

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
ÁREA DO CONHECIMENTO DAS CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS

RÔMULO HENRIQUE BISSANI

PROJETO DE UMA PRÓTESE PARA MEMBROS TORÁDICOS PARA CÃES
UTILIZANDO CONCEITOS DE DFAM

CAXIAS DO SUL

2021

RÔMULO HENRIQUE BISSANI

**PROJETO DE UMA PRÓTESE PARA MEMBROS TORÁDICOS PARA CÃES
UTILIZANDO CONCEITOS DE DFAM**

Trabalho de conclusão de curso (MEC0291)
apresentado à Universidade de Caxias do Sul
como requisito parcial à obtenção de grau de
Engenheiro Mecânico. Área de concentração:
Mecânica dos corpos Sólidos, Elásticos e
Plásticos.
Orientador: Marcos Alexandre Luciano

CAXIAS DO SUL

2021

RÔMULO HENRIQUE BISSANI

**PROJETO DE UMA PRÓTESE PARA MEMBROS TORÁCICOS PARA CÃES
UTILIZANDO CONCEITOS DE DFAM**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado à Universidade de Caxias do
Sul como requisito parcial à obtenção do
título de bacharel em Engenharia
Mecânica.

Aprovada em ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. Marcos Alexandre Luciano
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Prof. Ph. D. Carlos Alberto Costa
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Prof. Me. André Alaniz Cesário
Universidade de Caxias do Sul – UCS

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus por permitir que a vida aconteça.

À minha família por estar presente em todo o processo de formação na engenharia mecânica, em especial ao meu pai, Paulo Alberto Bissani por me estruturar, dar suporte, me ouvir e me entender sempre que foi preciso em todas as etapas da minha vida. A minha mãe Juliana, por me ajudar na rotina que por vezes era rígida. A minha companheira Andresa por entender a ausência e me apoiar diariamente em grande parte do processo de formação.

Ao professor Dr. Marcos Alexandre Luciano pela orientação e conhecimentos transmitidos durante o trabalho de conclusão de curso.

Aos amigos, colegas de estudo e de trabalho pela assistência fornecida durante a construção desse trabalho.

Meu sincero agradecimento a todas as pessoas que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho e para que a conclusão desta etapa fosse possível.

RESUMO

A fabricação da prótese, utilizando uma impressora tridimensional, leva em consideração a biomecânica do paciente, as variáveis presentes no deslocamento de um cão, tipo de amputação, próteses já existentes no mercado, estabilidade e adaptabilidade do cão com a prótese. As seis opções de prótese consistem em variações de acoplamentos e bases, sendo um acoplamento sem articulação, um acoplamento articulado e três bases de apoios com deslocamentos diferentes que podem ser montados nos dois estilos de acoplamentos pelo fato das bases serem intercambiáveis. Com estas variações de montagem é realizada a análise de carga e deslocamento em um *software* de elementos finitos com o material ABS que possui 38 MPa de limite de escoamento, o mais crítico dentre três materiais considerados para fabricação. Com a geometria definida, tem-se resultados de tensão máxima aplicada de 21,8 MPa para a prótese de acoplamento não articulado + base flexível no qual é abaixo do limite de escoamento do material. Enquanto o acoplamento articulado + base flexível apresentou uma tensão máxima aplicada de 23,3 MPa, também, abaixo da tensão máxima de escoamento do ABS. Os deslocamentos ficaram próximos a 15mm e 16mm para o acoplamento rígido + base flexível e acoplamento articulado + base flexível respectivamente, sendo avaliados esses resultados como satisfatórios. Observando todos os resultados de todas as variações, nota-se que a tensão de escoamento do material ABS suporta a aplicação de carga além dos deslocamentos possuírem uma variação aceitável se considerado o tamanho total do membro do cão.

Palavras chave: Prótese, Manufatura Aditiva, Biomecânica, Tensão Máxima, Deslocamento, ABS.

ABSTRACT

The construction of the prosthesis, using a three-dimensional printer, takes into account the patient's biomechanics, the variables present in the displacement of a dog, type of amputation, prostheses already on the market, stability and adaptability of the dog with the prosthesis. The options of the prosthesis consist of variations of couplings and bases, with a linkless coupling, an articulated coupling, and three support bases with different offsets that can be mounted on both styles of couplings because the bases are interchangeable. With these assembly variations, load and displacement analysis is performed in a finite element *software* with the ABS material that has 38 MPa yield strength, the most critical among three materials considered for construction. With the defined geometry, the maximum applied stress results of 21.8 MPa are obtained for the non-articulated coupling prosthesis + flexible base, which is below the material flow limit. While the articulated coupling + flexible base presented a maximum applied stress of 23.3 MPa, also below the maximum yield stress of ABS. The displacements were close to 15mm and 16mm for the rigid coupling + flexible base and articulated coupling + flexible base, respectively, and these results were evaluated as satisfactory. Observing all the results of all variations, it is noted that the yield stress of the ABS material supports the application of load, in addition to the displacements having an acceptable variation considering the total size of the dog's limb.

Keywords: Prosthesis, Additive Manufacturing, Biomechanics, Maximum Stress, Displacement, ABS.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Cão sobre placas de força	16
Figura 2 - Resultados por meio do método de Placas de Força.....	17
Figura 3 - Cão sob análise cinemática	18
Figura 4 - Gráfico da amplitude de movimento do carpo durante trote	18
Figura 5 - Paciente com amputação baixa	20
Figura 6 - Cão com prótese de soquete	21
Figura 7 - Radiografias de procedimento cirúrgico no processo de uso da prótese estilo ITAP	21
Figura 8 - Prótese com articulação.....	22
Figura 9 - Tecnologia por impressão FDM ou FFF.....	25
Figura 10 - Otimização de produto para AM	26
Figura 11 - Otimização de peça para AM	27
Figura 12 - Projeto de prótese para cães	30
Figura 13 - Delimitação de porte do cão	34
Figura 14 - Caminhar de um cão.....	35
Figura 15 - Trote de um cão.....	36
Figura 16 - Variações de deslocamento.....	36
Figura 17 - Variáveis da biomecânica	39
Figura 18 - Delimitação de estudo.....	40
Figura 19 - Desenhos de próteses utilizados	41
Figura 20 - Sistema esquelético canino	43
Figura 21 - Delimitações de características.....	44
Figura 22 - Molde positivo de um membro do paciente.....	45
Figura 23 - Lado interno do acoplamento.....	46
Figura 24 - Linha entre centro de massa e FRS ou força vertical	47
Figura 25 - Acoplamento sem articulação	49
Figura 26 - Acoplamento com articulação	50
Figura 27 - Serrilhado na região de montagem	50
Figura 28 - Bases de apoio	51
Figura 29 - Variações de montagem da prótese não articulada.....	52
Figura 30 - Variações de montagem da prótese articulada.....	52
Figura 31 - Força de reação, centro de massa e condições de contorno.....	54
Figura 32 - Malha aplicada nas montagens.....	55

Figura 33 - Resultados de tensões máximas de escoamento e deslocamento.....	56
Figura 34 - Base flexível alterada.....	57
Figura 35 - Resultados de tensão e deslocamento atualizados para variações com bases flexíveis.....	58
Figura 36 - Estimativa de tempo de produção para acoplamento rígido	59

LISTA DE SIGLAS

ABINPET	Associação Brasileira da Indústria de Produtos para Animais de estimação
ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i> - (Acrilonitrila Butadieno Estireno)
AM	<i>Additive Manufacturing</i> - (Manufatura Aditiva)
ASA	<i>Acrylic Styrene Acrylonitrile</i> - (Acrílico Estireno Acrilonitrila)
CAD	<i>Computer Aided Design</i> - (Projetos assistido por computador)
CAE	<i>Computer Aided Engineering</i> - (Engenharia assistida por computador)
CJP	<i>ColorJet Printing</i> - (Impressão ColorJet)
CLIP	<i>Continuous Liquid Interface Production</i> - (Produção Contínua por Interface Líquida)
DMD	<i>Direct Metal Deposition</i> - (Deposição Direta de Metal)
DMLS	<i>Direct Metal Laser Sintering</i> - (Sinterização Direta a Laser de Metal)
EBM	<i>Electron Beam Melting</i> - (Derretimento de Feixe de Elétrons)
FDM	<i>Fusion Deposition Modeling</i> - (Modelagem por fusão e deposição)
FFF	<i>Fused Filament Fabrication</i> - (Fabricação por Filamento Fundido)
HIPS	<i>High Impact Polystyrene</i> - (Poliestireno de Alto Impacto)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ITAP	<i>Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis</i> - (Prótese Intraóssea Transcutânea para Amputados)
MJP	<i>MultiJet Printing</i> - (Impressão MultiJet)
SDL	<i>Selective Deposition Lamination</i> - (Laminação de Deposição Seletiva)
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i> - (Sinterização Seletiva a Laser)
SLM	<i>Selective Laser Melting</i> - (Derretimento Seletivo a Laser)
LENS	<i>Laser Engineered Net Shaping</i> - (Modelagem de Rede projetada a Laser)
LOM	<i>Laminated Object Manufacturing</i> - (Laminação de Deposição Seletiva)
PETG	Polietileno Tereftalato de Etileno Glicol
PLA	<i>Polyethylene terephthalate</i> - (Ácido Poliláctico)
PVA	<i>PolyVinyl Alcohol</i> - (Álcool Polivinílico)
TPU	<i>Thermoplastic Polyurethane</i> - (Poliuretano Termoplástico)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
1.1 JUSTIFICATIVA	13
1.2 OBJETIVOS	14
1.2.1 Objetivo Geral	14
1.2.2 Objetivos Específicos	14
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1 BIOMECÂNICA ANIMAL	15
2.2 AMPUTAÇÕES	19
2.3 PRÓTESES	20
2.4 MANUFATURA ADITIVA.....	23
2.5 MANUFATURA ADITIVA POR MODELAGEM POR FUSÃO E DEPOSIÇÃO ...	25
2.6 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DOS MATERIAIS UTILIZADOS.....	27
3. MÉTODO DE TRABALHO	29
3.1 ESTUDO DE PROJETO.....	29
3.2 FASES DO TRABALHO	30
3.3 METODOLOGIA.....	333
3.4 BIOMECÂNICA ANIMAL	344
3.4.1 Análise da biomecânica animal	344
3.4.2 Estudo das variáveis presentes na biomecânica animal	37
3.5 CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DE PRÓTESE IDEAL EM FUNÇÃO DOS DADOS OBTIDOS	40
3.6 ESTUDO DO ACOPLAMENTO DA PRÓTESE NO CÃO.....	44
4. PROJETO, RESULTADO E DISCUSSÕES SOBRE A PRÓTESE DESENVOLVIDA	47

4.1 SIMULAÇÃO EM SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS.....	52
4.2 CONVERSÃO EM ARQUIVOS STL E SIMULAÇÃO DE IMPRESSÃO DA PRÓTESE	58
4.3 DISCUSSÕES E RESULTADOS	60
5 CONCLUSÕES	63
5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	64
6. REFERÊNCIAS.....	66

1. INTRODUÇÃO

O mercado *pet* tem crescido no Brasil e isso acontece pelo fato das pessoas passarem a considerar os animais como membros da família. Portanto a importância e atenção que começa a ser oferecida aos animais domésticos têm aumentado e, por este motivo, surge a necessidade da criação de sistemas, equipamentos e produtos que melhorem a vida dos pequenos companheiros que já estão presentes nas casas de uma grande parcela da população.

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2018), o Brasil ocupa a segunda posição na quantidade de animais domésticos por família. Conforme estatísticas, no ano de 2018 os domicílios acomodavam cerca de 54,2 milhões de cães, 34,8 milhões de aves e 23,9 milhões de gatos aproximadamente. Existem mais cães e gatos do que crianças nos lares brasileiros.

Considerando o aumento da importância que vêm se oferecendo aos animais domésticos e o crescimento deste setor, o estudo e análise de próteses e órteses vêm ganhando proporções cada vez maiores. Com a criação de novos materiais, equipamentos para prototipagem rápida e desenvolvimento de novas técnicas de produção, aumenta-se a possibilidade de melhorar a qualidade de vida, bem estar e longevidade dos animais.

Então, para os animais que têm a necessidade de possuir algum auxílio para a locomoção, cria-se a oportunidade de atender por meio da manufatura aditiva a manufatura de próteses e órteses.

Porém, a locomoção natural de um animal possui um grau de complexibilidade elevado pois, além de envolver vários músculos em trabalho simultâneo ou em sequência (KONIG; LIEBICH, 2016), os movimentos quase nunca apresentam uma velocidade constante por conta da variação da passada e das forças que agem sobre o organismo (NIELSEN, 2002).

Com o auxílio de *scanners* e impressoras 3D consegue-se produzir protótipos específicos e personalizados, podendo assim, testar, analisar e validar uma prótese em um curto período de tempo. Mas para se obter resultados satisfatórios na fabricação de próteses ou órteses, é necessário um estudo detalhado de como funciona a biomecânica do animal, acoplamento do sistema, materiais utilizados, dimensionamento estrutural da prótese e órtese, análise de tensões entre outras variáveis presentes neste sistema dinâmico e cinemático. Por conta disto, o presente

estudo tem a função de entender e analisar os assuntos que dizem respeito a esses sistemas para uso animal.

1.1 JUSTIFICATIVA

De acordo com um levantamento feito pela ABINPET o crescimento do segmento de *Pet Care* e *Pet Vet* cresceu de 2018 para 2019, cerca de 8,5% e 15% respectivamente. Estes dados representam 4,10 bilhões de reais para o segmento de *Pet Vet* e 1,85 bilhões de reais para *Pet Care* de faturamento anual.

Paralelo aos fatores acima, tem-se o avanço de peças e/ou produtos customizados ou com baixo volume de produção como órteses médicas, veterinárias, dentárias, moldes e bens de consumo com uma finalidade bem particular. Embora a disseminação da tecnologia tenha ocorrido no final dos anos 1990, quando o arquiteto e designer Israelense Ron Arad desenvolveu uma linha de produtos impressos em 3D que foi apresentado no renomado museu Victoria and Albert Mu-seum em Londres (NERI, 2017), hoje, por conta da maior comercialização e facilidade no acesso de equipamentos de manufatura aditiva, o crescimento deste mercado ainda acontece de forma perene por conta das vantagens que oferecem.

Segundo WOHLERES (2019), informações mostram que, entre 2013 e 2017, a receita gerada por meio da manufatura aditiva apresentou um crescimento de 25%, totalizando mais de 7 bilhões de dólares em 2017. Conforme avalia a consultoria, certos segmentos de mercado poderão proporcionar 20 bilhões de dólares em negócios em 2021.

Levando-se em consideração os números apresentados acima e determinando que ainda há espaço para o desenvolvimento e aplicação nestes assuntos, este trabalho visa desenvolver um projeto genérico de uma prótese destinada para um cão com problemas de locomoção. Neste projeto deve ser considerado que o método de fabricação utilizado será um processo de manufatura aditiva e, por conta disto, conceitos de DFAM - *Design for Additive Manufacturing* – deverão ser considerados.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho consiste em desenvolver um projeto de prótese para cães utilizando conceitos de DFAM.

1.2.2 Objetivos Específicos

Para ser possível atingir o objetivo geral deste trabalho, são descritos a seguir os objetivos específicos que devem ser contemplados:

- a) Analisar a biomecânica animal;
- b) Estudar variáveis presentes na biomecânica para projeto assertivo da prótese;
- c) Levantar e caracterizar tipos de próteses já existentes;
- d) Analisar o caso de estudo (paciente): Estudar e entender o paciente para projeto adequado da prótese;
- e) Simular a análise de cargas e validação computacional da prótese;
- f) Projetar a prótese utilizando conceitos específicos para sua fabricação através da manufatura aditiva.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo é destinado ao estudo dos principais assuntos relacionados à implementação e fabricação de próteses. Estes, dizem respeito à biomecânica animal (em particular os cães), variáveis presentes no deslocamento e tipos de próteses existentes. Também é tratado sobre os tipos de manufatura aditiva, verificação dos materiais apropriados e estudo das características técnicas para o projeto de uma prótese.

2.1 BIOMECÂNICA ANIMAL

Primeira, segunda e terceira leis de Newton estão presentes em sistemas cinéticos e estáticos, logo, essas leis estão presentes na biomecânica animal. A biomecânica consiste no estudo das leis da mecânica verificando as ações e reações das forças para o estudo dos aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos, principalmente em relação ao movimento e equilíbrio.

Em condições normais, sem alterações ortopédicas ou neurológicas e com os quatro membros de apoio, um cão carrega aproximadamente 60% de seu peso nos membros torácicos frontais (30% em cada membro) e 40% em seus membros pélvicos traseiros (20% em cada membro) (WIGEL, 2005). Além disso, a locomoção de um cão pode ser dividida em duas classes distintas: simétrica e assimétrica. Dentro destas subdivisões, existem os tipos de passadas, movimentos do lado do corpo e suporte de apoios. No Quadro 1 são descritas as classes de locomoção, tipos de passada e quantidade de membros de apoio.

Quadro 1 - Características da locomoção animal

Classe/Subdivisão	Simétrica	Assimétrica
Tipo de passada	Caminhar, amble, trote e passo	Galope e cânter rotatório e transverso
Movimento corpo do animal	Repetição dos movimentos em ambos os lados	Movimentos diferentes em ambos os lados
Suporte de apoios	Suporte de dois e três membros	Suporte de dois membros

Fonte: DeCamp (1997)

Para se obter um bom diagnóstico da marcha ou locomoção de um cão, tem-se dois tipos de técnicas principais, sendo elas, análise de placas de força e estudo cinemático bidimensional e tridimensional. Estas ferramentas podem detectar marchas alternadas que podem não ser notadas em uma observação visual (DECAMP, 1997).

De forma resumida, a análise de placas de força (Figura 1) captura a força de reação de cada apoio do animal, verificando apenas uma reação singular de cada pata. Este tipo de análise pode ter como método alternativo a baropodometria, no qual é usado para exames ortopédicos em humanos, mas, que neste caso atenderia a análise. A análise deste equipamento tem a mesma finalidade e funcionamento das placas de força que consiste em verificar a distribuição de pressão nos membros apoiados.

Figura 1 - Cão sobre placas de força

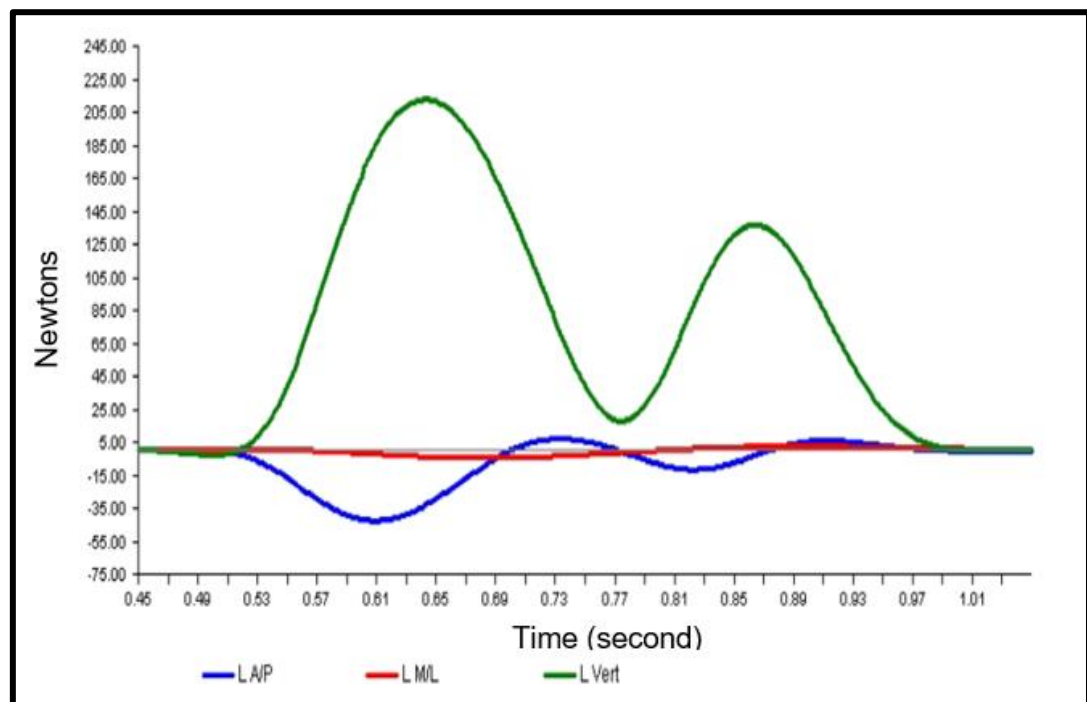


Fonte: BASTIAN (2013).

Com a análise no método de placas de força, por se tratar de reações estáticas, é possível verificar a carga e a porcentagem de distribuição de peso que o cão desenvolve sobre seus apoios. Os resultados são obtidos através de transdutores *strain gages*, fixados em células de carga, localizados nos quatro cantos da plataforma (BASTIAN, 2013). Após a coleta de dados, os mesmos são armazenados e analisados em *softwares* específicos, e o resultado final é apresentado a porcentagem média de peso que o animal aplica em cada apoio. Na Figura 2 é apresentado o resultado de um teste por meio do método de placas de força. Nesta figura, se explica a força de

reação de dois membros (perna frontal e traseira) de um mesmo lado do cachorro durante o trote. A linha verde (L VERT) representa as forças de reação vertical do solo. A linha azul (L A/P) representa os pontos associados com as forças de reação do solo craniocaudal. A linha vermelha (L M/L) representa as forças de reação do solo mediolateral. O primeiro pico vertical da linha verde está associado com a perna da frente do cão e o segundo pico vertical da linha verde está associado com a perna traseira. Os valores negativos da linha azul representam as forças de frenagem ocasionadas pelo impacto e os valores positivos relacionados às forças de propulsão.

Figura 2 - Resultados por meio do método de Placas de Força



Fonte: GILLETTE (2008).

Entretanto a análise cinemática (Figura 3) funciona com múltiplos marcadores foto refletivos acoplados na pele do cão em níveis articulares diferentes e durante a locomoção estes marcadores se movem e são detectados por câmeras que enviam as informações para um computador definindo uma marcha precisa do animal. Com a análise cinemática é possível obter resultados mais precisos e informações mais específicas. (GILLETTE, 2008).

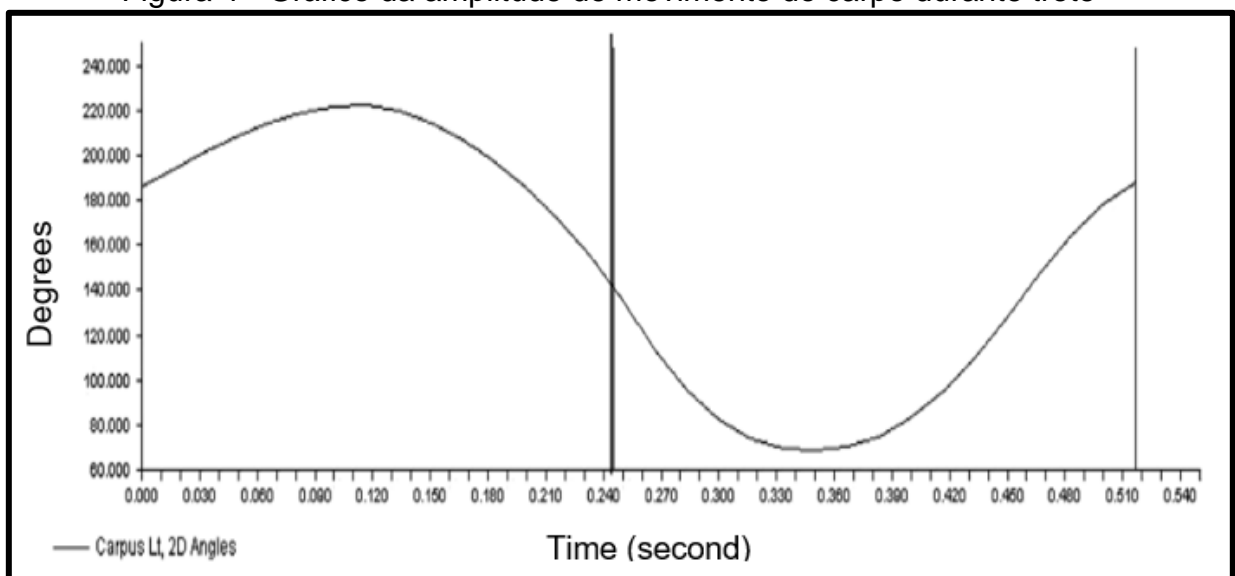
Figura 3 - Cão sob análise cinemática



Fonte: GILLETTE (2008).

Diversas variáveis podem ser obtidas pelo método de análise cinemática, mas as principais, são a quantificação de análise de posição, velocidade, aceleração a ângulos dos pontos anatômicos do animal, bem como, segmentos e juntas no espaço. Estas variáveis possuem importância significativa para a criação da prótese pois influenciam diretamente na análise mecânica e dinâmica. Como os dados obtidos no método de análise cinemática são mais específicos e assertivos, a construção de gráficos para estudo da marcha e locomoção se torna mais precisa. Na Figura 4, consegue-se observar um exemplo mostrando a flexão e extensão do carpo do animal durante o trote em um determinado período de tempo. Esta amplitude é verificada através das medidas angulares do carpo que são observadas pelos foto refletores (GILLETTE, 2008).

Figura 4 - Gráfico da amplitude de movimento do carpo durante trote



Fonte: GILLETE (2008).

Portanto, é interessante verificar que estes dois tipos de análise além de verificar a marcha de animais com todos os membros, podem ser usadas para verificar o resultado da colocação de uma prótese em um animal amputado. Com a análise cinemática é possível verificar se o tempo de contato e deslocamento da prótese é similar a uma pata normal. Também, com as placas de força é possível um estudo de carga que o animal está colocando na prótese. Estes tipos de resultados ajudam no projeto e fabricação de uma prótese ideal.

2.2 AMPUTAÇÕES

A amputação é a retirada cirúrgica ou traumática, parcial ou total de uma parte do corpo (CARVALHO, 2003). No segmento veterinário é comum um cão passar por doenças, apresentar malformações congênitas ou processos traumáticos como acidentes que causam lesões graves nas extremidades (JIMENEZ, 2018) ou total dos membros. A amputação é considerada como uma solução de diagnóstico indicado em situações específicas como trauma, necrose, isquemia, infecção ortopédica intratável, incapacidade grave decorrente de artrite intratável, paralisia, deformidade congênita e neoplasias (WEIGEL, 2007).

Atualmente, os tumores ósseos que acontecem nos cães podem ser considerados a principal causa de amputações de membros, mas dentre eles, o osteossarcoma é frequentemente diagnosticado em neoplasias de origem esquelética. E neste caso de enfermidade a amputação de membro, seguido de quimioterapia é uma das medidas mais efetivas em tratamentos de tumores primários (ALCANTARA, 2010).

Entretanto, fatores como estágio da doença, adaptabilidade e adequação do animal devem ser considerados antes da prática da amputação, já que, com um membro a menos, o grau de limitação da mobilidade aumenta, implicando de forma direta a qualidade de vida do cão (MICH, 2014), além de ser mais suscetível a aparição de problemas ortopédicos, principalmente em animais grandes e gigantes, por conta da distribuição de peso assimétrica. Por esta razão a prótese após a amputação pode ser considerada para melhorar a mobilidade e qualidade de vida para o animal.

As principais causas de amputação já são bem definidas e, quando necessária a realização do procedimento, deve-se buscar, quando permitido, preservar o máximo possível do membro. A preservação de pelo menos 50% da ulna/rádio e/ou tibia/fíbula caracterizam-se como amputações baixas (Figura 5). Este tipo de amputação facilita o uso da prótese, trazendo uma simplicidade e adaptabilidade maior para o animal. Casos de amputações altas ou próximas ao tórax também podem ocorrer dependendo do grau ou estágio da doença ou trauma e, este tipo de amputação pode possuir um grau de complexibilidade maior na aplicação da prótese (MICH, 2014).

Pelo fato do processo de decisão priorizar a amputação baixa, existir facilidade de adaptabilidade do cão em próteses de soquete e ser mais viável a realização de testes e estudos, o trabalho é focado em um estudo de implementação de uma prótese de soquete em um cão com amputação baixa.

Figura 5 - Paciente com amputação baixa



Fonte: MICH (2014).

2.3 PRÓTESES

Segundo MICH (2014), nos dias de hoje existem 2 tipos de próteses. A prótese de soquete e a prótese ITAP, do inglês, *Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis*. Os dois tipos se referem a próteses destinadas para animais com amputações baixas, ou seja, que possuem um pedaço do membro remanescente (coto). O estilo de próteses de soquete (Figura 6) é uma extensão do membro amputado que possibilita o contato no solo através de uma pata mecânica, porém, sem intervenção cirúrgica no animal.

Figura 6 - Cão com prótese de soquete



Fonte: SAKITA (2014).

Na prótese de soquete é importante observar a suspensão e retenção do dispositivo no resíduo do membro, já que, alguns procedimentos podem deixar uma parte de tecido altamente móvel na região do coto, aumentando o desconforto e a possível criação de feridas e dificultando a fixação da prótese. Por outro lado, a prótese no estilo ITAP (Figura 7), necessita de procedimento cirúrgico uma vez que é implementada no osso do animal uma endoprótese, na qual uma exoprótese ou prótese externa é implantada (MICH, 2014). A endoprótese tem contato direto com o osso do animal. Exopróteses tem contato apenas com a parte externa do corpo.

Figura 7 - Radiografias de procedimento cirúrgico no processo de uso da prótese estilo ITAP. (a) Seis semanas de pós-operatórios. (b) Três meses de pós-operatório. (c) Cinco meses de pós-operatório (d) Sete meses de pós-operatório



Fonte: FITZPATRICK (2011).

Próteses de soquete possuem ótimas vantagens por sua fabricação ter um custo relativamente baixo, simplicidade na sua aplicação/colocação (sem necessidade de cirurgia) e adaptabilidade em grande parte dos pacientes. Também, pelo método de ITAP, alguns pontos positivos são observados, mas o principal é que este tipo de dispositivo tem uma integração esquelética direta, fazendo com que se anule o atraso mecânico, já que, a endoprótese transmite diretamente as forças de reação para o esqueleto através da exoprótese, além de diminuir o trauma em tecidos moles e anular um possível incômodo intermitente. (MICH, 2014).

A partir destes dois conceitos de implementação de próteses ainda há a possibilidade de se incorporar dobradiças/articulações no dispositivo (Figura 8). Geralmente próteses articuladas possuem duas dobradiças instaladas acima dos ligamentos colaterais do carpus, cotovelo, tarso ou joelho. Dentro do tipo de articulação usada para as próteses existem as articulações passivas ou dinâmicas. As dobradiças passivas geralmente são feitas de nylon com tamanhos e rigidez variáveis para cada aplicação e as dobradiças dinâmicas têm, geralmente, sua fabricação executada com metal e mola (maior custo/menor volume/maior facilidade de ajuste) ou dobradiças passivas com tiras elásticas (menor custo/maior volume/maior dificuldade de ajuste). Articulações do tipo dinâmico devem ser usadas para promover torque a junta, geralmente para esticá-la por um longo período de tempo (MARCELLIN, 2014).

Figura 8 - Prótese com articulação



Fonte: MARCELLIN (2014).

A implementação de articulações em próteses visa resolver a falta de estabilidade presente em próteses rígidas no membro residual. Essa estabilidade

deve ser axial (na tração e compressão), angular (na medial, lateral, crânio e curvatura caudal), e rotacional (rotação interna e externa). Além disso, é importante ressaltar que uma fita rígida ou flexível deve ser adicionada no dispositivo para melhorar a estabilidade. Geralmente se usa fecho de velcro com tiras largas a fim de evitar a flambagem entre o membro e dispositivo (MARCELLIN, 2014).

2.4 MANUFATURA ADITIVA

A manufatura aditiva pode ser definida como um processo de fabricação por meio de adição sucessiva de material em forma de camadas, com informações obtidas de um modelo geométrico computacional 3D (VOLPATO, 2017). As informações principais das tecnologias existentes (Quadro 2) bem como as suas principais características estão apresentadas a seguir.

(Continua)

Quadro 2 - Tipos de manufatura aditiva

Classificação das tecnologias AM	Descrição dos princípios	Algumas tecnologias na categoria
Fotopolimerização em cuba	Polímero fotossensível líquido é curado seletivamente em uma cuba por polimerização ativada por luz	Estereolitografia (<i>stereolithography – SL</i>), produção contínua com interface líquida (<i>continuous liquid interface production – CLIP</i>), tecnologia da empresa <i>Invision-TEC</i> , outros
Extrusão de material	Material é depositado em pequenas gotas de forma seletiva	Modelagem por fusão e deposição (<i>fused deposition modeling – FDM</i>), <i>MakerBot</i> , <i>RepRap</i> , <i>Fab@Home</i> , outros
Jateamento de material	Um agente aglutinante líquido é seletivamente depositado para unir materiais em pó	<i>PolyJet</i> , impressão por múltiplos jatos (<i>MultiJet printing – MJP</i>), tecnologia da <i>Solidscape</i> ,

		outros
Jateamento de aglutinante	Lâminas recortadas de material são unidas (coladas) para formar um objeto	Impressão colorida por jato (<i>ColorJet Printing – CJP</i>), tecnologia da VoxelJet, tecnologia da ExOne, outro
Fusão de leito de pó	Energia térmica funde seletiva-mente regiões de um leito de pó	Sinterização seletiva a laser (<i>selective laser sintering – SLS</i>), sinterização direta de metal a laser (<i>direct metal laser sintering – DMLS</i>), fusão seletiva a laser (<i>selective laser melting – SLM</i>), Laser CUSING, fusão por feixe de elétrons (<i>electron beam melting – EBM</i>), outros
Adição de lâminas	Lâminas recortadas de material são unidas (coladas) para formar um objeto	Manufatura laminar de objetos (<i>laminated object manufacturing – LOM</i>), tecnologia da Solido, deposição seletiva de laminados (<i>selective deposition lamination – SDL</i>), outros
Deposição com energia direcionada	Energia térmica é usada para fundir materiais à medida que estes são depositado	Forma final obtida com laser (<i>laser engineered net shaping – LENS</i>), deposição direta de metal (<i>direct metal deposition – DMD</i>), revestimento a laser tridimensional (<i>3D laser cladding</i>), outro

Fonte: Neri (2017)

(Conclusão)

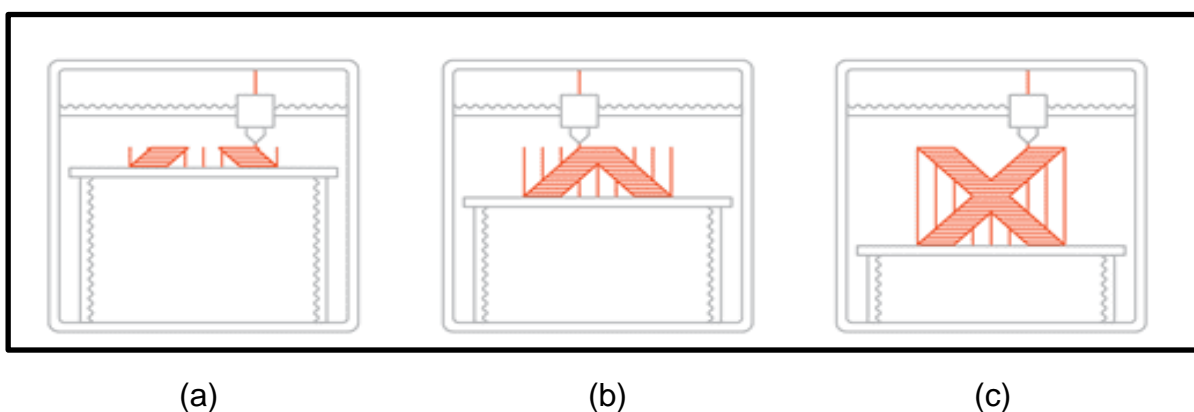
Nota-se que cada classificação possui sua particularidade, métodos de fabricação e princípios, porém neste trabalho será dado ênfase na manufatura aditiva por extrusão e deposição de material plástico fundido. A escolha deste tipo de tecnologia se dá pelo fato de se possuir acesso ao equipamento o que permite a fabricação e validação da prótese.

2.5 MANUFATURA ADITIVA POR MODELAGEM POR FUSÃO E DEPOSIÇÃO

A tecnologia de impressão FDM (Figura 9) ou também chamada de FFF (*Fused Filament Fabrication*), possui o princípio de funcionamento similar a processos de extrusão convencionais, porém, com a capacidade diferencial de conseguir depositar camada após camada o material extrudado no formato modelado (VOLPATO, 2017).

Um carretel de filamento plástico acoplado no equipamento é alimentado por meio de roletes tracionadores e direcionado para um bico no cabeçote de extrusão montado sobre um sistema com movimentos controlados no plano X-Y. Este bico, geralmente denominado *Hotend*, já se encontra na temperatura de fusão do material plástico utilizado, fazendo com que o mesmo derreta. A impressora, então, move a cabeça de extrusão ao longo do das coordenadas especificadas, depositando o material fundido na mesa de impressão onde resfria, solidifica e determina a forma do modelo tridimensional conforme demonstrado na figura abaixo (3D LAB, 2021).

Figura 9 - Tecnologia por impressão FDM ou FFF (a) Fabricação de uma peça pelo método FDM em estágios iniciais (b) Peça em fase de fabricação avançada já possuindo os suportes necessários (c) Peça finalizada pelo método de impressão 3D



Fonte: 3D LAB (2021).

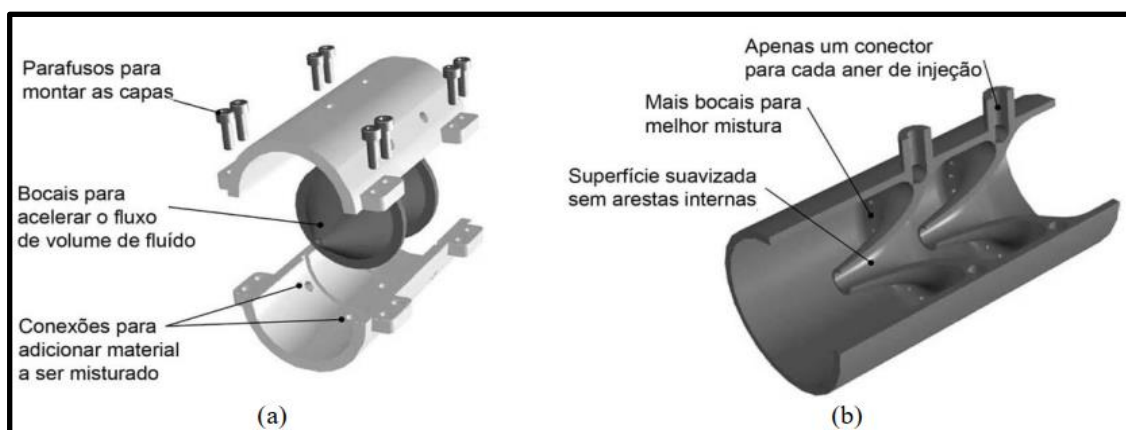
Qualquer material que possa ser levado a um estado pastoso e depois endurecido por ação física ou química pode ser processado com esse tipo de princípio (VOLPATO, 2017). Portanto, existe uma quantidade de materiais mais comuns e com alta facilidade de serem encontrados e estes, serão descritos no próximo tópico com suas principais propriedades técnicas.

Além de observar que existem variações de processos dentro da AM, é importante abordar que o projeto tridimensional deve atender os requisitos para esta

metodologia de fabricação. Isso vem exigindo adaptação nas práticas atuais de projeto para a manufatura, dando origem ao recente conceito de projeto para manufatura aditiva, DFAM, do inglês, *Design for Additive Manufacturing*. Este conceito diz respeito que na fase do projeto tanto a nível de produto (Figura 10) quanto a nível de peça (Figura 11) deve ser racionalizado o conhecimento sobre manufatura aditiva e considerado este método de fabricação na forma final da peça e/ou produto. O objetivo deste novo conceito é auxiliar o projetista na otimização do projeto e considerar as vantagens e desvantagens oferecidas pela AM (LAJARIN,2021).

Considerando a DFAM para a fabricação de produtos, a principal vantagem oferecida é a consolidação de várias peças em uma única, ou seja, eliminando submontagens, além da fabricação de peças em diferentes materiais (LAJARIN,2021).

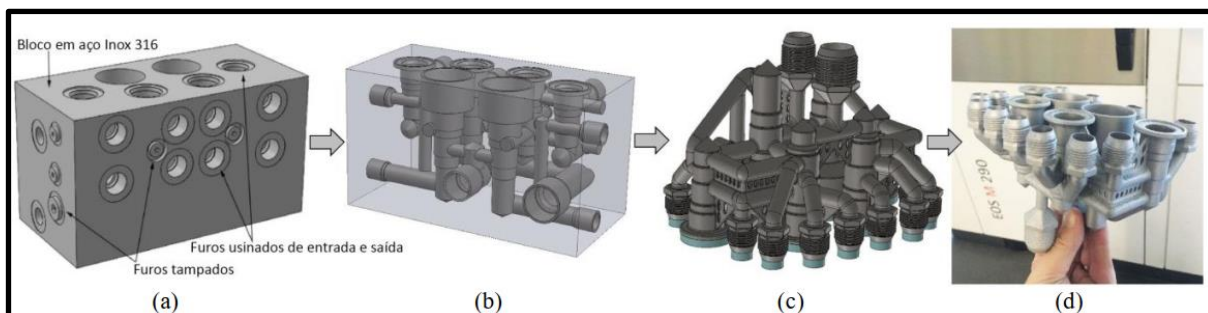
Figura 10 - Otimização de produto para AM - (a) Projeto para manufatura convencional, (b) Projeto otimizado



Fonte: LAJARIN (2021).

O conceito de DFAM para a fabricação de peças tem como principal objetivo melhorar a funcionalidade e remover material que não desempenha uma função específica sem deixar de atender os requisitos de projeto. Um exemplo desta aplicação foi o estudo da fabricação de um bloco manifold realizado por Diegel (2019), que, retirando o material desnecessário e mantendo as especificações de projeto como espessura de parede de tubo, teve-se uma redução de 91% do peso se relacionado a uma peça com fabricação convencional.

Figura 11 - Otimização de peça para AM - Projeto de Manifold hidráulico em (a) Projeto original, (b) Remoção de material desnecessário, (c) Melhorando funcionalidade e incorporando estruturas de suporte, (d) Componente reprojetoado fabricado



Fonte: DIEGEL (2019).

2.6 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DOS MATERIAIS UTILIZADOS

Com a crescente demanda da tecnologia AM e maior acessibilidade nos equipamentos, a criação de novos materiais e filamentos vem ganhando força na área. Alguns materiais são facilmente encontrados e possuem uma variação de características técnicas entre eles. A seguir será demonstrado e especificado os materiais com fácil acesso e grande utilização, bem como suas características técnicas.

ABS e ABS Premium: ABS ou Acrilonitrila Butadieno Estireno se trata de um polímero derivado do petróleo e está presente fortemente na indústria por possuir boas propriedades mecânicas e térmicas. Fabricações por moldes e matrizes também utilizam este material para injeção. O ABS para manufatura aditiva possui uma certa dificuldade de ser impresso por conta da sua contração quando resfriado podendo prejudicar a fabricação da peça, em contrapartida, possui uma facilidade para acabamento superficial interessante por conta da sua dureza superficial baixa (3DLAB).

PLA: Muito popular, o PLA ou Ácido Poliláctico é um dos materiais mais utilizados por *makers* na área de manufatura aditiva por conta da sua facilidade de parametrização e principalmente por não possuir uma contração que dificulte a impressão. Dentre os materiais utilizados possui uma fragilidade mais acentuada e pode sofrer deformações quando exposto ao calor por seu ponto de fusão ser relativamente baixo (3D LAB).

PETG: O PETG é copoliéster derivado do PET (*Polyethylene terephthalate*), plástico mais usado no mundo para a fabricação de garrafas plásticas desde 1976. Este tipo de filamento é usado na manufatura aditiva para fabricação de peças com uma necessidade de alta resistência mecânica, química e térmica. Com este tipo de material é possível construir peças que tenham aplicações finais em determinados produtos (3DFILA, 2018).

FILAMENTO FLEXÍVEL (TPU): TPU ou Poliuretano Termoplástico é conhecido na impressão 3D por ser um filamento flexível que pode oferecer uma variedade de combinações físicas e químicas para aplicações em diversas áreas. Este tipo de material possui uma boa resistência a abrasão e garante uma durabilidade de acabamento superficial, além de apresentar boa flexibilidade em variadas temperaturas, resistência ao impacto e alta elasticidade (3DFILA, 2020).

Apesar dos materiais acima serem considerados comuns, estes têm uma aplicabilidade de grande escala, como por exemplo, na fabricação de próteses. Por conta da facilidade de aplicação e desenvolvimento de trabalho destes materiais e suas diferentes características, o estudo acontece levando ABS, PLA E PETG como referência. No anexo A constam mais características, no anexo B mais propriedades e no anexo C mais resultados destes materiais.

É importante ressaltar que existem materiais especiais com aplicações, técnicas e propriedades bem específicas como: Nylon, Tritan, HIPS, PVA e ASA. Estes filamentos, embora possuam características interessantes, possuem maior dificuldade para se trabalhar, pois geralmente demandam de uma temperatura de extrusão maior, grau de contração mais elevado, valor de aquisição maior além de outras características nas quais dificultam o processo de fabricação. Por conta disso, o foco do desenvolvimento é voltado para os materiais comuns, ou seja, ABS, PLA, PETG e TPU.

3. MÉTODO DE TRABALHO

A execução do trabalho constitui um conjunto de tarefas que devem ser realizadas para se obter um resultado satisfatório e assertividade no projeto da prótese. Portanto, este capítulo será destinado para explicar o fluxograma e cronograma dos trabalhos que foram realizados.

3.1 ESTUDO DE PROJETO

O desenvolvimento deste trabalho tem como principal objetivo resolver uma dificuldade de locomoção e melhorar a qualidade de vida de um cão que possui uma amputação baixa (com um membro remanescente). Este problema foi resolvido através da aplicação de conceitos de engenharia, englobando conhecimentos de projetos e fabricação. Como referência, outro trabalho relacionado à mesma área foi publicado no ano de 2019 na Universidade de Caxias do Sul. O trabalho usado como referência para este trabalho, tem como autor o Eng. Marcelo dos Santos Dal Corso e será adotado como ponto de partida as sugestões de trabalhos futuros definidas pelo autor e esta decisão foi tomada a fim de obter resultados ainda mais satisfatórios. Na figura 12 é representado o seu projeto.

Alguns pontos para trabalhos futuros foram destacados no trabalho descrito anteriormente e, para se ter evolução, tem-se como objetivo abordar as seguintes sugestões voltas para área de projeto:

- a) Estudar o uso de outros materiais impressos em 3D para a prótese e compará-los, exemplo PLA x ABS;
- b) Estudar novos sistemas de amortecimento, como uso de molas ou material com alta absorção de impacto;
- c) Projetar sistema de regulagem infinitesimal de altura da prótese, como por exemplo, furo oblongo.

Figura 12 - Projeto de prótese para cães



Fonte: DAL CORSO (2019).

Ao decorrer da construção deste trabalho, tem-se como meta atingir as melhorias acima descritas, além de atender as fases de fluxograma de trabalho e cronograma de trabalho que posteriormente serão descritas.

3.2 FASES DO TRABALHO

Para se obter um planejamento adequado e contemplar os objetivos específicos determinados, foi criado um fluxograma de trabalho, neste, é apresentado o passo a passo para se obter um projeto de produto final adequado.

Para o desenvolvimento da prótese é necessário a execução de 7 fases que estão descritas a seguir. Também está representado no quadro 3 o fluxograma do trabalho.

Fase 1.1: Análise biomecânica do animal: Estudar e entender a biomecânica animal tem um grande grau de importância para que o projeto da prótese aconteça de forma satisfatória. Analisando a biomecânica se pode observar pontos críticos que são considerados no processo de projeto, além da escolha dos materiais escolhidos.

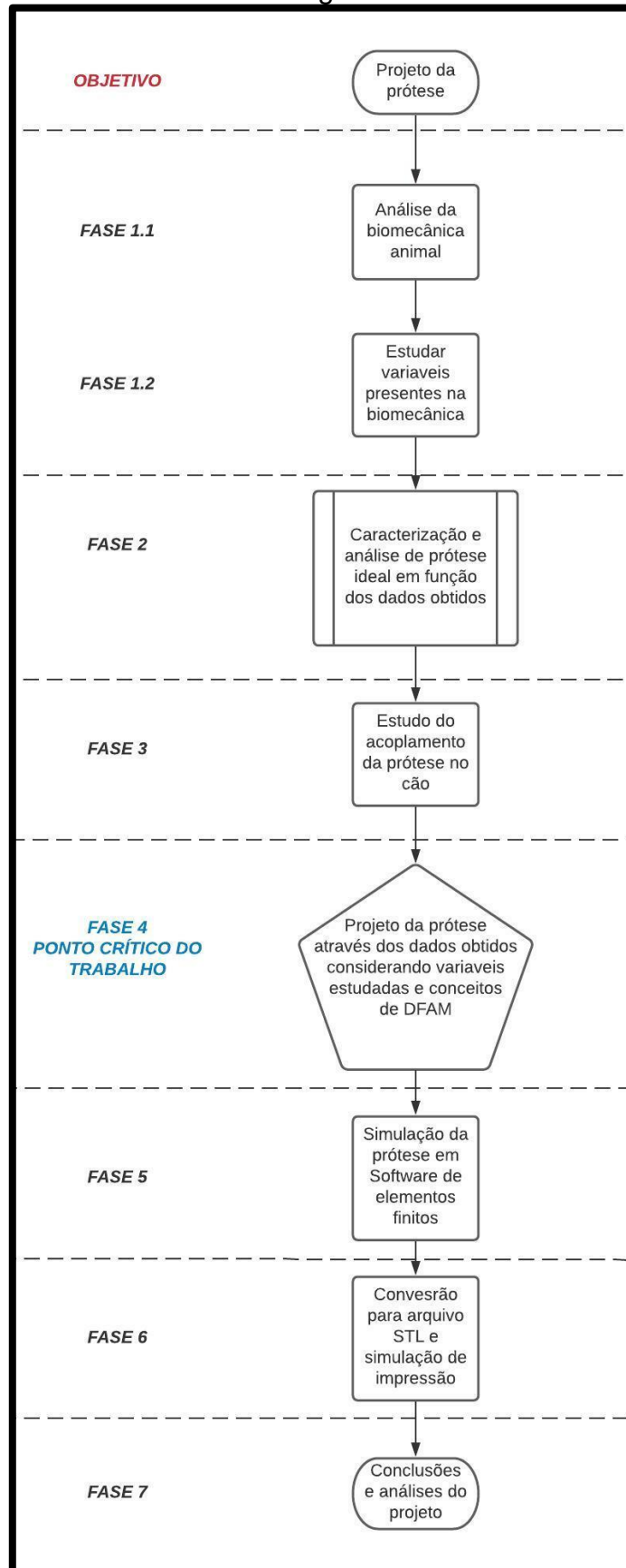
Fase 1.2: Estudar variáveis presentes na biomecânica: Após entender a biomecânica e analisar as principais variáveis que compõem o movimento, é possível delimitar condições de contorno para a fabricação do projeto da prótese. Com variáveis como força aplicada, articulação, passada, velocidade e angulação é possível modelar uma solução considerando os pontos críticos existentes na prótese por conta das variáveis da biomecânica.

Fase 2 :Caracterização e análise de prótese ideal em função dos dados obtidos: Com a análise realizada, é possível definir o estilo de prótese que será usado no caso de estudo. Definindo a geometria de referência, é possível otimizar o projeto da prótese que poderá ser construída para o paciente de estudo.

Fase 3: Estudo do acoplamento da prótese no cão: Estudar a forma de acoplamento da prótese no cão tem grande importância para que não venha a prejudicar ou machucar o membro remanescente do paciente. Por conta disso o desenvolvimento do projeto na parte do acoplamento é uma fase de avaliação detalhada, sendo necessário verificar e apresentar em projeto todos os componentes existentes para que se tenha uma montagem satisfatória.

Fase 4: Projeto da prótese em função dos dados obtidos: Com todas as variáveis necessárias, geometria de acoplamento no paciente e geometria de referência da prótese, consegue-se iniciar o projeto e modelamento do dispositivo ideal. Importante ressaltar que o projeto deverá levar em consideração o processo de DFAM, para, posteriormente, considerar a impressão da mesma. A fase 4 representa a fase crítica de todo o trabalho de conclusão, pois é nesse momento em que as análises de engenharia predominam.

Quadro 3 – Fluxograma do trabalho



Fonte: O autor (2021).

Fase 5: Simulação da prótese em *software* de elementos finitos: Após modelado e finalizado o projeto da prótese, consegue-se exportar o arquivo para um *software* de elementos finitos no qual é possível aplicar cargas e simular se o projeto atende sua aplicação na prática. Com esta verificação, consegue-se determinar se o projeto é viável ou se é necessário realizar alterações para se ter funcionalidade.

Fase 6: Conversão em arquivo STL e simulação de impressão da prótese: Após modelado e finalizado o projeto da prótese, consegue-se exportar o arquivo em extensão .STL. Obtendo o arquivo final, é possível exporta-lo em um *software* destinado para manufatura aditiva que verifica o tempo e parametrização de impressão. Com esta simulação, verifica-se se os conceitos de DFAM são aplicados.

Fase 7: Conclusões e análise do projeto: Após modelamento, verificação e simulação da prótese, é possível tirar conclusões e discutir a viabilidade de fabricação da solução. Como o propósito é construir um projeto genérico, na fase de conclusão é discutido o que será necessário para a aplicação particular de cada paciente, bem como, questões de custos, aplicação e estimativa de uso. Com isso consegue-se determinar se é possível realizar alteração no projeto ou validar o já existente.

3.3 METODOLOGIA

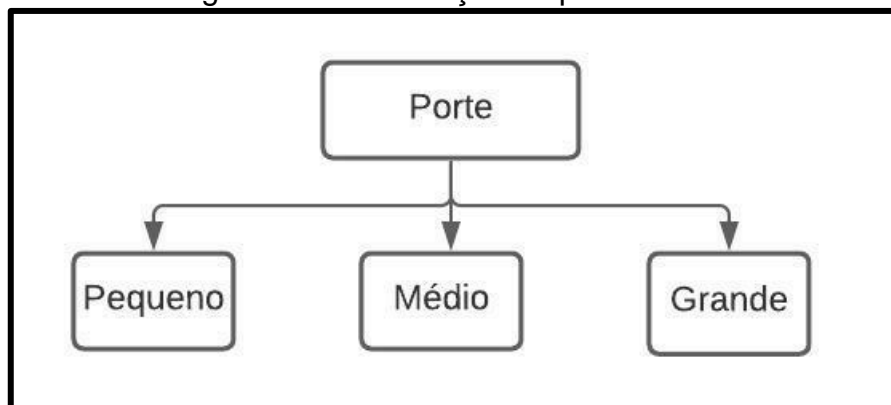
O desenvolvimento deste projeto está dividido em fases que possuem atividades específicas que são executadas afim de projetar uma prótese canina. Considerando possíveis variações é possível criar um projeto específico para um determinado paciente ou até mesmo uma variação de produtos modelados. Primeiramente o estudo é apresentado de forma genérica onde as medidas (peso, comprimento do fêmur, úmero e pata), são mantidas como variáveis.

Por ser necessário o uso de dados de testes para projeto da prótese, usa-se como referência a obra de Kano (2014). Nesta são apresentados os dados de análise cinemática e estática de dois grupos de cães para diferentes deslocamentos (Trote e Caminhar). Importante ressaltar que o trabalho tomado como base utiliza cães de três portes diferentes, trabalhando com a média das variáveis têmporo-espaciais e, posteriormente, apresentado os parâmetros cinéticos conforme porcentagem do peso corpóreo do cão.

Na segunda referência usada neste estudo, cujo autor é Besancon (2003) tem-se dados de forças e impulsos verticais em plataformas de forças e sistemas de medição de pressão. Este trabalho utiliza cães de grande porte (27,3kg a 36,3kg) com o controle de velocidade, aceleração e tipo de deslocamento e com essas informações o autor consegue quantificar as forças aplicadas em cada membro do paciente.

Portanto, utilizando as referências acima descritas, sabe-se que inicialmente se tem uma variação de porte neste estudo, conforme apresentado na figura 13. Esta primeira variação é importante para o início do projeto da prótese para se criar a geometria correspondente as medidas têmporo-espaciais do cão, as quais, são proporcionais ao porte.

Figura 13 - Delimitação de porte do cão



Fonte: O Autor (2021).

3.4 BIOMECÂNICA ANIMAL

3.4.1 Análise da biomecânica animal

A locomoção de um cão sem alterações ortopédicas ou neurológicas pode ser distribuída em classes e subdivisões. Nas classes tem-se tipo de passada, movimento do corpo do animal e suporte de apoios e em cada classe, existem subdivisões simétricas e assimétricas. Conforme apresentado no quadro abaixo (Quadro 1), existem seis possibilidades diferentes na locomoção de um cão. Com o propósito de diminuir as possíveis variações e facilitar o projeto, neste trabalho é considerado duas variações de deslocamento. O trote e o caminhar.

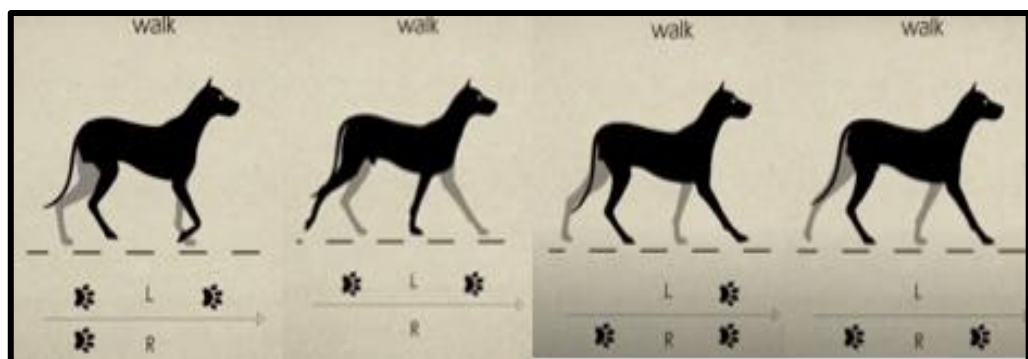
Quadro 1 - Características da locomoção animal

Classe/Subdivisão	Simétrica	Assimétrica
Tipo de passada	Caminhar, amble, trote e passo	Galope e cânter rotatório e transverso
Movimento corpo do animal	Repetição dos movimentos em ambos os lados	Movimentos diferentes em ambos os lados
Suporte de apoios	Suporte de dois e três membros	Suporte de dois membros

Fonte: DeCamp (1997).

- a) Caminhar: É o tipo de deslocamento com menor intensidade existente (Figura 14). Nesta situação o animal possui uma velocidade, aceleração, comprimento de passada, força vertical e impulso vertical de menores valores, enquanto o tempo de apoio, tempo de balanço e duração do ciclo de passada são maiores. Neste tipo de deslocamento o cão pode possuir um suporte de três membros configurando um deslocamento simétrico. Nesta configuração, pode-se considerar um projeto de prótese canina com coeficientes de segurança menores, já que a tendência de esforço tende a diminuir.

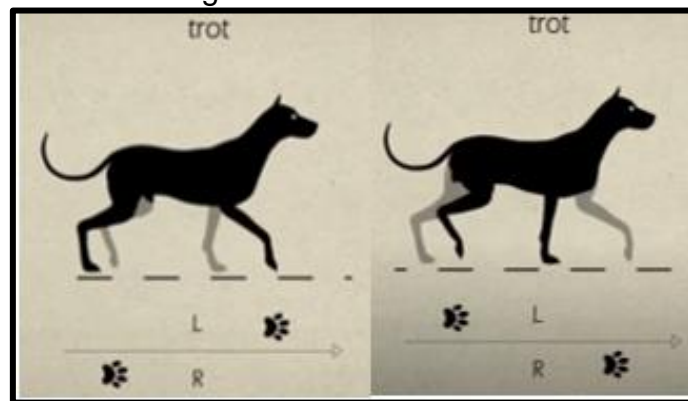
Figura 14 - Caminhar de um cão



Fonte: Should Know (2017).

- b) Trote: É o tipo de deslocamento mais usual para um cão sendo completamente simétrico, onde a pata dianteira tem apoio simultâneo com a pata traseira oposta. A biomecânica deste movimento possui valores de força e impulso vertical superiores ao caminhar, já que a energia aplicada no movimento é maior. Isso acontece pois como o centro de massa do animal está posicionado próximo aos membros torácicos, no trote (Figura 15) o cão se inclina para a realização do movimento, produzindo uma força de reação maior. Para o projeto da prótese, se deve considerar valores com um coeficiente de segurança maior.

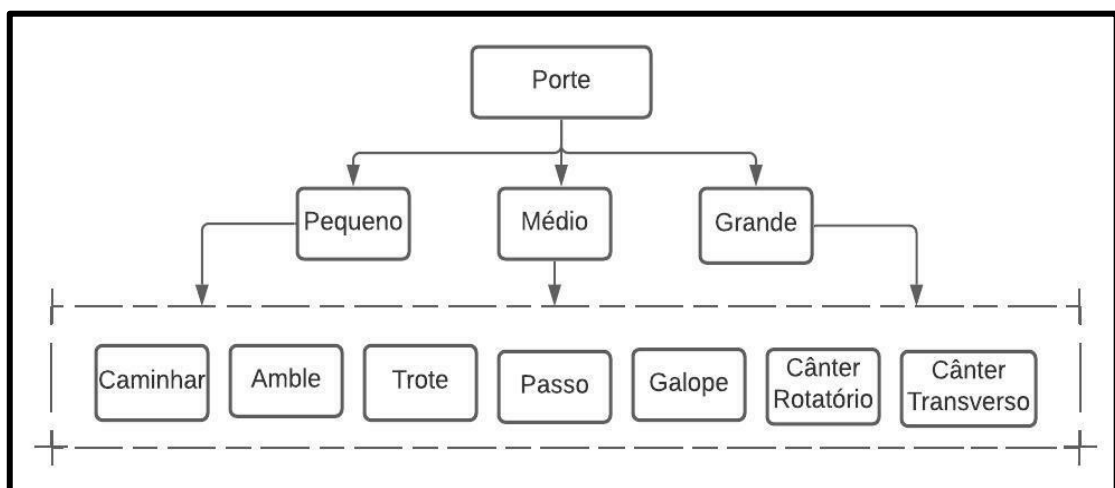
Figura 15 - Trote de um cão



Fonte: Should Know (2017).

Observando a biomecânica do cão e as variações de deslocamento que o paciente pode possuir, na figura 16 é apresentado as combinações totais que podem ser analisadas. Neste quadro, se pode observar a abrangência de informações presentes na biomecânica de um cão.

Figura 16 - Variações de deslocamento



Fonte: O Autor (2021).

3.4.2 Estudo das variáveis presentes na biomecânica animal.

As variáveis que podem ser observadas enquanto um cão se desloca serão limitadas na realização deste trabalho. As principais são velocidade, aceleração, tempo de apoio, tempo de balanço, duração do ciclo de passada, comprimento de passada, ângulos anatômicos do animal, força vertical e impulso vertical.

É importante verificar que a prótese depende das medidas morfométricas do cão, portanto, como a fabricação desse projeto corresponde a um produto genérico, o peso, comprimento do fêmur, úmero e pata são variáveis específicas de cada paciente. Destas medidas morfométricas que o cão possui, consegue-se atribuir em uma análise cinética resultados em função da porcentagem do peso corpóreo do cão, apresentando assim resultados em relação à massa do animal. As variáveis críticas da análise, bem como dados de entrada são descritos a seguir.

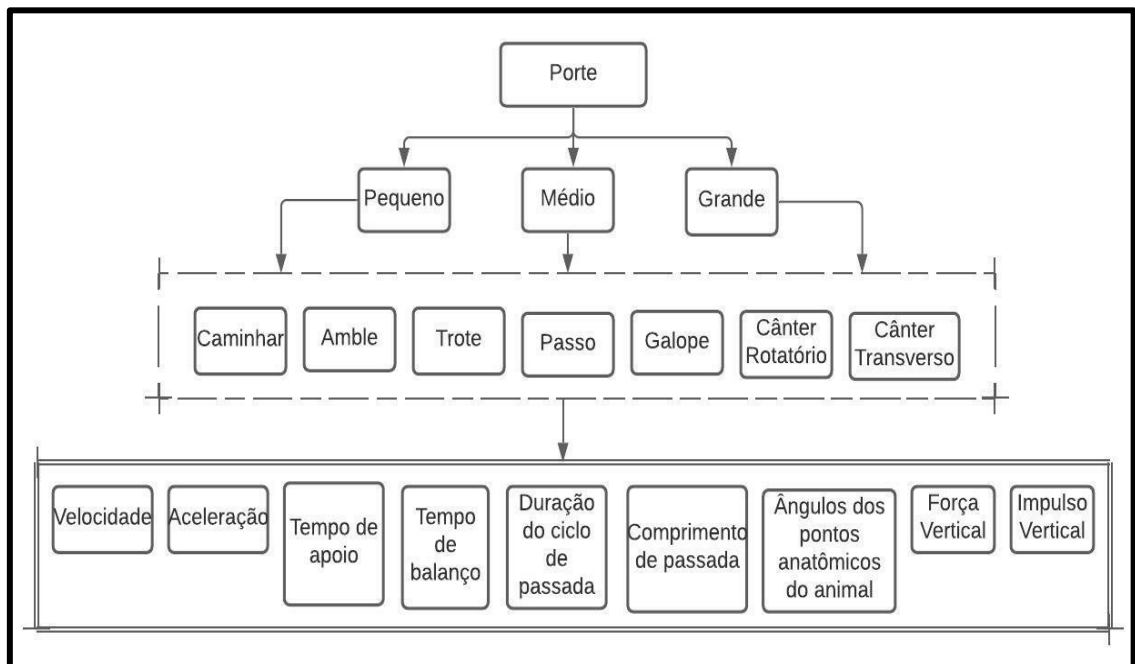
- a) Velocidade – O presente trabalho restringe-se ao animal trotando ou caminhando (deslocamento simétrico) que possui-se uma variação de velocidade baixa. Nesses tipos de deslocamentos a variação é delimitada entre 0,9 e 1,1m/s sendo necessária pois a força vertical aplicada e o impulso vertical no deslocamento do cão tendem a aumentar quando se aumenta a velocidade.
- b) Aceleração – Deve ser controlada para que os picos de força vertical e impulso não se alterem. Por essa razão, o projeto tem como dado de entrada uma aceleração entre $-0,2 \text{ m/s}^2$ e $0,2 \text{ m/s}^2$. Com essa variação atribui-se que os picos de força e impulso tomado pelo cão durante o deslocamento não tenham uma variação significativa nos testes.
- c) Tempo de apoio – Corresponde ao tempo em que o cão permanece com a pata em contato com o solo. Segundo os estudos de Kano (2014), o grupo de cães com deslocamento de caminhar, apresentou uma média de tempo de apoio para membros torácicos de 0,46s e 0,45s para os membros pélvicos. Enquanto no grupo de deslocamento de trote apresentou 0,21s para os membros torácicos enquanto 0,18s para os membros pélvicos. O tempo de apoio é utilizado para calcular a porcentagem da fase de apoio.

- d) Tempo de balanço – Dependendo do tipo de deslocamento que o cão utiliza, tem-se diferentes sequencias de apoios. Em deslocamentos assimétricos se pode ter apoios de até três membros no solo. O membro que não está apoiado encontra-se em transição para o próximo apoio e, neste tempo em que o membro está suspenso leva a nomenclatura de tempo de balanço. Esta variável é importante para se calcular a porcentagem da fase de balanço na qual é descrita nos resultados.
- e) Duração do ciclo de passada – Consiste em analisar os contatos consecutivos do mesmo membro no solo. Este parâmetro é utilizado pra verificar a vida útil da prótese.
- f) Comprimento de passada – Refere-se a distância entre dois apoios ou contatos consecutivos do mesmo membro ao solo. O comprimento da passada está diretamente ligada com as medidas morfométricas e a velocidade de deslocamento.
- g) Ângulos dos pontos anatômicos do animal - Os ângulos anatômicos do animal podem ser variáveis a serem analisadas principalmente quando se tem a articulação da prótese em análise. Pontos do cotovelo e do carpo do cão são regiões em que se possui um grau de angulação e articulação alta durante o movimento do animal e, para que o projeto da prótese tenha uma possível aplicação posteriormente, se faz necessário considerar essas variáveis.
- h) Força Vertical – Com a força resultante durante a movimentação do cão, é possível realizar uma análise estrutural e dinâmica com uma precisão maior. Com os valores de força vertical, também é possível inserir os valores dos testes em um *software* de elementos finitos após o projeto. É com essa variável e com o impulso vertical que é possível verificar se o projeto das próteses irá sustentar durante o uso, além de estimar a quantidade de ciclos.
- i) Impulso Vertical – É a variável que apresenta características de tração no movimento do cão. No impulso vertical é onde se delimita uma das forças

aplicadas na prótese para propulsão do cão no movimento, além disso, utiliza-se para verificar questões estruturais, vida útil e materiais a serem utilizados.

Seguindo o fluxo de análise para verificar a quantidade de dados de entrada que se possui, abaixo, na figura 17 é apresentado as variáveis que compõem toda a biomecânica animal na análise deste trabalho.

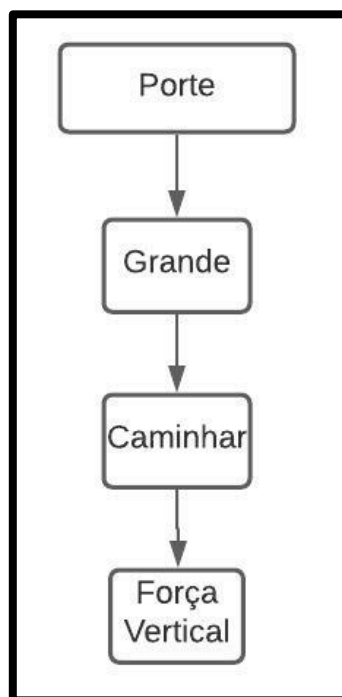
Figura 17 - Variáveis da biomecânica



Fonte: O Autor (2021).

Portanto, é possível verificar uma quantidade grande de variáveis a serem consideradas para uma análise e projeto detalhado, mas, por se tornar inviável restringe-se o porte do cão, tipo de deslocamento e variáveis a serem analisadas para a fabricação da prótese. Esta delimitação é apresentada a seguir na Figura 18.

Figura 18 - Delimitação de estudo



Fonte: O Autor (2021).

3.5 CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DE PRÓTESE IDEAL EM FUNÇÃO DOS DADOS OBTIDOS

Segundo MARCELLIN (2015), para a fabricação bem sucedida de uma prótese, a estabilidade é um elemento chave para a adaptabilidade do paciente. Esta estabilidade deve ser axial, angular e rotatória e geralmente está relacionada com o tamanho do membro residual do cão. Além disso, deve ser resistente ao desgaste, não escorregadio, relativamente macia, leve e ergonômica. Ainda, a utilização de tiras de fixação também é requerida para que não haja o empenamento ou flambagem da prótese. O uso de dobradiças/articulação é subjetivo, mas pode melhorar a estabilidade da exoprótese.

O ponto crítico do projeto é fazer com que o cão se adapte com o uso da prótese, atendendo a solicitação de força vertical e impulso vertical durante o deslocamento. Para isso, existem vários estilos de próteses que são aplicadas, mas neste trabalho, são apresentados 3 desenhos principais (Figura 19) que atendem o método de fabricação ideal e aos requisitos de força e impulso.

Figura 19 - Desenhos de próteses utilizados – (a) Prótese com alta flexibilidade (b) Prótese rígida (c) Prótese com flexibilidade média



Fonte: BionicPets (2021).

Nota-se que a principal diferença entre os modelos das próteses da figura 19 que são tomadas como referência é a base de apoio. Entre elas tem-se um apoio com uma flexibilidade e absorção alta, média e baixa e estas são as principais diferenças encontradas entre os modelos. A borracha utilizada na base para não se tornar escorregadio são aplicadas em todas. Observa-se também que o acoplamento no membro remanescente do cão possui um método de fabricação semelhante entre os 3 modelos apresentados, mudando apenas a geometria de acoplamento, no qual é personalizado para cada paciente. Visando o método de fabricação por manufatura aditiva, é relevante se atentar que o projeto deve enquadrar o conceito de DFAM. Com este conceito é possível eliminar submontagens e reduzir a quantidade de peças existentes em todo o projeto.

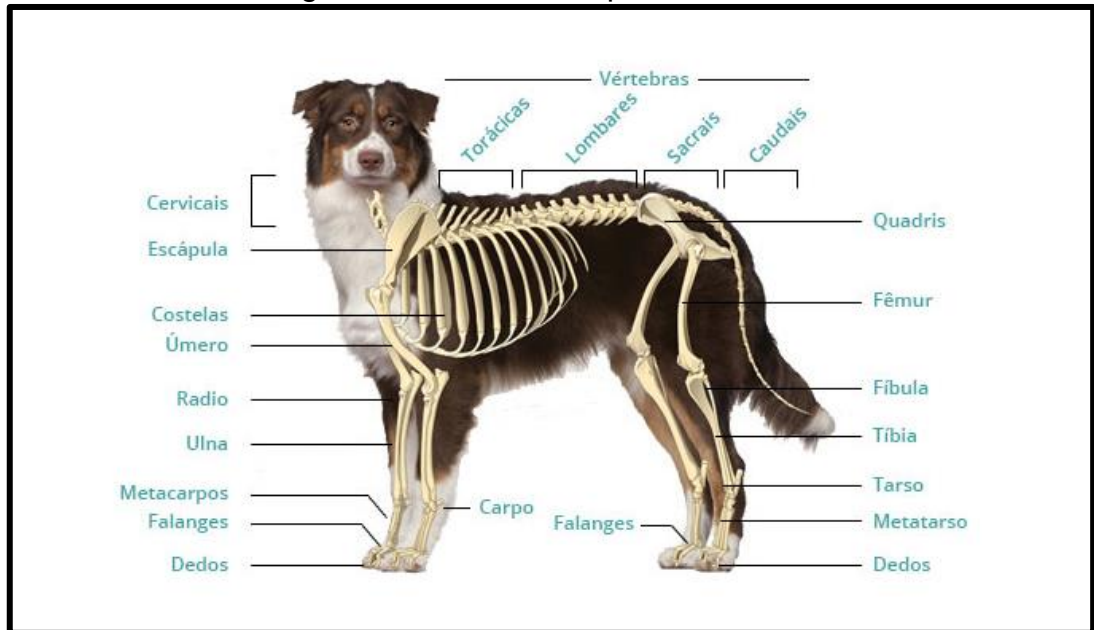
Seguindo a referência do autor Marcellin (2015), o projeto adota quatro pontos principais de fabricação e estes, são descritos a seguir:

- a) Acoplamento: Para melhorar a estabilidade da prótese e facilitar a adaptabilidade, no modelamento o membro remanescente do cão é grande parte envolvido pelo acoplamento. Como o método de fabricação utilizado é a manufatura aditiva, externamente o material escolhido pode ser em PLA, ABS ou PETG, já que, possuem uma boa resistência a tração e ao desgaste.

Entretanto, na parte interna do acoplamento, é considerado o uso de um material confortável e levemente macio para possuir uma certa ergonomia e conforto para o cão. Internamente materiais como espuma com alta densidade com revestimento de algodão ou silicone pode ser usada na sua fabricação.

- b) Base de apoio: Neste ponto é onde se possui maiores variações entre os *designs* utilizados. Nota-se que a base pode possuir uma flexibilidade maior ou menor dependendo do projeto. Com a flexibilidade é possível aumentar a absorção do impacto, mas, em contrapartida, pode comprometer a estabilidade e resistência. Importante observar que todos os estilos de base possuem um revestimento de borracha para que não fique escorregadio o apoio durante o deslocamento do cão.
- c) Fixação: A fixação da exoprótese no paciente deve ser sólida, firme, ajustável e ergonômica. Uma borda flexível ou rígida deve ser adicionada para aumentar a estabilidade. Geralmente fechos de velcro são usados nessas aplicações e as cintas de fixação devem ser largas o suficiente para que não ocorra o empenamento durante a aplicação da força no deslocamento. Este empenamento é anulado através da fixação na parte superior e inferior de todo membro remanescente.
- d) Articulação: Como descrito anteriormente, a aplicação de articulação/dobradiças se torna subjetiva, mas se bem aplicada, se tem a tendência de aumentar a estabilidade axial e rotacional da prótese. Geralmente, este grau de articulação é posicionado acima dos ligamentos colaterais do carpo, cotovelo ou tarso (figura 20). As dobradiças podem ser passivas ou ativas, mas, nesta aplicação será delimitado o uso de dobradiças passivas pela facilidade de aplicação. A fabricação destas, dizem respeito ao paciente. Cães menores necessitam de dobradiças mais flexíveis, enquanto, pacientes maiores necessitam de dobradiças mais rígidas. A aplicação de articulação na prótese pode resolver uma falta de estabilidade prevista da exoprótese no membro residual.

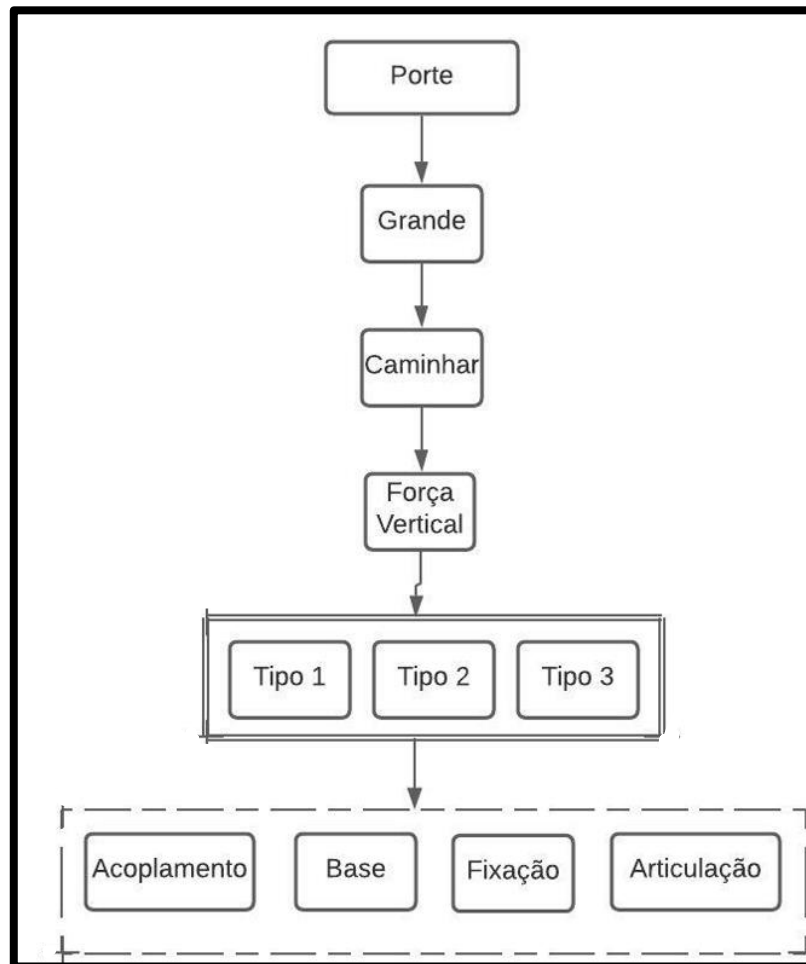
Figura 20 - Sistema esquelético canino



Fonte: OrtoPet (2021).

Trazendo as principais características de fabricação na posse das referências necessárias para projeto, abaixo é apresentado na figura 21 o fluxo de decisões a serem tomadas para o projeto da prótese.

Figura 21 - Delimitações de características



Fonte: O Autor (2021).

3.6 ESTUDO DO ACOPLAMENTO DA PRÓTESE NO CÃO

O acoplamento da prótese no coto do animal tem um grau de importância alto pois é no membro remanescente que as cargas serão aplicadas ao decorrer do seu deslocamento. Por esta razão o desenvolvimento de um acoplamento deve ser bem analisado para que a prótese cumpra sua função e sua fabricação deve possuir os materiais específicos, como já comentado.

Para se ter uma geometria destinada para cada paciente a análise deve ser obtida através de moldes positivos (Figura 22) ou escaneamento do membro remanescente do cão. A obtenção da geometria do coto do animal pode acontecer com o paciente sedado ou acordado. Historicamente a obtenção do molde é feita em gesso por ser seguro, confortável, rápido e acessível. Pela presença de pelos no membro do cão, uma fita plástica ou lã de vidro pode ser adicionada para que a

geometria fique com acabamento interno bom, além de ser mais confortável para o paciente. Como método alternativo, um *scanner* pode ser usado para retirar a geometria do coto. No caso da manufatura aditiva como método de produção da prótese, este tipo de alternativa pode ser muito interessante, pois o modelamento do acoplamento e outras partes da exoprótese pode acontecer totalmente em ambiente virtual de projeto.

Figura 22 - Molde positivo de um membro do paciente



Fonte: MARCELLIN (2014).

Para fins de projeto, o acoplamento modelado neste trabalho será genérico sem medidas exatas. Em um processo de aplicação da prótese, é importante que o modelamento do acoplamento seja destinado especificamente para o paciente, já que este conjunto da exoprótese deve estar bem fixada no membro remanescente do cão.

É importante verificar também se o animal possui tecido mole na extremidade do coto. A presença de um tecido desta natureza dificulta o acoplamento e fixação da prótese no cão, sendo necessário criar alternativas para se ter um acoplamento mais seguro para o paciente. Na caracterização e análise de prótese ideal e função dos dados obtidos, já foi definido os materiais e prioridades que devem ser tomadas para projeto e fabricação de um bom acoplamento (Figura 23).

Figura 23 - Lado interno do acoplamento



Fonte: MARCELLIN (2014).

4. PROJETO, RESULTADO E DISCUSSÕES SOBRE A PRÓTESE DESENVOLVIDA

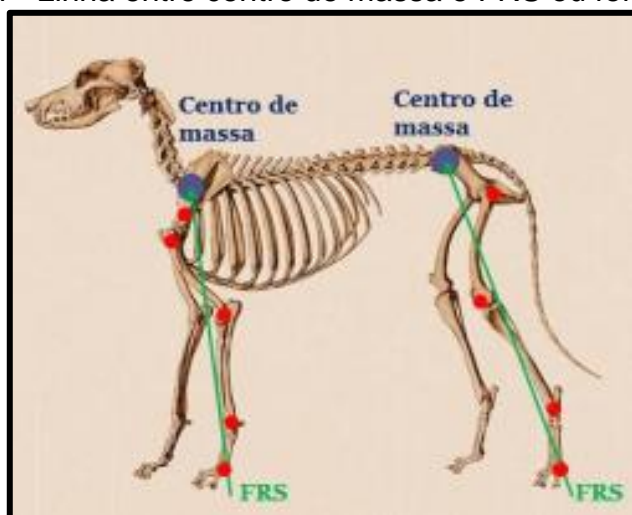
Definidas as condições de contorno quando se diz respeito aos materiais utilizados para projeto, neste capítulo inicia-se a parte de modelamento da prótese utilizando conceitos de DFAM. Esta parte do trabalho é considerada a fase crítica, pois é onde se tem a aplicabilidade de princípios obtidos na engenharia mecânica, bem como, conceitos de projeto destinados especificamente para manufatura aditiva.

Foram tomadas como referência as próteses da figura 15, sendo realizadas algumas mudanças e pontos de possíveis melhorias como soluções com regulagens infinitesimais e a aplicação de novos sistemas de amortecimento. Como se possui três bases de apoio diferentes, a aplicação dessas melhorias ocorreu em cada uma das exopróteses projetadas.

Inicialmente, para se ter uma origem de medidas, um modelo de membro remanescente escaneado foi extraído como referência e este foi utilizado para projetar a prótese e suas variações de bases de apoio. Além do membro remanescente, a altura total de 230mm, para o membro completo também foi considerado da mesma referência (DAL CORSO, 2019).

Com a geometria de coto, consegue-se traçar uma linha entre o centro de massa dos membros torácicos do cão e o ponto onde é aplicada a força de reação do solo (FRS) ou força vertical (Figura 24) e com isso desenhar o acoplamento, bases de apoio e fixações de acordo com a geometria real de um cão amputado.

Figura 24 - Linha entre centro de massa e FRS ou força vertical



Fonte: LAGE (2018).

Possuindo os pontos de aplicação da FRS, consegue-se definir a intensidade da força aplicada em função da massa do cão. Como analisado anteriormente, observa-se que os cães aplicam cerca de 60% do seu peso nos membros torácicos durante seu deslocamento, logo, 30% em cada pata. Abaixo é apresentada a equação da FRS em função do peso do cão.

$$FRS = P \times g \times s \times 0,3 \quad (1)$$

Onde:

FRS = Força de reação do solo ou força vertical (N)

m = Massa do cão (kg)

g = Força gravitacional (9,81 m/s²)

s = Coeficiente de segurança (1,3)

0,3 = Percentual de peso aplicado em um membro de apoio

Para se definir a FRS ou Força vertical, se faz necessário determinar a massa do cão. Como será adotado como referência cães de grande porte e o membro remanescente é de um paciente de peso específico, para os cálculos deste trabalho é utilizada a massa de 24 kg. Além disso, um coeficiente de segurança é arbitrado para que se tenha uma tolerância entre possíveis variações. Portanto aplicando esses valores na equação 1, tem-se:

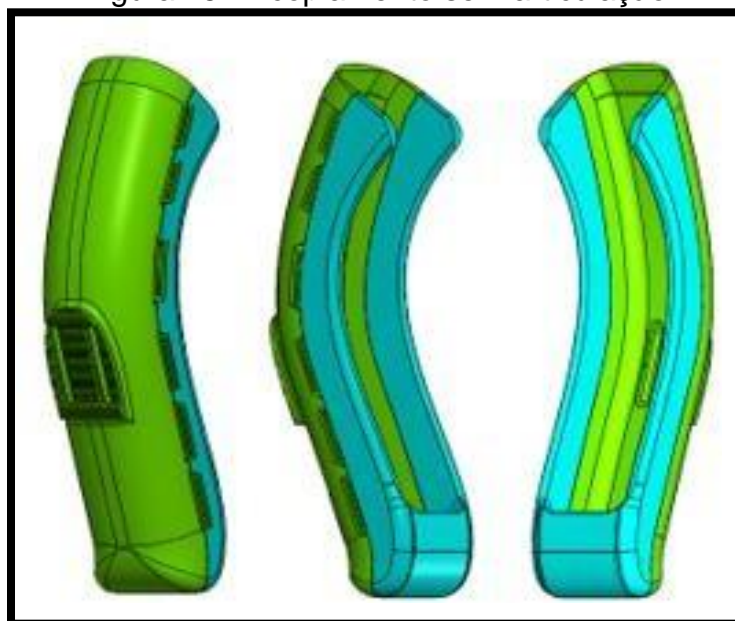
$$FRS = 24 \times 9,81 \times 1,3 \times 0,3$$

$$FRS = 91,8 \text{ N}$$

Com a solicitação de força determinada, se faz possível o início do modelamento do projeto. Utilizando conceitos já existentes como base e admitindo que se tem uma prótese com articulação e outra rígida, o projeto consiste em uma montagem de bases intercambiáveis e um acoplamento composto por um material rígido e flexível. A seguir, na Figura 25 é apresentado o acoplamento sem articulação do projeto, onde este, tem sua fabricação de um plástico rígido (na cor verde) e outro flexível (na cor azul claro). Nota-se na fabricação de ambas as próteses que se possui um alojamento para o membro remanescente do cão e dentro deste, pode ser utilizado espumas ou silicone para melhor conforto do paciente, modelagem e fixação de

melhor qualidade. As abas apresentadas em azul claro, projetadas em TPU, possuem certa flexibilidade para envolver o membro remanescente do cão após a fixação, melhorando o ajuste e a imobilização com o membro remanescente. Nestas, são utilizados materiais flexíveis (TPU). Na lateral do plástico rígido, no qual pode ser impresso de PLA, ABS ou PETG, é apresentada diversas abas de passagem de velcro, para se realizar a fixação do acoplamento no membro amputado do paciente.

Figura 25 - Acoplamento sem articulação

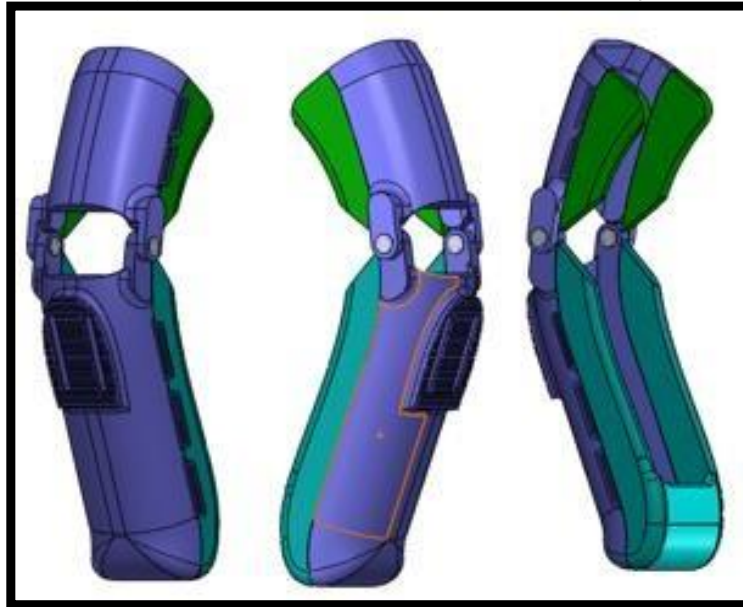


Fonte: O Autor (2021).

Nota-se também, na parte interna, que existem oblongos para a fixação das bases intercambiáveis. Estas são aparafusadas por um conjunto porca/parafuso, onde o parafuso deve ser M5 de cabeça chata. Com a modelagem dos oblongos, é possível se ter uma regulagem infinitesimal, no qual foi descrito como um dos objetivos de melhoria, para ajustes de possíveis variações de tamanhos de membros.

O acoplamento articulado (Figura 26) tem sua fabricação muito semelhante ao acoplamento rígido, possuindo apenas algumas alterações para que se tenha um grau de movimentação. Importante frisar que nesse acoplamento a articulação deve ser posicionada exatamente acima dos ligamentos do cotovelo do cão e este estilo de acoplamento é destinado especificamente para cães que possuem uma amputação abaixo do cotovelo. As dobradiças são construídas do mesmo material plástico rígido utilizado na região lilás com um grau de liberdade e são de estilos passivas, ou seja, destinadas para cães que possuem a capacidade de articular o membro.

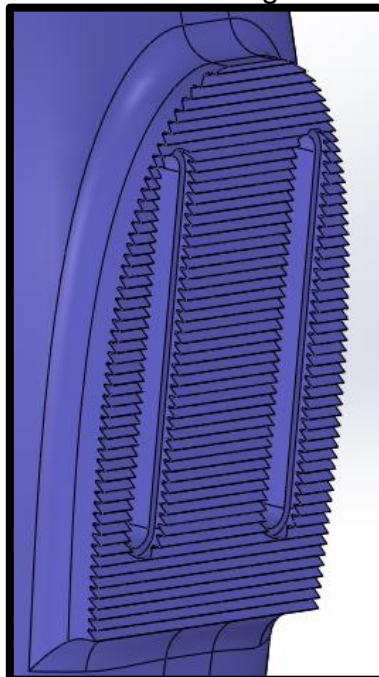
Figura 26 - Acoplamento com articulação



Fonte: O Autor (2021).

Em ambos os acoplamentos a região de contato (Figura 27) com as bases intercambiáveis são idênticas. A fabricação dessa região é projetada com um serrilhado para que se tenha uma montagem firme e sem a possibilidade de escorregamento entre as partes. Também, o sistema permite que se possa regular o tamanho total do conjunto, sendo possível alterar a altura final em até 30mm.

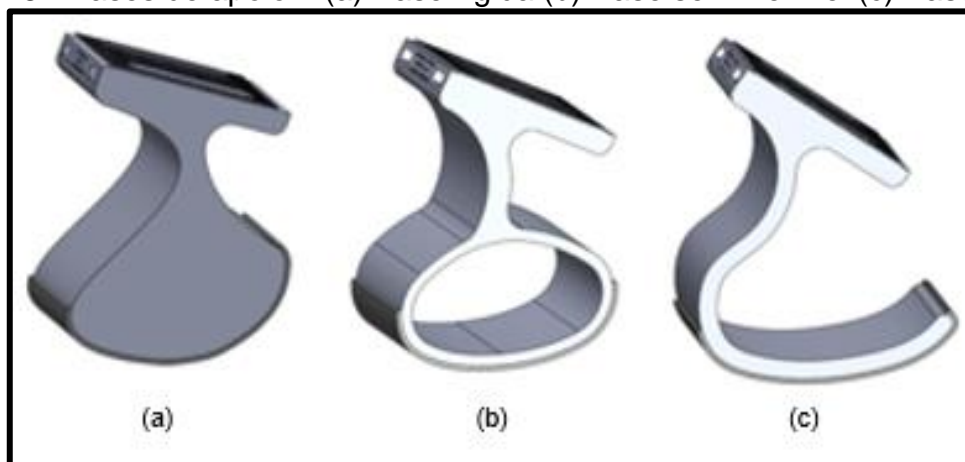
Figura 27 - Serrilhado na região de montagem



Fonte: O Autor (2021).

Quanto as bases projetadas, foram consideradas três estilos diferentes de apoios. A de flexibilidade alta, a de flexibilidade média e a rígida (Figura 28). As regiões de montagem de todas as bases possuem cavidade de encaixe com a região de acoplamento. Logo abaixo do serrilhado, encontram-se os alojamentos das porcas para fixação e montagem dos conjuntos. Todas as bases foram projetadas com larguras de 42 mm para se ter um bom apoio aumentando assim, sua estabilidade. Além disso, estas apresentam uma camada de borracha na região inferior para impedir escorregamento do cão com a prótese. A variação de flexibilidade é explicada pela possibilidade de adaptabilidade do paciente com qualquer base, ou seja, o cão tem a possibilidade de escolha da base a ser usada em função de sua estabilidade. Além disso, com a variação de deslocamentos entre as próteses é possível se ter um grau de amortecimento (no qual não se explica neste trabalho) diferente entre as três projetadas. Importante verificar que a flexibilidade de cada base esta diretamente ligada à sua geometria, sendo possível também fazer a inclusão de rasgos e nervuras para se obter resultados diferentes. Mas, neste trabalho é apresentada uma ideia inicial quando nos referimos as bases projetadas para se ter um ponto de partida e resultados iniciais.

Figura 28 - Bases de apoio – (a) Base rígida (b) Base semi flexível (c) Base flexível



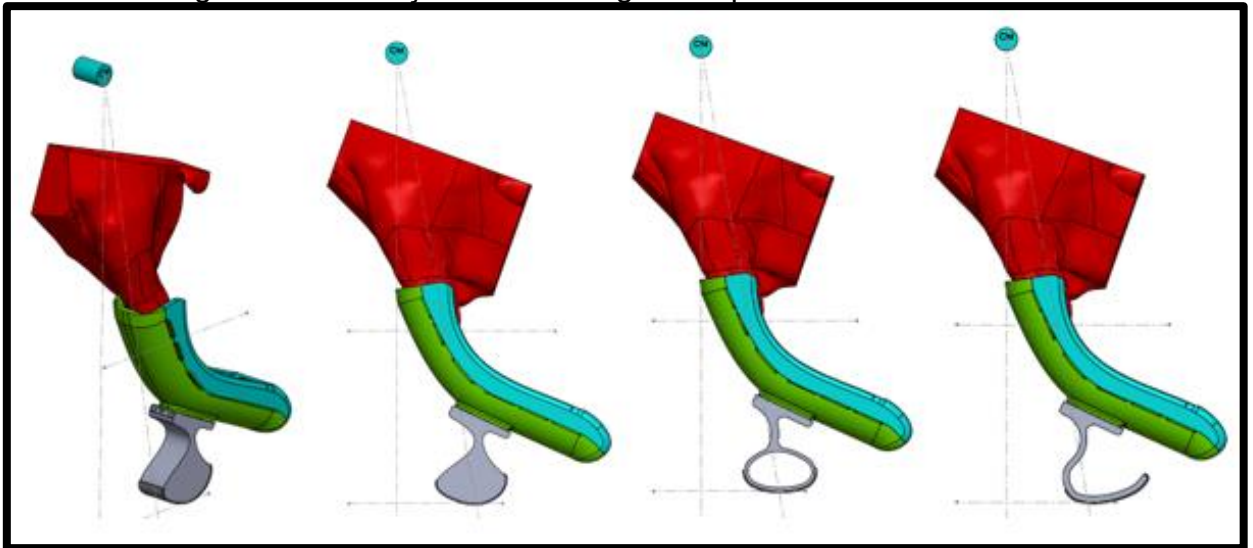
Fonte: O Autor (2021).

No momento da realização da simulação em elementos finitos, é possível verificar a tensão e deslocamento máximo aplicado no conjunto. Com isso será possível estimar qual prótese tende ser melhor aplicada em função do paciente.

Após apresentado acima cada componente da montagem de forma individual, a seguir, nas Figuras 29 e 30, são mostradas as variações de montagens que se pode

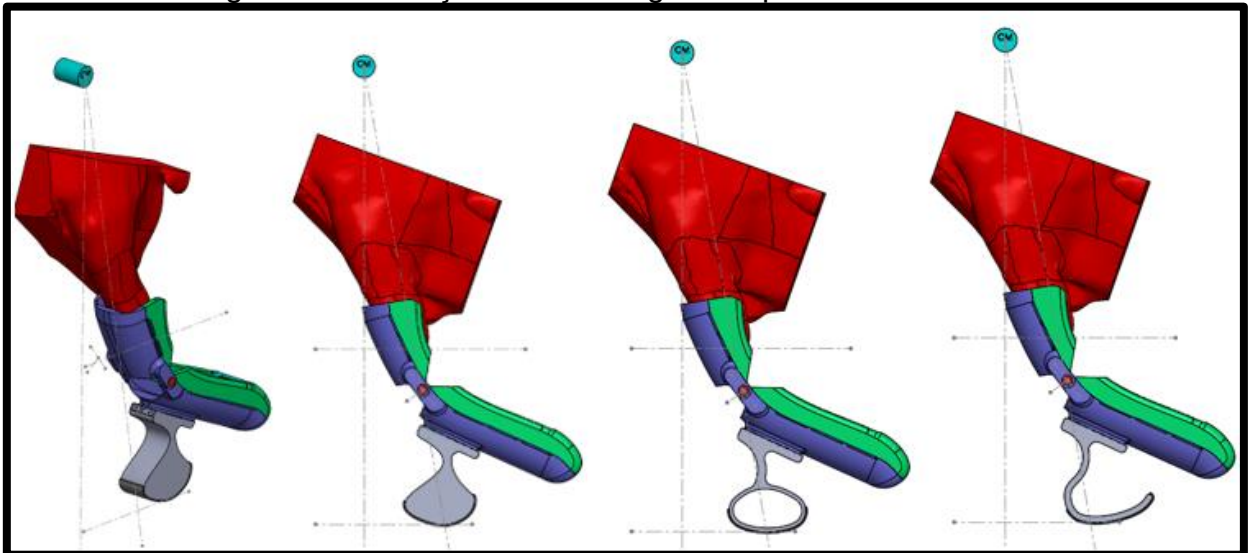
ter na prótese de estilo não articulada e articulada.

Figura 29 - Variações de montagem da prótese não articulada



Fonte: O Autor (2021).

Figura 30 - Variações de montagem da prótese articulada



Fonte: O Autor (2021).

4.1 SIMULAÇÃO DA PRÓTESE EM SOFTWARE DE ELEMENTOS FINITOS

Através do *software* de elementos finitos ANSYS 19.1, é possível verificar as tensões máximas aplicadas e deslocamento em cada montagem. É neste momento em que se entra com os dados técnicos e se verificam se os materiais existentes no mercado atendem a solicitação de carga. A fabricação das partes não flexíveis na

prótese podem ser impressas em PLA, ABS ou PETG. Essas são regiões de material rígido que têm a função de suportar a carga aplicada. Abaixo, na Tabela 1 é apresentada as tensões de escoamento de cada material de um fornecedor determinado.

Tabela 1- Características do PLA, ABS e PETG

Propriedades	PLA	ABS	PETG
Tensão de escoamento	66 [MPa]	38 [MPa]	51 [MPa]

Fonte: 3D LAB (2021).

Observa-se na tabela acima que se possui três características distintas de cada material, portanto, deve-se escolher os valores mais críticos como referência para as simulações. Para os dados de entrada no *software* ANSYS, é utilizado a tensão de escoamento para se verificar o deslocamento e tensões máximas da prótese com a carga de 91,8 N e, verificando na tabela, observa-se que a menor tensão é do material ABS. Portanto, o valor de 38 MPa será utilizado para verificar as tensões máximas e deslocamento aplicadas na prótese.

Definindo as referências a serem usadas, é possível começar as simulações e aplicar o que é necessário para o *software* calcular e apresentar os resultados. Neste caso, as propriedades escolhidas para serem utilizadas na a realização da simulação são o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Os valores adotados são apresentados na tabela 2. Para não se estender em números de análises, já que, se possuem seis variações de próteses, nesta parte do trabalho será apresentada os resultados das próteses com bases flexíveis por serem as mais críticas. No apêndice deste trabalho, são apresentadas as outras análises.

Tabela 2 - Propriedades utilizadas para simulação

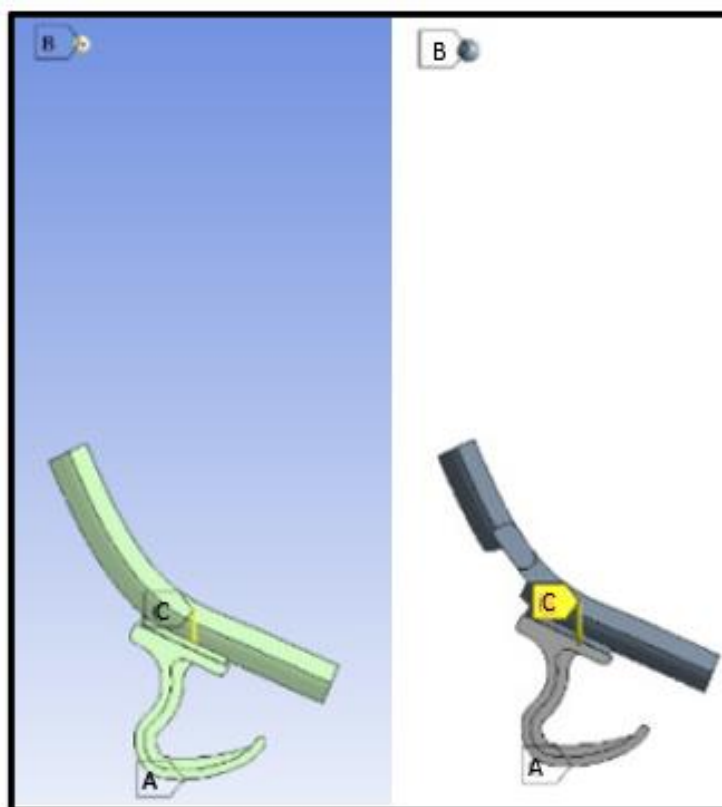
Propriedades	ABS
Coeficiente de Poisson	0,3
Módulo de elasticidade	2350 [MPa]

Fonte: O Autor (2021)

É importante ressaltar que essas propriedades são aplicadas para o ABS injetado, ou seja, na forma em que o fornecedor entrega o material para impressão (em rolos), porém as análises e cálculos podem ser realizados considerando propriedades de corpos de prova. Estes, possuem coeficientes que variam pela temperatura utilizada na mesa e bico de impressão, mas, em média possuem um coeficiente de Poisson de 0,3 e módulo de elasticidade de aproximadamente 1775 Mpa (Magalhães, 2019). Entretanto os cálculos e simulações realizados acontecem com o material com propriedades de injetados por conta de serem disponibilizadas pelo fornecedor e não depender de temperaturas utilizadas na fabricação.

Primeiramente para se ter uma otimização no tempo de cálculo, ocorre uma simplificação nas geometrias a serem analisadas. Nos cálculos foram desconsiderados alguns raios pequenos dos acoplamentos. Após, define-se onde será aplicada a força de reação, centro de massa e condições de contorno para as montagens (Figura 31). Na imagem abaixo o ponto A refere-se ao ponto de engaste na montagem, o ponto C o centro de massa do conjunto prótese + base e o ponto B o centro de massa dos membros torácicos.

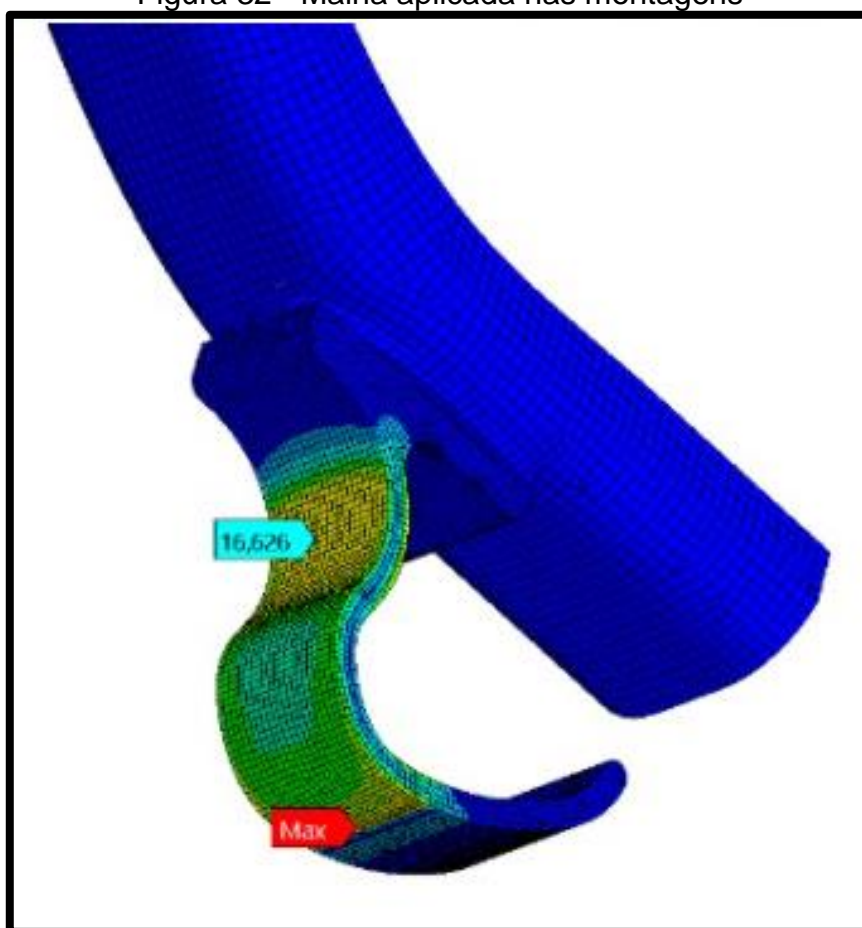
Figura 31 - Força de reação, centro de massa e condições de contorno



Fonte: O Autor (2021).

Aplicando e definindo os pontos de análise dos cálculos, é possível estabelecer o tamanho de malha a ser usada para os testes. Neste caso, usa-se uma malha intermediária, com elementos hexaédricos de primeira ordem com 4 mm de comprimento, espessura e altura (Figura 32). A escolha do tamanho de malha intermediária acontece pelo fato do teste de convergência realizado entre diferentes tamanhos de elementos ter apresentado um resultado de variação de aproximadamente que 1,5%, isto é, conforme refina-se o tamanho de malha (aumenta-se a quantidade de elementos) o erro percentual dos resultados fica abaixo de 1,5%. Como esta variação de 1,5% não alteram de forma significativa os resultados e, o tempo de cálculo diminui, adota-se um tamanho de malha padrão de 4 mm. Os testes de convergência constam no anexo H deste trabalho e são realizados na prótese sem articulação + base rígida, mas esta geometria dos elementos hexaédricos e teste de convergência foram parametrizadas para todas as variações de próteses neste trabalho. Em todas as simulações foram consideradas análises lineares.

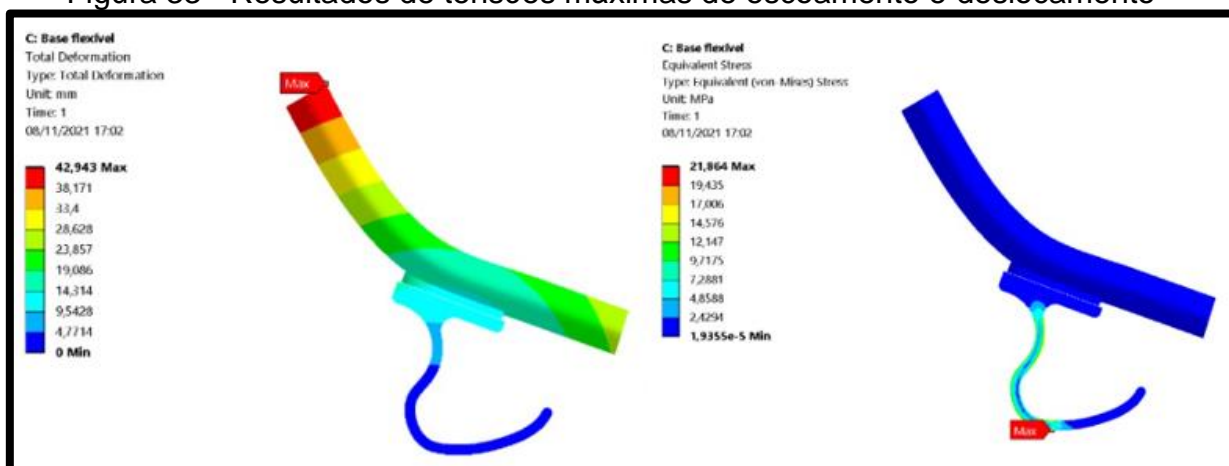
Figura 32 - Malha aplicada nas montagens



Fonte: O Autor (2021).

Sabendo a malha a ser utilizada, forças e engastes, é possível gerar os resultados das simulações realizadas. O primeiro conjunto analisado é o acoplamento sem articulação + base flexível (crítica). Os valores apresentados se referem a deslocamento máximo no ponto crítico da prótese em milímetros, bem como a tensão máxima de escoamento em MPa (Figura 33).

Figura 33 - Resultados de tensões máximas de escoamento e deslocamento



Fonte: O Autor (2021).

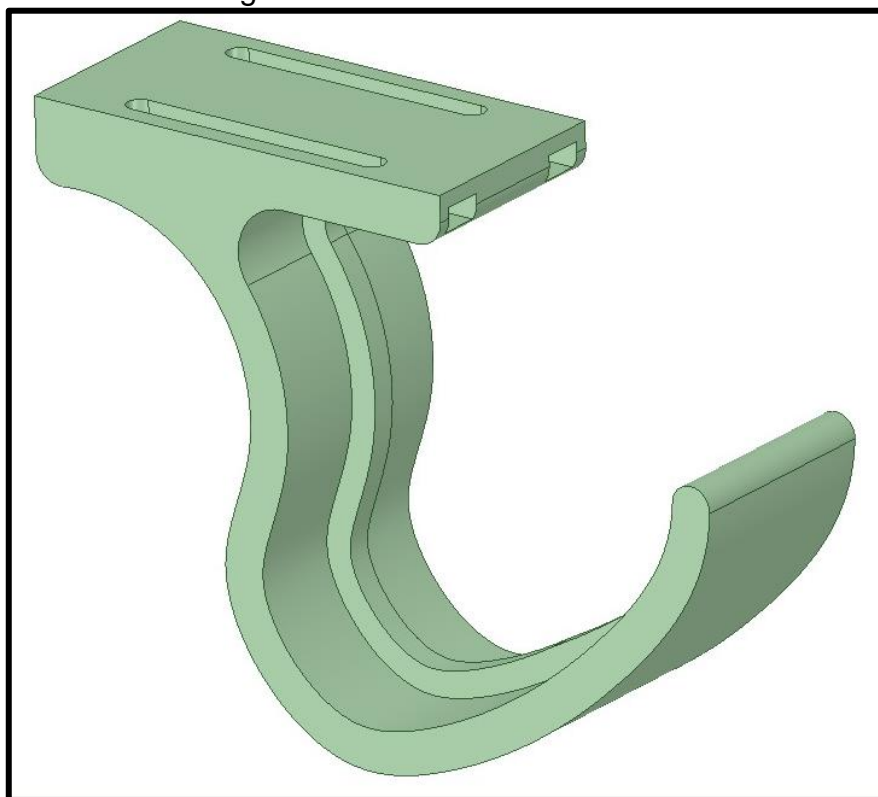
Ainda em ambiente de simulação e após análises dos resultados de deslocamento e tensão máxima aplicados no conjunto de acoplamento sem articulação + base flexível, inicialmente duas observações são extraídas da análise de números finitos.

A primeira delas é que, para a combinação mais crítica do projeto, a tensão de escoamento do ABS suporta a tensão máxima aplicada na base da prótese. Tem-se 38 MPa de tensão de escoamento do material, enquanto a tensão máxima atuante na prótese é de aproximadamente 22 MPa, atendendo a solicitação. Entretanto, verificando o deslocamento máximo da montagem em milímetros, nota-se que o deslocamento é um tanto acentuado para a aplicação. Os resultados mostram que o deslocamento total do conjunto chega próximo a 43 mm, o que pode prejudicar a estabilidade do paciente em sua locomoção. Os outros conjuntos apresentaram um resultado satisfatório.

Observando esta análise, é importante que mudanças na geometria da base flexível sejam feitas para que o deslocamento seja menor, aumentando as chances de adaptabilidade do cão com a prótese. Visando esta melhoria, ainda em ambiente

de simulação, cria-se uma nervura com espessura de 5 mm e 10 mm de altura, para diminuir esta distância de deslocamento (Figura 34). Esta solução foi avaliada pelo fato de se alterar diretamente o momento de inércia do corpo, dificultando assim, o movimento de rotação e diminuindo o momento aplicado no ponto de análise.

Figura 34 - Base flexível alterada

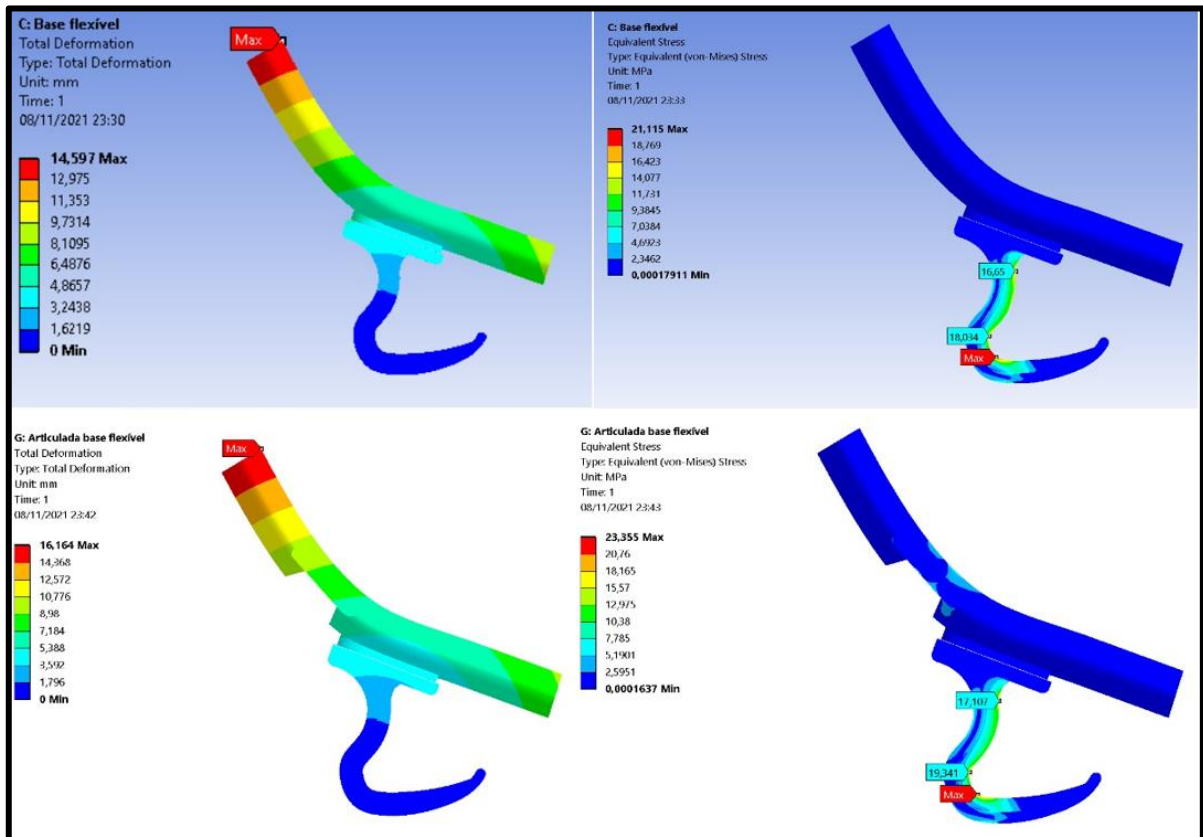


Fonte: O Autor (2021).

Esta decisão é tomada para que se tenha resultados ainda mais satisfatórios, mas é importante ressaltar, que a ideia inicial de deslocamento entre as bases ocorreu como o previsto, apresentando a base rígida com um baixo deslocamento, a base semi flexível com um deslocamento médio e a base de alta flexibilidade com um alto deslocamento.

Realizada as mudanças na geometria da base flexível, é possível submeter o conjunto a uma nova análise de força e deslocamento. Na figura 35, são apresentados os resultados dos testes.

Figura 35 - Resultados de tensão e deslocamento atualizados para variações com bases flexíveis



Fonte: O Autor (2021).

Nota-se que a criação da nervura diminuiu a tensão máxima atuante de uma base para outra, mas a grande alteração de valores se dá no deslocamento máximo. Passa de aproximadamente 43 mm de deslocamento da base sem nervura para aproximadamente 16 mm de deslocamento para a base com nervura.

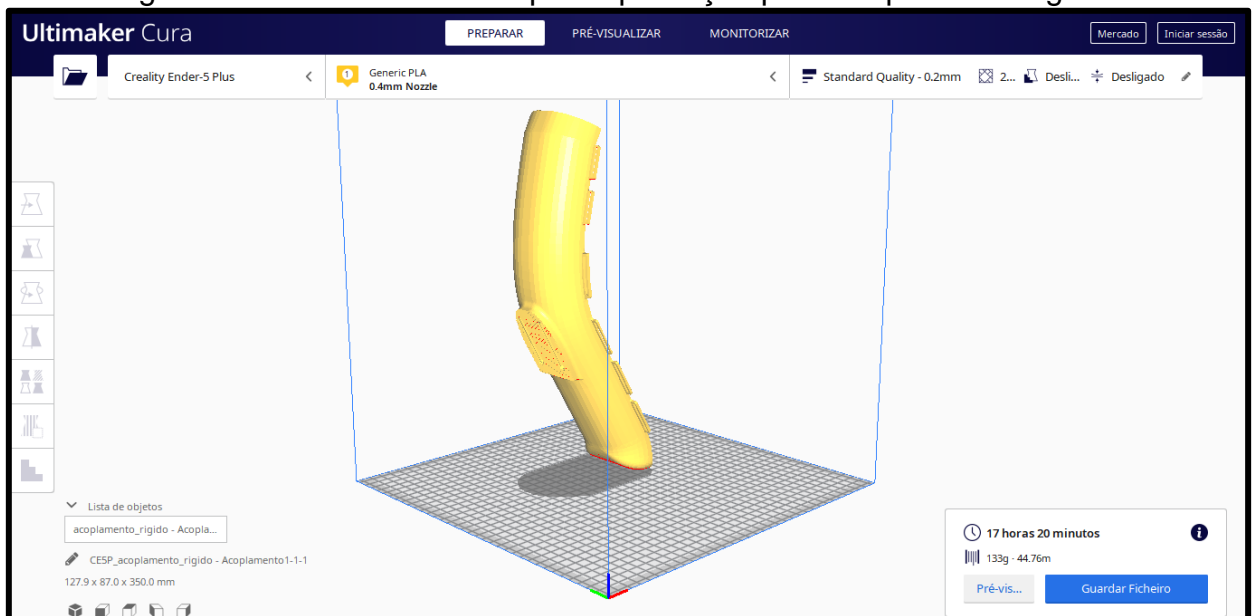
4.2 CONVERSÃO EM ARQUIVOS STL E SIMULAÇÃO DE IMPRESSÃO DA PRÓTESE

Após a realização da modelagem e validação da prótese utilizando o ANSYS, é possível realizar a conversão de extensão de arquivo das peças a serem impressas para estimar o tempo de produção. Originalmente, o modelamento da prótese é realizado em um *software* de CAD, neste caso o SolidWorks 2021. Todos os arquivos do CAD podem ser salvos em extensão .STL ou *Standard Triangle Language*, no qual é um formato que aproxima a geometria sólida com triângulos.

É importante realizar a conversão dos arquivos no formato certo, para que o *software* de fatiamento usado para manufatura aditiva consiga ler o arquivo modelado. O *software* utilizado para fatiar o arquivo foi o Ultimaker Cura 4.8.0. Neste é possível parametrizar a impressão, verificando a distância entre camadas, fixação, suportes, temperatura de mesa e bicos e, além disso, estimar o tempo total de impressão.

Na figura 36 é apresentada a estimativa de tempo de impressão do acoplamento rígido no *software* Cura. Utilizando o mesmo método para as outras peças, somam-se todos os resultados, sendo possível verificar o tempo total de produção, distância de filamento utilizado e peso de cada peça. Com essas informações é possível realizar uma estimativa com uma precisão relativamente alta.

Figura 36 - Estimativa de tempo de produção para acoplamento rígido



Fonte: O Autor (2021).

Na tabela 3 é apresentado o tempo de impressão de cada peça, bem como a quantidade de material utilizado na impressão (em metros) e o peso total (em gramas) de cada componente.

Tabela 3 - Estimativa de tempo de impressão

Componentes	Tempo estimado	Quantidade de material (m)	Massa (g)
Acoplamento Rígido	17h20min	44,8	133
Acoplamento Articulado	17h50min	44,9	134
Base Rígida	48h51min	114,0	340
Base Semi Flexível	26h45min	50,9	152
Base Flexível	26h18min	51,0	152
Aba Flexível Direita (P.R)	3h15min	13,1	39
Aba Flexível Esquerda (P.R)	3h15min	13,1	39
Aba Flexível Direita (P.A)	3h	13,0	35
Aba Flexível Esquerda (P.A)	3h	13,0	35
TOTAL	123h56min	357,89	1059

Fonte: O Autor (2021).

A partir dessas estimativas de tempo de produção, é possível realizar um orçamento e verificar os custos. Assim, cada fabricante da prótese pode passar um valor aproximado para seu cliente final, podendo trabalhar com margens e valores do seu interesse.

4.3 DISCUSSÕES E RESULTADOS

Com os resultados de tensões e deformações determinados numericamente, é possível analisar e discutir os resultados obtidos. Como previsto, os acoplamentos não articulados, articulados e as bases intercambiáveis tiveram deslocamentos e tensões diferentes por conta da diferença de geometria.

As variações de modelos foram realizadas para conhecer a diferença de deslocamento e tensões em cada montagem e, conforme simulado, observa-se que os conjuntos constituídos com a base flexível possuíram um deslocamento maior que os outros conjuntos. Em função dos deslocamentos obtidos, como melhoria, foi

proposto um reforço de nervura no modelo original de base flexível, diminuindo o deslocamento de aproximadamente 43mm para 16mm (quase 3 vezes) no conjunto de acoplamento não articulado + base flexível.

Verificando os resultados consegue-se observar que se possui uma correlação de deslocamentos entre os modelamentos conforme previsto inicialmente. Olhando para o grupo de mesmo acoplamento, os deslocamentos maiores ocorrem em bases com menor quantidade de material. Isto é, no grupo do acoplamento não articulado, a base rígida, base semi flexível e flexível apresentaram, respectivamente 4,8mm, 20,1mm e 42,9mm de deslocamento antes das mudanças de geometria. Após as mudanças da base flexível, os resultados foram 14,6mm para a última base. Enquanto no grupo com acoplamento articulado os deslocamentos foram de 3,8mm, 19,6mm e 16,1mm, respectivamente para a base rígida, semi flexível e flexível. Nota-se que neste caso, o deslocamento da base semi rígida apresentou valores maiores que a flexível porquê as simulações de acoplamento articulado + base flexível ocorreu após a inclusão da nervura na base.

Além disso, considerando os dois acoplamentos (não articulado e articulado) a maior variação percentual de resultados aconteceu entre as bases rígidas, tanto em relação a deformação quanto em tensões máximas aplicadas. Os resultados entre o acoplamento não articulado (18,5 MPa) com o articulado (9,4 MPa), ambas com as bases rígidas, alcançaram os 50,8% de variação de tensão, enquanto os deslocamentos chegaram próximos aos 20,5% (4,8mm para o não articulado e 3,8mm para o articulado). Esta variação foi menor nas bases semi flexíveis, apresentando 7,8% de tensão máxima (24,8 MPa para o acoplamento não articulado e 22,9MPa para o acoplamento articulado) e 2,3% para deslocamento aplicada nessas bases (20,1mm para acoplamento não articulado e 19,6mm para acoplamento articulado). Enquanto nas bases flexíveis, apresenta-se uma variação de 10,6% nas tensões máximas aplicadas (21,1MPa para o acoplamento não articulado e 23,3MPa para acoplamento articulado) e 10,7% no deslocamento (14,6mm para acoplamento não articulado e 16,1mm para acoplamento articulado). Estes resultados mostram, que no acoplamento articulado são aplicadas maiores tensões.

Esta variação ocorre nos mesmos pontos de força aplicados, por conta da articulação, mas é importante observar que se tem aplicações diferentes (cães com amputações acima do cotovelo e cães com amputações acima das patas). Por conta de se possuir dois tipos de aplicações distintas, o grau de adaptabilidade em uma

possível aplicação diria qual o melhor produto dentre os seis. Portanto, abaixo, na tabela 4, é apresentado o resultado de cada variação de montagem.

Tabela 4 - Resultados de cada combinação de prótese

Conjunto	Tensão máxima (MPa)	Deslocamento Máximo (mm)
Não Articulado + Base Rígida	18,5	4,8
Não Articulado + Base Semi Rígida	24,8	20,1
Não Articulado + Base Flexível Inicial	21,8	42,9
Não Articulado + Base Flexível Final	21,1	14,6
Articulado + Base Rígida	9,4	3,8
Articulado + Base Semi Rígida	22,9	19,6
Articulado + Base Flexível	23,3	16,1

Fonte: O Autor (2021).

Outra questão importante a ser observada é o ponto que as tensões máximas atuam em cada modelo. Conforme imagens apresentadas nos anexos D e E deste trabalho, os pontos de tensão máxima apresentada na base rígida é no local de menor área deste modelo. Na base semi rígida é no ponto de aplicação de reação da força vertical. E na base flexível ocorre acima da força de reação vertical, posicionado na nervura criada. Com isso é possível afirmar que em questões de tensões aplicadas a base mais crítica é rígida pelo fato da maior tensão estar atuando na menor área desta base.

Verifica-se que o ABS, no qual é o material mais crítico com 38MPa de tensão de escoamento, atende todas as tensões máximas aplicadas. Além disso, os deslocamentos máximos, mais especificamente o das bases flexíveis, nos quais ficaram abaixo de 21mm estão dentro do esperado. Para ser considerada novas análises, é necessária uma aplicação em campo para verificar a questão de adaptabilidade do paciente em função da flexibilidade de cada base. A região de contato do coto em ambos acoplamentos atendeu as especificações de pesos abaixo 24Kg e forças verticais aplicados de 91,8N.

5. CONCLUSÕES

Durante toda a etapa de estudos para a fabricação da prótese, novos conceitos e entendimentos foram desenvolvidos para se projetar a melhor solução possível. Observando o comportamento de deslocamento de um cão, sua biomecânica e todas as variáveis presentes nesta ação, entende-se que na aplicação de uma prótese existem diversos pontos como aplicações de forças, centro de massa e métodos de fabricação de projeto que devem ser atentados.

Entretanto, após procurar algumas soluções de modelos já existentes no mercado, verifica-se que existem diversas respostas para essas aplicações e neste trabalho foram abordadas estas diferentes variações, que consistem em próteses com deslocamentos altos, médios e baixos, além de acoplamentos articulados e não articulados.

Um módulo do conjunto diz respeito as peças que entram em contato diretamente com o membro remanescente do cão, ou seja, os acoplamentos. Estes foram divididos entre articulado e não articulado para atender pacientes com amputações logo abaixo do cotovelo e também pacientes com amputações acima da pata. Existem diferenciações entre as bases (peças que entram em contato diretamente com o solo). As bases dividem-se em rígida, semi flexível e flexível, para verificar as diferenças de deslocamento entre os conjuntos.

Após chegar em um resultado final de modelamento de todos as montagens, estas foram submetidas a análises de tensões e deslocamento por meio de um *software* de elementos finitos. Todas as peças foram consideradas sua fabricação com o material ABS. Com o ABS tendo uma característica de tensão máxima de escoamento de 38MPa (o menor dentre os três apresentados) e possuindo resultados de tensões máximas aplicadas abaixo de 24MPa, verifica-se que se atende a questão de escolha do material. Entretanto os deslocamentos totais iniciais apresentaram resultados mais elevados. Analisando o deslocamento máximo do conjunto mais crítico dentre os modelos (Acoplamento não articulado + Base flexível), observou-se um valor de aproximadamente 42mm, no qual foi considerado alto pelo tamanho total das montagens e para reduzir este valor de deslocamento, cria-se uma nervura de 5mm de espessura e 10mm de altura.

Após alterada a geometria da base flexível, os resultados ficaram satisfatórios quanto ao deslocamento total dos conjuntos. Os valores finais, da prótese com

acoplamento não articulado ficaram com aproximadamente 15mm de deslocamento total e 21MPa de tensão máxima aplicada. Enquanto os resultados da prótese com acoplamento articulado, apresentaram valores de aproximadamente 16mm e 23MPa.

Portanto, observando de forma geral, as geometrias modeladas estão de acordo com as principais existentes no mercado com um alto grau de adaptação. Possui-se duas soluções de acoplamento, uma articulada e uma rígida para aumentar a estabilidade e reduzir as chances de não adaptabilidade do paciente. Os resultados de testes em ambiente virtual se apresentaram satisfatórios por conta de os materiais de fabricação atenderem as solicitações de esforço e deslocamento. Com essas afirmações é possível dizer que as chances de aplicação em um paciente são altas, sendo necessário, para trabalhos futuros imprimir os conjuntos e fazer testes de campo para validar o projeto.

Com as considerações de resultados feitas, neste momento é importante verificar também se o objetivo geral e objetivos específicos de todo o trabalho foram atendidos. O objetivo geral do trabalho consistia em desenvolver um projeto de prótese para cães utilizando conceitos de DFAM e, como resultado, se trouxe seis variações de projeto. Além disso os objetivos específicos de analisar a biomecânica animal, estudar as variáveis presentes na biomecânica, levantar e caracterizar os tipos de próteses existentes, analisar o caso de estudo, simular a análise de cargas e validação computacional e projetar a prótese utilizando conceitos específicos, também foram atendidas.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Observando o andamento do trabalho, as dificuldades apresentadas e os resultados obtidos, algumas sugestões de trabalhos futuros podem ser analisadas, aplicadas e melhoradas. Abaixo, são citadas algumas sugestões de estudos e trabalhos futuros.

- a) Fabricar as peças modeladas e submeter a testes de campo;
- b) Parametrizar o deslocamento das próteses adicionando ao projeto diferentes tamanhos de nervura;
- c) Considerar sentido de deposição de material pela manufatura aditiva;
- d) Estudar e simular diferentes preenchimentos de material nos conjuntos;

- e) Verificar qual a força máxima que pode ser aplicada nestes modelos para observar a variação de peso que pode ser aplicada;
- f) Submeter modelos a otimização topológica;
- g) Realizar um estudo de amortecimento nas próteses.

Com essas sugestões, é possível usar este trabalho como fundamentação teórica, bem como abrir novas possibilidades de estudo para profissionais e estudantes que tenham interesse em aplicar nesta área.

6. REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DA INDÚSTRIA DE PRODUTOS PARA ANIMAIS DE ESTIMAÇÃO. **Mercado**. Disponível em: <http://abinpet.org.br/mercado/>. Acesso em: 15 Mar. 2021.

ALCANTARA, D.; REZENDE, L.C.; MIGLINO, M.A.; MARIA, D.A. Osteossarcoma **canino**. **Enciclopédia Biosfera**, Centro Científico Conhecer, Goiânia, 6(10): 6, 2010. Disponível em: <http://www.conhecer.org.br/Agrarian%20Academy/2014b/OSTEOSSARCOMA.pdf> Acesso 10 Apr. 2021.

BASTIAN, N.C. **Distribuição de força estática em cães com membros amputados**.

Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária). Universidade Federal de Santa Maria – UFSM, Santa Maria, Brasil, p. 19-20, 2013. Disponível em: <https://repositorio.ufsm.br/handle/1/10147>. Acesso em: 17 Apr. 2021.

CARVALHO, J.A. **Amputação de membros inferiores: em busca plena de reabilitação**. 2. Ed. São Paulo: Manole, 2002.

CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 11, 2021, Curitiba, PR, Brasil. **Projeto para manufatura aditiva (DFAM) aplicado na fabricação de “peças modelo” utilizada na validação de gabaritos de controle de dispositivos de produção**. Acesso 10 Apr. 2021.

CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 11, 2021, Curitiba, PR, Brasil. **Projeto para manufatura: (Revisão)**. Acesso 10 Apr. 2021.

DAL CORSO, M. S. **Desenvolvimento de prótese para membro anterior de um canino por meio de impressão 3D**. 2019. Disponível em: <https://repositorio.ucs.br/xmlui/handle/11338/5743> . Acesso em: 18 Apr. 2021.

DECAMP, C.E.; SOUTAS-LITTLE, R.W.; HAUPTMAN, J.; OLIVIER, B. et al. Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. **American Journal of Veterinary Research**, 54(4): 627-634, 1993

JIMENEZ, F. M. **Fabricação de prótese personalizada para um cão utilizando a tecnologia de manufatura aditiva FDM**. Disponível em: <https://docplayer.com.br/130396419-Fabricacao-de-protese-personalizada-para-um-cao-utilizando-a-tecnologia-de-manufatura-aditiva-fdm.html> Acesso 10 Apr. 2021.

FITZPATRICK, N.; SMITH, T.J.; PENDEGRASS, C.J. **Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis (ITAP) for Limb Salvage in 4 Dogs**. **Veterinary Surgery**,, 2011. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1532-950X.2011.00891.x>. Acesso em: 20 Apr. 2021.

GROSS, B.C.; ERKAL, J.L.; LOCKWOOD, S.Y. **Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences. Analytical Chemistry**, v. 86, n. 7, p. 3240–3253, 2014. Acesso 10 Apr. 2021.

JOÃO H. C. **Universitário cria prótese e evita que potra seja sacrificada no ES**. Disponível em: <https://www.agazeta.com.br/es/cotidiano/universitario-cria-protese-e-evita-que-potra-seja-sacrificada-no-es-1120> . Acesso em: 14 Jun. 2021.

KNOW, S. **Dog walking styles**, YouTube. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=PvVZKcKBTg>. Acesso em 18 Set. 2021

LAJARIN, S.F., FISHER, L.A.S., VOLPATO, N. (2021). **Projeto para Manufatura Aditiva: Revisão**. Acesso 10 Apr. 2021.

MAGALHÃES, A. L. R. **Análise de tenacidade à fratura em ABS por impressão 3D**. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Aeroespacial), Universidade de Brasília, Brasília, 2019.

MARIANA, P. **Mercado pet cresce graças a mudanças no comportamento dos donos de animais de estimação**, Você S/A. Disponível em: <https://vocêsa.abril.com.br/geral/mercado-pet-cresce-gracas-a-mudancas-no-comportamento-dos-donos-de-animais-de-estimacao/>. Acesso em: 15 Mar. 2021.

MARCELLIN-LITTLE, D. J. Orthoses and exoprostheses for companion animals. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v. 45, n. 1, p. 167-183, 2015.

MICH, P. M. The Emerging Role of Veterinary Orthotics and Prosthetics (V-OP) in Small Animal Rehabilitation and Pain Management. **Topics in Companion Animal Medicine**, v. 29, n. 1, p. 10–19, 2014. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1938973614000075>. Acesso em: 10 Apr. 2021.

MIRANDA, L. **Brasil torna-se o segundo maior mercado de produtos pet**, Forbes Brasil. Disponível em: <https://forbes.com.br/principal/2020/08/brasil-torna-se-o-segundo-maior-mercado-de-produtos-pet/>. Acesso em: 15 Mar. 2021.

O que é PETG e por que é utilizado na Impressão 3D? 3D Fila. Disponível em: <https://3dfila.com.br/o-que-e-petg-e-por-que-e-utilizado-na-impressao-3d/>. Acesso em 08 Apr. 2021.

PIERMATTEI, D.L.; L., F.G.; DECAMP, C.E. Brinker, Piermattei, Flo – **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais 4ª ed**. Editora Manole, 2009. 9788520459713. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788520459713/>. Acesso em: 20 Mar. 2021

PLA avança em próteses de animais | Plásticos em Revista, Plásticos em Revista. Disponível em: <https://plasticosemrevista.com.br/pla-avanca-em-proteses-de-animais/> . Acesso em: 14 Jun. 2021.

SCHMIDT-NIELSEN, K. **Fisiologia animal: adaptação e meio ambiente**. 5. Ed. São Paulo: Santos, 2002. 611 p. ISBN 9788572880428.

Veterinária faz próteses de resina para bichos acidentados em SP. Folha de S.Paulo. Disponível em: <https://www1.folha.uol.com.br/ambiente/2020/01/veterinaria-faz-proteses-de-resina-para-bichos-acidentados-em-sp.shtml> . Acesso em: 15 Jun. 2021.

Tipos de Impressão 3D: conheça os seus benefícios! 3D Lab. Disponível em: <https://3dlab.com.br/tipos-de-impressao-3d-e-beneficios/>>. Acesso em: 03 Apr. 2021.

VOLPATO, N. **Manufatura aditiva tecnologias e aplicações da impressão 3D**. Editora Blucher 2017 recurso online ISBN 9788521211518.

WEIGEL, P.J. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 3. Ed. São Paulo: Manole, 2007. V. 2, p. 2180-2190. Acesso 10 Apr. 2021.

WEIGEL, J.P.; ARNOLD, G.; HICKIS, D.A.; MILLIS, D.L. **Biomechanics of joint**. **Veterinary Clinics of North American: Small Animal Practice**, 35(6): 1255-1287, 2005. Acesso 10 Apr 2021.

Wohlers Associates. Disponível em: <https://wohlersassociates.com/2019report.htm>>. Acesso em: 20 Mar. 2021.

KANO, W. T. **Variações de parâmetros cinéticos e têmporo-espaciais em grupos heterogêneos de cães**. 2014. 42 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, 2014. Disponível em: <http://hdl.handle.net/11449/110626>>. Acesso em: 10 Set. 2021

BESANCON, M. F. et al. Comparison of vertical forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**, v. 16, n. 03, p. 153-157, 2003. Acesso em: 10 Set. 2021

ANEXOS

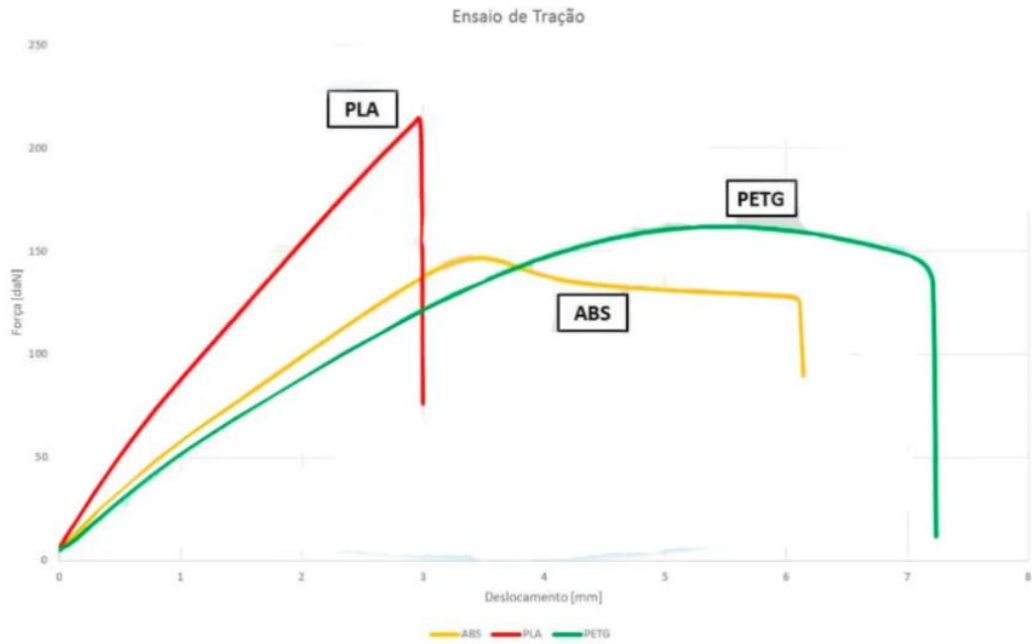
Anexo A- Propriedades do PLA, ABS e PETG

Propriedades dos materiais - 3D LAB			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Densidade	1,24 [g/cm ³]	1,04 [g/cm ³]	1,27 [g/cm ³]
Temp. Fusão	165-180 [°C]	-	-
Temp. do extrusor	185-220 [°C]	210-240 [°C]	235-270 [°C]
Resistência térmica VICAT	55 [°C]	99 [°C]	80 [°C]
Tensão de Escoamento	66 [Mpa]	38 [Mpa]	50 [Mpa]
Tensão de Ruptura	-	-	28 [Mpa]
Resistência à Flexão	130 [Mpa]	68 [Mpa]	72 [Mpa]
Módulo de Elasticidade	4350 [Mpa]	2350 [Mpa]	2100[Mpa]
Impacto Izod	40 J/m ²	294 J/m ²	101 J/m ²

Anexo B- Características do PLA, ABS e PETG

Propriedades Materia Prima 3D LAB - Grãos			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Densidade	1,24 [g/cm ³]	1,04 [g/cm ³]	1,27 [g/cm ³]
Temp. Fusão	185 [°C]	220 [°C]	240 [°C]
Tg	60 [°C]	100 [°C]	85 [°C]
Tensão de Escoamento	66 [Mpa]	38 [Mpa]	51 [Mpa]
Resistencia a Flexão	130 [Mpa]	66 [Mpa]	72 [Mpa]
Modulo de Elasticidade	4350 [Mpa]	2200 [Mpa]	2120[Mpa]
Resultado ensaio de Tração segundo a Norma ASTM D 638 - Corpo de provas Impresso			
Propriedades	PLA	ABS Premium	PETG
Tensão de Escoamento	24,8 [Mpa]	14,7[Mpa]	18,6 [Mpa]
Modulo de Elasticidade	1896,0 [Mpa]	1335,9 [Mpa]	1067,9 [Mpa]
Tensão de Ruptura	46 [Mpa]	29 [Mpa]	32,6 [Mpa]
Alongamento	3,69 [%]	7,08 [%]	7,74 [%]
Resultado ensaio de Dureza segundo a Norma ASTM D 2240 - Corpo de provas Impresso			
Dureza Shore D	85 [Shore D]	74 [Shore D]	75 [Shore D]
Resultado ensaio HTD segundo a Norma ISO 75 - Corpo de provas Impresso			
Temperatura HDT	55,11°C	86,13°C	67,3 °C

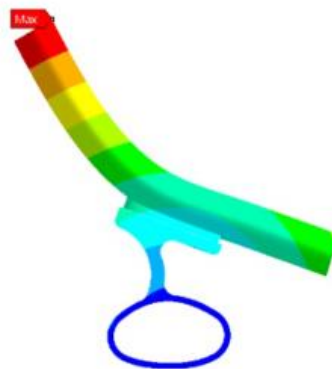
Anexo C - Ensaio de tração nos materiais PLA, ABS E PETG



Anexo D – Simulações de força e deslocamento 1

D: Base semi flexível
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1
 08/11/2021 17:12

20,084 Max
 17,852
 15,621
 13,389
 11,158
 8,9261
 6,6946
 4,4631
 2,2315
 0 Min



D: Base semi flexível
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08/11/2021 17:12

24,922 Max
 22,064
 19,806
 16,548
 13,79
 11,032
 8,2742
 5,5162
 2,7582
 0,0013403 Min



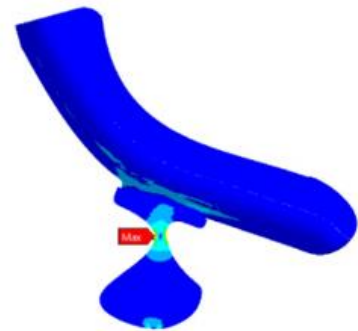
B: Base rígida
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1
 07/11/2021 13:06

4,8254 Max
 4,2893
 3,7531
 3,217
 2,6808
 2,1446
 1,6085
 1,0723
 0,53616
 0 Min

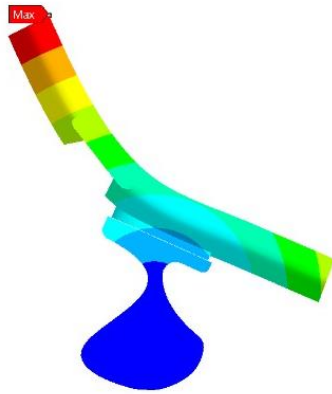
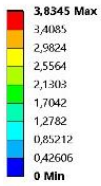


B: Base rígida
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 07/11/2021 13:06

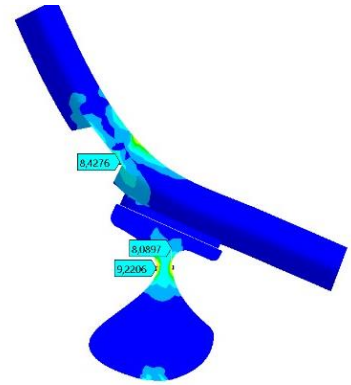
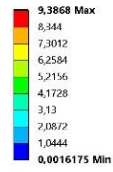
10,476 Max
 9,3119
 8,1481
 6,9842
 5,8204
 4,6565
 3,4927
 2,3288
 1,165
 0,0011294 Min



F: Articulada base maciça
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1
 09/11/2021 08:06

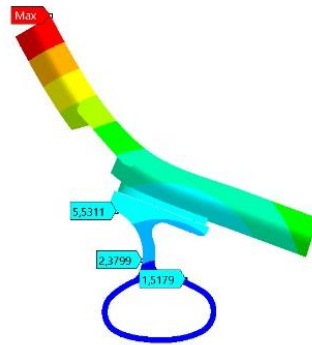
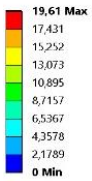


F: Articulada base maciça
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 09/11/2021 08:09

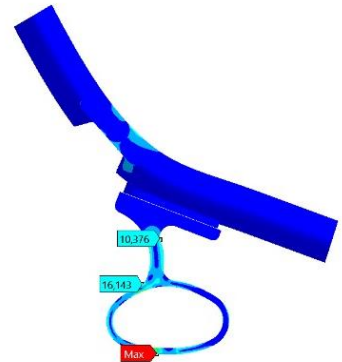
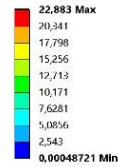


Anexo E – Simulações de força e deslocamento 2

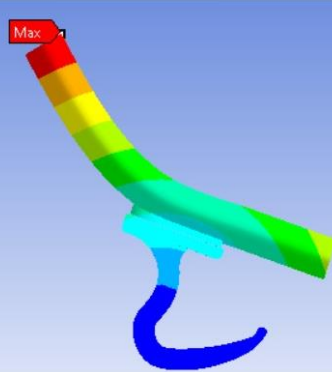
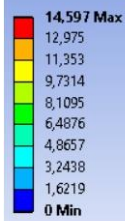
E: Articulada base semi flexível
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1
 08/11/2021 22:00



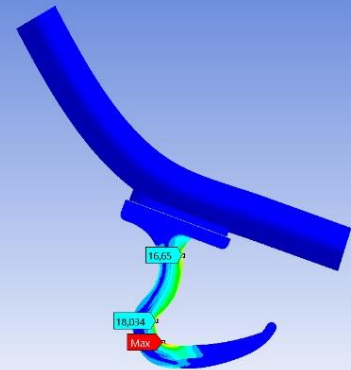
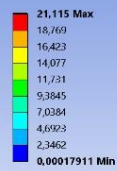
E: Articulada base semi flexível
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08/11/2021 22:01



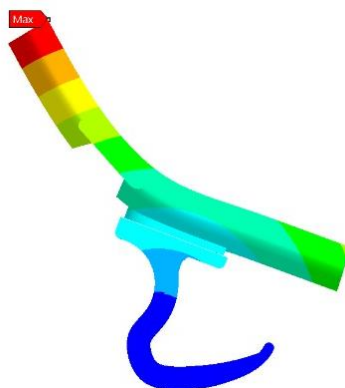
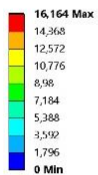
C: Base flexível
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1
 08/11/2021 23:30



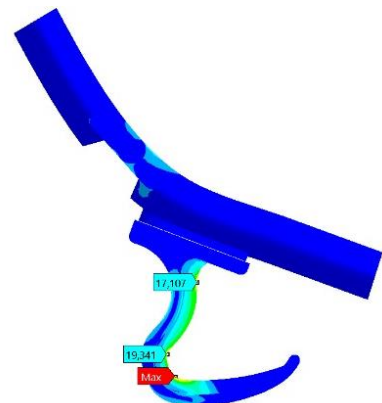
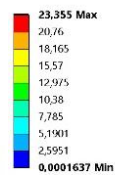
C: Base flexível
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08/11/2021 23:33



G: Articulada base flexível
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1
 08/11/2021 23:42



G: Articulada base flexível
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08/11/2021 23:43



Anexo F – Condições de contorno

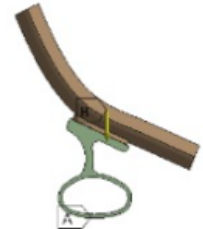
B: Base rígida
 Static Structural
 Time: 1, s
 07/11/2021 13:05

- A** Fixed Support
- B** Point Mass
- C** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²



Static Structural
 Time: 1, s
 08/11/2021 17:10

- A** Fixed Support
- B** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²
- C** Point Mass



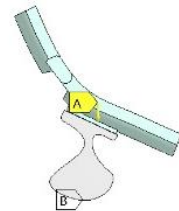
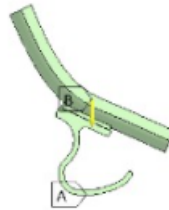
C: Base flexível
 Static Structural
 Time: 1, s
 08/11/2021 17:00

- A** Fixed Support
- B** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²
- C** Point Mass



F: Articulada base maciça
 Static Structural
 Time: 1, s
 09/11/2021 08:06

- A** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²
- B** Fixed Support
- C** Point Mass



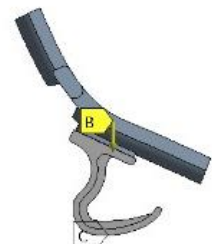
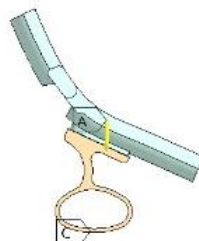
E: Articulada base semi flexível
 Static Structural
 Time: 1, s
 08/11/2021 21:58

- A** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²
- B** Point Mass
- C** Fixed Support

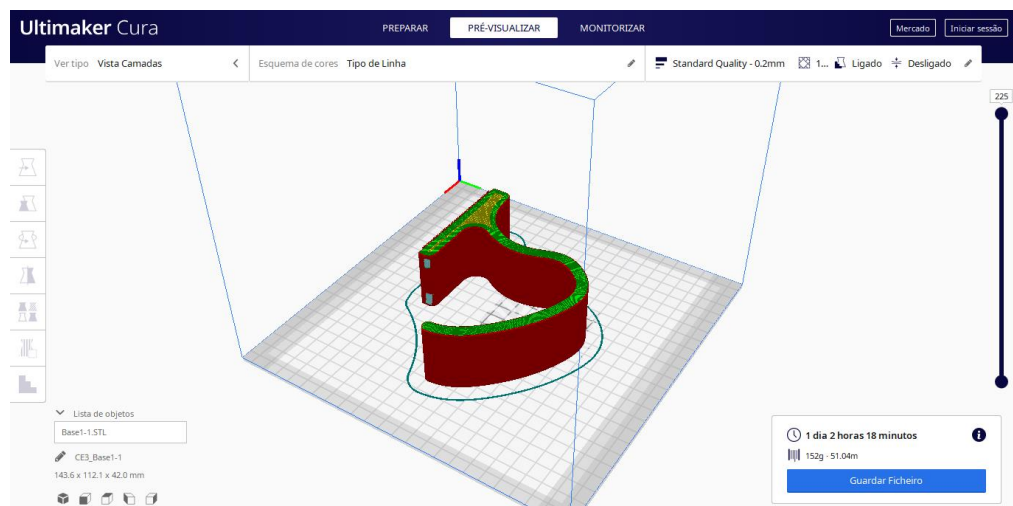
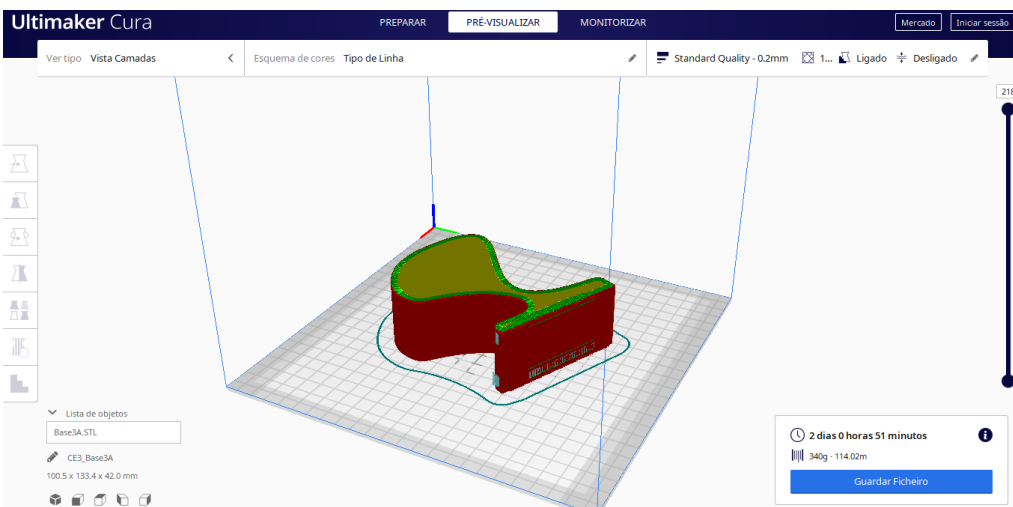
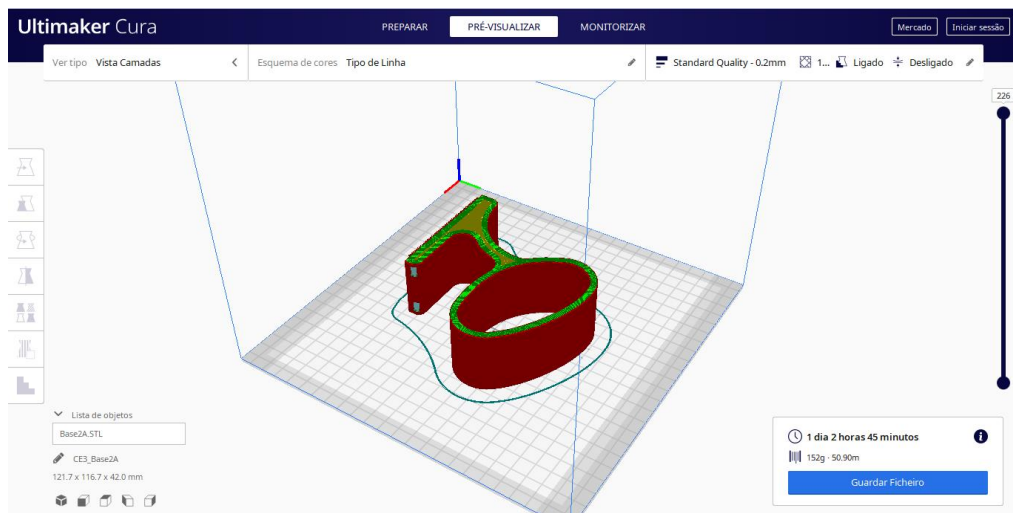


G: Articulada base flexível
 Static Structural
 Time: 1, s
 08/11/2021 23:42

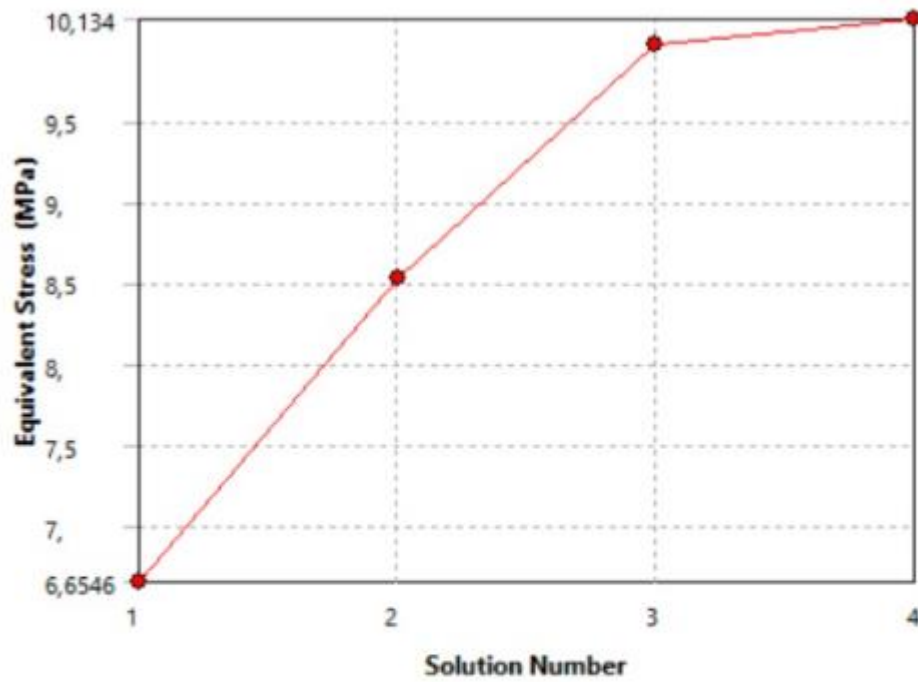
- A** Point Mass
- B** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²
- C** Fixed Support



Anexo G – Simulações de impressão



Anexo H – Testes de convergência de malha



	Equivalent Stress (MPa)	Change (%)	Nodes	Elements
1	6,6546		11194	5330
2	8,5271	24,667	59174	33639
3	9,9792	15,693	158485	99315
4	10,134	1,5356	435274	288014