane w protetyce weterynaryjnej

4.1. Laminacja ręczna i termoplasty

Laminacja polega na pokrywaniu obiektów tworzywem polimerowym, które składa się z ułożonych warstwowo materiałów w postaci włókien, które łączone są ze sobą tzw. lepiszczem, czyli najczęściej żywicą (epoksydową, rzadziej polimerową) z odpowiednimi dodatkami, takimi jak:

- utwardzacz, czyli inicjator procesu egzotermicznego usieciowania przestrzennego,
- rozcieńczalnik, który może być aktywny (reagujący z żywicą lub utwardzaczem), bądź nieaktywny (nie wykazujący wiązania z żywicą), zmniejsza lepkość zastosowanej do laminacji żywicy,
- barwnik, czyli substancja nadająca odpowiedni kolor zastosowanej żywicy [12].

W dużym uproszczeniu, proces laminacji ręcznej polega na nakładaniu na siebie kolejnych warstw zbrojenia, które przesycają się wyżej wspomnianym lepiszczem. W przeciwieństwie do laminacji przemysłowej, laminacja ręczna wykorzystywana jest do produkcji jednostkowej, gdzie nie jest wymagana duża wytrzymałość elementu, ani jego powtarzalność. Laminacja ręczna jest najpopularniejszą metodą wytwarzania lejów protezowych i cechuje się stosunkowo niskimi kosztami wytworzenia, jednak jest ona czasochłonna, a sam proces musi być wykonywany przez osobę o odpowiednich kwalifikacjach. Ze względu na potrzebę indywidualizacji każdego leja protezowego, nie ma możliwości wykorzystania procesu produkcji seryjnej, co wiąże się ze stosunkowo wysokim kosztem produktu końcowego przy stosunkowo niskim koszcie oprzyrządowania [36].

Wytworzenie leja protezowego, zarówno w protetyce ludzkiej, jak i weterynaryjnej rozpoczyna się od pobrania miary z kikuta oraz wykonania odlewu gipsowego. Następnie uzyskany negatyw przerabia się na pozytyw, wypełniając powstałą formę gipsem ortotycznym i na podstawie pobranych miar nanosi się odpowiednie korekty, jak wypełnianie ubytków spowodowanych obecnymi w gipsie pęcherzykami powietrza, ścieranie nierówności i wyrównywanie powierzchni, by w jak najlepszym stopniu oddać rzeczywisty kształt kikuta.

Jednym ze sposobów wykonania leja protezowego jest stworzenie leja wzmocnianego z podłączeniem do pompy podciśnieniowej, która zapobiega pozostawianiu pęcherzyków

powietrza w warstwach leja. W metodzie tej na obrobiony pozytyw naciąga się folię, by odseparować go od naprzemiennie nakładanych: skarpetki dzianinowej oraz materiału wzmacniającego w postaci włókna szklanego lub węglowego ułożonego w odpowiedni sposób. W zależności od przeznaczenia i sposobu eksploatacji protezy, włókno węglowe może być ułożone równoległe, pod kątem 45° lub prostopadle. Następnie ponownie naciąga się folię na pozytyw i zabezpiecza przed wycieknięciem żywicy z dodatkami. Po przygotowaniu lepiszcza, wlewa się je pod folię i równomiernie rozprowadza na całej powierzchni leja, kontrolując przy tym ilość pęcherzyków powietrza i usuwając je poprzez przepchnięcie do góry. W trakcie utwardzania żywicy element musi być podłączony do pompy. Po zastygnięciu należy usunąć pozytyw gipsowy poprzez wybicie go z leja dłutem uważając, by nie uszkodzić wewnętrznej powierzchni, lub jeśli jest to możliwe – wyjąć pozytyw. Lej poddaje się obróbce mechanicznej mającej za zadanie wygładzić krawędzie i nadać im ostateczny kształt [12].

Drugim sposobem wytwarzania lejów protezowych jest wykorzystanie termoplastycznego tworzywa sztucznego do bezpośredniego naciągnięcia na wykonany pozytyw (Rys. 4.1). Na początku dobiera się tworzywo o odpowiedniej grubości i właściwościach, będące najczęściej w postaci płyty. Uplastycznia się je w piecu, ustawiając go lekko poniżej temperatury zalecanej przez producenta, ponieważ w miarę rozgrzewania się pieca pojawia się bezwładność i istnieje możliwość przekroczenia temperatury i ryzyko przepieczenia płyty. Pozytyw umieszcza się pionowo na podporze oraz podłącza się go do pompy próżniowej, która w kolejnych etapach ma za zadanie odciągnąć powietrze z przestrzeni między płytą, a pozytywem. Po osiągnięciu wymaganej plastyczności płyta zostaje naciągnięta na pozytyw od strony szczytu kikuta i manualnie dopasowana do jego kształtu poprzez masowanie materiału i działanie pompy. Ze względu na duży naddatek materiału powstający podczas wytwarzania lejów tą metodą lej protezowy musi zostać poddany dłuższej obróbce mechanicznej. Wadą tej metody jest możliwość zniszczenia leja podczas usuwania pozytywu lub podczas obróbki, ze względu na dużą kruchość użytych materiałów. Z tego też powodu wytworzone w ten sposób leje stosowane są głównie jako leje tymczasowe.



Rys. 4.1 Etap naciągania tworzywa termoformowalnego na pozytyw gipsowy [28].

4.2. Druk 3D

W ostatnich latach zastosowanie druku 3D w medycynie weterynaryjnej z naciskiem na ortotykę i protetykę weterynaryjną znacząco wzrosło. Druk 3D, znany też jako druk przestrzenny, technologia przyrostowa lub addytywna polega na wytworzeniu fizycznego, przestrzennego obiektu dzięki nanoszeniu pojedynczych warstw materiału. Do tej pory wyróżnia się sześć głównych metod technologii druku przestrzennego:

- FDM, czyli drukowanie 3D z termoplastów,
- SLA, DLP, PolyJet/MJP używające do wydruku żywic światłoutwardzalnych,
- CJP, drukujące w kolorze przy pomocy proszku gipsowego,
- SLM, DMP, DMLS i EBM stosujące sproszkowane metale do wydruku,
- LOM, czyli druk 3D z papieru lub folii,
- SLS i MJF wykorzystujące proszek z tworzyw sztucznych do druku 3D [31].

Do wykonania obiektu przestrzennego metodą 3D niezbędny jest wcześniej przygotowany model komputerowy. Model taki można uzyskać poprzez bezpośrednie zaprojektowanie go przy pomocy odpowiedniego programu graficznego lub zeskanowanie istniejącego fizycznego obiektu skanerem trójwymiarowym. W tej metodzie można wyróżnić:

- skanowanie światłem strukturalnym, oświetlające obiekt sekwencją w postaci prążków. Najczęściej wykorzystywany jest projektor LED i dwie kamery śledzące zmiany w krzywiznach wyświetlanych linii, a dokonywane pomiary są statyczne,
- skanowanie laserowe, wykorzystujące promienie lasera do oświetlania obiektu, a kamera śledzi odkształcenia emitowanych prążków w sposób ciągły [30].

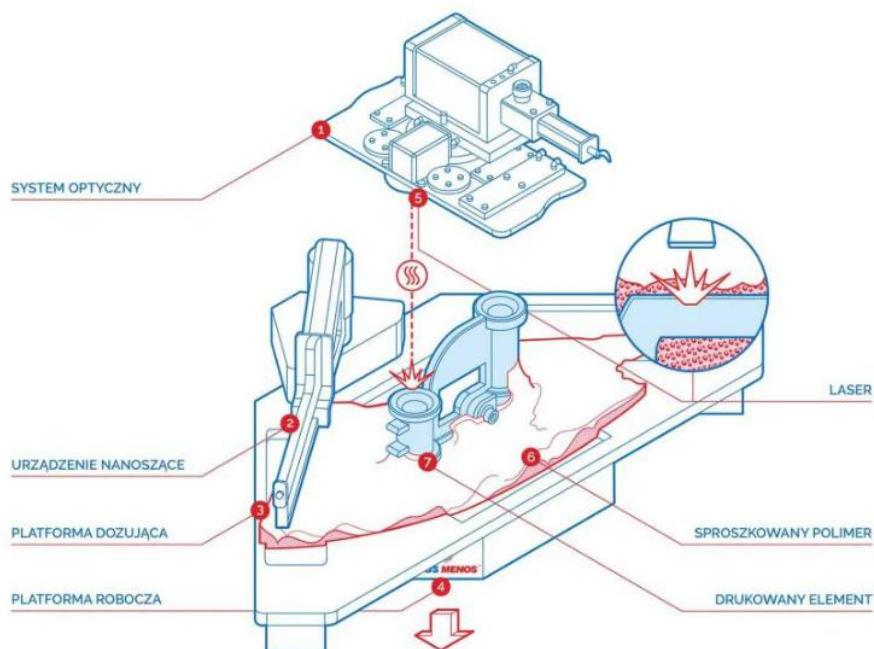
Zeskanowany obiekt zostaje następnie przekształcony w chmurę punktów możliwą do edycji w odpowiednio dobranym oprogramowaniu inżynierskim. Dzięki metodzie skanowania 3D możliwe jest stworzenie obiektów niemalże idealnie odwzorowujących obiekt fizyczny, jak i ułatwia to powielanie istniejących obiektów bez potrzeby dodatkowego ich modelowania. W protetyce zarówno ludzkiej, jak i weterynaryjnej dzięki skanowaniu 3D możliwe jest znacznie szybsze uzyskanie dokładnego modelu odwzorowującego kikut, co przekłada się na szybsze stworzenie odpowiedniego zaopatrzenia.

Druk 3D również znalazł swoje zastosowanie w protetyce weterynaryjnej. Dzięki możliwości użycia różnego rodzaju materiałów oraz wykorzystania nawet skomplikowanych geometrycznie modeli, udaje się stworzyć znacznie lżejsze, bardziej dopasowane do pacjenta V-OP protezy, co przekłada się na większe szanse na szybszą adaptację do zaopatrzenia.

Najpopularniejszą metodą druku przestrzennego do zastosowań w ortotyce i protetyce weterynaryjnej jest SLS, czyli selektywne spiekanie laserowe (ang. *selective laser sintering*), którego elementy procesu przedstawiono na rysunku 4.2. Wykorzystuje ona termoplastyczne materiały polimerowe w postaci proszku, które następnie przy pomocy lasera są selektywnie spajane w kolejne warstwy. Metoda SLS cechuje się dużą swobodą projektowania, wysoką dokładnością druku oraz dobrymi właściwościami mechanicznymi wykonanego elementu. W przeciwieństwie do pozostałych rodzajów druku 3D, selektywne spiekanie laserowe nie wymaga stosowania struktur podporowych (uwzględnianych na etapie przygotowywania modelu do druku) dla drukowanych obiektów, jednak wygoda ta niesie za sobą konsekwencje w postaci utrudnionego budowania modeli o bardzo złożonej geometrii, czy posiadających niewielkie, wolne przestrzenie, jak np. otwory lub rowki.

Dzięki podgrzewaniu proszku z warstwy poniżej temperatury topnienia i spajanie jej z kolejną, wytrzymałość między tymi warstwami jest bardzo duża, a budowane elementy mają prawie izotropowe właściwości mechaniczne. Badania różnych materiałów wykorzystywanych w technologii SLS wykazują, iż porowatość powstałego tym sposobem elementu sięga 30%, co w zależności od dziedziny zastosowania może być rozpatrywane jako wada lub zaleta. W odniesieniu do ortotyki i protetyki weterynaryjnej jest to z jednej strony zaleta, gdyż ważne

jest, aby wykonane zaopatrzenie było na tyle lekkie, by nie obciążało zwierzęcia i jednocześnie było wytrzymałe. Z drugiej strony charakterystyczna ziarnista powierzchnia i porowatość może absorbować wilgoć, w związku z czym potrzebne jest dodatkowe zabezpieczenie, którego można dokonać w obróbce postprocessingowej [29].



Rys. 4.2 Elementy wykorzystywane w procesie selektywnego spiekania laserowego [29].

4.3. Materiały używane w protetyce weterynaryjnej

W zależności od wybranej metody tworzenia zaopatrzenia protetycznego, użyte materiały będą się różnić między sobą. Podstawowym wymogiem przy wyborze materiału jest jego biogodność i właściwości mechaniczne. Z tego też powodu powstała osobna grupa materiałów określająca te, które znajdują swoje zastosowanie w medycynie i weterynarii – biomateriały. Według definicji przyjętej na Konferencji Biomateriałów w 1982 roku, biomateriałem określa się każdą substancję inną niż lek lub kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych, mogąca być użyta w dowolnym okresie w celu czasowego lub permanentnego uzupełnienia tkanek narządu lub ich części i przejęcia ich funkcji. Spośród biomateriałów można wyróżnić biomateriały metalowe, ceramiczne, polimerowe, węglowe i kompozytowe. Są to nie tylko materiały używane wewnątrz organizmu, lecz również te, które mają kontakt (najczęściej długotrwały) ze skórą oraz tkankami (np. podczas operacji).

Biomateriały metalowe charakteryzują się wysokimi parametrami mechanicznymi, znacznie przewyższającymi bioceramikę, czy polimery, jednak ich wadą jest słabsza odporność na korozję. Korodujący metal może uwalniać do organizmu szkodliwe produkty korozji oraz jony, co powoduje reakcje alergiczne, odrzucenie wszczepu, zakrzepy, czy nawet zaburzenia funkcji organów wewnętrznych. W tym celu opracowano metody zwiększające odporność na korozję biomateriałów metalowych, jak pokrywanie hydroksyapatytem poprzez natryskiwanie, czy osadzanie elektrochemiczne i anodowanie. Najczęściej używanymi w medycynie i weterynarii biomateriałami metalowymi są tytan i jego stopy, stale austenityczne, stopy kobaltu oraz stopy z pamięcią kształtu. Tytan i jego stopy charakteryzują się bardzo wysoką biogodnością oraz dobrą odpornością na korozję wżerową i międzykryształiczną. Tytan w środowisku tkanek wykazuje tendencje do pasywacji w roztworach fizjologicznych. Jest to najczęściej stosowany materiał na endoprotezy stawów ze względu na zbliżony co do wartości do kości moduł Younga. Jest on również stosunkowo lekki, co nie obciąża w znaczącym stopniu użytkownika. W ortotyce i protetyce weterynaryjnej tytan znalazł swoje zastosowanie w protezach wszczepianych oraz endoprotezach.

Stale austenityczne są natomiast najszerszej stosowanymi biomateriałami metalowymi. Są to stale kwasoodporne, z dobrą odpornością na korozję. Używane są między innymi do produkcji wyposażenia sali operacyjnej i narzędzi chirurgicznych, stentów, płytek, śrub i drutów kostnych. Najbardziej znanym przedstawicielem stali austenitycznych jest stal 316L, w której skład wchodzi: chrom, nikiel, molibden, mangan i w mniejszych ilościach azot. Przez zawartość niklu, który jest silnym alergenem, odchodzi się od używania stali 316L do endoprotez, czy innych elementów mających stały kontakt z tkankami organizmu [13, 32].

Do zastosowania zewnętrznego, np. przy wykonywaniu elementów konstrukcji wózka inwalidzkiego, nie mającego dłuższego bezpośredniego kontaktu ze skórą zwierzęcia stosuje się aluminium i jego stopy. Cechują się one lekkością i dobrym stosunkiem ciężaru właściwego do wytrzymałości. Są też plastyczne, dzięki czemu wykonywanie elementów o bardziej skomplikowanej geometrii jest ułatwione. Aluminium i jego stopy można stosować do produkcji wózków dla cięższych ras psów, czy większych kotów, które nie będą zbyt obciążone metalową konstrukcją.

Rozpatrując druk 3D oraz tworzywa sztuczne, największą popularnością wśród lekarzy weterynarii cieszą się termoplasty takie jak polipropylen, polietylen oraz kopolimery polipropylenu. Są one najczęściej stosowanymi materiałami na ortezy oraz leje protezowe dla zwierząt towarzyszących. Dla zwierząt o masie powyżej 150 kg lepszym rozwiązaniem będą

laminaty z włókna węglowego oraz pre-plegi, mające znacznie większą wytrzymałość i odporność na zginanie i złamania. W druku 3D jednym z częściej wybieranych materiałów jest polimer PA 11 (poliamid 11), czyli nylon – termoplastyczny proszek. Cechuje go wysoka odporność chemiczna, duża elastyczność, duże wydłużenie przy zerwaniu, wytrzymałość mechaniczna oraz odporność na warunki atmosferyczne i zużycie. Nylon został również dopuszczony do kontaktu ze skórą, co czyni go odpowiednim materiałem do wykonywania ortez i protez dla zwierząt. Innym rodzajem tworzywa sztucznego używanego w technologii SLS jest rodzina polieterokeetonów cechująca się bardzo dobrymi właściwościami mechanicznymi przy zachowaniu niewielkiej masy. W obszarze medycyny wykorzystywane są one między innymi do produkcji sterylnych elementów oraz zindywidualizowanych implantów, które są bardziej ekonomiczne i niewrażliwe na warunki atmosferyczne w odróżnieniu od implantów z materiałów metalowych. Elementy drukowane z wykorzystaniem polieterokeetonów mają właściwości prawie izotropowe [9, 33].

5. Elementy mechaniki ciała stałego i metoda elementów skończonych

Rozdział opracowano w oparciu z źródła literaturowe [12, 14-22, 34, 36].

5.1. Wybrane pojęcia i właściwości mechaniczne

Moduł Younga, czyli inaczej współczynnik sprężystości wzdłużnej jest wielkością mianowaną, wyrażaną najczęściej w megapaskalach [MPa]. Jest to stosunek naprężeń normalnych do odkształceń liniowych, a jego wartość wyznaczana jest początkowej fazy wykresu rozciągania:

$$E = \frac{\varepsilon}{\sigma} \quad (5.1)$$

gdzie: E – moduł Younga, ε – odkształcenie liniowe względne, σ – naprężenie.

Dla jednoosiowego układu obciążeń zależność między odkształceniami przedstawia się jako:

$$E = \frac{\sigma_x}{\varepsilon_x} = \frac{\sigma_y}{\varepsilon_y} = \frac{\sigma_z}{\varepsilon_z}. \quad (5.2)$$

Współczynnik Poissona jest to ujemny stosunek odkształcenia poprzecznego do wzdłużnego przy osiowym stanie naprężenia. Jest on wielkością bezwymiarową i wyrażony jest jako:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{pop}}{\varepsilon_{wzd}} \quad (5.3)$$

gdzie: ν – współczynnik Poissona, ε_{pop} – odkształcenie poprzeczne, ε_{wzd} – odkształcenie wzdłużne.

Moduł Kirchhoffa, zwany również modułem sztywności, występuje podczas przeprowadzania analizy ścinania prostego jako współczynnik proporcjonalności między naprężeniem stycznym τ , a odkształceniem w postaci zmiany kształtu ciała określanej przez kąt deformacji γ :

$$\tau = G\gamma \quad (5.4)$$

Zależność pojawiająca się pomiędzy modułem Kirchhoffa, modułem Younga i współczynnikiem Poissona przedstawiona jest za pomocą wzoru:

$$E = 2G(1 + \nu). \quad (5.5)$$

Stałe Lamégo są to niezależne stałe elastyczne materiału izotropowego, które zostały wprowadzone w celu uproszczenia zapisu prawa Hooke'a dla materiałów izotropowych. Wyrażane są jako:

$$\mu = G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (5.6)$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (5.7)$$

gdzie: G – moduł Kirchhoffa, E – moduł Younga, ν – współczynnik Poissona.

Granica plastyczności definiowana jest jako poziom naprężenia, przy którego osiągnięciu następuje trwałe odkształcenie materiału i przemieszczenie jednego elementu materiału względem drugiego pod wpływem naprężeń ścinających, zachowując przy tym spójność materiału.

Materiał izotropowy jest to materiał, którego właściwości mechaniczne pod względem wartości są takie same, niezależnie od kierunku badania, więc wartości jego właściwości nie zależą od kierunku przyłożenia obciążenia. Macierz sztywności \mathbf{D} dla materiału izotropowego z wykorzystaniem stałych Lamégo ma postać:

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

Materiał anizotropowy w przeciwieństwie do izotropowego charakteryzuje się różnymi cechami w każdym kierunku. Uwzględniając wszystkie powiązania składowych tensora naprężeń i odkształceń, w postaci macierzowej uzyskuje się 36 kombinacji. Macierz podatności \mathbf{C} materiałów anizotropowych określa pięć grup modułów inżynierskich:

- E_{ij} – moduły Younga dla wszystkich trzech osi,
- G_{ij} – moduły Kirchhoffa dla wszystkich trzech płaszczyzn,
- ν_{ij} – współczynnik Poissona dla trzech kierunków stycznych,
- μ_{ij} – moduły ścinania Chenecova dla trzech płaszczyzn,
- η_{ij} – moduły ścinania, związane z naprężeniami normalnymi, Rabinovicha dla dziewięciu płaszczyzn.

W macierzy podatności materiałów anizotropowych można wyróżnić w sumie 21 współczynników, lecz można ich liczbę zredukować do 18.

Materiał ortotropowy będący szczególnym przypadkiem anizotropii, cechuje się różnymi właściwościami mechanicznymi i termicznymi dla trzech prostopadłych do siebie kierunków, jak np. podłużny, poprzeczny i styczny. Co oznacza, że w materiale pojawiają się kierunki o niższej i wyższej wytrzymałości mechanicznej. Określając płaszczyzny ortotropii można zredukować w macierzy podatności współczynniki Rabinovicha i Chenecova, co ograniczy liczbę współczynników do dziewięciu.

Materiał poprzecznie izotropowy to z kolei szczególny przypadek materiału ortotropowego, w którym współczynniki dwóch z trzech niezależnych osi mają cechy wspólne. W takiej konfiguracji można założyć izotropię dla jednej z płaszczyzn, tzw. izotropię poprzeczną, która dzieli się na dwa przypadki:

- symetria tetragonalna, zakładająca takie same cechy materiałowe dla dwóch kierunków i różne w trzecim,
- symetria heksagonalna, mająca cechy symetrii tetragonalnej, która poszerzona jest o dodatkowy warunek w zależności dla modułów poprzecznych E , G oraz ν .

5.2. Prawo Hooke'a

Prawo Hooke'a jest jednym z podstawowych praw mechaniki. Określa ono wzajemne zależności między odkształceniem ciała, a naprężeniem powodującym deformację. Według prawa Hooke'a odkształcenie, jakiego doznaje badane ciało jest wprost proporcjonalne do siły nań działającej. Zależnością opisującą prawo Hooke'a dla jednoosiowego stanu naprężeń jest:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (5.9)$$

gdzie: σ - naprężenie normalne, E – moduł Younga, ε - odkształcenie względne.

Prawo Hooke'a można wykorzystać rozpatrując trójwymiarowe układy naprężeń. Przyjmując izotropowy charakter materiału badanego ciała, jego moduł Younga, współczynnik Poissona oraz występujące naprężenia normalne σ_x , σ_y , σ_z , można wyznaczyć składowe odkształcenia ε_x , ε_y , ε_z odpowiadające naprężeniom:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \quad (5.10)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] \quad (5.11)$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)]. \quad (5.12)$$

W materiałach izotropowych, naprężenia ścinające nie wpływają na odkształcenia normalne. Powodują one jednak pojawianie się odkształceń ścinających, które zapisuje się zależnością:

$$\gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G} \quad (5.13)$$

$$\gamma_{xz} = \frac{\tau_{xz}}{G}. \quad (5.14)$$

5.3. Odkształcenia i naprężenia

Ciało, na które działają obciążenia mechaniczne, czyli nierównoważące się siły zewnętrzne, ulega odkształceniu. Oznacza to, że następuje deformacja jego kształtu i wymiarów. Wyodrębnione z ciała dowolnie małe punkty materiale przemieszczają się o pewną wartość względem dowolnie przyjętego układu odniesienia. Wielkość tych przemieszczeń jest nieodzownie związana z właściwościami materiału oraz parametrami obciążenia, takimi jak jego wartość, czy kierunek. Składowe wektora przemieszczenia wzdłuż osi x , y oraz z oznacza się odpowiednio u , v , w .

Dla ułatwienia obliczeń, jeśli jest to możliwe, przyjmuje się, że badany element lub jego fragment ma kształt prostopadłościanu o wymiarach d_x , d_y , d_z . Stosując takie uproszczenie można przyjąć, iż pod wpływem przyłożonego obciążenia krawędzie owego prostopadłościanu ulegają skróceniu lub wydłużeniu o:

$$(1 + \varepsilon_x)d_x, (1 + \varepsilon_y)d_y, (1 + \varepsilon_z)d_z \quad (5.15)$$

gdzie: ε_x , ε_y , ε_z to wydłużenie względne (liniowe).

Wydłużenie względne definiuje się jako odległość między ustalonym punktem ciała nieodkształconego i odkształconego.

Drugim sposobem opisanie odkształceń w ciele są odkształcenia kątowe, określane przy pomocy kątów zawartych między krótkimi, prostopadłymi odcinkami związanymi z badanym ciałem przed i po jego odkształceniu. Współrzędne kątowe opisywane są składowymi γ_{xy} , γ_{yz} oraz γ_{xz} . Rozpatrując zarówno wydłużenie względne oraz odkształcenia kątowe, całkowity stan odkształcenia można przedstawić w postaci macierzowej za pomocą tensora odkształceń ε :

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yx}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{bmatrix}. \quad (5.16)$$

By wyznaczyć naprężenia występujące w badanym ciele, należy przyjąć układ współrzędnych x, y, z i myślowo przeciąć ciało za pomocą płaszczyzn równoległych do osi układu. Pojawiające się naprężenia dzieli się na naprężenia normalne o składowych $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$, które są prostopadłe do płaszczyzny dokonanego przekroju myślowego oraz naprężenia styczne o składowych τ_x, τ_y, τ_z , będące styczne do tej płaszczyzny. Otrzymane naprężenia można zapisać za pomocą tensora naprężeń σ :

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \frac{\tau_{xy}}{2} & \frac{\tau_{xz}}{2} \\ \frac{\tau_{yx}}{2} & \sigma_y & \frac{\tau_{yz}}{2} \\ \frac{\tau_{zx}}{2} & \frac{\tau_{zy}}{2} & \sigma_z \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix}. \quad (5.17)$$

Bazując na naprężeniach normalnych oraz stycznych w ciele, ich oddziaływanie na ciało można przedstawić przy pomocy maksymalnego naprężenia zredukowanego von Misesa, które bazuje na hipotezie Huberta-Misesa-Hencky'ego. Według tej hipotezy zakłada się, iż materiał plastyczny ustępuje w miejscu, gdzie naprężenia zredukowane według von Misesa stają się równe lub przekraczają granicę naprężenia materiału. Najczęściej za granicę naprężenia przyjmowana jest granica plastyczności. Naprężenia zredukowane można przedstawić za pomocą wzoru:

$$\sigma_{red} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)}. \quad (5.18)$$

5.4. Związki konstytutywne

Równaniem konstytutywnym określa się matematyczne modele rzeczywistych materiałów i są one w sposób bezpośredni związane z wartościami wyznaczanymi doświadczalnie. Za ich pomocą można opisać związki między tensorem naprężeń, a tensorem odkształceń w badanym ciele. Ponieważ wymagana jest niezależność związków konstytutywnych od przyjętego układu odniesienia, pojawia się konieczność korzystania z równań tensorowych. Zakłada się, iż dla ciała spełniającego prawo Hooke'a tensor naprężeń jest liniowo proporcjonalny do tensora odkształceń, co pisane jest przy pomocy wzoru:

$$\sigma_{ij} = D_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl} \quad (5.19)$$

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

Składowa D_{ijkl} jest składową tensora czwartego rzędu, co oznacza, że ma 81 elementów. Ich liczbę można zredukować do 36, zakładając symetrię składowej tensora naprężeń oraz do dwóch dla ciał izotropowych, jeśli uwzględnimy również symetrię składowej tensora odkształceń. Powyższym równaniem opisuje się materiał liniowo-sprężysty.

Zapis macierzowy prawa Hooke'a przedstawia się w sposób następujący:

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} & D_{14} & D_{15} & D_{16} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} & D_{24} & D_{25} & D_{26} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} & D_{34} & D_{35} & D_{36} \\ D_{41} & D_{42} & D_{43} & D_{44} & D_{45} & D_{46} \\ D_{51} & D_{52} & D_{53} & D_{54} & D_{55} & D_{56} \\ D_{61} & D_{62} & D_{63} & D_{64} & D_{65} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix}. \quad (5.20)$$

Odwrotnością macierzy \mathbf{D} jest macierz podatności $\mathbf{C} = \mathbf{D}^{-1}$, którą można zdefiniować jako:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{C}\boldsymbol{\sigma}. \quad (5.21)$$

5.5. Równanie Naviera

Dla materiałów izotropowych prawo Hooke'a w pierwszej postaci można zapisać jako:

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\varepsilon_{kk} \cdot \delta_{ij} \quad (5.22)$$

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 0, & i \neq j \\ 1, & i = j \end{cases} \quad (5.23)$$

gdzie: δ_{ij} – delta Kroneckera, λ i μ – stałe Lamégo.

Równanie ruchu na podstawie zależności odkształcenia i naprężenia dla materiału liniowo-sprężystego można zapisać w następujący sposób:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F} \quad (5.24)$$

gdzie: ρ – gęstość, t – czas, \mathbf{F} – siła masowa, \mathbf{u} – wektor przemieszczeń.

Siła masowa dla dalszych zapisów przyjęta została jako $\mathbf{F}=\mathbf{0}$, więc powyższe równanie przyjmuje postać:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{0}. \quad (5.25)$$

Rozpatrując trójosiowy rozkład naprężeń powyższe równanie można zapisać w postaci:

$$\rho \frac{\partial^2 u_1}{\partial t^2} - \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} = 0 \quad (5.26)$$

$$\rho \frac{\partial^2 u_2}{\partial t^2} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} - \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} = 0 \quad (5.27)$$

$$\rho \frac{\partial^2 u_3}{\partial t^2} - \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} - \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} - \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} = 0. \quad (5.28)$$

Z prawa Hooke'a przedstawionego w pierwszej postaci dla materiałów izotropowych, można wyznaczyć ogólne równanie ruchu izotropowego dla ciała stałego – równanie Naviera-Cauchy'ego:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} - \left(\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) \right) = \mathbf{0}. \quad (5.29)$$

Dla zagadnień stacjonarnych, czyli niezależnych od czasu, równanie Naviera-Cauchy'ego przedstawione w powyższym wzorze ma postać:

$$-\left(\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) \right) = \mathbf{0}. \quad (5.30)$$

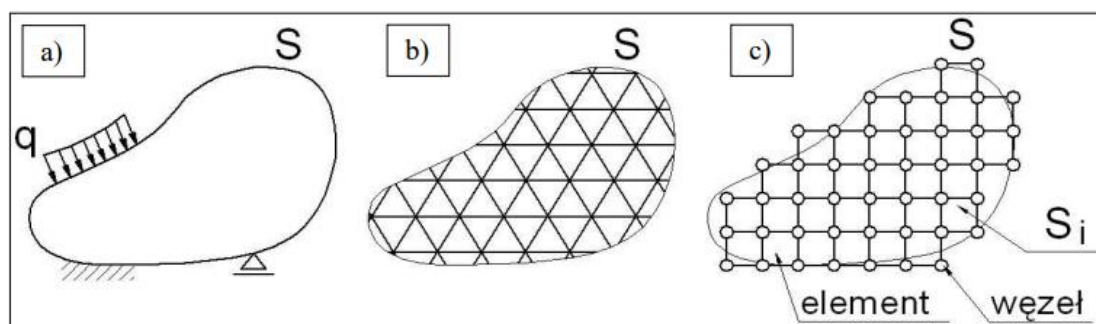
5.6. Metoda elementów skończonych (MES)

Rozwiązanie zagadnień z teorii sprężystości jest możliwe do wykonania tylko dla niewielu, często nieskomplikowanych przypadków. W praktyce inżynierskiej często rozpatruje się zdecydowanie bardziej złożone zagadnienia, z czego wynika potrzeba zastosowania metod przybliżonych, czyli numerycznych. Rozpatrywany ośrodek ciągły mający nieskończoną liczbę stopni swobody da się w dostatecznym dla celów praktycznych stopniu opisać jako układ dyskretny o skończonej liczbie stopni swobody. Na gruncie takiego podejścia rozwinęła się szeroko dziś stosowana metoda elementów skończonych.

Metoda elementów skończonych MES (ang. *finite element method – FEM*) to narzędzie analityczne powszechnie stosowane do analizy różnych modeli fizycznych oraz matematycznych, będących przedmiotem zainteresowania inżynierów, matematyków i naukowców. Metody te natomiast powstają najczęściej w procesie rozwiązywania problemów obejmujących obszary takie jak mechanika ciał stałych i płynów, wymiana ciepła, drgania, czy pola magnetyczne. Wszechstronność zastosowania metody elementów skończonych pozwala na analizowanie obiektów o skomplikowanej geometrii lub złożonym stanie obciążeń, czy

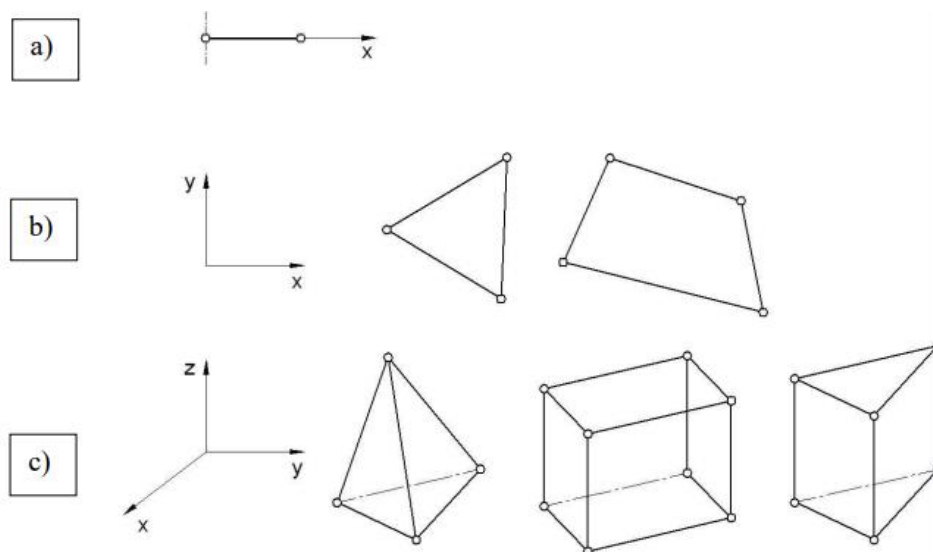
elementów wykonanych z materiałów o różniących się między sobą właściwościach fizykochemicznych.

Podstawą metody elementów skończonych jest podział rozpatrywanego obiektu na skończoną liczbę elementów, która powinna oddawać jego rzeczywistą geometrię w jak najlepszym stopniu. Elementy łączą się ze sobą w tzw. węzłach, dzięki czemu uzyskuje się siatkę elementów. W wyniku procesu dyskretyzacji otrzymywane są równania macierzowe, które wiążą wielkości zadane na wejściu z wielkościami wyjściowymi w tym samym punkcie. Lokalne macierze sztywności przechowują informacje o wartościach materiałowych i geometrycznych jednego elementu skończonego, jak również o jego relacjach z elementami statycznymi, np. z obciążeniami. W wyniku sumowania się podobszarów powstałych w procesie, rozpoczyna się tworzenie macierzy sztywności dla całego badanego obiektu. W ten sposób otrzymywany jest układ równań pozwalający wyznaczyć szukane wartości.



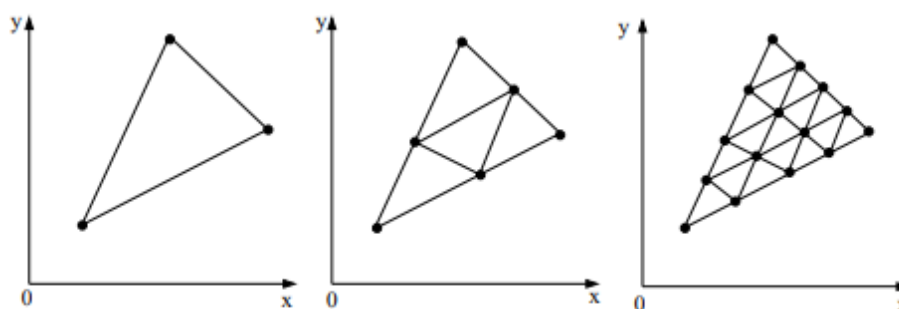
Rys. 5.1 Uproszczony schemat przedstawiający proces dyskretyzacji [36].

Elementem skończonym nazywa się figurę geometryczną, płaską lub przestrzenną, określającą dany podobszar. Najczęściej spotykane są elementy w postaci trójkątów lub czworokątów dla modeli dwuwymiarowych oraz czworościenne lub sześciennie dla modeli trójwymiarowych. Jak wspomniano powyżej, elementy te łączą się ze sobą w węzłach. Ich liczba stopni swobody jest informacją o liczbie niewiadomych w danym węźle. W elemencie skończonym występują funkcje interpolacyjne, jak funkcje węzłowe, czy kształtu, które pozwalają opisać badane wielkości po bokach oraz wewnątrz elementu. Funkcje kształtu przyjmują zerową wartość poza określonym obszarem, a liczba tych funkcji odpowiada liczbie węzłów.



Rys. 5.2 Przykładowe elementy skończone dla: a - przestrzeni 1-wymiarowej, b - przestrzeni 2-wymiarowej, c - przestrzeni 3-wymiarowej [36].

Podczas przeprowadzania analizy metodą elementów skończonych określa się warunki brzegowe obowiązujące w danym układzie. Warunkiem takim może być występujące utwierdzenie i jego rodzaj, czy przyłożone obciążenie. Stworzona z połączonych ze sobą za pomocą węzłów siatka elementów skończonych powinna w jak najlepszym stopniu oddawać rzeczywistą geometrię obiektu. Z tego też powodu istnieje możliwość zagęszczenia siatki. Siatka poddawana zagęszczeniu musi spełniać warunek, że każdy element zagęszczonej siatki musi znajdować się w granicach obiektu, niezależnie od jego wymiarów oraz każdy element rzadszej siatki musi składać się na siatkę zagęszczoną.



Rys. 5.3 Proces zwiększania dokładności siatki spełniającej warunki dot. zagęszczenia siatki [23].

Należy również wspomnieć, iż podczas analizy metodą elementów skończonych dyskretyzacji ulegają wszystkie wielkości fizyczne, które są reprezentowane w układzie przy pomocy funkcji ciągłych. Przy pomocy metod aproksymacji podczas dyskretyzacji dąży się do

maksymalnego zbliżenia tych wartości w ich ciągłej postaci. W celu skrócenia czasu przeprowadzanych symulacji i wyeliminowania błędów powstających w wyniku wielokrotnego zaokrąglania przetwarzanych wartości można uprościć model pozbywając się elementów nie mających znaczenia z punktu widzenia symulacji.

Na programy komputerowe, w których wykorzystywana jest metoda elementów skończonych, składają się trzy podstawowe części:

- preprocesor, w którym budowane jest rozwiązywane zadanie
- solving, czyli część, w której wykonywane są obliczenia
- postprocesor, służący do graficznej prezentacji wyników.

Najbardziej czasochłonnym etapem rozwiązywania zagadnień metody elementów skończonych jest dzielenie modelu na elementy w części preprocesora, ponieważ program musi dobrać podział i liczbę tychże elementów, a nieodpowiednio podzielony model będzie skutkowało uzyskaniem błędnych wyników.

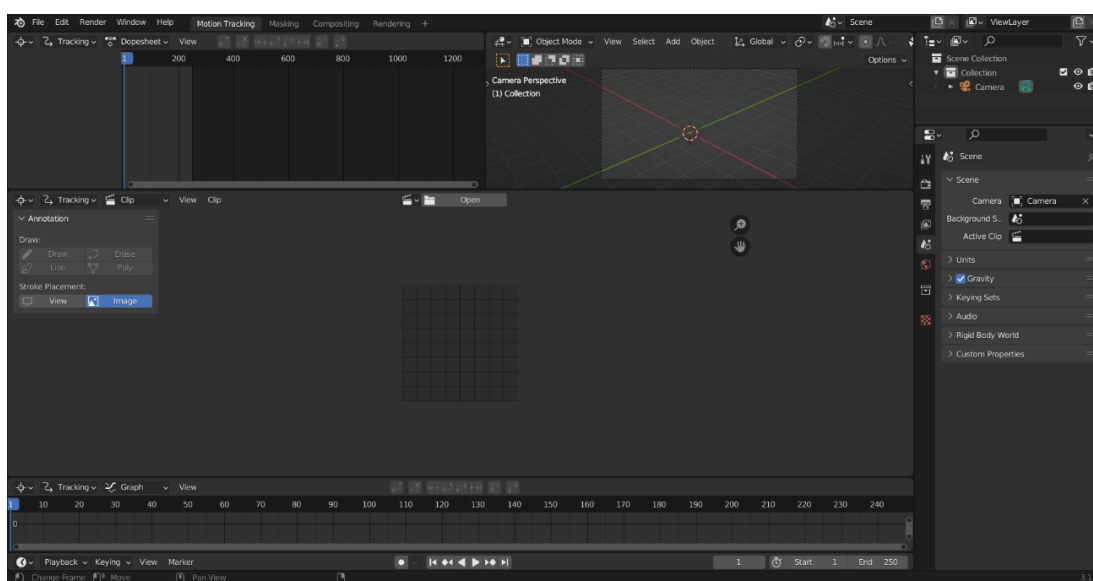
Ważniejszymi zaletami MES w porównaniu do innych metod jest między innymi to, że przy obliczeniach można uwzględnić elementy, które nie muszą być wykonane z tego samego materiału, co pozwala na wykorzystanie tej metody do obliczeń związanych z materiałami wielofazowymi, czy materiałami, których własności są funkcją czasu. Również konstrukcje o skomplikowanym kształcie można aproksymować z dużą dokładnością, a wymiary elementów mogą być różne objętościowo (możliwość powiększania i zmniejszania wymiarów elementów w pewnych strefach rozpatrywanej objętości), co przekłada się na bardziej zbliżone do rzeczywistości wyniki.

6. Model obliczeniowy

6.1. Wykorzystane oprogramowanie inżynierskie

Blender jest darmowym programem typu *open source* i rozprowadzany jest on na licencji GPL (ang. *General Public License*). Zawiera on pełną gamę narzędzi pozwalających na tworzenie zarówno obrazów statycznych, jak i animacji oraz modeli dwu- i trójwymiarowych. Program Blender wspiera również inne komponenty składające się na tworzenie animacji, jak śledzenie ruchu (ang. *motion tracking*) obsługiwane w oknie VFX (ang. *visual effects*). Narzędzie to pozwala umieścić na stworzonym już nagraniu znaczniki zastępujące używane w przechwytywaniu ruchu (ang. *motion capture*) markery. Jest to niezwykle przydatna funkcja, która umożliwi projektantowi łatwe, nie wymagające dodatkowego oprzyrządowania wyznaczenie ścieżki ruchu [37].

W pracy używano wersji Blender 3.1.0.

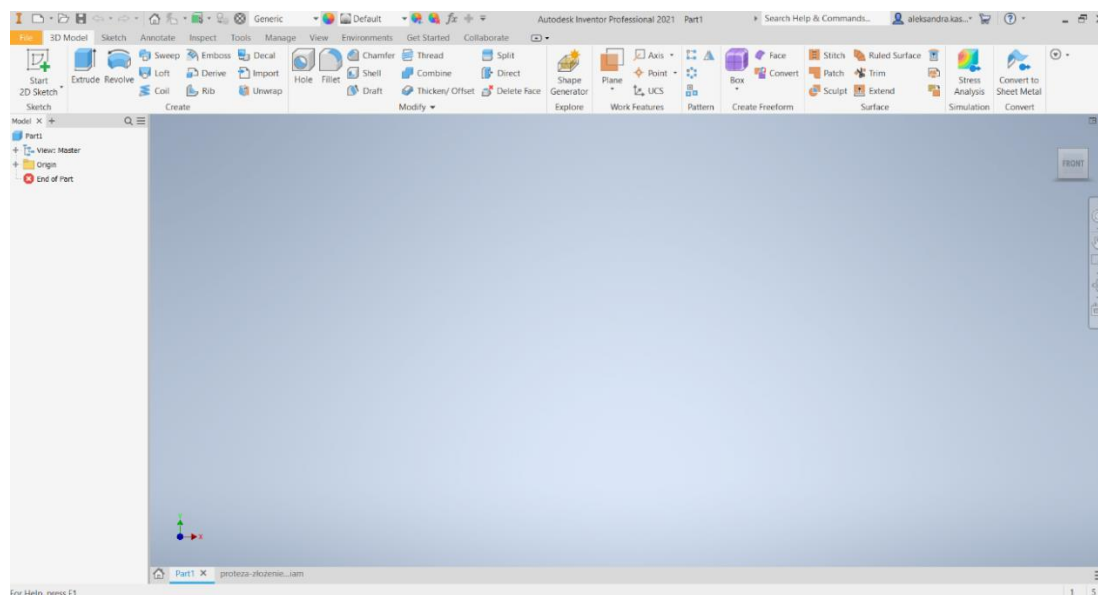


Rys. 6.1 Interfejs okna VFX programu Blender.

Autodesk Inventor Professional to oprogramowanie CAD umożliwiające projektowanie 3D części mechanicznych, tworzenia ich dokumentacji oraz symulacji z ich udziałem. Program ten umożliwia projektowanie parametryczne, bezpośrednie, swobodne i oparte na regułach. Jest to kompletne oprogramowanie inżynierskie, które pozwala w jednym środowisku wykonać wiele akcji mających na celu stworzenie projektu przy pomocy interfejsu modelowania i szkicu, sprawdzenie konstrukcji poprzez symulacje oraz przygotowanie do wydruku 3D (np.

eksportowanie pliku w formacie .STL, czy bezpośrednie dostosowanie do używanej drukarki). Inventor Professional zawiera również bazę części znormalizowanych, co daje możliwość tworzenia elementów według wymaganych norm [38].

W pracy używano wersji Autodesk Inventor Professional 2021.



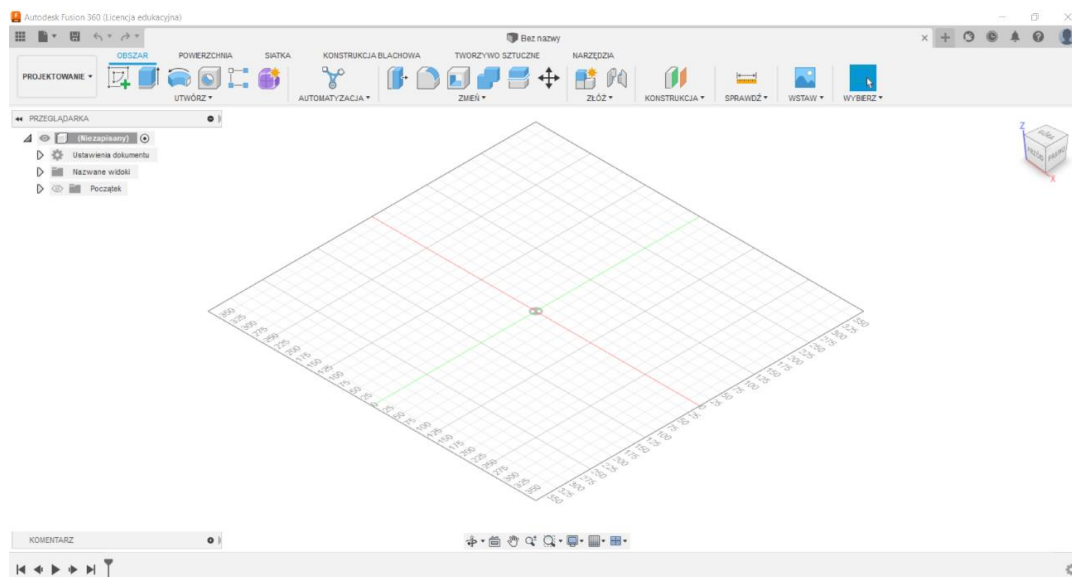
Rys. 6.2 Interfejs programu Autodesk Inventor Professional.

Fusion 360, również stworzony i rozposzechniany przez firmę Autodesk, to zintegrowane środowisko do modelowania 3D i wspomagania procesu w zakresie projektowania, wytwarzania i analizy, jak również do pracy z układami elektronicznymi.

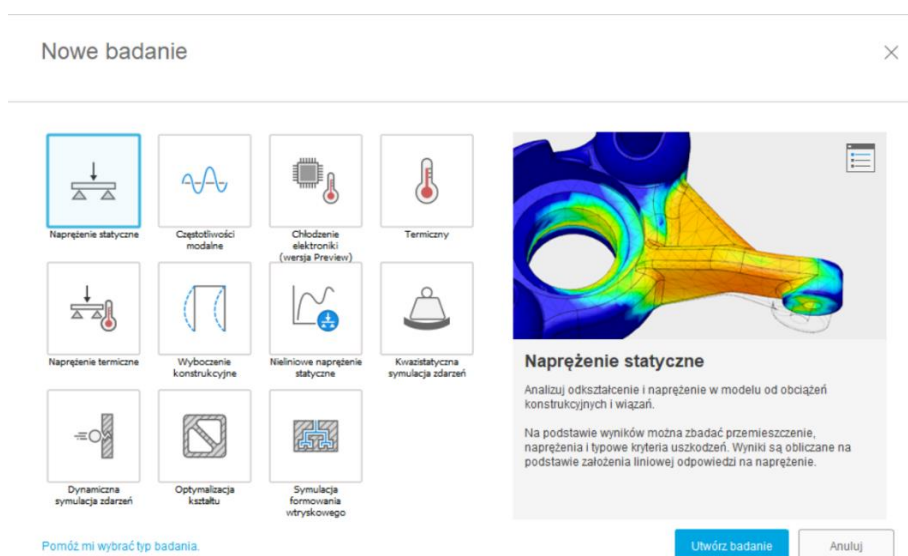
Fusion 360 pozwala na przeprowadzanie symulacji zarówno elementów tworzonych bezpośrednio w programie, jak i poza nim. Program oferuje osiem typów analiz przeprowadzanych za pomocą metody elementów skończonych (MES), wśród których można wyróżnić: analizę wytrzymałościową statyczną, analizę drgań własnych, analizę termiczną oraz termiczno-wytrzymałościową, wyboczenie, analizę statyczną nieliniową, analizę szybkozmienną – zniszczeniową i optymalizację kształtu. Ogromną zaletą programu Fusion 360 jest możliwość modyfikacji modelu i warunków brzegowych na każdym etapie, zarówno symulacji, jak i projektowania, dzięki czemu użytkownik może zoptymalizować swoją pracę.

Program ten opiera się na chmurze, co pozwala na zmniejszenie zużycia mocy obliczeniowej komputera oraz współpracę z innymi użytkownikami nad jednym projektem, lecz ogranicza to możliwości symulacyjne do 12 godzin, co może uniemożliwić przeprowadzanie analizy dużych obiektów lub o bardzo skomplikowanej geometrii [39].

W pracy używano wersji Autodesk Fusion 360 2020.



Rys. 6.3 Interfejs zakładki Projektowanie programu Autodesk Fusion 360.



Rys. 6.4 Okno symulacji programu Autodesk Fusion 360.

6.2. Wybrany przypadek

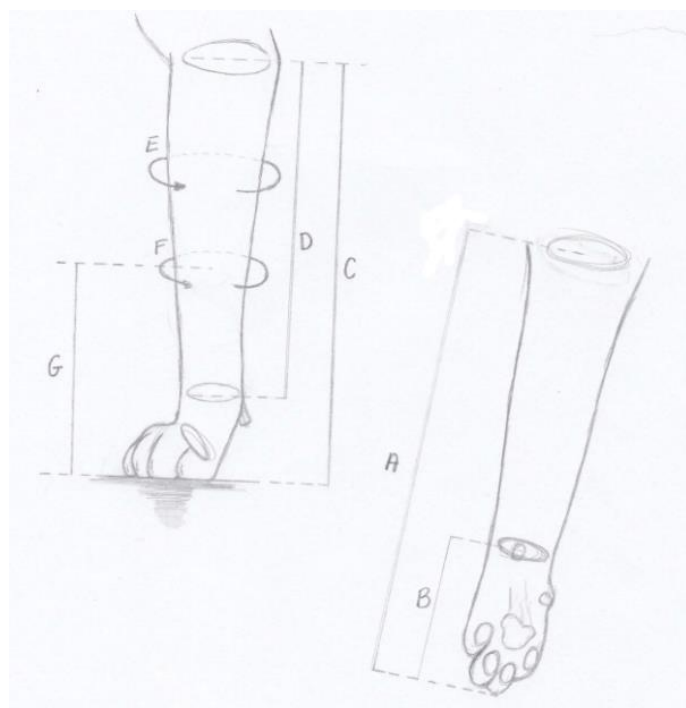
Jako obiekt referencyjny do modelowania geometrii protezy w niniejszej pracy wybrano średnich rozmiarów zdrowego, w pełni sprawnego kota o masie 4 kg. W celu wykluczenia deformacji anatomicznych, przeprostu w stawie nadgarstkowym i nieprawidłowości w chodzie kot został poddany badaniom przez lekarza weterynarii ortopedę. Stwierdzono przebyte w przeszłości uraz w postaci naderwania więzadła krzyżowego lewej kończyny miednicznej, który w obecnym stadium nie ma wpływu na sposób poruszania się kota oraz nie występuje bolesność.

6.3. Proces tworzenia i opis modelu protezy

Przed przystąpieniem do tworzenia projektu protezy nagrano obiekt referencyjny (kota) podczas chodu i kłusu w celu wyznaczenia ścieżki ruchu oraz kątów zgięcia w stawie nadgarstkowym. Pobrano miary kończyny piersiowej, które przedstawione zostały w tabeli 6.1 oraz na rysunku 6.5.

Tab. 6.1 Oznaczenia wymiarów i ich opis.

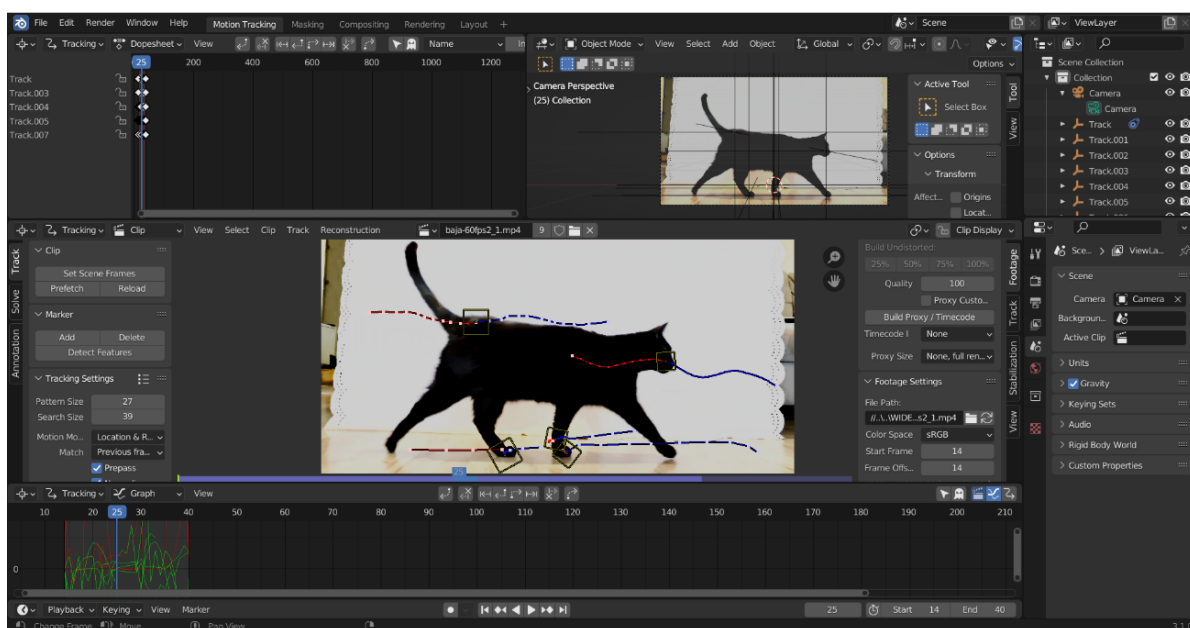
Oznaczenie	Wymiar [mm]	Opis
A	187	długość całkowita od stawu łokciowego do koniuszków członów palcowych w wyproście
B	122	długość ręki
C	65	odległość między wyrostkiem łokciowym a podłożem w swobodnym stanie
D	150	odległość między stawem łokciowym a stawem nadgarstkowym
E	85	odwód przedramienia
F	81	obwód przedramienia w miejscu hipotetycznej amputacji
G	55	odległość hipotetycznego kikuta od podłoża



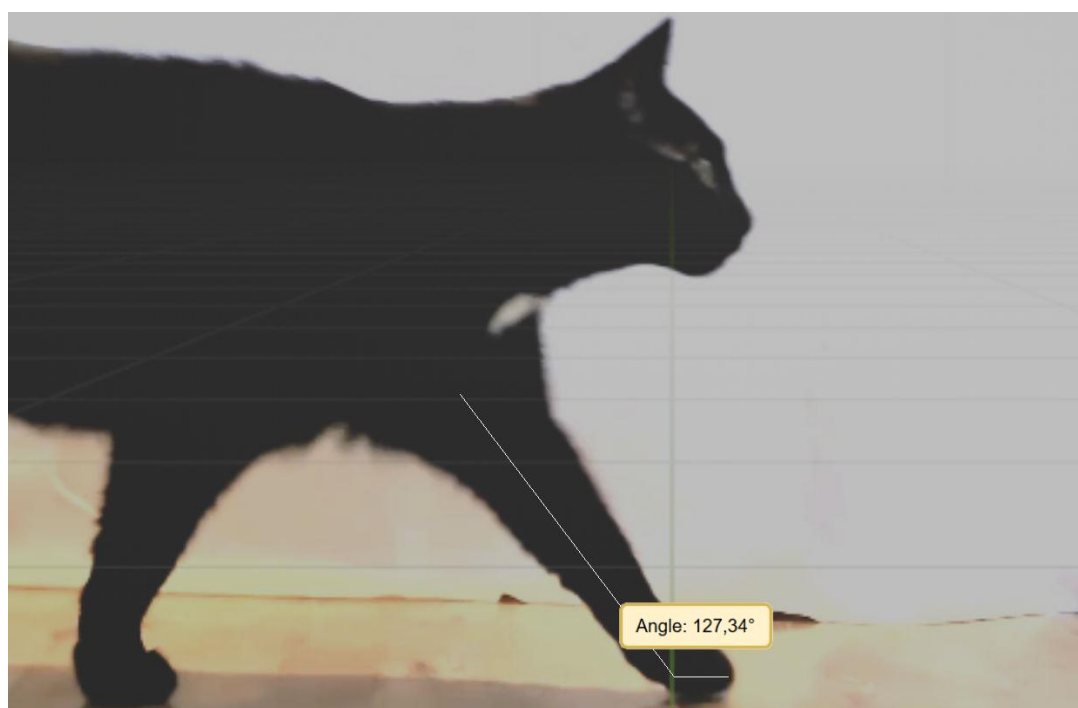
Rys. 6.5 Oznaczenia wymiarów i ich lokalizacja na uproszczonym szkicu.

Uzyskane materiały wideo edytowano w celu zwiększenia kontrastu oraz przycięto tak, by zawierały jeden pełny cykl chodu. Ścieżka ruchu została wyznaczona w programie Blender za pomocą narzędzia *motion tracking*. Umożliwiło to określenie, w którym punkcie położenie stawu nadgarstkowego jest najniższe (największy kąt między członami palcowymi, a kośćmi

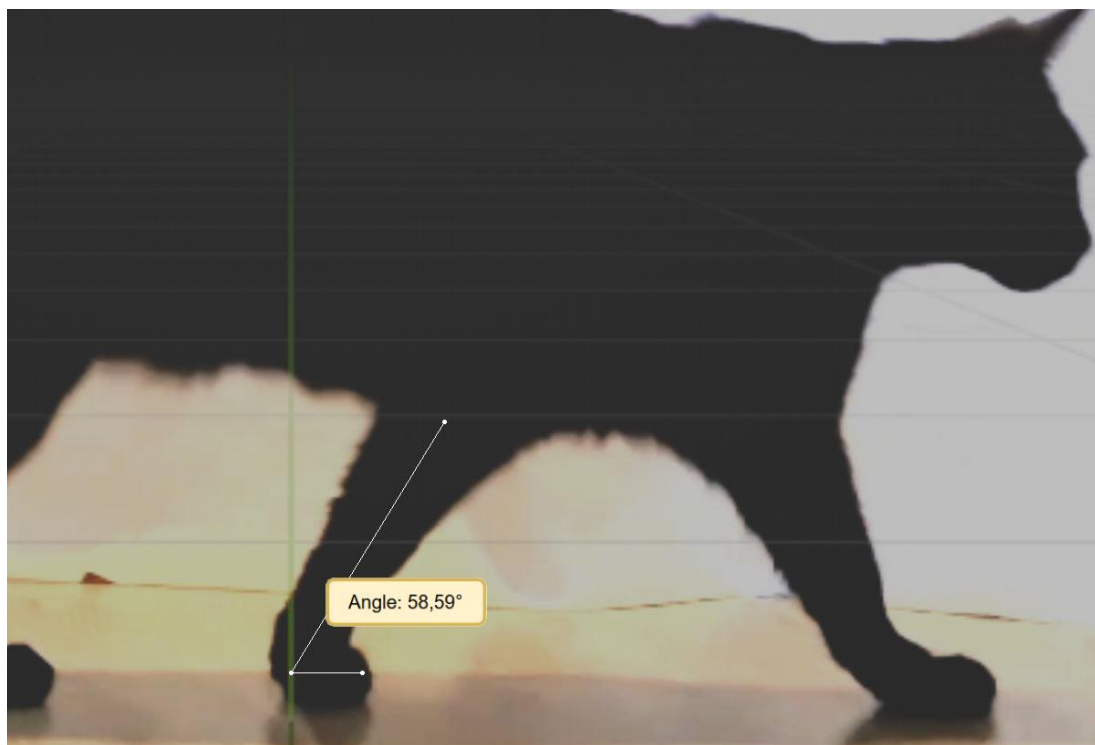
przedramienia) oraz najwyższe (najmniejszy kąt między członami palcowymi, a kośćmi przedramienia). W dalszych rozważaniach pomięto fazę przenoszenia kończyny, podczas której kończyna nie ma kontaktu z podłożem. Znaczniki zostały umieszczone na kości krzyżowej kota, czubku nosa, stopie kończyny miednicznej lewej oraz na ręce i stawie nadgarstkowym kończyny piersiowej lewej. Rysunek 6.5 obrazuje ścieżki znaczników oraz ich lokalizację. Kolorem czerwonym oznaczona została ścieżka przebyte.



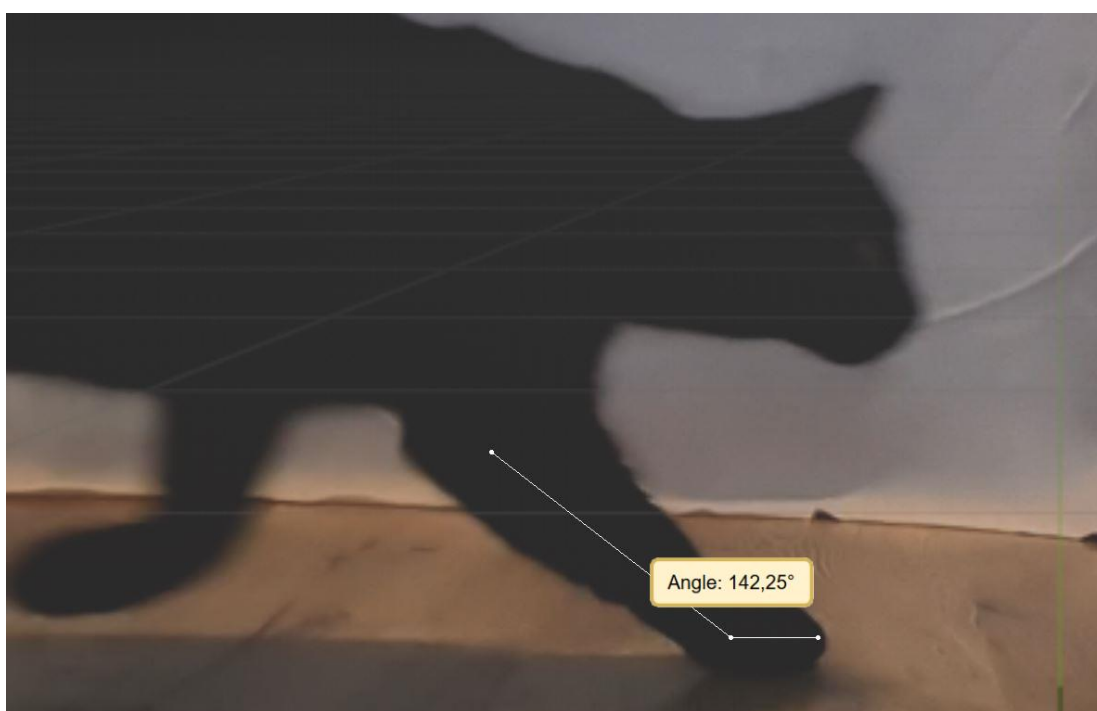
Rys. 6.6 Umieszczone znaczniki i ich ścieżki w programie Blender.



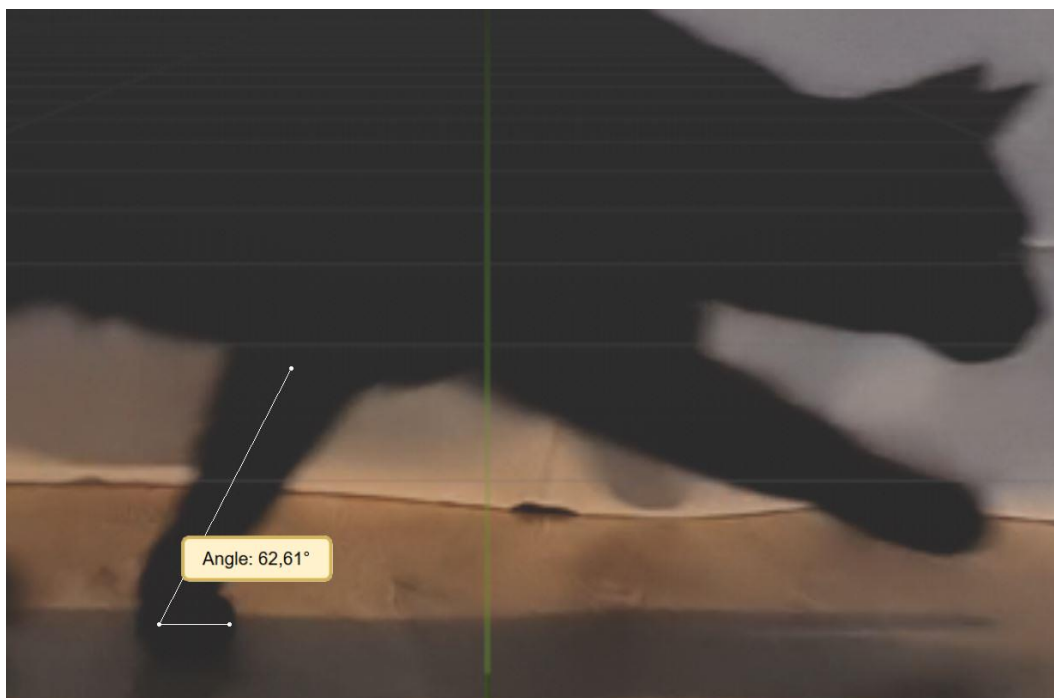
Rys. 6.7 Wyznaczony kąt zgięcia podczas chodu.



Rys. 6.8 Wyznaczony kąt zgięcia podczas chodu.



Rys. 6.9 Wyznaczony kąt zgięcia podczas kłusu.

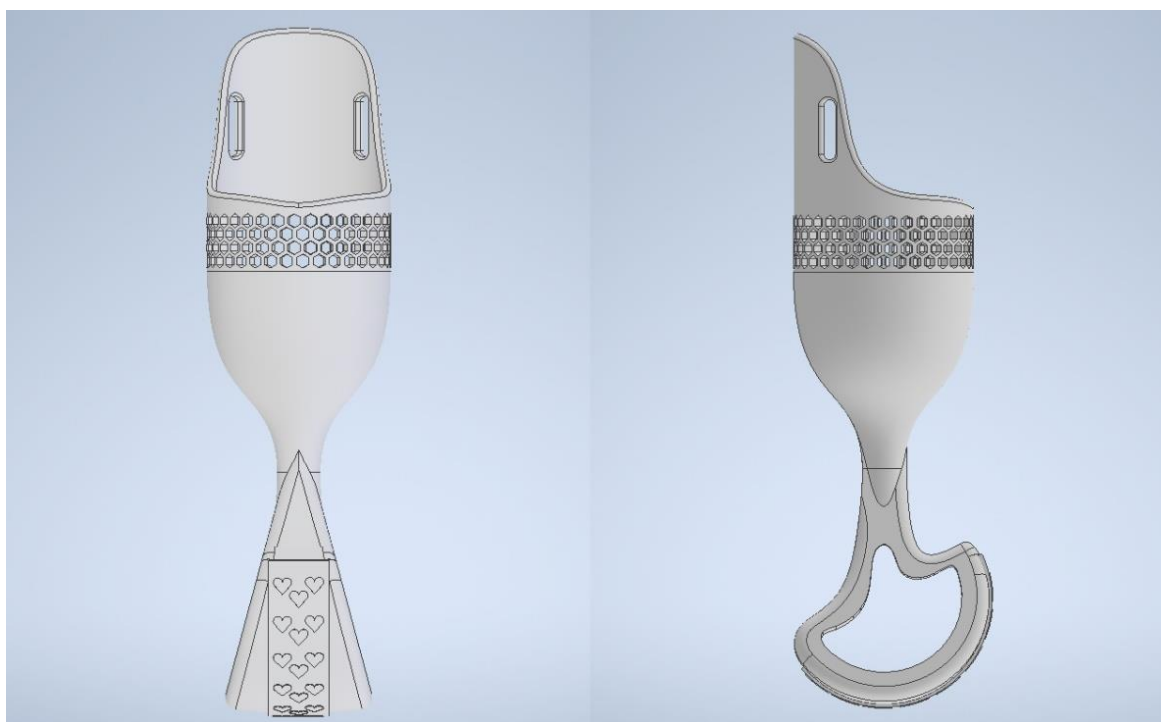


Rys. 6.10 Wyznaczony kąt zgięcia podczas kłusu.

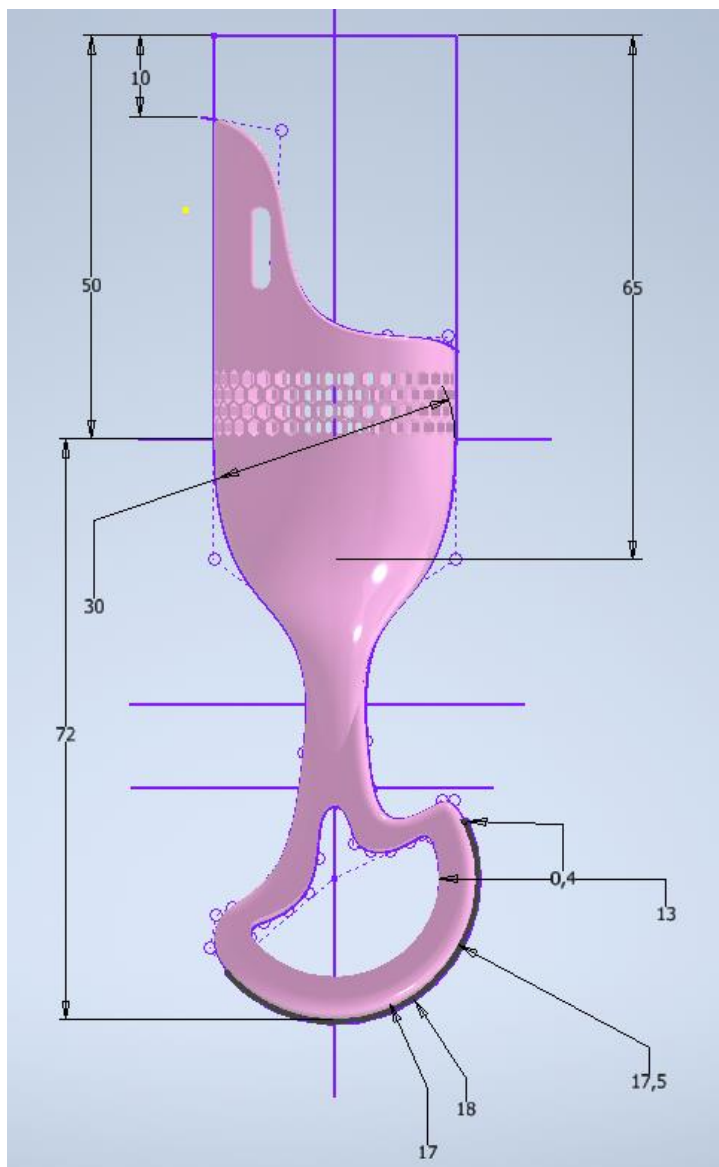
Na podstawie pobranych miar oraz wyznaczonych kątów zaprojektowano protezę w programie Inventor Professional. Ideą projektu było stworzenie modelu zunifikowanego dla większości przypadków amputacji na poziomie przedramienia, więc lej protezowy został poszerzony względem miar tak, by w procesie dopasowywania zaopatrzenia była możliwość umieszczenia w środku zindywidualizowanej wkładki zabezpieczającej. Konstrukcja samej protezy jest stworzona z jednej części w celu ułatwienia wydruku, lecz w jej budowie można wyróżnić lej protezowy, w którym umieszczony zostanie kikut oraz wkładka zabezpieczająca, stopę protezową w kształcie łuku, z wypłaszczeniem w środkowej części w celu poprawienia stabilizacji oraz łączący wszystkie elementy adapter. Po dwóch stronach podwyższonego brzegu leja protezowego umieszczono otwory umożliwiające przyczepienie mocowania w postaci pasów na rzep lub okalających całe ciało. Dla celów estetycznych wykonano heksagonalne otwory wzdłuż osi leja oraz pokrycie antypoślizgowe dolnej części stopy protezowej. Rendering modelu i jego cechy konstrukcyjne przedstawiono na rysunkach 6.11, 6.12. Wymiary charakterystyczne zostały przedstawione na rysunku 6.13. Wymiary nieistotne pominięto.



Rys. 6.11 Wyrenderowany w programie Autodesk Inventor Professional model protezy kończyny piersiowej kota. Widok ogólny.



Rys. 6.12 Model protezy kończyny piersiowej kota. Od lewej: widok z przodu, widok z boku.



Rys. 6.13 Wymiary szkicu projektowanej protezy. Widok od boku.

7. Analiza wytrzymałościowa statyczna

7.1. Symulacja naprężeń, odkształceń i przemieszczeń

Analiza wytrzymałościowa statyczna (ang. *static stress*) rozpoczyna się od ustalenia warunków brzegowych dla przeprowadzanej symulacji w postaci utwierdzenia i obciążenia, materiału oraz wygenerowania siatki elementów skończonych modelu. Wynikiem tej analizy są powstałe dla wyznaczonych parametrów naprężenia, odkształcenia, współczynnik bezpieczeństwa, przemieszczenie i inne kryteria zniszczeniowe [40].

W niniejszej pracy symulację tę przeprowadzono dla dwóch przypadków obciążenia: pierwszy dla swobodnego chodu oraz drugi dla skoku z wysokości 1,4 m. W obu przypadkach utwierdzenie zadane zostało na wewnętrznej powierzchni leja protezowego zakładając stabilne umocowanie w nim kikuta i brak przemieszczeń. Obciążenia dla rozpatrywanych przypadków zostały obliczone za pomocą wzoru:

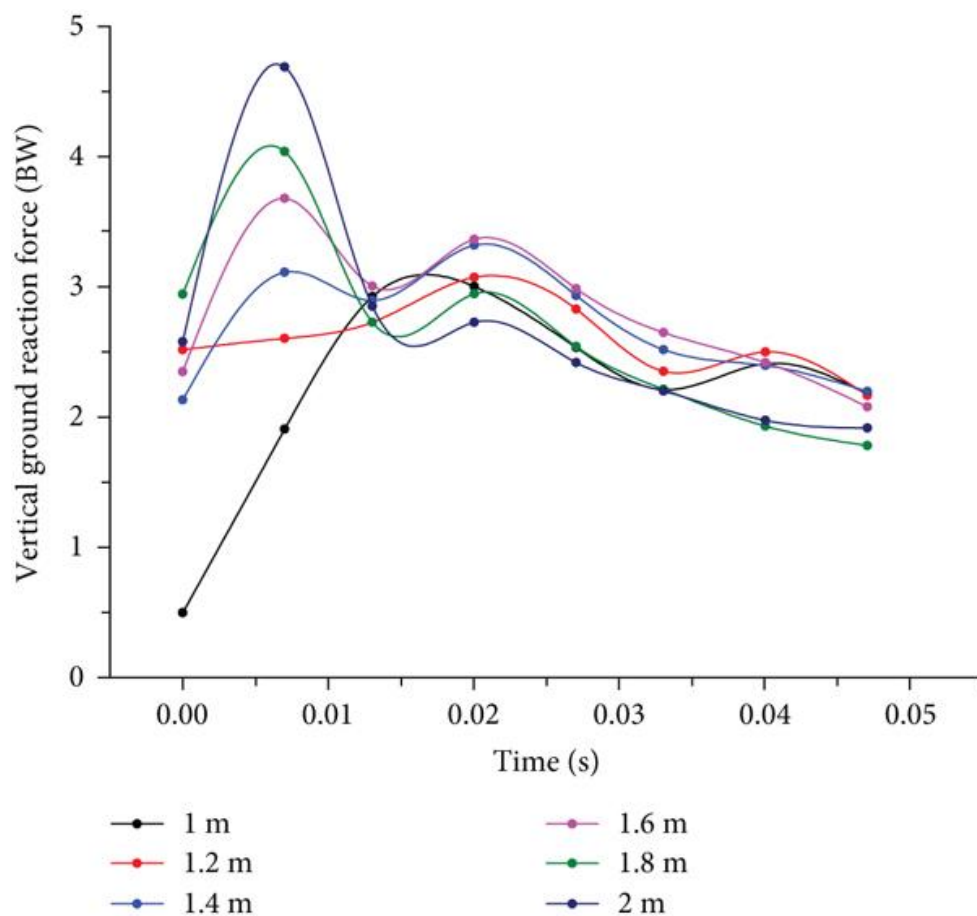
$$\mathbf{F} = \frac{\%m}{2} \cdot m \cdot \mathbf{g} \quad (7.1)$$

gdzie: \mathbf{F} – siła obciążenia, m – masa ciała zwierzęcia, $\%m$ – masa ciała przypadająca na obie kończyny piersiowe, \mathbf{g} – przyspieszenie ziemskie.

Dla pierwszego przypadku – chodu – za procent masy ciała przypadający na jedną kończynę piersiową przyjęto 30, dla drugiego – skoku z wysokości 1,4 m – przyjęto 310 [11]. Wyznaczone obciążenia przedstawiono w tabeli 7.1.

Tab. 7.1. Wielkości obciążeń dla obu przypadków.

L.p.	Przypadek	Obciążenie [N]
I	chód	11,772
II	skok z wysokości 1,4 m	121,644



Rys. 7.1 Wartości średnie pionowych reakcji podłoża dla skoku kota z różnych wysokości. BW - body weight [11].

Następnym krokiem niezbędnym do przeprowadzenia prawidłowej symulacji było uproszczenie oryginalnego modelu zaprojektowanego w programie Inventor Professional poprzez usunięcie elementów zbędnych z punktu widzenia analizy wytrzymałościowej, nie zaburzających geometrii elementu oraz utrudniających zbudowanie siatki elementów skończonych. W tym celu usunięto zaokrąglenie brzegu leja oraz pokrycie antypoślizgowe, co przedstawiono na rysunku 7.2.



Rys. 7.2 Uproszczony model protezy. Od góry: brak pokrycia antypoślizgowego, brak zaokrąglenia brzegu leja. Widok w programie Fusion 360.

Program Autodesk Fusion 360 posiada bibliotekę materiałów, z której wybrano materiał dla rozpatrywanego modelu – poliamid 11 (PA11), czyli nylon. Wartości poszczególnych właściwości PA11 nie pokrywały się z danymi producenta, dlatego też dokonano edycji materiału w programie. W tabeli 7.2 przedstawiono wykorzystane wartości.

Tab. 7.2 Właściwości mechaniczne poliamidu 11 wykorzystane do symulacji.

Rodzaj właściwości	Wartość
moduł Younga	2600 MPa
współczynnik Poissona	0,4
moduł Kirchhoffa	876 MPa
gęstość	1,172 g/cm ³
granica plastyczności	27,7 MPa
wytrzymałość na rozciąganie	46 MPa

Po zadaniu odpowiednich warunków brzegowych, wygenerowano siatkę elementów skończonych poprzez opcję dostępną w drzewku symulacji opcję „Generuj Siatkę”. Mając na uwadze niewielki rozmiar modelu uzyskana siatka jest zadowalająca. Składa się z 34 908 elementów oraz 55 908 węzłów dla obu rozpatrywanych przypadków.

Ustalone warunki brzegowe dla obu przypadków symulacji przedstawione zostały na rysunkach 7.3, 7.4, 7.5.



Rys. 7.3 Zadane stałe utwierdzenie i obciążenie dla obu przypadków.

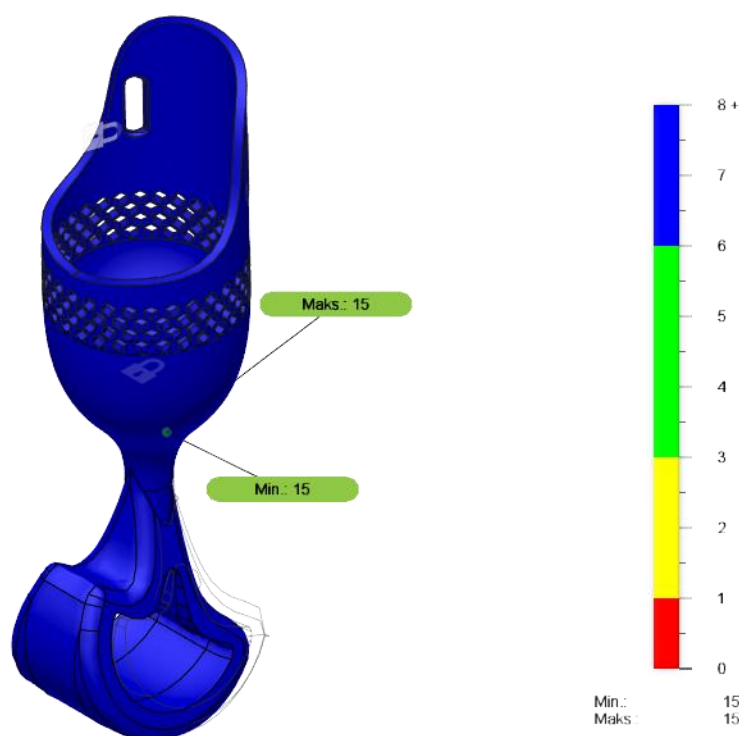


Rys. 7.4 Wygenerowana siatka elementów skończonych dla obu przypadków.

7.2. Uzyskane wyniki

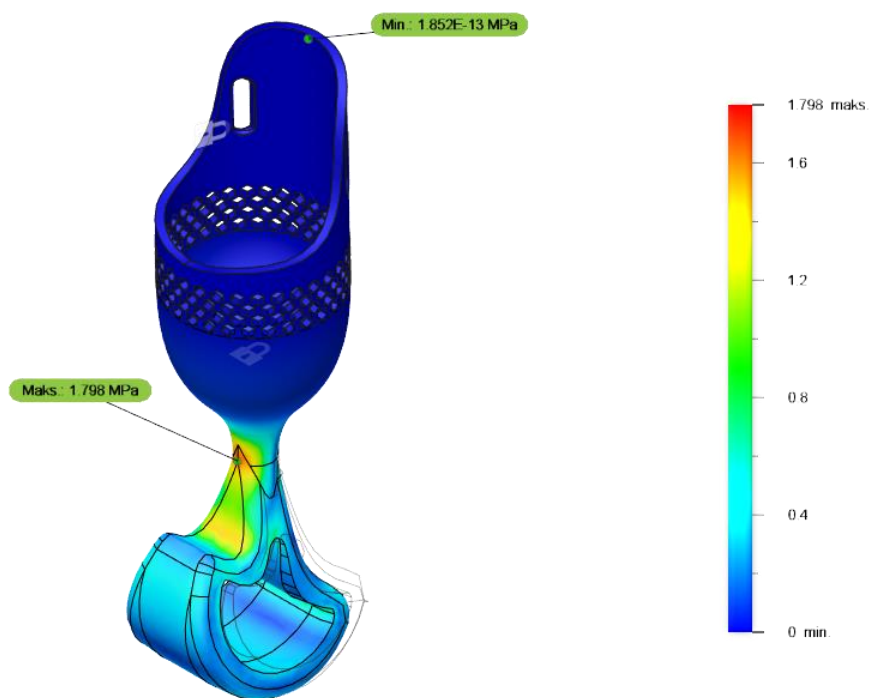
7.2.1. Przypadek I – chód

Przeprowadzona analiza wykazała wielkość współczynnika bezpieczeństwa równą 15 dla każdego elementu konstrukcji. Jest on definiowany jako stosunek naprężeń dopuszczalnych do naprężeń zredukowanych von Misesa i jego wartość musi być większa niż 1, by konstrukcja była bezpieczna w eksploatacji przy zadanych warunkach brzegowych.

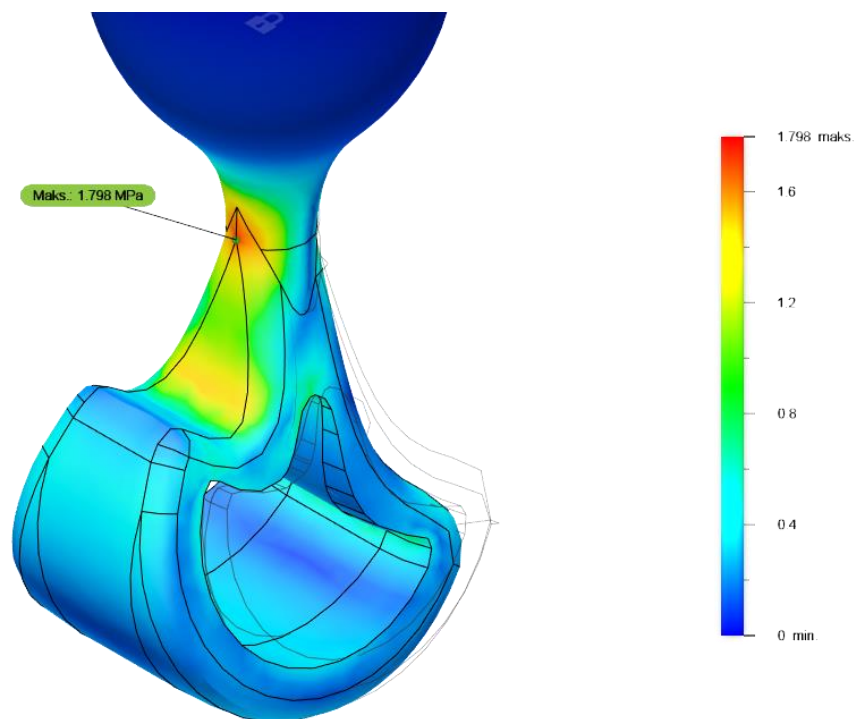


Rys. 7.5 Wartość współczynnika bezpieczeństwa dla pierwszego przypadku.

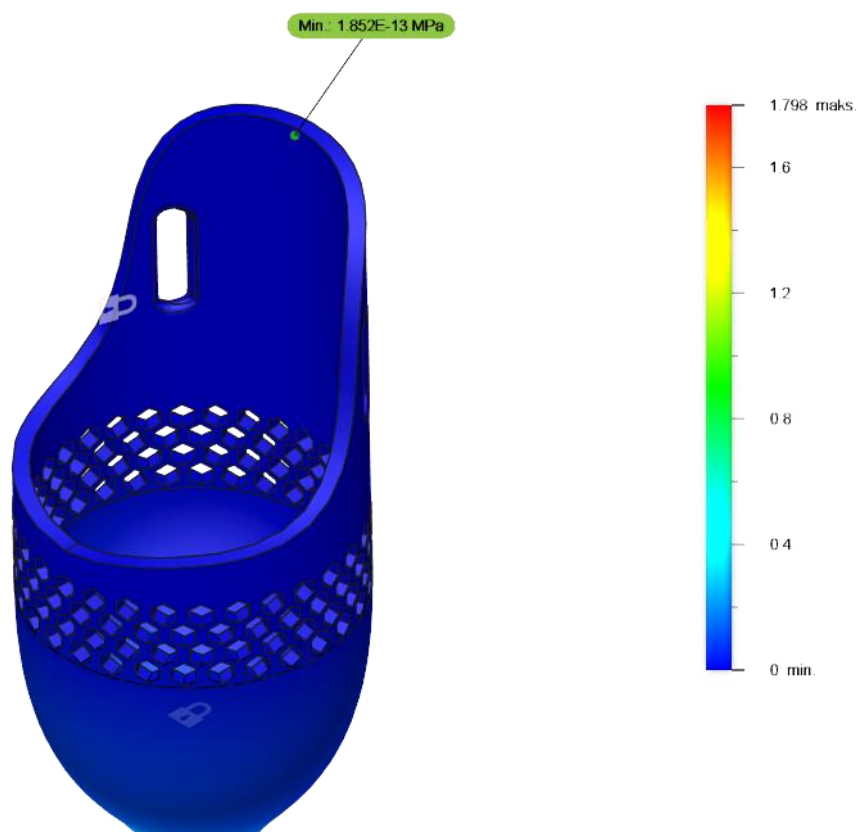
Zgodnie z wyznaczonym współczynnikiem bezpieczeństwa występujące w modelu naprężenia zredukowane von Misesa są niewielkie i nie przekraczają granicy plastyczności oraz wytrzymałości na rozciąganie wybranego do analizy materiału. Największa wartość naprężeń wynosi 1,793 MPa i zlokalizowana jest w miejscu zejścia się prostokątnej konstrukcji stopy protezowej z walcowatym adapterem. Naprężenia rzędu 1,7 MPa występują również w miejscu górnego łuku stopy protezowej w części przedniej. Natomiast najmniejszą wartość odnotowano dla leja protezowego, na którego wewnętrznej powierzchni zadano stałe utwierdzenie.



Rys. 7.6 Rozkład naprężeń zredukowanych dla pierwszego przypadku.

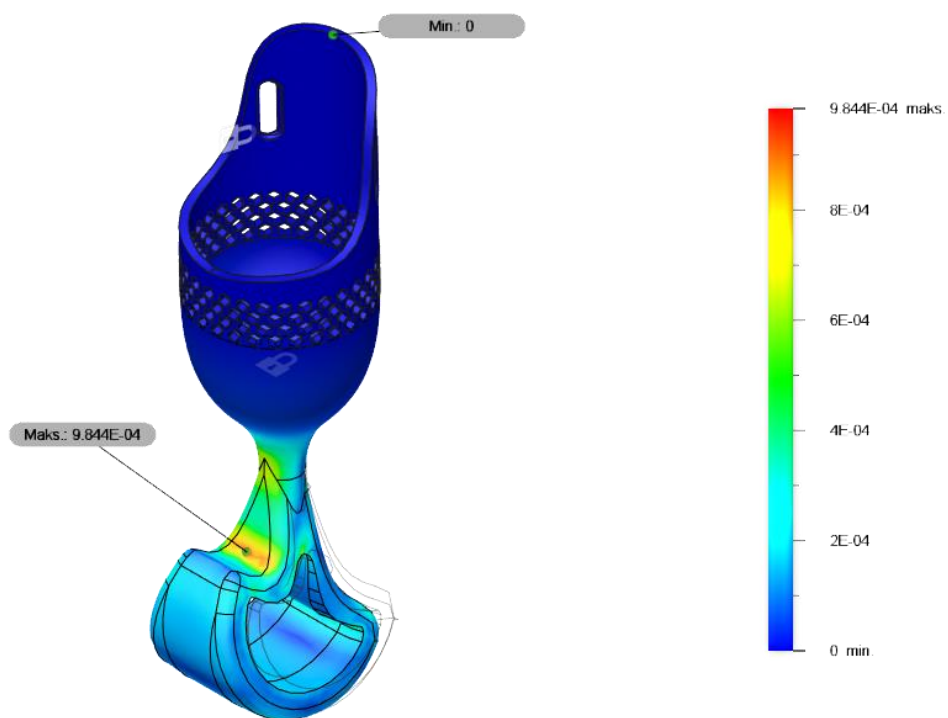


Rys. 7.7 Maksymalne naprężenia zredukowane dla pierwszego przypadku.

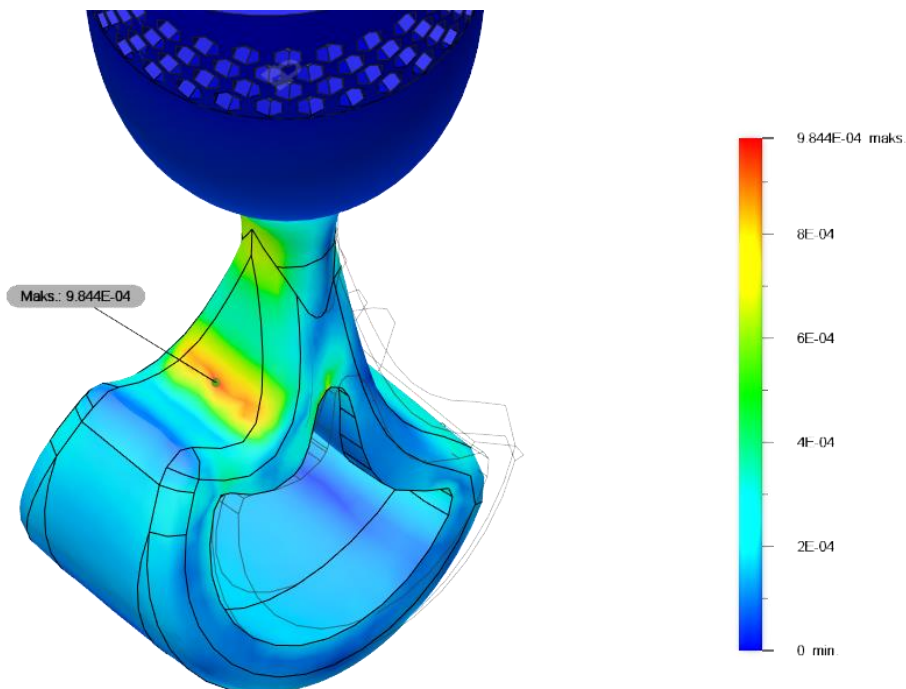


Rys. 7.8 Minimalne naprężenia występujące w modelu.

Analizując odkształcenia, które wystąpiły w modelu można zauważyć, że największe wartości odnotowane są w podobnej okolicy, co w przypadku naprężeń zredukowanych von Misesa – górnego łuku stopy protezowej w części przedniej. Maksymalna wyznaczona wartość wynosi 0,000981 i jest wartością bardzo niewielką. Najmniejsze odkształcenia zlokalizowane były w otworach na leju protezowym, a ich wartość jest pomijalnie mała.

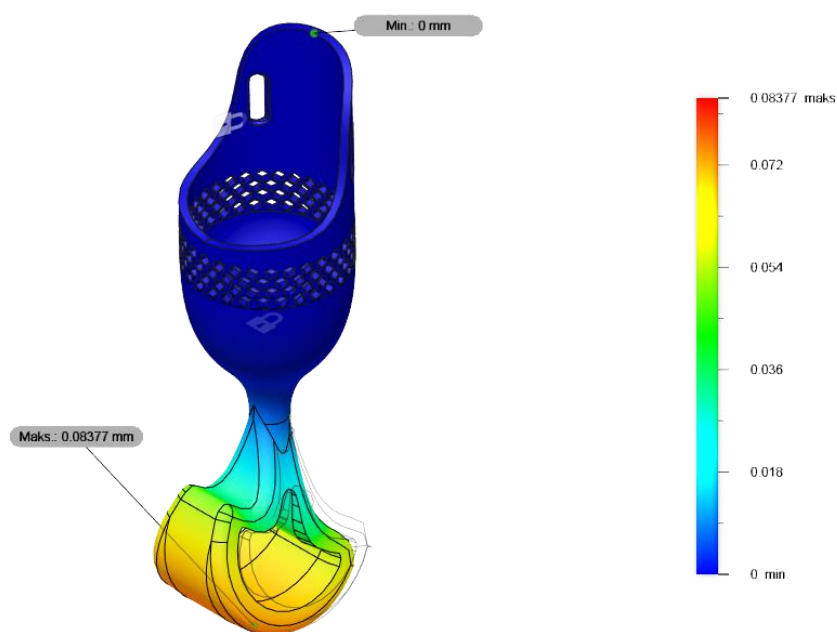


Rys. 7.9 Występujące w modelu odkształcenia dla pierwszego przypadku.

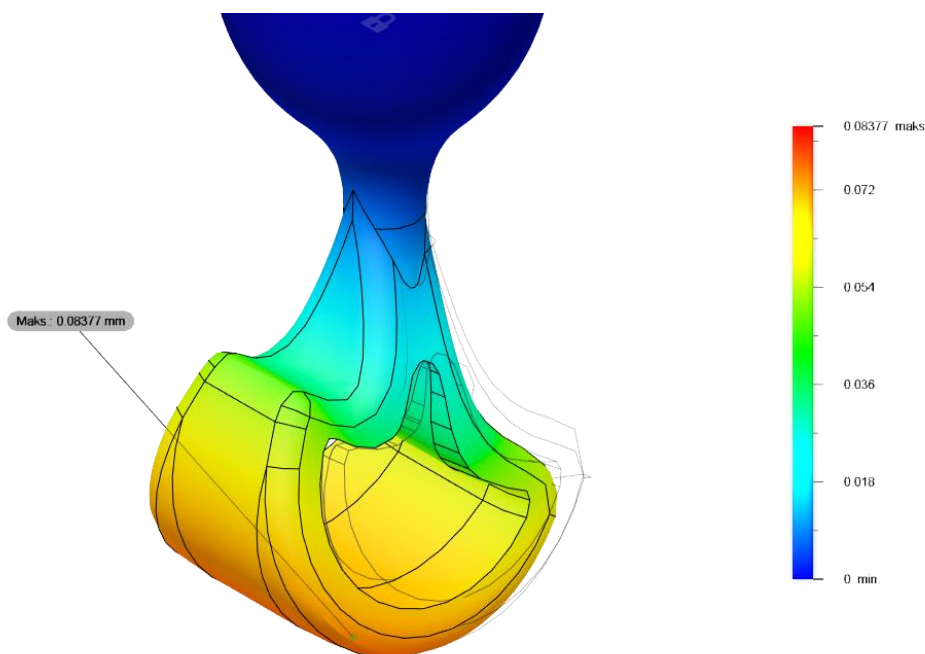


Rys. 7.10 Maksymalne odkształcenia w modelu dla pierwszego przypadku.

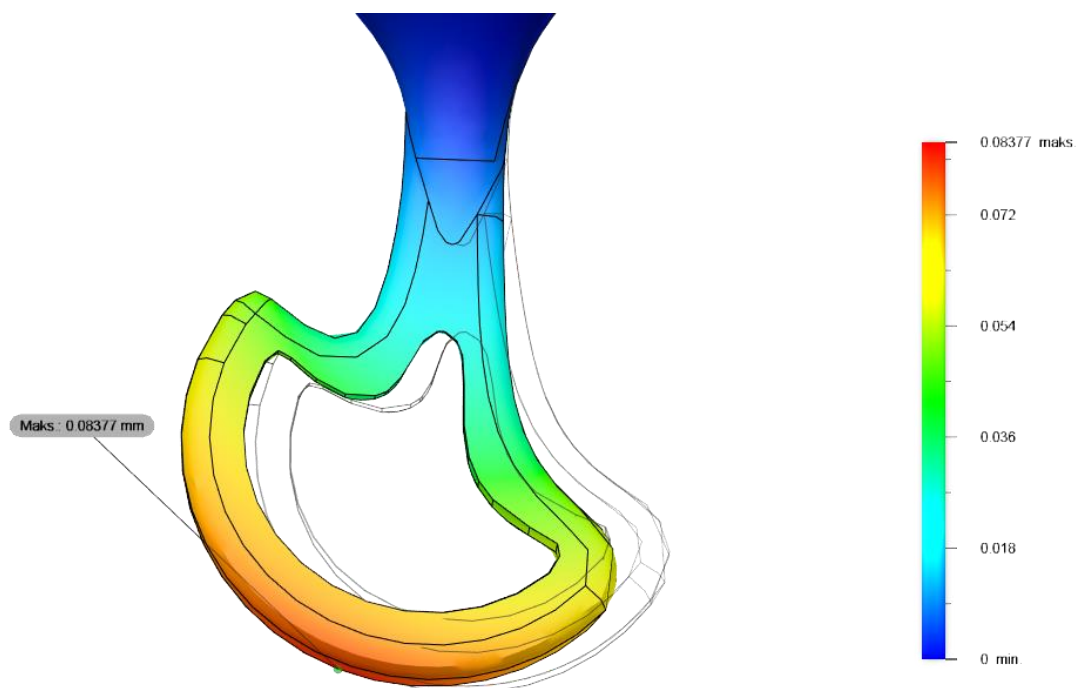
Maksymalne przemieszczenie w rozpatrywanym przypadku wyniosły 0,08363 mm, w przybliżeniu 0,01 mm i wystąpiły w miejscu przyłożenia siły. Jest to niewielkie przemieszczenie w stosunku do rozmiaru całego modelu. Skierowane jest ono w przód modelu. Wartość zerową przemieszczeń odnotowano na brzegu leja protezowego, na którego powierzchni zadano stałe utwierdzenie.



Rys. 7.11 Przemieszczenie występujące w modelu dla pierwszego przypadku.



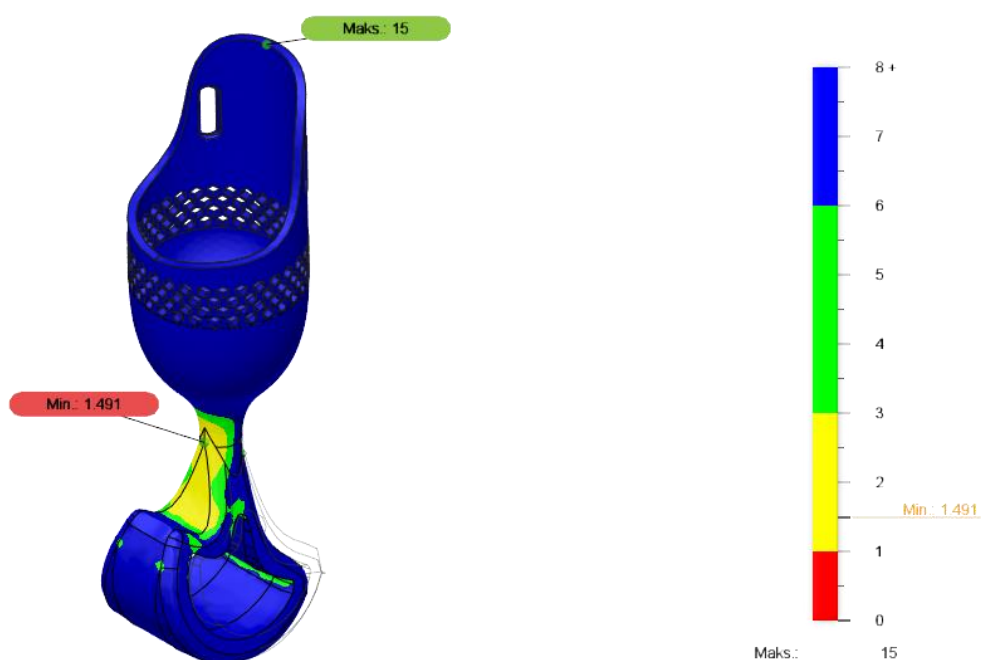
Rys. 7.12 Maksymalne przemieszczenie w modelu dla pierwszego przypadku.



Rys. 7.13 Kierunek przemieszczenia w modelu. Widok boczny.

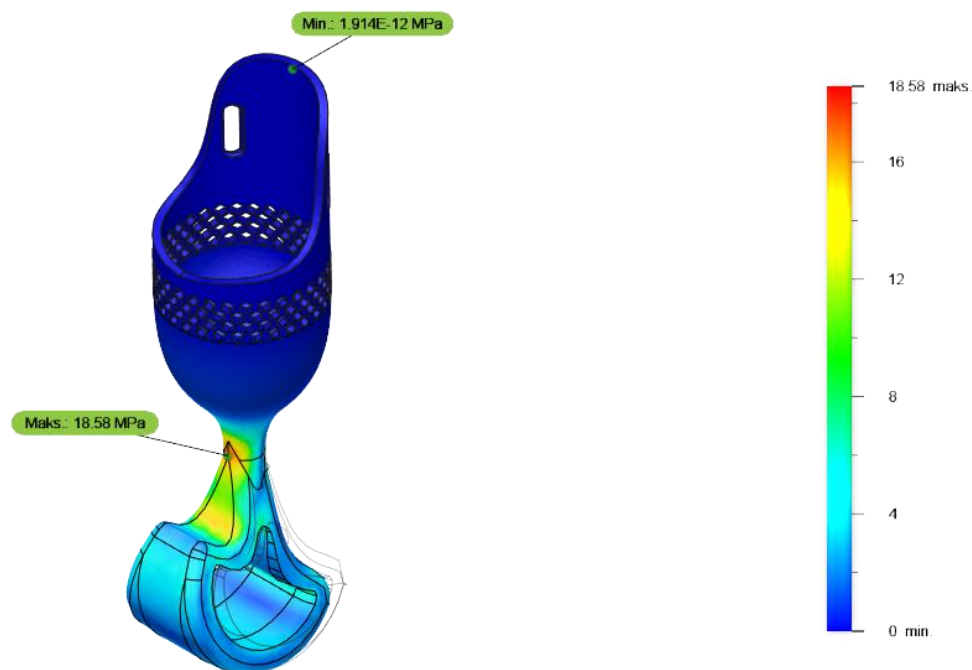
7.2.2. Przypadek II – skok z wysokości 1,4 m

W drugim analizowanym przypadku minimalna wartość współczynnika bezpieczeństwa wyniosła 1,491 na zejściu się prostokątnej konstrukcji stopy protezowej z walcowatym adapterem. Maksymalna jego wartość zlokalizowana jest na leju protezowym. Tak niski współczynnik bezpieczeństwa, choć nie przekracza minimalnej wartości bezpiecznej, sugeruje możliwość wystąpienia trwałego uszkodzenia konstrukcji w przypadku niewiele większych naprężeń. Zalecaną wartością minimalną współczynnika bezpieczeństwa jest 2.

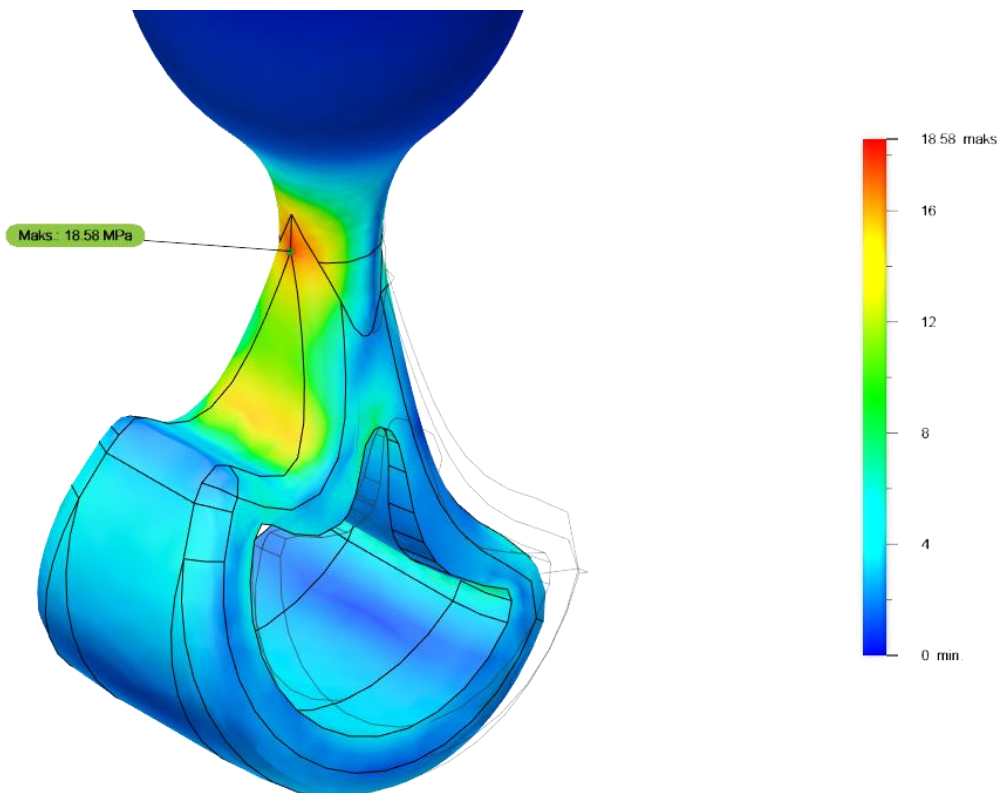


Rys. 7.14 Wartość współczynnika bezpieczeństwa dla drugiego przypadku.

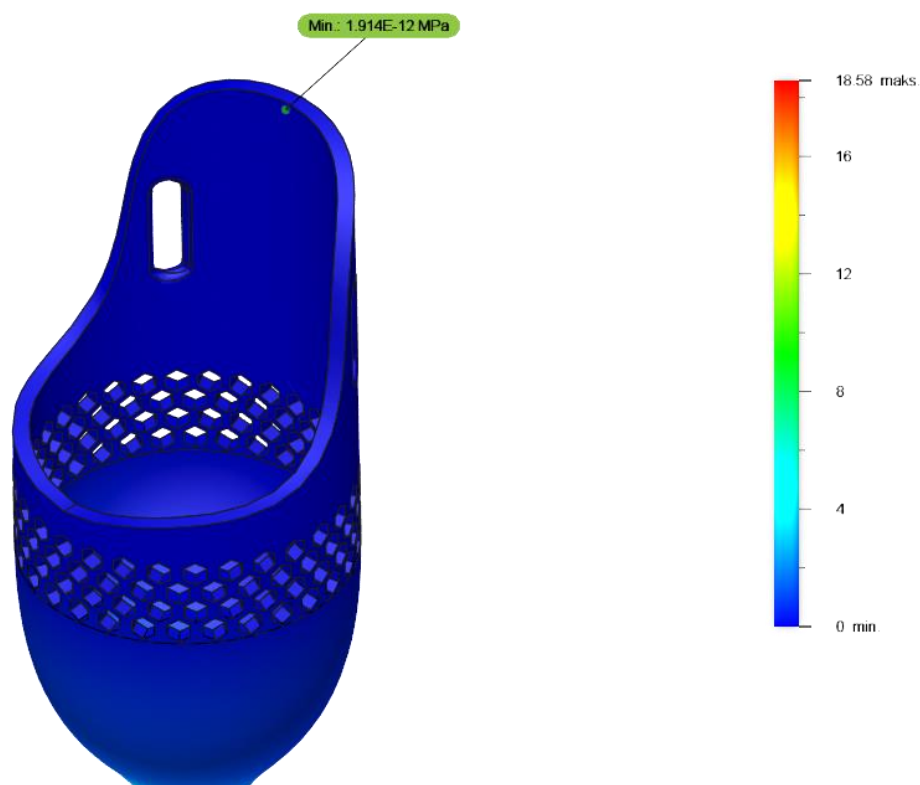
Ze względu na większe przyłożone obciążenie dla drugiego przypadku, w modelu występują większe naprężenia. Maksymalna wartość naprężeń zredukowanych von Misesa wynosi 18,58 MPa i zlokalizowana jest w tym samym miejscu, co najniższa wartość współczynnika bezpieczeństwa. Naprężenia te jednak nie przekraczają granicy plastyczności i wytrzymałości na rozciąganie zastosowanego materiału. Minimalna wartość naprężeń zredukowanych von Misesa znajduje się na leju protezowym, gdzie zadano stałe utwierdzenie i ich wielkość jest pomijalnie mała.



Rys. 7.15 Rozkład naprężeń zredukowanych dla drugiego przypadku.

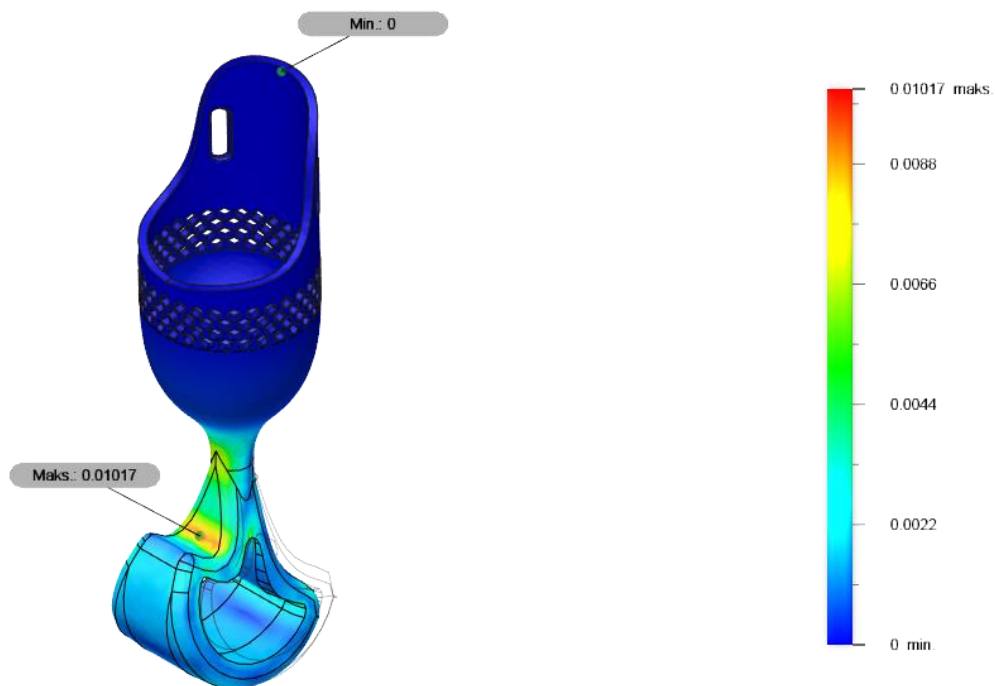


Rys. 7.16 Maksymalne naprężenia zredukowane dla drugiego przypadku.

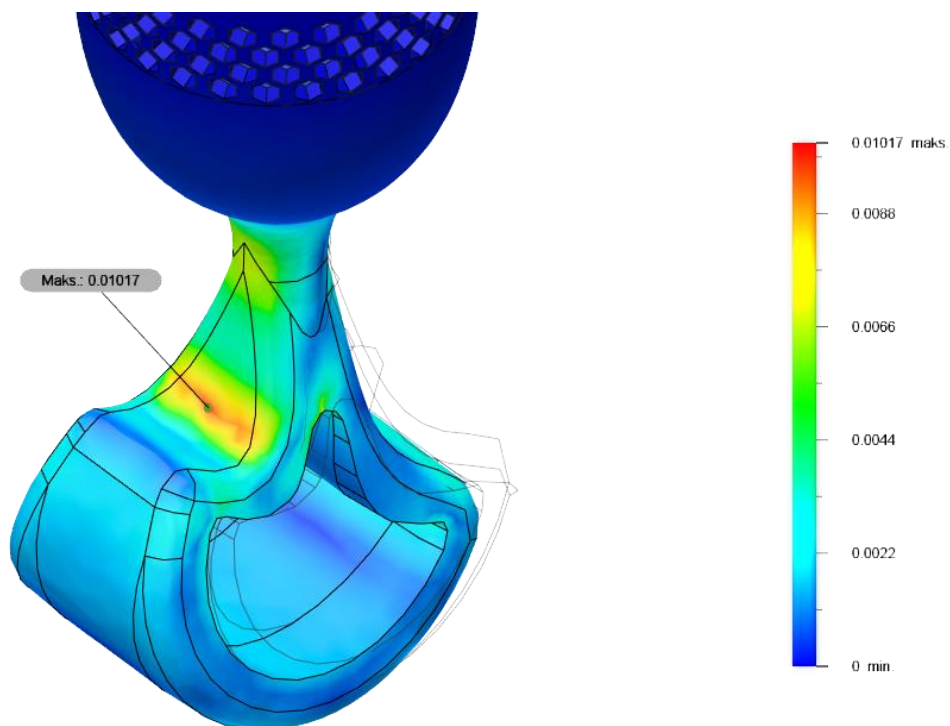


Rys. 7.17 Minimalne naprężenia występujące w modelu.

Występujące w modelu odkształcenia maksymalne mają wartość 0,01017. Jak w pierwszym analizowanym przypadku zlokalizowane są na górnym łuku stopy protezowej w części przedniej. Wciąż jest to wartość bardzo niska, jednak jest ona stukrotnie większa od wartości maksymalnego odkształcenia dla pierwszego przypadku przy prawie dziesięciokrotnie większej sile. Na leju protezowym nie wystąpiły odkształcenia.

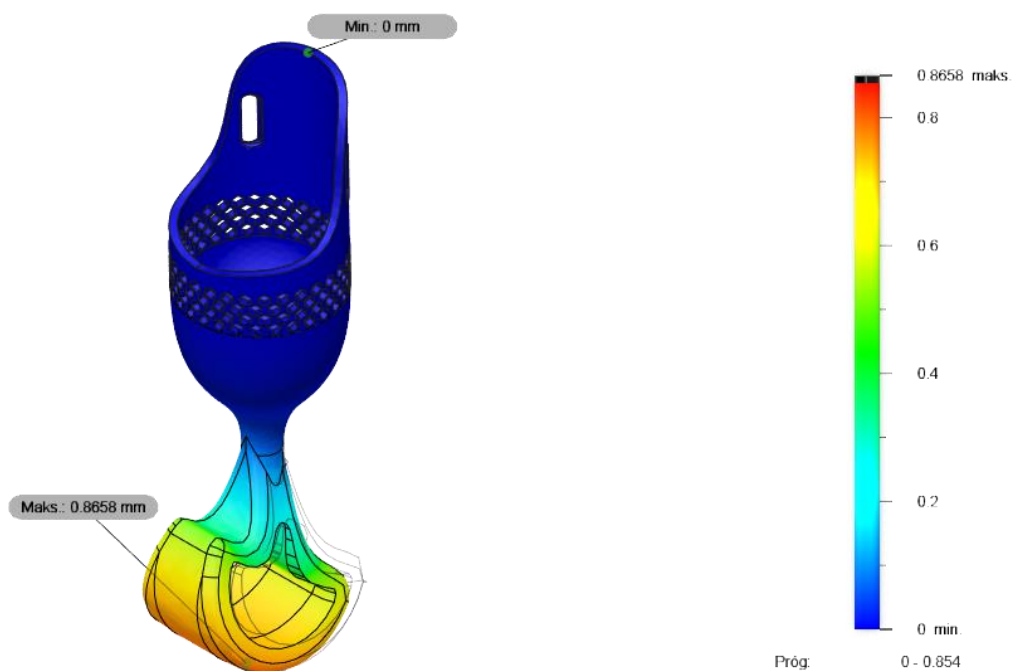


Rys. 7.18 Występujące w modelu odkształcenia dla drugiego przypadku.

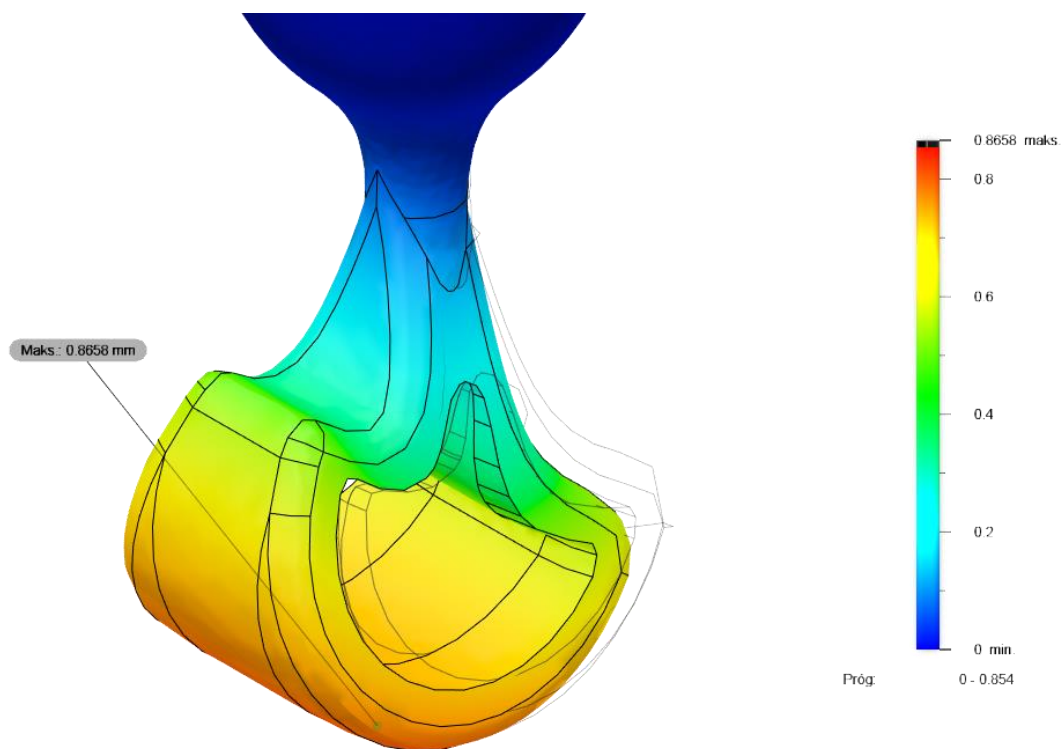


Rys. 7.19 Maksymalne odkształcenia w modelu dla drugiego przypadku.

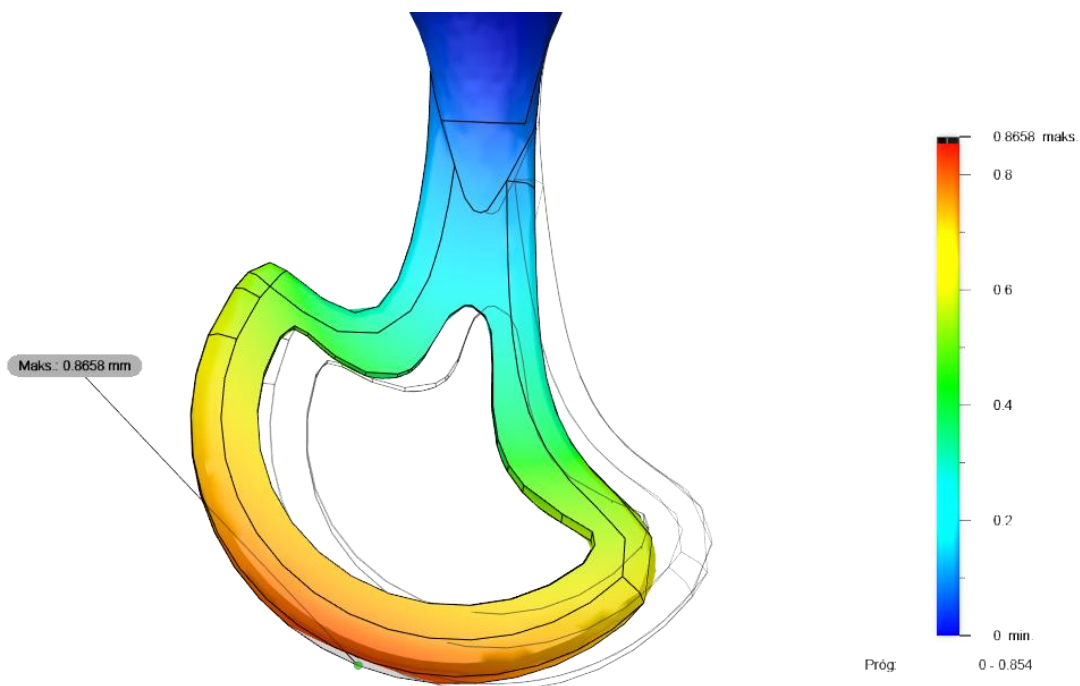
Maksymalne przemieszczenie, podobnie jak w przypadku pierwszym zlokalizowane jest w miejscu przyłożenia obciążenia i skierowane jest w przód modelu. Ma ono wartość 0,8658 mm, co jest wartością niewielką, jednak wciąż dziesięciokrotnie większą niż dla pierwszego przypadku. W miejscu utwierdzenia, na leju protezowym, przemieszczenie ma zerową wartość.



Rys. 7.20 Przemieszczenie występujące w modelu dla drugiego przypadku.



Rys. 7.21 Maksymalne przemieszczenie w modelu dla drugiego przypadku.



Rys. 7.22 Kierunek przemieszczenia w modelu. Widok boczny.

8. Projektowanie generatywne

Projektowanie Generatywne (ang. *Generative Design - GD*) w programie Autodesk Fusion 360 pozwala na optymalizację geometrii modelu bez wykorzystania przestrzeni roboczej, co odróżnia je od optymalizacji topologicznej. Oznacza to, że geometria modelu nie jest ograniczona przez granice pierwotnego projektu. Ideą projektowania generatywnego jest praca twórcza poprzez proponowanie całej geometrii konstrukcji. Wykorzystując uczenie maszynowe oraz metodę elementów skończonych projektowanie generatywne pozwala na rozwiązanie złożonych problemów inżynierskich oraz projektowych, jak np. zmniejszenie masy całkowitej elementu, złożenie kilku części w jedną, czy poprawa wydajności i obniżenie kosztów produkcji z jednoczesnym zachowaniem jak najlepszych właściwości mechanicznych. Podczas procesu generowane jest wiele wariantów rozwiązania uwzględniających warunki początkowe, umożliwiając na końcu wybór odpowiedniego projektu i jego edycję. Podczas pracy w module projektowania generatywnego użytkownik ma możliwość wyboru technologii produkcji elementu (addytywna, frezowanie, cięcie dwuosiowe i odlewanie), szacowanego kosztu uwzględniającego wybraną technologię wytwarzania oraz celów projektowych, jak minimalizacja masy, czy maksymalizacja sztywności [41, 42].

Warunkami wymaganymi do przeprowadzenia procesu projektowania generatywnego jest określenie obciążenia i utwierdzenia, elementów obszaru projektowania (w którego skład wchodzi geometria zachowywana, geometria przeszkody, opcjonalnie kształt początkowy), celu i metody produkcji oraz materiałów badania. Obciążenie i utwierdzenie ustalane jest analogicznie jak przy analizie wytrzymałościowej. Geometrią zachowywaną określa się wszystkie bryły, których kształt ma pozostać niezmienny w toku procesu, natomiast geometria przeszkody to bryły ograniczające, przez które nie będzie prowadzony materiał. Kształt początkowy nie jest wymagany, lecz pozwala on na określenie ram, do których program ma się ograniczyć generując wyniki. Wybrana bryła musi stykać się z pozostałymi przynajmniej w jednym miejscu. Projektowanie generatywne pozwala na wybór wielu materiałów, dla których mają powstać rozwiązania, a program wygeneruje osobne wyniki dla każdego z nich. Dodatkowo, moduł projektowania generatywnego pozwala na dokonywanie edycji modelu w celu dokładnego określenia i podzielenia obszarów, czy stworzenia brył przeszkody. Edycja ta nie jest widoczna w żadnym innym module, dzięki czemu można wykonywać na tym samym modelu wiele operacji.

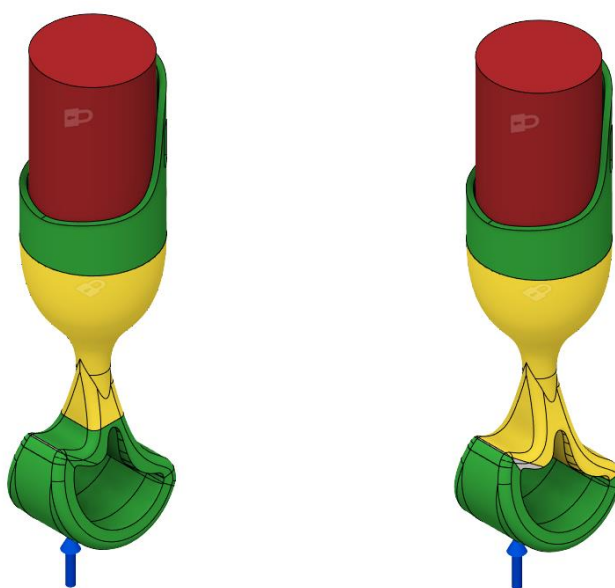
8.1. Warunki wstępne

W niniejszej pracy przeprowadzono cztery warianty projektowania generatywnego. Dla każdego wariantu utwierdzenie oraz obciążenie nadano analogicznie do przypadku drugiego symulacji wytrzymałościowej. Występujące w niej naprężenia i ich lokalizacja oraz niski współczynnik bezpieczeństwa sugerują potrzebę skorygowania geometrii modelu lub wyboru innego materiału wykonania. Utwierdzenie umieszczono po wewnętrznej stronie leja protezowego lub na jego fragmentach, obciążenie przyłożono w miejscu kontaktu stopy protezowej z podłożem i nadano mu wartość 121,644 N.

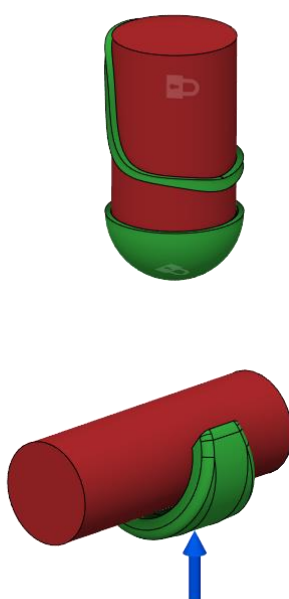
W pierwszym oraz drugim wariacie jako geometrię zachowywaną (oznaczoną kolorem zielonym) wybrano lej protezowy oraz fragment stopy protezowej wyodrębnione na drodze edycji modelu w programie Fusion 360. Elementy te są niezbędne do zachowania formy podobnej do pierwotnego modelu. Dla wariantu pierwszego wyznaczono całą konstrukcję stopy protezowej, dla drugiego natomiast przyjęto wyłącznie łuk stopy. Za geometrię przeszkody (oznaczoną kolorem czerwonym) przyjęto stworzony w panelu edycji walec oraz półkulę imitujące wewnętrzny kształt leja. Wybrano dodatkowo kształt początkowy (oznaczony kolorem żółtym) w postaci adaptera w wariacie pierwszym oraz adaptera i górnego fragmentu stopy protezowej w wariacie drugim. By uniknąć zaburzenia generowanej geometrii poprzez wypełnianie otworów usunięto heksagonalne otwory w leju protezowym. W obu wariantach jako cel wybrano minimalizację masy i najniższy dopuszczalny współczynnik bezpieczeństwa równy 3. W założeniu zaprojektowany model ma być wytwarzany metodą druku 3D, dlatego też w zakładce produkcji wybrano technologię addytywną oraz grubość warstwy ustawiono na 0,8 mm, co jest najmniejszą zalecaną wartością dla selektywnego spiekania laserowego. Mając na uwadze niski współczynnik bezpieczeństwa dla analizy wytrzymałościowej w drugim przypadku rozpatrzono alternatywny materiał wykonania protezy – polieteroketonoketon PEKK wzmocniony włóknem węglowym o bardzo dobrych właściwościach mechanicznych przy niewielkiej masie. Obszary projektowania i warunki dla wariantów pierwszego oraz drugiego przedstawiono na rysunku 8.1.

Dla trzeciego oraz czwartego wariantu wykorzystano zmienioną konstrukcję modelu. Wyodrębniono najważniejsze elementy pierwotnego modelu w postaci łuku stopy protezowej, dolnej części leja protezowego oraz kołnierza stworzonego z brzegu leja, do których przypisano geometrię zachowywaną. W module edycji modelu zaprojektowano elementy tworzące przeszkodę geometrii – walec ograniczający wpuszczanie materiału na wewnętrzny obszar stopy protezowej i walec z półkulą imitujące wnętrze leja. By nie ograniczać swobody

projektowania nie przyjęto kształtu początkowego. Oba przypadki zakładały produkcję technologią addytywną, dla której minimalną grubość warstwy ustawiono na 0,8 mm, a wybrany minimalny współczynnik bezpieczeństwa wynosił 3. Analogicznie do przypadków pierwszego i drugiego materiałami badania były poliamid PA11 oraz polieteroketonoketon PEKK wzmocniony włóknem węglowym. Utwierdzenie przyjęto na kołnierzu leja oraz na jego dolnej części. Wariant trzeci zakładał cel projektu jako minimalizację masy, natomiast wariant czwarty – maksymalizację sztywności z masą docelową równą 0,012 kg. Obszar projektowania i warunki dla przypadków trzeciego i czwartego przedstawiono na rysunku 8.2.



Rys. 8.1 Obszary projektowania i warunki dla przypadku (od lewej) pierwszego i drugiego.



Rys. 8.2 Obszar projektowania i warunki dla przypadku trzeciego oraz czwartego.

8.2. Uzyskane wyniki

Badania dla każdego wariantu zostały przeprowadzone trzykrotnie uwzględniając te same warunki w celu wykluczenia błędów i niezgodności między rezultatami wynikającymi z różnej liczby iteracji. W toku badania nie stwierdzono zmienionej geometrii wyników.

8.2.1. Wariant pierwszy i drugi

Wariant pierwszy zakładał wykorzystanie pełnej geometrii pierwotnego modelu z zachowaniem całej stopy protezowej i leja, minimalizację masy z najniższym współczynnikiem bezpieczeństwa równym 3.

W elemencie wykonanym z materiału PA11 największe naprężenia zredukowane von Misesa wynoszą 2,917 MPa, co jest wartością w znacznym stopniu mniejszą od naprężeń zredukowanych powstałych dla analizy wytrzymałościowej statycznej w przypadku skoku (18,58 MPa). Z powodu tak niskich naprężeń w modelu współczynnik bezpieczeństwa osiągnął minimalną wartość równą 9,495. Wysoki współczynnik bezpieczeństwa eliminuje ryzyko zniszczenia elementu przy zadanym obciążeniu. Maksymalne przemieszczenie pojawiające się w wygenerowanym modelu wynosi 0,084 mm. Jest to dziesięciokrotnie niższa wartość, porównując z drugim przypadkiem analizy wytrzymałościowej. Masa modelu wynosi 0,03 kg.

Model wykorzystujący materiał PEKK przekroczył wartość naprężeń zredukowanych von Misesa dla analizy wytrzymałościowej drugiego przypadku. Ich wartość wynosi 20,333 MPa. Jednak mimo większych naprężeń zredukowanych współczynnik bezpieczeństwa osiągnął minimalną zakładaną wartość – 3. Materiał PEKK wzmocniony włóknem węglowym ma znacznie lepsze właściwości mechaniczne od pierwotnie przypisanego do modelu poliamidu 11, dlatego też powstałe wyniki są odpowiednie dla konstrukcji i nie ma ryzyka zniszczenia jej przy założonych obciążeniach. Maksymalne przemieszczenie pojawiające się w wygenerowanym modelu jest równe 0,555 mm. Masa elementu wynosi 0,017 kg.

Mimo podobieństwa w geometrii obu powstałych elementów, widoczne są różnice w ich grubości, a co za tym idzie – ilości użytego materiału. Konstrukcja z PEKK jest delikatniejsza, jedyną modyfikacją pierwotnego leja protezowego jest wypełnienie otworów na szelki lub rzep. Stopa protezowa pozostała niezmieniona, wyłączając miejsce styku z fragmentem imitującym adapter i niewielkie nadbudowania w miejscu styku z podłożem. Odwrotna sytuacja ma miejsce dla konstrukcji z PA11, gdzie na każdej powierzchni – zachowywanej, bądź nie – został dołożony materiał. Grubość stopy protezowej i leja jest

znacznie większa, niż dla pierwotnego materiału i drugiego wygenerowanego elementu. Widoczne są nierówności oraz przypominające nawisy łączenia elementów zachowywanych i wygenerowanych. Jak w przypadku konstrukcji z PEKK wypełnione zostały otwory w leju protezowym. Jediną nie zmienioną powierzchnią jest wnętrze leja, gdzie umieszczone zostało utwierdzenie i geometria przeszkody. Dla obu modeli widoczne jest przesunięcie fragmentu imitującego adapter do przodu, rozdzielając tym samym oś leja protezowego i adaptera. Konstrukcje wygenerowane dla wariantu pierwszego są niezadowalające oraz wymagają zbyt dużego nakładu pracy edycyjnej, by nadawały się do wykorzystania w protetyce weterynaryjnej. Wyniki badania przedstawiono na rysunku 8.3.



Rys. 8.3 Porównanie wyników badania zakładającego zachowanie całej stopy protezowej. Od lewej: model z materiału PA11, model z materiału PEKK.

Wariant drugi badanie zakładał minimalizację masy z najniższym współczynnikiem bezpieczeństwa równym 3 oraz wykorzystanie całej pierwotnej geometrii modelu z zachowaniem fragmentu stopy protezowej i leja.

Wartość maksymalnych naprężeń zredukowanych von Misesa dla elementu wykonanego z materiału PA11 wynosi 8,781 MPa, a współczynnik bezpieczeństwa przyjmuje minimalną wartość 3,154. Ponownie są to wartości zapewniające trwałość konstrukcji przy zadanym obciążeniu. Przemieszczenie dla wygenerowanej konstrukcji osiąga maksymalną wartość równą 0,472 mm, prawie dwukrotnie niższą niż dla przypadku skoku z wysokości 1,4 m uzyskanej na drodze analizy wytrzymałościowej. Masa elementu wynosi 0,013 kg, gdzie przy zachowaniu całej stopy protezowej była ponad dwukrotnie wyższa, równa 0,03 kg.

Dla elementu wykonanego z materiału PEKK naprężenia zredukowane von Misesa osiąga wartość niewiele wyższą, niż dla analizy wytrzymałościowej przypadku drugiego. Są one równe 18,961 MPa. Mimo większych naprężeń zredukowanych minimalny współczynnik bezpieczeństwa ma wartość 3,217. Wielkość maksymalnego przemieszczenia w wygenerowanym modelu wynosi 0,707 mm. Jest ono niewiele mniejsze od maksymalnego przemieszczenia pierwotnego modelu, które wynosiło 0,8658 mm. Masa elementu wynosi 0,014 kg.

Dla obu wygenerowanych modeli w badaniu drugim przemieszczenie jest większe niż dla badania pierwszego. Może mieć to związek z większą swobodą projektowania przez usunięcie relatywnie grubego fragmentu stopy protezowej i pozostawienie w jego miejscu pustej przestrzeni. Również podobnie jak w badaniu pierwszym ogólny koncept geometrii obu wygenerowanych modeli nie różni się między sobą w znaczącym stopniu. Ponownie można zauważyć delikatniejszą konstrukcję dla elementu z PEKK – cieńsze łączenia leja i stopy protezowej za pomocą fragmentu imitującego adapter. Jednak różnice te są bardziej subtelne niż w wariantcie pierwszym. W obu wynikach omawianego badania lej protezowy został zachowany bez nadatku materiału i wypełniania otworów. Wygenerowana konstrukcja znacznie bardziej odpowiada wymaganiom rozpatrując zaopatrzenie protetyczne dla zwierząt.

Wyniki badania przedstawiono na rysunku 8.4.



Rys. 8.4 Porównanie wyników badania zakładającego zachowanie fragmentu stopy protezowej. Od lewej: model z materiału PA11, model z materiału PEKK.

8.2.2. Wariant trzeci i czwarty

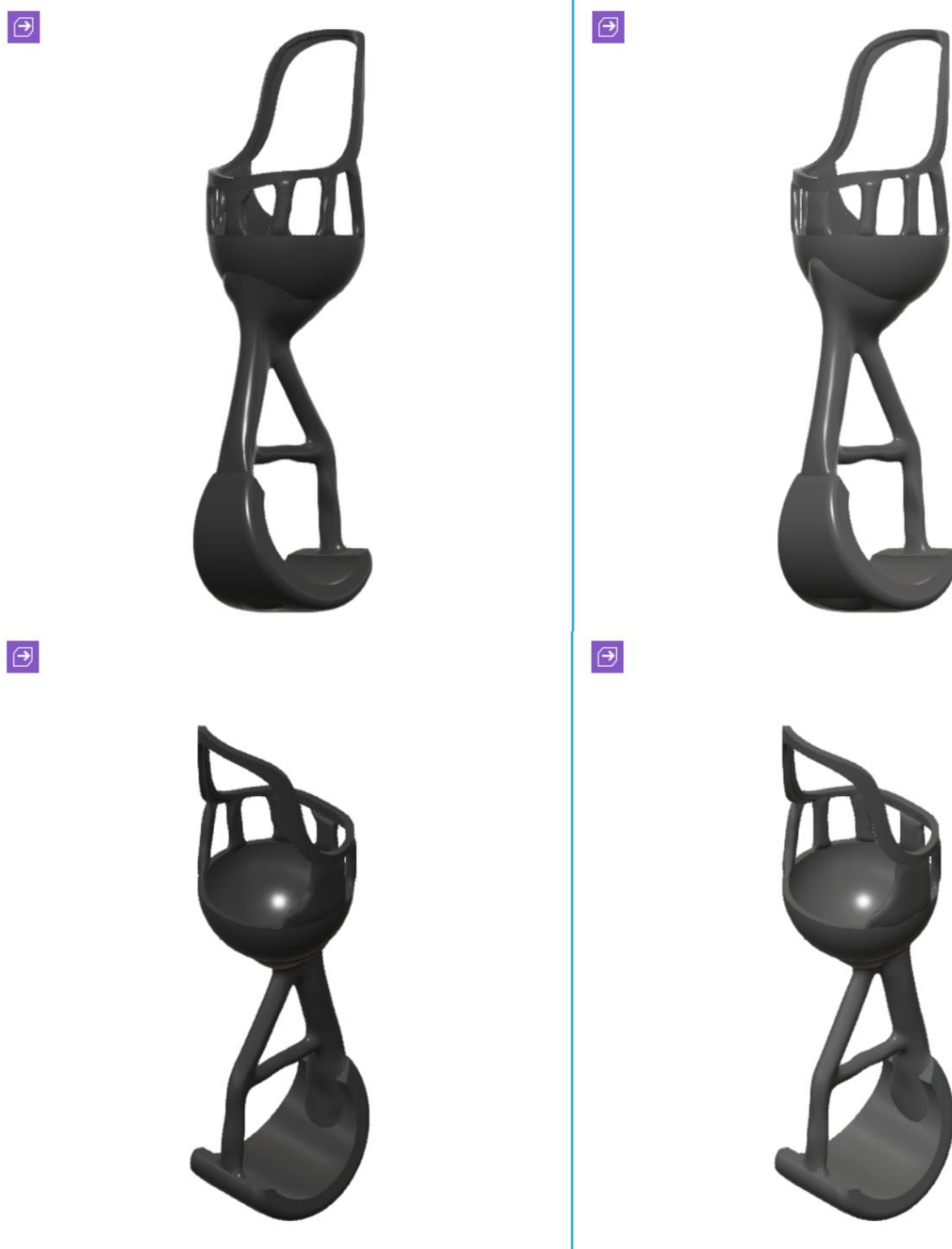
Wariant trzeci zakładał minimalizację masy konstrukcji przy najmniejszej wartości współczynnika bezpieczeństwa równej 3.

Dla elementu wykonanego z materiału PA11 maksymalne naprężenia zredukowane von Misesa wynoszą 4,586 MPa, co jest wartością znacznie niższą niż dla pierwotnego modelu (18,58 MPa). Wynik ten ma swoje odzwierciedlenie w minimalnym współczynniku bezpieczeństwa, który wynosi 6,041. Ze względu na zmienioną geometrię wygenerowanego elementu zmniejszeniu uległo również przemieszczenie. Pierwotnie osiągało wartości równe 0,8658 mm, natomiast dla nowego elementu wynosi 0,159 mm. Masa całkowita konstrukcji jest równa 0,012 kg.

Dla elementu wykonanego z materiału PEKK ponownie naprężenia zredukowane von Misesa są znacznie niższe, niż dla pierwotnego modelu i wynoszą 4,593 MPa. Naprężenia obu wygenerowanych elementów praktycznie nie różnią się między sobą, lecz mimo to minimalny współczynnik bezpieczeństwa dla materiału PEKK jest równy 13,28, co uwidacznia znaczne różnice we właściwościach mechanicznych polieteroketonu i poliamidu. Przemieszczenie dla drugiego elementu wynosi zaledwie 0,01 mm – dokładnie 0,078 mm. Masa całkowita konstrukcji jest równa 0,013 kg.

Obie wygenerowane geometrie są do siebie bardzo podobne, zarówno w części stopy protezowej, jak i leja. Fragment imitujący adapter jest minimalnie węższy dla materiału PEKK, a samo połączenie z lejem bardziej wygładzone, niż w przypadku materiału PA11. Dzięki umieszczeniu geometrii przeszkody na mniejszym łuku stopy protezowej zachowano jej otwór. Swobodne warunki dotyczące kształtu podstawowego pozwoliły na wygenerowanie kształtu optymalnego i nie wymagającego dużego zużycia materiału. Oczywistym jest, iż w obecnej formie konstrukcja nie nadaje się do użytku jako zaopatrzenie protetyczne, jednak stanowi solidną podstawę do dalszych projektów.

Wygenerowane elementy przedstawiono na rysunku 8.5.



Rys. 8.5 Porównanie wyników dla badania zakładającego minimalizację masy. Od lewej: model z materiału PA11, model z materiału PEKK.

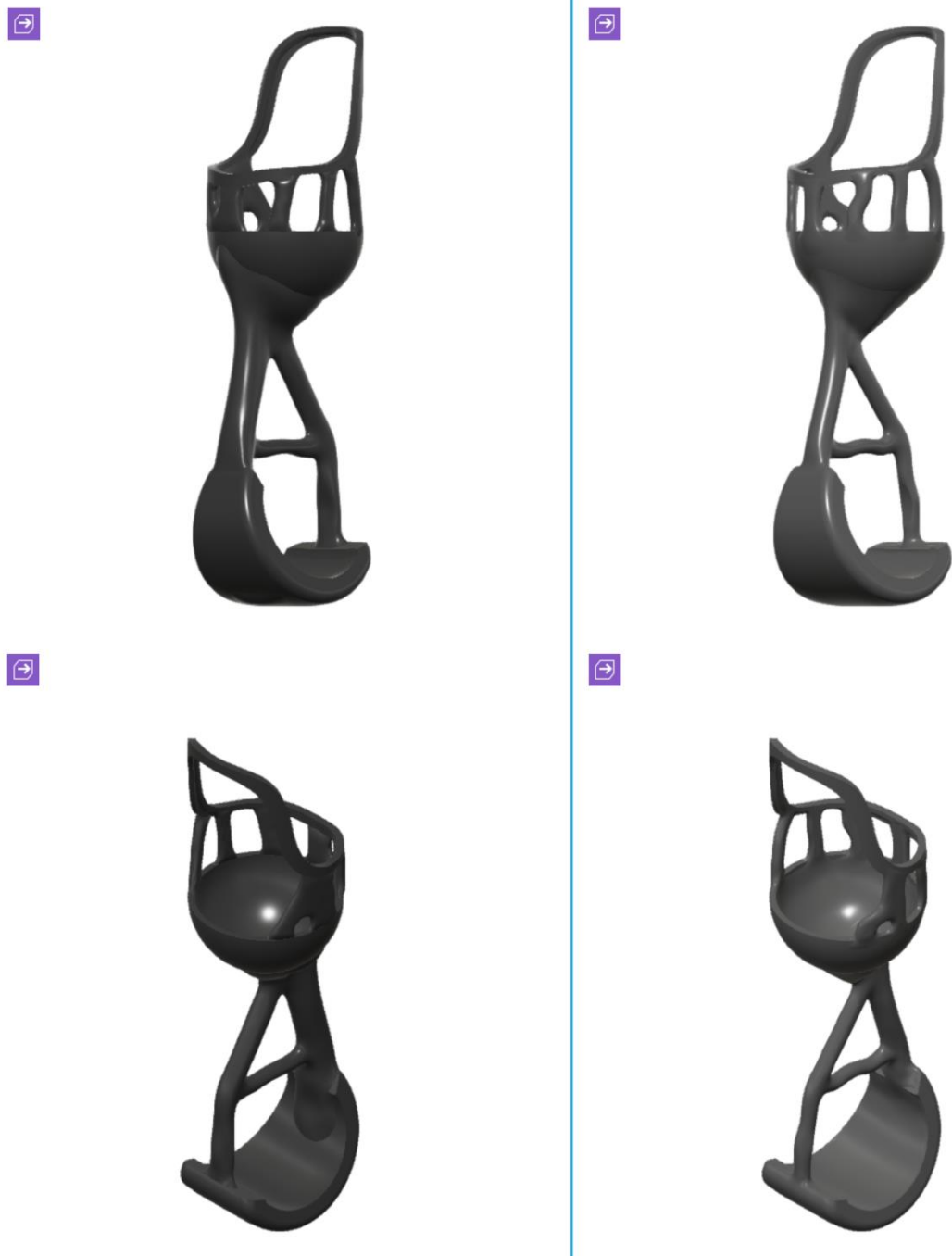
Czwarty wariant zakładał maksymalizację sztywności z docelową masą równą 0,012 kg i minimalnym współczynnikiem bezpieczeństwa równym 3.

Dla konstrukcji wykorzystującej materiał PA11 maksymalne naprężenia zredukowane von Misesa są nieznacznie niższe, niż dla trzeciego wariantu. Wynoszą one 4,109 MPa. Ponownie osiągnięta została wartość naprężeń ponad 15 MPa mniejsza, niż dla pierwotnego modelu. Najniższa wartość współczynnika bezpieczeństwa jest podobna jak w wariacie trzecim i jest równa 6,742. Maksymalne przemieszczenie osiąga wartość 0,161 mm. Docelowa masa w rozpatrywanym wariacie pokrywa się z założoną i wynosi 0,012 kg.

W elemencie z materiału PEKK dla czwartego wariantu występują największe z rozpatrywanych naprężenia zredukowane von Misesa o wartości równej 6,714. Może być to spowodowane potrzebą zmniejszenia masy porównując z elementem z wariantu trzeciego. Najniższa wartość współczynnika bezpieczeństwa wynosi 9,085 i choć jest ona niższa niż dla konstrukcji wygenerowanej w badaniu zakładającym minimalizację masy, jest to wartość bardzo dobra rozpatrując eksploatację modelu. Dla omawianego elementu wystąpiło przemieszczenie równe 0,1 mm również będące wartością niewielką i nie zagrażającą spójności konstrukcji.

Podobnie jak dla wariantu trzeciego geometria elementów powstałych w wyniku badania maksymalizacji sztywności jest podobna. Znacznie bardziej zauważalna jest różnica grubości fragmentu imitującego adapter. Dla materiału PEKK jest ona znacznie węższa zarówno w przedniej, jak i tylnej części modelu. Widocznie większe połączenie leja i adaptera występuje dla części z materiału PA11. Dla badania maksymalizacji sztywności został wygenerowany bardziej rozwinięty swego rodzaju wspornik na konstrukcji leja utworzonej przez program przy połączeniu z zachowanym fragmentem oryginalnego leja. Analizując element z PEKK można zauważyć brak materiału na łączeniu stopy protezowej i fragmentu imitującego adapter, co widoczne jest dla pozostałych wyników. Wygenerowana konstrukcja nie nadaje się do wykorzystania jako proteza kończyny piersiowej kota, jednak stanowi podstawę do stworzenia optymalnej konstrukcji spełniającej założone wymagania.

Wygenerowane elementy przedstawiono na rysunku 8.6.



Rys. 8.6 Porównanie wyników dla badania zakładającego maksymalizację sztywności. Od lewej: model z materiału PA11, model z materiału PEKK.

9. Podsumowanie i wnioski z przeprowadzonych badań.

Celem niniejszej pracy było zaprojektowanie modelu protezy kończyny piersiowej kota, analiza jego właściwości mechanicznych oraz na podstawie uzyskanych wyników stworzenie i zaprezentowanie wariantów konstrukcyjnych protezy powstałych z wykorzystaniem projektowania generatywnego. Wykonanie pracy było możliwe dzięki wiedzy i umiejętnościom zdobytym w toku nauczania oraz dostępnym źródłom literaturowym. Do zaprojektowania modelu oraz jego analizy wykorzystano programy poznane w trakcie studiów.

Inspiracją dla projektu protezy kończyny piersiowej kota domowego były dostępne i stosowane rozwiązania dotyczące zaopatrzenia protetycznego oraz chęć rozwiązania problemów związanych z jego tworzeniem. Stworzony model zakłada łatwość produkcji, jak i dopasowywania produktu do pacjenta poprzez jednolitą konstrukcję oraz możliwość manipulacji wymiarami bez szkody dla ogólnej geometrii elementu. Opływowy kształt stopy protezowej i łączenia z lejem oraz brak ostrych krawędzi minimalizuje ryzyko zranienia podczas użytkowania. Nadając modelowi wymiary na podstawie miar pobranych od zdrowego przedstawiciela gatunku wzięto pod uwagę potrzebę umieszczenia w leju dopasowanej do kikuta wkładki zabezpieczającej i zwiększono średnicę wewnętrzną leja. Takie rozwiązanie pozwala na zastosowanie tego samego modelu protezy u osobników o różniących się między sobą obwodach przedramienia. Zaprojektowana stopa protezowa została poszerzona względem dostępnych stóp dla protez wszczepianych oraz wypłaszczona w środkowej części, dzięki czemu rozwiązano problem niestabilności kota podczas poruszania się. Dodatkowo, zamknięta konstrukcja stopy protezowej i jej bezpośrednie połączenie z lejem powoduje rozkład sił na całą powierzchnię protezy, eliminując ryzyko pęknięcia przy łączeniu elementów np. z zastosowaniem śrub lub przy otwartych konstrukcjach. Przyjętym podczas projektowania materiałem był poliamid 11 (PA11 – nylon), którego właściwości mechaniczne odpowiadają potrzebom rozpatrywanego zaopatrzenia protetycznego. Został on dopuszczony do kontaktu ze skórą, co czyni go bardzo dobrym wyborem do tego typu projektów.

W celu określenia bezpieczeństwa użytkowania modelu przeanalizowano go pod kątem występujących w nim naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń pojawiających się podczas codziennego użytkowania. Przeprowadzone analizy wykonano w programie Autodesk Fusion 360.

Pierwszym rozpatrywanym przypadkiem był swobodny chód, dla którego obciążenie zostało przyjęte na podstawie danych literaturowych dotyczących obciążania kończyn podczas chodu. Analiza wytrzymałościowa wykazała, iż model jest bezpieczny do użytkowania przy zadanych warunkach. Pojawiające się naprężenia zredukowane von Misesa są niewielkie i nie przekraczają wartości właściwości mechanicznych przyjętego materiału. Przemieszczenie zarejestrowane podczas symulacji osiąga w przybliżeniu wartość 0,1 mm. Elastyczność elementu jest ważnym aspektem podczas tworzenia protez dla zwierząt. Użytkowana stopa protezowa musi wykazywać odpowiedni poziom amortyzacji przy uderzaniu stopą o podłoże, więc obecne w modelu przemieszczenie jest małe. W tej sytuacji wartą rozpatrzenia jest zaproponowana podkładka antypoślizgowa, która będąc wykonaną z miękkiej gumy zapewni lepszą amortyzację i cichszy chód.

Drugim przypadkiem użytkowania, któremu poddany został model podczas symulacji był skok z wysokości 1,4 m. Uzyskane maksymalne naprężenia zredukowane von Misesa nie przekraczają wartości właściwości mechanicznych materiału wykonania, jednak znacznie obniżył się współczynnik bezpieczeństwa konstrukcji i wyniósł on 1,491. Wartość ta nie jest graniczna, jednak sugeruje ona słabość elementu w miejscu, w którym się pojawiła – na łączeniu prostokątnej części stopy protezowej oraz walcowatego adaptera. Biorąc pod uwagę rzeczony współczynnik bezpieczeństwa oraz fakt, iż wysokość skoku nie jest maksymalną wysokością, z której może skoczyć kot domowy, należałoby ponownie rozpatrzyć wybrany materiał oraz samą konstrukcję protezy w celu eliminacji ryzyka jej zniszczenia. Przemieszczenie pojawiające się w modelu osiąga w przybliżeniu wartość 1 mm, co jest odpowiednie dla zadanych warunków i jak napisano wyżej, sugeruje się zastosowanie podkładki antypoślizgowej z miękkiej gumy.

W związku z niezadowalającymi wynikami analizy wytrzymałościowej, model poddano próbom wygenerowania podobnej, lecz bardziej wytrzymałej i optymalnej geometrii w module projektowania generatywnego programu Autodesk Fusion 360. Część ta została podzielona na dwie główne próby, w których zawarte były po dwa warianty.

Pierwsza próba składała się z dwóch przypadków zakładających wykorzystanie pełnej konstrukcji pierwotnego modelu do stworzenia nowego elementu na jego podstawie. Warunkiem wariantu pierwszego było zachowanie geometrii całej stopy protezowej, co dało niezadowalające wyniki. Potrzeba zwiększenia grubości wszystkich elementów dla pierwotnego materiału może sugerować, iż w tej konfiguracji nieosiągalne jest stworzenie geometrii wytrzymałej i estetycznej. Dodatkowo, przesunięcie łączenia leja protezowego

i fragmentu imitującego adapter z osi leja może rodzić negatywne konsekwencje podczas użytkowania protezy w postaci nadmiernego obciążenia nasady kikuta spowodowanego brakiem oparcia w prawidłowym miejscu. Powyższe wnioski dotyczą również geometrii wygenerowanej dla drugiego rozpatrywanego materiału – PEKK. Pomimo braku widocznego pogrubienia powierzchni modelu konstrukcja nie jest bezpieczna do wykorzystania w protetyce weterynaryjnej.

Drugi rozpatrywany w pracy wariant zakładał zachowanie niezmienionej geometrii wyłącznie łuku stopy protezowej oraz leja. Ponownie można zauważyć przesunięcie łączenia leja protezowego i fragmentu imitującego adapter z osi leja, lecz w odróżnieniu od poprzedniego badania część adaptera jest rozdzielona, dzięki czemu utworzone zostało lepsze oparcie dla kikuta. Wygenerowana konstrukcja cechuje się dobrymi właściwościami mechanicznymi i nie stwarza zagrożenia podczas użytkowania protezy. Nie wymaga ona również dużych nakładów pracy edycyjnej, dzięki czemu wprowadzając korekty estetyczne w miejscu łączenia fragmentu imitującego adapter z zachowanymi elementami może być ona wykorzystana podczas tworzenia zaopatrzenia protetycznego dla kota.

Próba druga opierała się na wykorzystaniu wyłącznie niezbędnych elementów pierwotnego modelu do przeprowadzenia procesu projektowania generatywnego. Zadane dla obu wariantów obciążenia, materiały i obszary projektowania nie różniły się między sobą, natomiast cel badania był inny. Dla wariantu trzeciego celem była minimalizacja masy elementu, dla czwartego – maksymalizacja sztywności. Uzyskana w toku badania geometria sugeruje, iż przy ustalonych warunkach nie ma potrzeby tworzenia protezy jako jednolitej bryły, jednak w założeniu, iż we wnętrzu leja znajdować się będzie wkładka zabezpieczająca, musi mieć on wystarczająco dużą ciągłość powierzchni, by zapobiegać przemieszczaniu się wkładki i poprawnie ją umocować. W obu wariantach badania wygenerowana geometria oraz masa i właściwości mechaniczne nie różniły się między sobą w znaczącym stopniu, co pozwala wywnioskować, iż dla takich samych warunków i obszarów projektowania nie ma potrzeby przeprowadzać procesu z rozróżnieniem na minimalizację masy oraz maksymalizację sztywności. Elementy wygenerowane w badaniu po odpowiedniej edycji mogą posłużyć do stworzenia zaopatrzenia protetycznego dla kota.

Przeprowadzone próby pokazują, iż istnieje wiele możliwości kształtowania pierwotnie tego samego modelu w zależności od potrzeb i sposobu eksploatacji. Spośród przeprowadzonych badań najlepsze wyniki uwzględniające potrzeby i założenia dla pierwotnego projektu uzyskane zostały dla wariantu drugiego projektowania generatywnego.

Spełniona została potrzeba odpowiedniej ciągłości leja protezowego, zachowana została geometria stopy protezowej oraz konstrukcja posiada odpowiednie właściwości mechaniczne. Rozpatrując zarówno analizę wytrzymałościową, jak i projektowanie generatywne można wywnioskować, iż nie ma potrzeby zmiany materiału modelu, a jedynie skorygowanie geometrii w miejscu występowania niskiego współczynnika bezpieczeństwa. Sugerowaną zmianą jest zmniejszenie wcięcia w przedniej części stopy protezowej oraz usunięcie łączenia stopy i adaptera lub jego zaokrąglenie. Dzięki przeprowadzonemu projektowaniu generatywnemu można posiłkować się uzyskanymi wynikami podczas wprowadzania poprawek geometrii. Zaproponowane zmiany są jedynie sugestią, której nie ma konieczności uwzględniać, ponieważ rozpatrując jedynie wyniki analizy wytrzymałościowej można wywnioskować, iż konstrukcja (mimo niskiego współczynnika bezpieczeństwa) jest konstrukcją odpowiednią i bezpieczną zakładając prawidłowe użytkowanie.

Uzyskane w toku tworzenia pracy wyniki analizy wytrzymałościowej oraz projekty generatywne stanowią dobre źródło informacji o zachowaniu się konstrukcji i materiału podczas założonego eksploataowania oraz pozwalają ową konstrukcję zoptymalizować. Jednak badania symulowane nie są w stanie w pełni oddać sposobu użytkowania elementu, co należy mieć na uwadze projektując zaopatrzenie protetyczne dla zwierząt, których zachowania nie można z całkowitą pewnością przewidzieć. Przeprowadzając proces projektowania generatywnego należy uwzględnić różne rodzaje geometrii dotyczące obszarów projektowania już na etapie modelowania pierwotnego elementu.

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było zaprojektowanie modelu protezy kończyny piersiowej kota w oparciu o obiekt referencyjny w postaci zdrowego kota i jego ścieżkę chodu, analiza właściwości mechanicznych modelu oraz zaproponowanie alternatywnej geometrii protezy z wykorzystaniem modułu projektowania generatywnego. Ścieżka chodu kota została wyznaczona z użyciem narzędzia śledzenia ścieżki w programie Blender. Model protezy zaprojektowano w programie Autodesk Inventor Professional 2021, natomiast symulacje i projektowanie generatywne zostały wykonane w programie Autodesk Fusion 360. Przeprowadzono analizę wytrzymałościową statyczną dla dwóch przypadków użytkowania protezy oraz cztery badania projektowania generatywnego. W pracy zawarto część teoretyczną omawiającą zagadnienia z zakresu anatomii weterynaryjnej, protetyki, materiałoznawstwa oraz mechaniki ciał stałych.

Abstract

The aim of the thesis was to design a model of a cat's front limb prosthesis based on a reference object in the form of a healthy cat and its gait path, to analyze the mechanical properties of said model and to propose an alternative geometry of the prosthesis using the generative design module. The cat's gait path was traced using the Blender Motion Tracker. The model of the prosthesis was designed in the Autodesk Inventor Professional 2021 program, while the simulations and generative design were performed in the Autodesk Fusion 360 program. A static stress analysis was conducted for two cases of prosthesis usage and there were four variants of generative design studies. Thesis includes a theoretical part discussing issues in the field of veterinary anatomy, prosthetics, materials science and mechanics of solids.

Bibliografia

- [1] Done S.H., Goody P.C., Evans S.A., Stickland N.C., *Atlas anatomii psa i kota*, Edra Urban & Partner, 2018.
- [2] Dyce K.M., Syke W.O., Wencing C.J.G., *Anatomia weterynaryjna*, Saunders Elsevier Inc., 2011.
- [3] Przespolewska H., Barszcz K., *Anatomia i fizjologia zwierząt*, Powszechne Wydawnictwo Rolnicze i Leśnicze, 2015.
- [4] Waibl H., Mayrhofer E., Matis U. Brunnberg L., Koostlin R., *Atlas anatomii radiograficznej kota*, Galaktyka, Łódź 2016.
- [5] Dzierżęcka M., Barszcz K., *Osobliwości anatomiczne kota domowego (felis silvestris f. catus) – na wybranych przykładach*, Kosmos. Problemy Nauk Biologicznych, Vol. 59(1 – 2), str. 125 – 131, 2010.
- [6] Foss M., Stewart N., Swift J., *Cat anatomy and physiology*, 4-th Cat Project, Vol.3, 2013.
- [7] Jaeger G., Marcellin-Little D., DePuy V., Lascelles B.D., *Validity of goniometric joint measurements in cats*, American Journal of Veterinary Research 68(8), str. 822-826, 2007.
- [8] Kabała B., Szebla-Chmiel A., Pydziński P., Kurkowska A., *Wózki inwalidzkie dla zwierząt jako urządzenia wspomagające ich codzienne funkcjonowanie oraz rehabilitację*, Weterynaria w Praktyce, Vol. 9, 2019.
- [9] Sabarna E., Rasmus-Rybicka M., *Ortotyka i protetyka weterynaryjna. Cz. 1 – ortezy kończyn*, Weterynaria w Praktyce, Vol. 11, 2019.
- [10] Sabarna E., Rasmus-Rybicka M., *Ortotyka i protetyka weterynaryjna. Cz. 2 – ortezy kończyn*, Weterynaria w Praktyce, Vol. 3, 2020.
- [11] Wu X., Pei B., Pei Y., Wu N., Zhou K., Hao Y., Wang W., *Contributions of limb joints to energy absorption during landing in cats*, Applied Bionics and Biomechanics, Vol. 2019.
- [12] Astriab M., Stręk T., *Właściwości mechaniczne lejów protezowych z warstwami wzmacniającymi*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2021.
- [13] Błażejewicz S., Stoch L., *Biomateriały*, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2003.
- [14] Lis J., *Wykład 9. Odkształcenie materiałów – właściwości plastyczne*, Nauka o materiałach, Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, http://home.agh.edu.pl/~lis/wp-content/uploads/2017/02/nom_IX-2017-w.plastyczne.pdf , [dostęp dnia: 03.,1.2022 r.]
- [15] Rakowski J., Guminiak M., *Teoria sprężystości i plastyczności. Reologia*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2018.

- [16] Nowacki W., *Teoria Sprężystości*, Państwowe Wydawnictwo Naukowe, 1970.
- [17] Bossak M., *Metoda elementów skończonych*, Wydawnictwo Uczelniane Politechniki Rzeszowskiej im. Ignacego Łukasiewicza, 1976.
- [18] Otswald M., *Podstawy wytrzymałości materiałów*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2012.
- [19] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., *The finite element method*, Vol. 1 – 3, Butterworth-Heinemann, 2000.
- [20] Leda H., *Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych*, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 2011.
- [21] Bower A.F., *Applied mechanics of solids*, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2010.
- [22] Bickford W.B., *A first course in the finite element method*, Irwin Professional Publishing, 1990.
- [23] Sikora J., *Numeryczne metody rozwiązywania zagadnień brzegowych. Podstawy metody elementów skończonych i metody elementów brzegowych*, Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, 2012.
- [24] <http://wszystkookotach.pl/szkielet-kota/>, [dostęp dnia: 28.12.2022 r.]
- [25] Marek R., *What movement and gait tell you about your cat*, 2019, <https://www.fearfreehappyhomes.com/what-movement-and-gait-tell-you-about-your-cat/>, [dostęp dnia: 28.12.2022 r.]
- [26] <https://www.animaltech.com.au/bracingaustraliagallery>, [dostęp dnia: 29.12.2022 r.]
- [27] <https://www.news.iastate.edu/news/2015/12/02/vincentthecat>, [dostęp dnia: 29.12.2022 r.]
- [28] <https://www.orfit.com/blog/moulding-a-prosthetic-socket/>, [dostęp dnia: 29.12.2022 r.]
- [29] Projekt infografiki: Agata Janiszewska, <https://drukarki3d.pl/technologie/technologie-sls/>, [dostęp dnia: 02.01.2023 r.]
- [30] <https://centrumdruku3d.pl/porownanie-technologie-skanowania-3d-swiatlo-strukturalne-vs-laser/>, [dostęp dnia: 02.01.2023 r.]
- [31] <https://centrumdruku3d.pl/czym-jest-druk-3d-i-na-czym-polega/>, [dostęp dnia: 02.01.2023 r.]
- [32] <http://laboratoria.net/download/Artyku%C5%82y/Biomateria%C5%82y%20metaliczne.pdf>, [dostęp dnia: 03.01.2023 r.]
- [33] <https://drukarki3d.pl/kategorie-oferty/materialy/materialy-sls/>, [dostęp dnia: 02.01.2023 r.]

- [34] http://www.ftj.agh.edu.pl/~wierzbanowski/Napr_odksz.pdf, [dostęp dnia: 02.01.2023 r.]
- [35] <http://bustergfc.pl/technologie/laminowanie-reczne/>, [dostęp dnia: 03.01.2023 r.]
- [36] Budzyński A., *Krótki wstęp do zastosowania metody elementów skończonych (MES) do numerycznych obliczeń inżynierskich*, <http://www.knse.pl/publikacje/65.pdf>, [dostęp dnia: 02.01.2023 r.]
- [37] <https://www.blender.org/about/>, [dostęp dnia: 10.01.2023 r.]
- [38] <https://www.autodesk.pl/products/inventor/overview?term=1-YEAR&tab=subscription&plc=INVPROSA>, [dostęp dnia: 10.01.2023 r.]
- [39] <https://www.autodesk.pl/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>, [dostęp dnia: 10.01.2023 r.]
- [40] <https://fusion360.pl/symulacje/>, [dostęp dnia: 11.01.2023 r.]
- [41] <https://www.autodesk.com/solutions/generative-design/manufacturing>, [dostęp dnia: 17.01.2023 r.]
- [42] <https://wynalazca.tv/optymalizacja-topologiczna-generative-design-cad/#7>, [dostęp dnia: 17.01.2023 r.]