

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIA**

MARCELO DOS SANTOS DAL CORSO

**DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PARA MEMBRO ANTERIOR DE UM CANINO POR
MEIO DE IMPRESSÃO 3D**

CAXIAS DO SUL

2019

MARCELO DOS SANTOS DAL CORSO

**DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PARA MEMBRO ANTERIOR DE UM CANINO POR
MEIO DE IMPRESSÃO 3D**

Trabalho de conclusão de curso (MEC0291) apresentado à Universidade de Caxias do Sul como requisito parcial à obtenção do grau de Engenheiro Mecânico. Área de concentração: Processos de fabricação.

Orientador: Professor Dr. Carlos Alberto Costa.

CAXIAS DO SUL

2019

MARCELO DOS SANTOS DAL CORSO

**DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE PARA MEMBRO ANTERIOR DE UM CANINO POR
MEIO DE IMPRESSÃO 3D**

Trabalho de conclusão de curso (MEC0291) apresentado à Universidade de Caxias do Sul como requisito parcial à obtenção do grau de Engenheiro Mecânico. Área de concentração: Processos de fabricação.

Orientador: Professor Dr. Carlos Alberto Costa.

APROVADO EM 25 / 11 / 2019

Banca examinadora:

Prof. Dr. Alexandre Fassini Michels
Universidade de Caxias do Sul – UCS

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

Prof. Msc. Gustavo Brambatti
Universidade de Caxias do Sul – UCS

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

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à minha mãe, Lilian, por ter proporcionado condições para que eu concluísse mais esta etapa em minha vida. Sem o apoio e incentivo dela com certeza este momento não seria possível. À minha namorada Vitória, pelo companheirismo, afeto e compreensão durante esta jornada neste ano.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Carlos Alberto Costa, pela oportunidade em desenvolver este trabalho, além de todo o apoio fornecido durante a sua realização e conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Msc. Gustavo Brambatti, por ter levado o tema deste trabalho ao Prof. Carlos e por todo o auxílio fornecido com relação ao estudo de caso e em várias das etapas realizadas durante o desenvolvimento.

Aos colegas de curso e técnicos do Laboratório de Prototipagem Rápida da UCS, Vinícius Dall'Igna, Felipe Acordi Costa e João Ricardo Forner Basso, pelo auxílio fornecido durante as etapas do trabalho.

Aos amigos e colegas de trabalho Bruno Girardello e Maurício Bueno, por todo apoio e conselhos oferecidos na análise e desenvolvimento do projeto.

Meu sincero agradecimento a todos que de alguma forma contribuíram para que este trabalho fosse possível.

RESUMO

Atualmente o mercado de próteses para animais ainda é pouco explorado no cenário brasileiro. Muitos são os fatores que contribuem para tal, podendo elencar-se o custo como um dos principais impeditivos para que este nicho evolua. Com a impressão 3D estando cada vez mais presente e acessível aos cenários acadêmicos e empresariais, este trabalho tem o objetivo de desenvolver uma prótese para membro anterior de um canino do canil municipal da cidade de Caxias do Sul. O desenvolvimento desse trabalho foi realizado em quatro etapas, sendo elas a coleta de dados do animal, projeto da prótese com validação e análise estrutural via *software* de elementos finitos, impressão e montagem do conjunto final e avaliação do uso pelo animal. Os resultados alcançados conferem que o material utilizado para esta prótese é resistente aos esforços verticais exercidos pelo cão. Porém, os testes realizados mostram que trabalhos futuros são necessários para análise de forças sob um ângulo a partir de 10° , haja visto que nas simulações realizadas as tensões no sistema excedem a tensão de ruptura do material.

Palavras chaves: Biomecânica animal. Movimento. Marcha canina. Protótipo. Análise Elementos Finitos.

ABSTRACT

Currently the animal prosthesis market is still little explored in the Brazilian scenario. There are many factors that contribute to this, and the cost can be listed as one of the main impediments for this niche to evolve. With 3D printing being increasingly present and accessible to academic and business scenarios, this work aims to develop a prosthesis for an anterior member of a canine of the municipal kennel of the city of Caxias do Sul through this process. This work was developed in four stages, which are animal data collection, prosthesis design with validation and structural analysis via finite element software, printing and assembly of the final set and evaluation of use by the animal. The results show that the material used for this prosthesis is resistant to the vertical efforts exerted by the dog. However, the tests carried out show that future work is needed to analyze forces at an angle from 10° , since in the simulations performed the stresses in the system exceed the breaking stress of the material.

Keywords: Animal biomechanics. Movement. Canine gait. Prototype. Finite element analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Principais etapas do processo de AM	10
Figura 2 – Funcionamento de impressora FFF	11
Figura 3 – Tipos de impressoras 3D no mundo.....	12
Figura 4 – Principais etapas do processo de construção de biomodelos	13
Figura 5 – Processo de obtenção de prótese de defeito crânio facial	14
Figura 6 – Exemplo de prótese canina.....	15
Figura 7 – Exemplo prótese I.....	16
Figura 8 – Exemplo prótese II	16
Figura 9 – Exemplo prótese III	17
Figura 10 – Exemplo prótese IV.....	18
Figura 11 – Fases da locomoção canina.....	20
Figura 12 – Plataforma de força.....	21
Figura 13 – Estrutura óssea do cão	23
Figura 14 – Prótese estilo soquete.....	24
Figura 15 – Prótese com dobradiças no membro anterior.....	26
Figura 16 – Prótese com dobradiças no membro posterior	27
Figura 17 – Membro envolvido com fibra de vidro semirrígida	28
Figura 18 – Etapas de obtenção do formato de próteses.....	29
Figura 19 – Fluxograma de trabalho	30
Figura 20 – Cão do elemento de estudo	31
Figura 21 – Scanner Sense 3D.....	32
Figura 22 – Impressora SETHI 3D BB	34
Figura 23 – Escaneamento do coto	35
Figura 24 – Escaneamento membro sem amputação.....	36
Figura 25 – Membro isolado e com ataduras	36
Figura 26 – Moldes negativos	37
Figura 27 – Moldes positivos	38
Figura 28 – Escaneamento dos moldes positivos	38
Figura 29 – Geometria Escaneada	39
Figura 30 – Malha de triângulos no <i>Simlab</i>	40
Figura 31 – Segmentação malha de triângulos no <i>Hypermesh</i>	40
Figura 32 – Sólido gerado no <i>Hypermesh</i>	41
Figura 33 – Modelo virtual e impresso em 3D.....	42
Figura 34 – Prótese para membro anterior	42
Figura 35 – Modelo 3D superior e inferior.....	43

Figura 36 – Conjunto 3D proposta inicial	44
Figura 37 – Diagrama de corpo livre do conjunto.....	46
Figura 38 – Aplicação de força distribuída	47
Figura 39 – Região de restrição do modelo	47
Figura 40 – Regiões de contato da proposta inicial.....	48
Figura 41 – Geração da malha	49
Figura 42 – Deformação total da proposta inicial	49
Figura 43 – Tensão equivalente da proposta inicial	50
Figura 44 – Proposta peça reforçada.....	51
Figura 45 – Tensão equivalente da nova proposta	51
Figura 46 – Tensões para forças inclinadas.....	52
Figura 47 – Início da impressão 3D da prótese.....	53
Figura 48 – Peças impressas.....	54
Figura 49 – Tempo de impressão	54
Figura 50 – Conjunto da prótese montado	55
Figura 51 – Próteses montadas no animal.....	56
Figura 52 – Teste de utilização das próteses.....	57
Figura 53 – Membro residual com prótese.....	57

LISTA DE SIGLAS

ABS	<i>Acrylonitrile butadiene styrene</i>
AM	<i>Additive Manufacture</i> (Manufatura Aditiva)
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Projeto Assistido por Computador)
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i> (Modelagem de Deposição Fundida)
FFF	Fabricação com Filamento Fundido
PETG	Poli (tereftalato de etileno glicol)
PLA	Poliácido láctico
PVC	Policloreto de vinila
SLA	<i>STereoLithography</i> (Estereolitografia)
SLM	<i>Selective Laser Melting</i> (Derretimento a Laser)
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i> (Sinterização a Laser)
SRD	Sem Raça Definida
STL	<i>STereoLithography</i> (Estereolitografia)
TA	Tecnologia Assistiva

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	6
1.1	JUSTIFICATIVA	7
1.2	OBJETIVOS	8
1.2.1	Objetivo geral	8
1.2.2	Objetivos específicos	8
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	9
2.1	TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D.....	9
2.1.1	O surgimento da tecnologia	9
2.1.2	Etapas do processo	10
2.1.3	Método FFF	11
2.1.4	Aplicações e potenciais de uso na área da saúde	13
2.2	A IMPRESSÃO 3D APLICADA EM PRÓTESES CANINAS.....	14
2.3	BIOMECÂNICA DO CÃO.....	18
2.3.1	Locomoção e marcha canina	18
2.3.1.1	Análise cinemática e cinética da marcha	20
2.3.2	Distribuição de forças na marcha canina	21
2.4	AMPUTAÇÕES EM CÃES.....	23
2.5	ASPECTOS CONSTRUTIVOS DE PRÓTESES.....	25
2.6	MÉTODOS DE OBTENÇÃO DO FORMATO DE PRÓTESES.....	27
3	PROPOSTA DE TRABALHO	30
3.1	CASO DE ESTUDO.....	31
3.2	MÉTODO PROPOSTO.....	31
3.2.1	Métodos para obtenção do formato do coto	31
3.2.2	Projeto e definição dos componentes da prótese	32
3.2.3	Impressão 3D do corpo da prótese	33
3.2.4	Montagem do conjunto e avaliação do paciente	34
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	35
4.1	ESCANEAMENTO E MOLDAGEM COM GESSO	35
4.1.1	Preparação das superfícies escaneadas	39
4.1.2	Teste de encaixe inicial	41
4.2	PROJETO DO CONJUNTO PRÓTESE.....	42
4.2.1	Análise de esforços na prótese	44
4.2.2	Impressão e montagem do conjunto	52
4.3	TESTE DA PRÓTESE NO CÃO	55

5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
5.1	CONCLUSÃO.....	58
5.2	TRABALHOS FUTUROS.....	59
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60
	APÊNDICE A – ENSAIO DE TRAÇÃO EM CORPOS DE PROVA.....	63

1 INTRODUÇÃO

Produtos para proporcionar uma vida mais confortável para os animais de estimação estão cada vez mais presentes nos lares de quem possui um animal doméstico. É notável que o ser humano tem se importado cada vez mais com o bem-estar de seus animais, com intuito de proporcionar uma vida saudável e feliz para seus companheiros de estimação.

Neste cenário, donos de animais que hoje precisam de próteses podem obtê-la de uma forma muito mais barata e eficaz do que antigamente. O avanço de processos de fabricação como a impressão 3D é uma das opções possíveis para que esse nicho de mercado tome proporções cada vez maiores.

Segundo Alves (2012), dispositivos desenvolvidos para uma maior funcionabilidade aos envolvidos que possuem incapacidades ou mobilidade reduzida, são denominados como TA. O mesmo autor também salienta que para desenvolver um produto para saúde, seja de pessoas ou animais que tenham algum tipo de incapacidade, é cada vez mais exigente no que tange a personalizações.

Para Selhorst (2008), utilizar tecnologias de prototipagem rápida é fundamental no desenvolvimento de novos produtos. Ele aborda a vantagem de poder se obter protótipos que são gerados em questão de horas e não de dias ou semanas, como acontecia antes do surgimento dessas tecnologias. No desenvolvimento de um produto, é essencial que áreas como engenharia, design, qualidade, produção, entre outras áreas, estejam integradas. E a prototipagem rápida é um modo muito eficaz de propiciar esta interação, onde será possível avaliar se o produto/projeto terá viabilidade técnica e econômica.

No caso de próteses, o grau de interação entre o produto e o usuário só será testado por meio de um protótipo, para garantir total análise geométrica, ergonômica e de usabilidade. Frente a essas questões, diversas áreas do conhecimento têm se envolvido juntamente com a Medicina Veterinária no desenvolvimento de próteses de alta tecnologia.

A análise da mecânica do movimento é de vital importância para quem está desenvolvendo o produto. As forças exercidas por um animal durante uma corrida estão sempre variando devido a não manterem uma velocidade constante na maioria das vezes. As forças envolvidas na marcha de um animal geram uma interação complexa entre, por exemplo, peso do organismo, força reacional do solo e contração muscular (SCHMIDT-NIELSEN, 2002).

Para quem possui um animal de estimação com próteses, é necessária uma dedicação especial no dia-a-dia, desde colocar e tirar a prótese, bem como limpá-la e ensinar o animal a adaptar-se a ela. Mas o ganho na qualidade de vida do animal, a possibilidade de fazê-lo correr e brincar, ainda que dentro de suas limitações, com certeza resulta em um sentimento de satisfação para os donos.

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de uma prótese para o membro anterior de um cão do canil municipal de Caxias do Sul, com auxílio de impressão 3D de baixo custo. O estudo terá foco em projetar uma prótese com base nos dados de entrada de geometria do cão e realizar uma análise de tensões do protótipo desenvolvido.

1.1 JUSTIFICATIVA

Tendo em vista o crescente número de trabalhos que proporcionam uma sinergia entre as mais diversas áreas, como neste caso, Engenharia Mecânica e Medicina Veterinária, é possível explorar cada vez mais os objetivos em comum para uma solução final. O mercado de próteses para animais não é mais acessível somente as poucas pessoas que tinham condições para tal ou que julgavam de extrema importância o seu animal possuir uma.

Técnicas mais baratas e acessíveis para produzir e desenvolver uma prótese estão transformando o modo como os donos de animais de estimação pensam a respeito do assunto. O advento da impressão 3D não é relativamente novo, mas o aperfeiçoamento e o baixo custo que a tecnologia vem apresentando nos últimos anos fazem que esta seja uma técnica cada vez mais explorada no ramo de próteses.

A literatura atualmente apresenta um baixo número de trabalhos, sejam artigos, teses ou revistas que abordem este assunto com a visão que a engenharia pode proporcionar. Quando se encontra um trabalho com este tema, dificilmente este contempla análises a respeito dos materiais utilizados, forças e tensões exercidas sobre a prótese e demais aspectos técnicos envolvidos. Isso pode vir a causar a falha precoce da prótese ou originar mais transtornos ao animal devido a não coaptação por erros no momento do projeto.

Existem no Brasil poucas empresas voltadas para o desenvolvimento e fabricação de próteses para animais, e estas também não analisam caso a caso para determinar se cada prótese terá o desempenho desejado. Isso implica não somente no risco da falha precoce conforme já mencionado, mas também no superdimensionamento dos componentes do conjunto, o qual poderia ser mais leve e com menor custo.

A importância da realização deste trabalho visa proporcionar melhores condições de locomoção para um cachorro do canil municipal da prefeitura de Caxias do Sul. Frente a esta situação, a prótese implantada no cão aumentaria inclusive as chances de o mesmo ser adotado por alguém que se sensibilize com o caso.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O principal objetivo deste trabalho é desenvolver uma prótese para membro anterior canino, utilizando impressão 3D de baixo custo.

1.2.2 Objetivos específicos

Para atingir o objetivo geral, são listados a seguir os objetivos específicos que devem ser alcançados:

- a) Relacionar aspectos envolvidos da Medicina Veterinária com Engenharia Mecânica para desenvolvimento de próteses para animais;
- b) Analisar as variáveis envolvidas na concepção de próteses para membro anterior canino, relacionando tipos de amputação e cinemática envolvida;
- c) Estudo dos métodos direto e indireto para obtenção da geometria da perna canina;
- d) Definição dos requisitos de Engenharia, como materiais que atendam de forma satisfatória as necessidades do projeto;
- e) Projetar uma prótese em *software* de modelagem 3D e realizar análise de tensões do modelo em *software* de elementos finitos;
- f) Produzir um protótipo da prótese e avaliar o uso no animal.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta sessão destina-se à explicação dos conceitos envolvidos para desenvolvimento da prótese canina, tais como: estudo da marcha animal, aspectos da biomecânica canina, tipos de amputação, modelos e aspectos construtivos de prótese e conceitos relacionados a impressão 3D e fabricação de protótipos através dessa tecnologia.

2.1 TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D

2.1.1 O surgimento da tecnologia

Os processos de fabricação mais difundidos seguem o princípio de moldar determinado material até obter sua forma final. Dentre eles é possível citar processos que envolvem a fusão do material, como fundição de metais e moldagem por injeção plástica, além de outros processos que fazem a remoção do material. Neste último processo encaixam-se, por exemplo, torneamento, fresamento, furação, ou seja, todos os processos de usinagem. Há ainda outros meios de fabricação, entre eles, processos de conformação e estampagem e processos de união de componentes (VOLPATO, 2017).

O final da década de 1980 trouxe com ele uma nova tecnologia de fabricação, baseado na adição de material, que hoje é conhecido como *Additive Manufacture* ou impressão 3D. A concepção desse processo foi desenvolvida por Charles Hull, americano formado em Engenharia Física pela Universidade do Colorado. No início dos anos 1980 ele começou a trabalhar na fabricação de dispositivos plásticos a partir de fotopolímeros, porém o tempo de 1 a 2 meses para produzir uma peça somado a alta probabilidade de imperfeições, o faziam a aperfeiçoar cada vez mais sua ideia. Em 1986 ele criou a *3D Systems* e desenvolveu o formato de arquivo .STL, conquistando diversas patentes e ao final da década estava pronto para revolucionar métodos de pesquisa e fabricação (GROSS et al, 2014).

Nos anos 80, a primeira técnica que foi desenvolvida por Hull foi a *Stereolithography*, ou SLA. Seguindo neste ramo, Scott Crump desenvolve a técnica conhecida como *Fused Deposition Modeling*, abreviada por FDM e patenteada pela *Stratasys*, cinco anos após o surgimento da SLA. Outras técnicas ainda estavam por surgir nas décadas seguintes, a saber: *Selective Laser Sintering (SLS)*, *Selective Laser Melting (SLM)* e a *Polyjet* (DABAGUE, 2014).

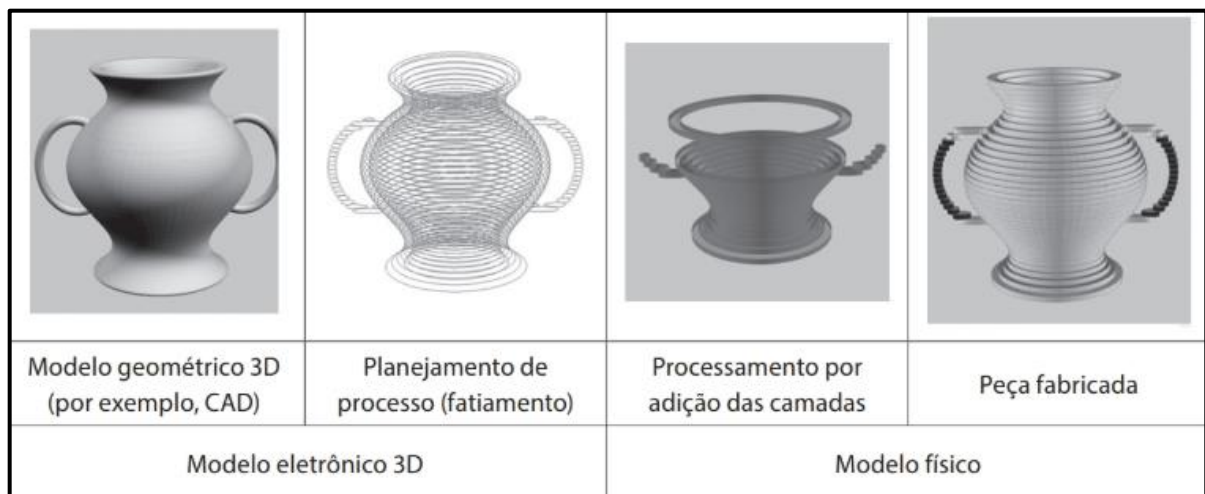
O princípio desse processo é baseado na deposição de material, camada por camada, através de um modelo digital. No caso das impressoras 3D, um filamento plástico é aquecido antes de passar pelo injetor do material, para então ser depositado precisamente em várias camadas. Segundo Wong e Hernandez (2012), as maiores vantagens que a manufatura aditiva trouxe para o desenvolvimento de produtos foram a redução no tempo e

custo de projeto, além da possibilidade de criar basicamente qualquer formato desejado, o que antes seria muito difícil de produzir. Apesar das vantagens, os autores relatam que atualmente a AM ainda não é utilizada para fins de produção industrial, porém é amplamente usufruída por cientistas, estudantes, médicos, ou qualquer parte interessada em realizar prototipagem rápida.

2.1.2 Etapas do processo

Volpato (2017) identifica de forma geral as 5 etapas que compreendem o processo de impressão 3D, que podem ser visualizadas na figura abaixo.

Figura 1 – Principais etapas do processo de AM



Fonte: Volpato (2017).

A primeira etapa compreende em modelar a peça em um sistema tridimensional, em *software* de modelagem 3D. Após, é necessário obter o modelo 3D em um formato compatível para AM, por exemplo, STL. O próximo passo é planejar o processo de fabricação por camada, definir estruturas de suportes e métodos de deposição do material em questão. A quarta etapa envolve a fabricação da peça no equipamento em si, e por último o pós-processamento, que engloba a limpeza e algum acabamento final se houver necessidade.

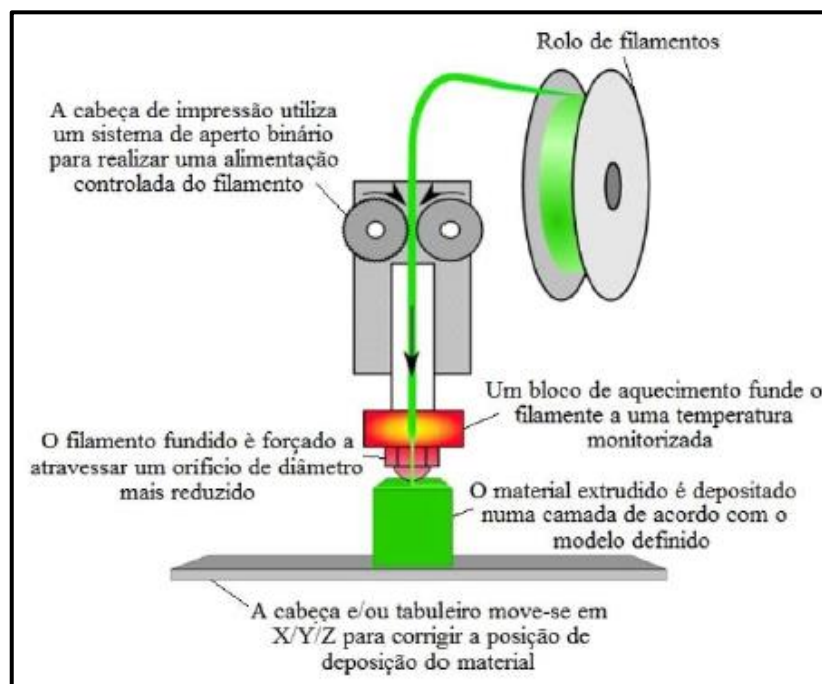
Em todas as etapas vistas acima, apesar da mínima intervenção do operador no processo, ele é fundamental para a correta execução da impressão. O *setup* inicial da máquina, realizado logicamente pelo operador, é o principal fator que garantirá a qualidade final da peça impressa.

2.1.3 Método FFF

Uma das tecnologias de baixo custo derivadas do método FDM foi a Fabricação com Filamento Fundido, ou FFF. Essa iniciativa surgiu através de instituições de pesquisa que disponibilizaram a tecnologia no formato *open source*. A FFF foi desenvolvida pelo projeto conhecido como RepRap, que utiliza os mesmos princípios da FDM, imprimindo em ABS ou PLA, mas com a vantagem de possuir equipamentos de custos acessíveis (VOLPATO, 2017).

Abordando a tecnologia FFF, este pode ser considerado como o processo de fabricação de protótipos ou peças que não irão sofrer solicitações elevadas na sua aplicação. A deposição do material ocorre a partir do momento em que um filamento termoplástico, geralmente ABS ou PLA, é forçado por um bocal que irá derretê-lo por estar em temperatura superior a temperatura de fusão do material, conforme Figura 2. A seguir, ele será depositado camada por camada, até atingir a geometria final do modelo desejado. Todas essas etapas são possíveis graças ao modelo tridimensional previamente importado de um *software* CAD para o formato STL, no qual os parâmetros básicos, como a velocidade de impressão, podem ser constituídos (JIMENEZ et al, 2018).

Figura 2 – Funcionamento de impressora FFF



Fonte: Jimenez et al (2018)

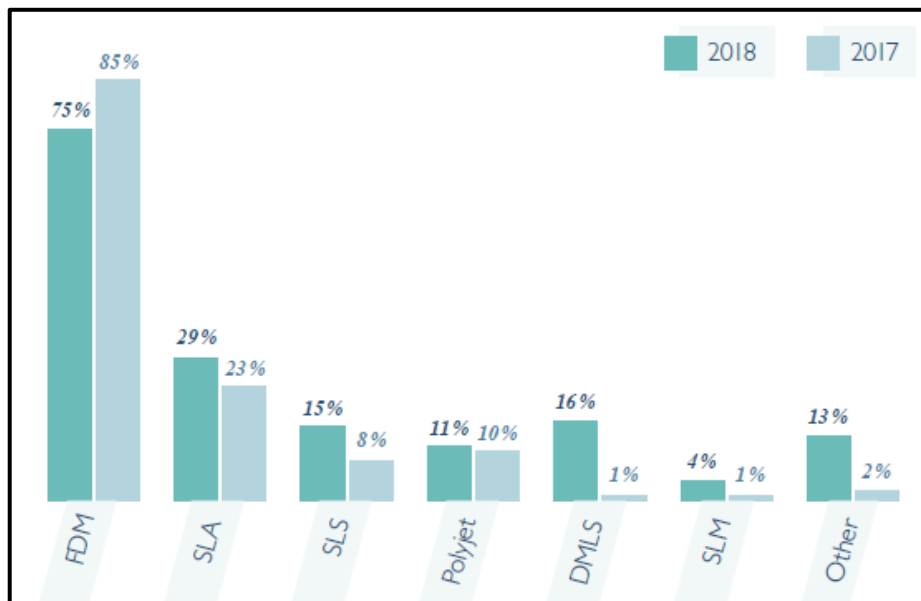
De acordo com Torabi, Farjood e Hamendani (2015), após ser ejetado do bocal de impressão, o material em estado pastoso solidifica-se após aproximadamente 0,1 s. Para Volpato (2017), o material extrudado pode ser solidificado naturalmente, por algum resfriamento ou ainda sofrer algum tipo de reação química. Porém esse processo deve ser

rápido o suficiente para que o material tenha a estruturação desejada para a peça, e relativamente lento para que a adesão do filamento extrudado seja adequada aos filamentos já solidificados.

Atualmente, já é possível utilizar poliamida além do ABS e do PLA para impressão, com filamentos da ordem de 1,75 mm ou 3 mm de diâmetro. Além disso, o acetato de polivinila (PVA) pode ser utilizado como suporte para as camadas de impressão pelo fato de ser solúvel em água. O material de suporte pode ou não ser necessário, dependendo da complexidade da peça. No caso de possuir geometrias complexas ou não ser possível apoiar-se em camadas anteriores, recomenda-se utilizar materiais que sejam solúveis em água a temperaturas elevadas, ou ainda com menor resistência ao material da peça. No caso da imersão em água, o tempo varia conforme o caso, na faixa de 6 h a 24 h (VOLPATO, 2017).

Dados levantados pela *Sculpteo*, empresa francesa especializada em impressão 3D, em documento nomeado como *The State of 3D Printing*, compila diversas informações a respeito de manufatura aditiva ao redor do mundo. Em sua última edição, no ano de 2018, é exposto na Figura 3 os tipos de impressora 3D nos anos de 2017 e 2018, de acordo com dados de empresas e instituições respondentes a sua pesquisa. O motivo de a tecnologia FDM liderar os modelos de impressora se deve ao fato de este ser o equipamento com custo mais acessível à disposição, com percentuais de 75% no ano de 2018 e 85% em 2017. Essa diferença de 10% é um sinal de que o mercado está cada vez mais buscando por tecnologias mais avançadas, como SLA e SLS, que obtiveram aumento em seus percentuais.

Figura 3 – Tipos de impressoras 3D no mundo

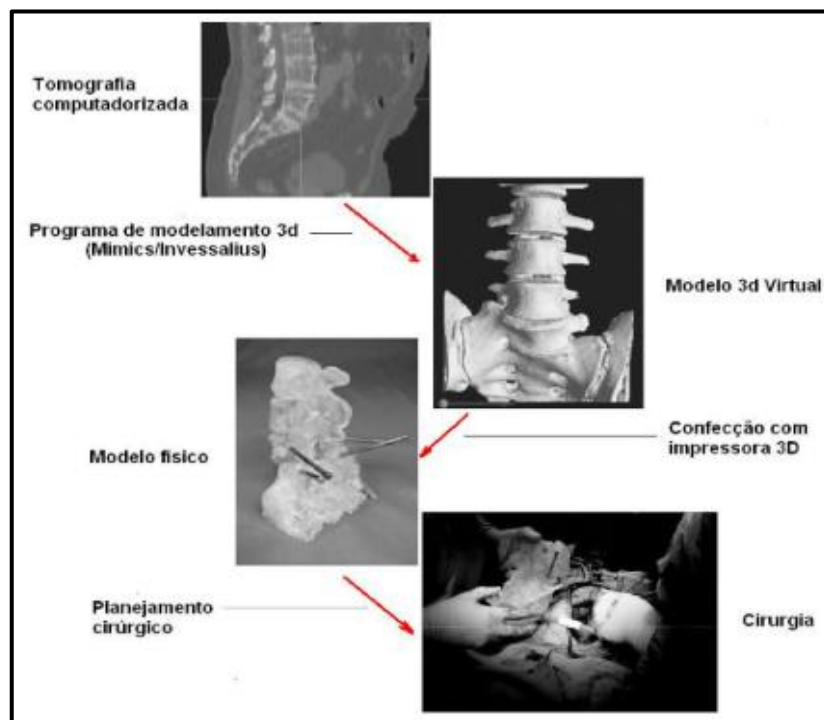


Fonte: Sculpteo (2018?).

2.1.4 Aplicações e potenciais de uso na área da saúde

Segundo Gross et al (2014), na área da Medicina muitas técnicas podem ser utilizadas para gerar renderizações de objetos 3D. A tomografia computadorizada ou a ressonância magnética geram dados que podem ser convertidos para o formato STL. Ao mesclar essas tecnologias com a impressão 3D, os médicos são capazes de modelar essas imagens digitais através de um *software* CAD para gerar uma réplica exata da digitalização original. Na Figura 4, são apresentados os passos que foram descritos anteriormente.

Figura 4 – Principais etapas do processo de construção de biomodelos



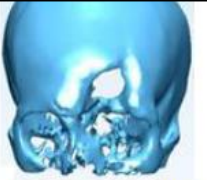

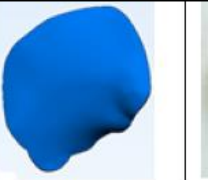



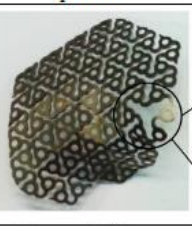

Fonte: Cunico (2015).

Além de modelos de planejamento cirúrgico, as tecnologias de manufatura aditiva podem ser empregadas também, de forma direta ou indireta, para fabricar implantes e próteses. Pelo fato de cada prótese ser única afim de adaptar-se ao usuário final, os métodos de fabricação convencionais tornam-se caros e certas vezes inviáveis devido à complexidade (CUNICO, 2015).

A utilização da manufatura aditiva de impressão metálica é bastante comum na área médica, porém seu custo ainda é muito elevado. Frente a essa questão, em muitos casos não é vantajoso utilizar-se desse método, como por exemplo protótipos de crânios para preparação de cirurgias. Casos como este se beneficiam mais com a utilização de materiais poliméricos, que podem ser, entre outros processos, impressos por estereolitografia (DUARTE et al, 2015).

A obtenção de protótipos de próteses por meio da manufatura aditiva promove a validação da geometria a ser utilizada pelo paciente. É importante observar, além das dimensões principais, os sistemas de fixação, acomodação e espessuras necessárias. Após a validação do protótipo e verificação de suas funcionalidades, as próteses finais podem ser produzidas através de diversos processos, como a fundição de precisão ou conformação plástica. Dadas as características de biocompatibilidade e resistência/peso, geralmente as próteses finais são produzidas em titânio e suas ligas ou ainda ligas de cobalto-crômio (DUARTE et al, 2015). A seguir, a Figura 5 exemplifica um estudo de caso de defeito crânio facial.

Figura 5 – Processo de obtenção de prótese de defeito crânio facial

			
Modelo do crânio com defeito obtido por TAC	Biomodelação da prótese adaptada ao defeito	Biomodelação da prótese	Prótese em SL
			
Ferramenta de conformação plástica - Matriz	Ferramenta de conformação plástica - Punção	Prótese obtida por conformação plástica de malha metálica	Prótese colocada no crânio obtido por FA para validação dimensional e funcional

Fonte: Duarte et al (2015).

2.2 A IMPRESSÃO 3D APLICADA EM PRÓTESES CANINAS

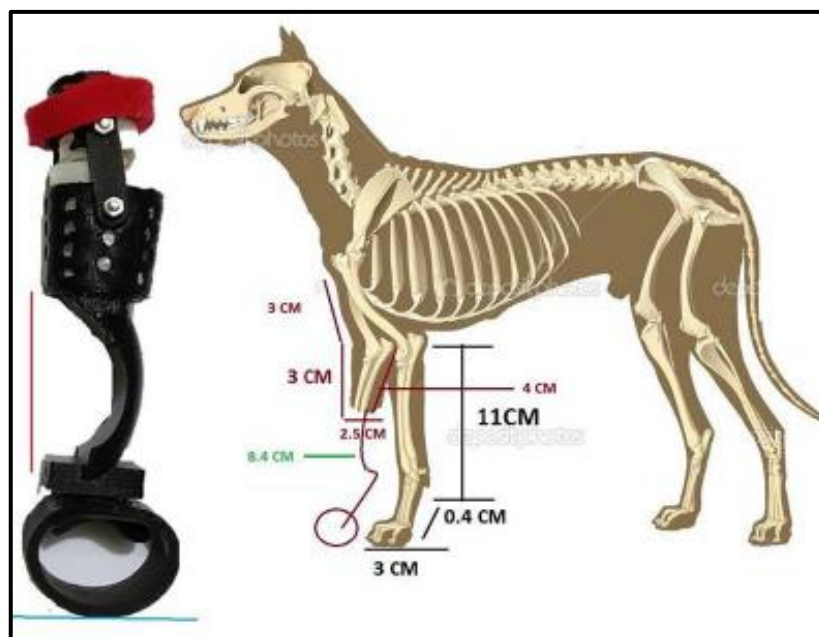
Diversos trabalhos na área de tecnologia de próteses foram e continuando sendo realizados nos últimos anos, sejam próteses humanas ou animais. Estudo realizado por Croucillo et al (2018), avalia e compara o material PLA impresso em 3D para uso em próteses de pequenos e médios animais. No estudo em questão, uma conclusão importante em que os autores chegaram foi que “Os ensaios mecânicos realizados nos corpos de prova de PLA mostraram uma baixa resistência mecânica para que este seja aplicado em próteses de animais que exijam resistência ao impacto devido à sua baixa ductilidade”.

Fatores como densidade de impressão e velocidade são importantes para concepção de um protótipo em impressão 3D. É possível otimizar parâmetros de impressão dependendo da aplicação desejada para, por exemplo, obter uma maior resistência mecânica. Para o

material PLA, com densidade de 100% e direção de impressão de 45°/135°, é possível obter maiores valores de deformação, ou seja, se determinada aplicação não requer a máxima deformação possível suportada pelo PLA, basta reduzir a densidade de impressão (CROUCILLO et al, 2018).

De acordo com Jimenez et al (2018), é essencial na hora de realizar o *design* da prótese, considerar a anatomia do cão, pelo fato de cada cão reagir diferente a amputação de um membro. Os mesmos autores salientam que para raças de pequeno porte, o nível da amputação deve ser alto, porque caso contrário poderá exceder as medidas adequadas, gerando desconforto para o animal e feridas no coto decorrentes do cão apoiar-se nele. Coto é a denominação da parte do membro que permanece após a cirurgia de amputação, podendo ser denominado também como membro residual. Um exemplo de prótese canina é apresentado na Figura 6.

Figura 6 – Exemplo de prótese canina



Fonte: Jimenez et al (2018).

A seguir serão apresentados alguns exemplos de casos reais de utilização de próteses em cães. No primeiro caso abaixo, através de tomografias realizadas no cão, foi possível criar o modelo 3D da prótese, que deu início a vários protótipos para testes até seu refinamento final. Concluídos os testes, a prótese final foi confeccionada em *nylon 12* com seu interior revestido em espuma, para ajudar no amortecimento e evitar o risco de possíveis feridas resultantes da pressão do membro contra a prótese (Figura 7) (NISHIMURA, 2018).

Figura 7 – Exemplo prótese I



Fonte: 3DPrint (2017).

Na próxima situação, foi desenvolvido uma prótese para membro anterior em uma cadela de pequeno porte da raça York Shire (Figura 8). O animal sofreu amputação transradial causada por reabsorção óssea, consequente de um mal procedimento cirúrgico. Levando em consideração a biomecânica da cadela, requisitos de resistência e funcionalidade desejada, foi desenvolvida uma prótese em material ABS através do método FDM, com filamento de espessura próxima a 1,25 mm. (Jimenez et al, 2018). Os parâmetros de impressão adotados pelos autores foram “A prótese foi impressora com um preenchimento de 30%, tipo de trajetória octogonal, espessura de camada de 0,3 mm e relação de velocidade e precisão em 50% cada.”

Figura 8 – Exemplo prótese II



Fonte: Adaptado de Jimenez et al (2018).

Outro caso bem-sucedido de uso de tecnologia de impressão 3D é o do cão da Figura 9. O animal SRD possui malformações congênitas nas patas dianteiras desde o seu

nascimento, o que o impedia de correr naturalmente como outros cães. A prótese foi concebida através da técnica SLS, em um novo material, que ofereceu flexibilidade para imitar os movimentos que uma perna canina real poderia executar. Na técnica de SLS, um pó fino é atingido por vários feixes de *lasers*, aquecendo algumas partículas deste pó com alto nível de precisão e enrijecendo até formar a peça desejada (ADAMS, 2019).

Figura 9 – Exemplo prótese III



Fonte: Mercury News Daily (2016).

O próximo caso é um tanto quanto desafiador, porque o cão precisou de próteses para suas quatro patas (Figura 10). O cão SRD, ficou preso no gelo em Nebraska, nos Estados Unidos, até ser resgatado por um casal. Por consequência disso precisou ter as quatro patas amputadas e adequar-se as próteses desenvolvidas por um veterinário da clínica especializada em próteses *OrthoPets*. Após um período de adaptação de seis meses, o cão pode retomar suas atividades e comportamentos de forma o mais próximo possível do normal. (G1, 2014).

Realizando um compilado das informações dos casos citados, primeiramente é possível perceber que os membros anteriores são os mais comuns de sofrerem amputação. Um dos casos cita que a obtenção da geometria do coto foi através de tomografia computadorizada, sendo este o método mais preciso. Como técnica de impressão, um dos casos utilizou a técnica SLS e outro a FDM. A respeito de materiais utilizados, foram utilizados desde o ABS, até o *nylon 12*. Os elementos construtivos em geral são os mesmos, todos devem possuir encaixe da prótese e coto em material que ofereça conforto, material

antiderrapante no solado e elementos com função fixadora ao membro, geralmente correias e velcros.

Figura 10 – Exemplo prótese IV



Fonte: G1 (2014).

2.3 BIOMECÂNICA DO CÃO

A palavra biomecânica combina o prefixo *bio*, que significa vida, com a área da mecânica, que estuda a ação das forças envolvidas no movimento. A partir da década de 1970, cientistas e estudiosos adotaram o termo biomecânica para delinear sobre a ciência que envolve a análise dos aspectos mecânicos dos seres vivos. Estática e dinâmica são as principais subdivisões do ramo da biomecânica. Estática representa o estudo de sistemas sem movimento, ou seja, em repouso. Quando o sistema em análise envolve acelerações, ele está enquadrado no sub-ramo da dinâmica (HALL, 2016).

Visando conectar os assuntos referentes a biomecânica animal, marcha canina, tipos de amputação e demais tópicos que sejam de interesse para o desenvolvimento da prótese, esse capítulo tem por objetivo a discussão e análise dos mesmos.

2.3.1 Locomoção e marcha canina

Desde o início dos anos 1800, o estudo e medição das funções musculoesqueléticas está presente. Os avanços tecnológicos ao longo dos últimos anos em relação a análise da marcha canina, fizeram com que pesquisadores obtivessem uma melhor compreensão sobre a locomoção de um cão. A tecnologia da computação tem papel fundamental no auxílio a

biomecânicos para desenvolverem sistemas utilizando análise cinemática tridimensional. Através dela, é possível realizar análises incluindo o terceiro eixo de coordenadas, análise de forças e eletromiografia, todas ao mesmo tempo e no mesmo sistema (GILLETE E ANGLE, 2008).

Segundo Gillete e Angle (2008, p. 165), a “marcha é uma série de movimentos repetitivos que incluem caminhada, trote, ritmo, galope e nado”. Os autores definem a marcha e movimentos não repetitivos, como sendo os dois tipos principais de locomoção de um cão. Diferentemente da marcha, movimentos não repetitivos são considerados eventos únicos, como saltar, sentar e o início do movimento. Eles são de grande importância e tem sido alvo de muitos estudos de análise de locomoção, porque os maiores níveis de força e solicitações podem ocorrer nesses eventos.

Gross (2000, p. 430) define a marcha normal, anormal e eficiência como sendo:

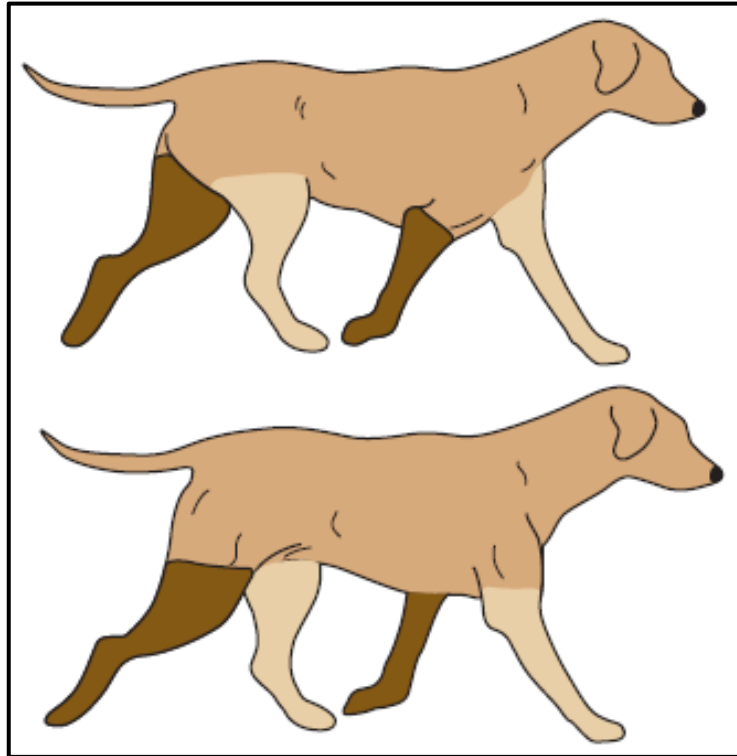
A marcha normal é o movimento para frente com eficiência. Eficiência significa que há um mínimo de energia sendo gasta durante esta atividade. Qualquer desvio deste mínimo pode ser denominado um padrão anormal de marcha. A marcha normal, por conseguinte, pode ser definida como a locomoção para frente do corpo, durante a qual o centro de gravidade do corpo descreve uma curva sinusoidal de mínima amplitude em ambos planos Y e Z.

Pode-se dividir o modo de andar de um cão em dois grupos principais: o simétrico e o assimétrico. O movimento simétrico é definido como todo movimento que acontece da mesma forma nos dois lados do corpo, ou seja, são espelhados. Nesse grupo podem ser caracterizados o caminhar, o trote e o passo. Já os movimentos que ocorrem de um lado, mas não ocorrem da mesma forma do lado oposto, são os assimétricos, como galope rotatório e transverso. O passo, a marcha, o trote e o galope são as quatro divisões feitas frente a locomoção canina, considerados simétricos os três primeiros (BASTIAN, 2013).

Outra subdivisão da locomoção pode ser feita em fases. Basicamente existem a fase de apoio, que pode ser dividida novamente em apoio inicial, desaceleração, propulsão e apoio final, e a fase de balanço. O momento em que a pata toca o solo e permanece em contato nele é chamada de fase de apoio, e a fase de balanço advém do momento em que a pata está no ar. O passo nada mais é do que todas as fases de apoio da pata juntas. Na Figura 11, os membros que estão na cor mais clara estão na fase de apoio, e os que estão na cor mais escura estão na fase de balanço (BASTIAN, 2013).

As pernas frontais estão mais relacionadas com as forças de frenagem, enquanto as traseiras são associadas a forças propulsoras, em superfície plana. Alterando para uma subida morro acima, o centro de gravidade é alterado e as forças propulsoras são executadas pelas pernas dianteiras. Por este e outros motivos, é importante que toda análise de marcha seja feita em uma superfície uniforme e nivelada (GILLETE E ANGLE, 2008).

Figura 11 – Fases da locomoção canina



Fonte: Gillete e Angle (2008).

2.3.1.1 Análise cinemática e cinética da marcha

Há muitos anos a avaliação subjetiva da marcha canina vem sendo realizada, porém ela é muito limitada. Neste tipo de análise, detalhes minuciosos durante o ciclo da marcha podem ser de difícil percepção até mesmo para especialistas no assunto, captando informações de apenas algumas variáveis cinemáticas. Contudo, um sistema computadorizado de análise cinética ou cinemática pode capturar, analisar e armazenar grandes quantidades de informação por segundo. Sem tal recurso, um ser humano não seria capaz de determinar as forças envolvidas no ciclo da marcha, bem como atividades neuromusculares do animal em análise (GILLETE E ANGLE, 2008).

De acordo com Weigel e Millis (2014), a análise cinética da marcha pode ser útil para diagnosticar anormalidades da locomoção, avaliar a sustentação do peso corporal, alterações na sustentação do peso e efeitos de tratamentos. Os autores deliberam que o uso da plataforma de força é o principal método para avaliar e quantificar as forças envolvidas na locomoção de um animal. A plataforma de força consiste de uma placa instrumentada com diversos medidores de tensão ou cristais e posicionada no solo (Figura 12). Sinais elétricos são enviados para um processador de dados e um computador pelos medidores de tensão ao receberem a força exercida pelo animal ao pisar na placa. Vários destes sinais são coletados e irão definir a fase de apoio da marcha, do instante em que a pata toca a placa até

o momento em que ela sai. Geralmente, nesse tipo de avaliação é preferível analisar a caminhada e o trote, devido a velocidade conveniente e simetria (WEIGEL E MILLIS, 2014).

Figura 12 – Plataforma de força



Fonte: Weigel e Millis (2014).

A cinética e a cinemática podem ser combinadas através da segunda lei de Newton. A primeira refere-se a força e a segunda ao movimento. Quando as duas são conectadas matematicamente, é possível determinar forças e momentos de juntas individuais, através do cálculo dos valores de reação da plataforma de força e movimento articular (WEIGEL E MILLIS, 2014).

O estudo da marcha do cão e análises da locomoção são importantes para o desenvolvimento de uma prótese, porém será dado ênfase no tópico seguinte durante o desenvolvimento do trabalho. O principal fator que garantirá a durabilidade da prótese é a análise de forças exercidas pela distribuição de peso corporal do animal sobre ela. A seguir serão discutidos os percentuais de peso que cada membro suporta, inclusive para animais que possuem amputação, e qual a redução percentual nos membros que uma prótese pode contribuir.

2.3.2 Distribuição de forças na marcha canina

Segundo Hall (2016), zoologistas estudam e examinam o comportamento da marcha de diversos animais correndo, trotando ou galopando em velocidades pré-determinadas, com objetivo de entender porque os animais adotam comprimento de passo e ritmos de passadas

em certas velocidades. Hall (2016, p. 3) cita a seguinte conclusão de especialistas no ramo: “a corrida consome menos energia do que a marcha em pequenos animais até o tamanho de cães, mas, para animais maiores, como cavalos, a corrida é mais extenuante”.

Quando um animal se move, o trabalho executado pelos músculos pode ser dividido em dois tipos: trabalho realizado junto ao ambiente e junto ao corpo do animal. Esforços exigidos para movimentar a água ou o ar são os do primeiro tipo, sendo esse trabalho convertido em calor. O segundo tipo também é, em última análise, convertido em calor, porque referem-se aos movimentos das articulações, tendões, alongamento dos músculos, e todas provavelmente dissipam calor (SCHMIDT-NIELSEN, 2002).

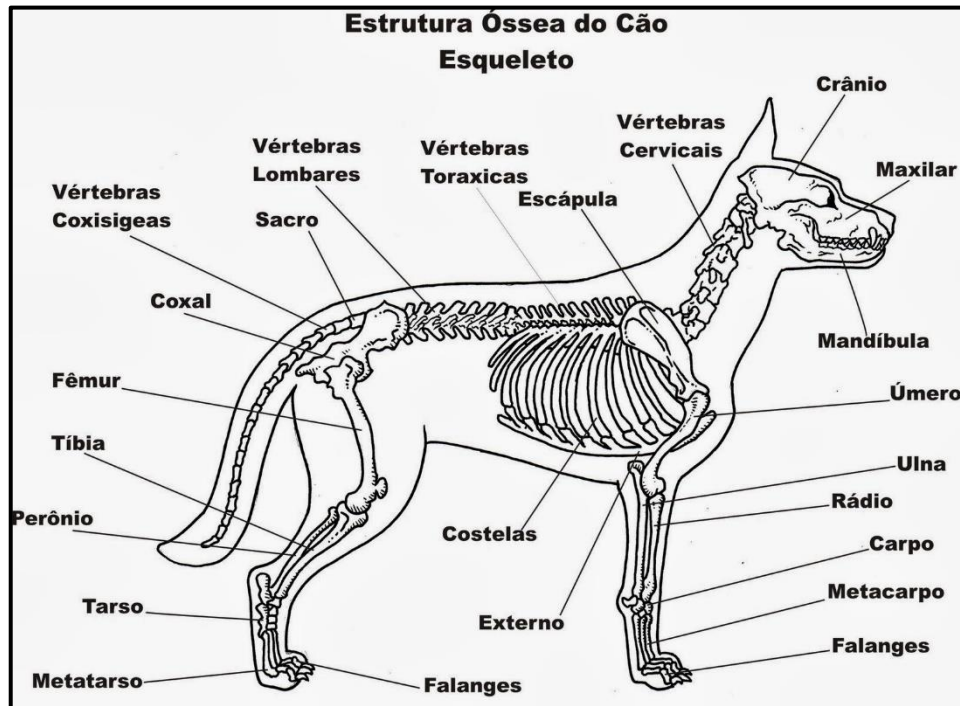
O autor Schmidt-Nielsen (2002, p. 431) aborda o seguinte fato a respeito do trabalho mecânico do corpo:

Primeiro, à medida que o animal corre, seu centro de massa sobe e desce a cada passo. Trabalho é realizado para levantar o centro de massa, aumentando a energia gravitacional potencial, e perdida à medida que o centro de massa é abaixado. Em segundo lugar, os membros são constantemente acelerados e em seguida desacelerados a cada passo. Trabalho é necessário para acelerar o membro, aumentando sua energia cinética, e trabalho é necessário para desacelerá-lo, reduzindo sua energia cinética.

A resistência imposta pelo ar não tem grande importância para o custo energético total utilizado nos movimentos, com exceção a animais que correm em altas velocidades. Atritos gerados pelo contato entre pata e solo também são geralmente insignificantes. Isso permite concluir que o trabalho junto ao ambiente representa um percentual pequeno no custo energético e que os movimentos mecânicos junto ao corpo são responsáveis pela maior parte da energia utilizada na locomoção (SCHMIDT-NIELSEN, 2002).

Os membros frontais são responsáveis por 60% do peso corporal canino, e os membros traseiros suportam 40% do peso na posição em pé. Em decorrência desse fato, o centro de gravidade de um cão fica localizado atrás da escápula (Figura 13), no nível médio do peito. (GILLETE E ANGLE, 2008). Porém, em um cão com membro amputado, a distribuição de peso em cada membro remanescente é alterada. De acordo com Kirpensteijn et al. (2000), em uma amputação de membro anterior, os membros posteriores serão responsáveis por carregar 54% do peso corporal, 27% em cada membro, e o membro anterior restante suporta 46%. Em um caso contrário com amputação de membro posterior, o membro remanescente suporta 26% da carga, enquanto os dois membros frontais carregam 74%. Frente a esses percentuais, o autor conclui que um cão que possui membro anterior amputado, o outro membro anterior suportará mais carga quando comparada a carga absorvida pelo membro posterior remanescente em uma amputação de membro posterior.

Figura 13 – Estrutura óssea do cão



Fonte: Hopefísio (2013).

2.4 AMPUTAÇÕES EM CÃES

Mich (2014) explica o fato de que animais se adaptam muito bem em 3 pernas. O autor defende que a amputação total de um membro é um recurso utilizado para lesões catastróficas, como o esmagamento do membro, ou ainda uma patologia, como por exemplo a neoplasia. Entretanto, através dos esforços de biomecânicos, veterinários e especialistas na área, já é de amplo conhecimento que as consequências estruturais a curto e longo prazo para o animal devem ser reconhecidas. Podem-se citar como consequências para ausência de um membro a redução de mobilidade e resistência, aumento da demanda do metabolismo e ganho de peso, dores crônicas no pescoço e/ou nas costas e até mesmo a eutanásia prematura.

Segundo o estudo de Menchetti et al (2017) que fez um levantamento de dados a respeito do complexo fantasma após amputação de membros em cães, a razão principal das amputações foi originada por neoplasia. A neoplasia, mais conhecida como tumor, representava 54% dos casos de amputação em cães, seguida por algum tipo de trauma (40%), má formação do membro e infecções, sendo 3% em cada uma delas. O estudo ainda levantou dados como que em 75% dos casos, o membro inteiro foi amputado, contra 25% de casos de amputação parcial. Outro aspecto analisado foi a região de amputação, com 61% de casos com amputação nos membros anteriores e 39% nos membros posteriores.

A neoplasia como causa principal para amputação também se confirma em estudo realizado por Jarvis et al (2013), onde os autores realizam análises cinética e cinemática de cães após amputação de membro anterior. No estudo em questão, dos 19 cães que passaram por amputação, 17 ocorreram após o surgimento de osteosarcoma, que é um tipo de tumor maligno ósseo. Os outros dois também foram resultantes de um tipo de tumor que atinge os tecidos. Galindo-Zamora et al (2016) segue a linha de raciocínio e cita os tumores e graves traumas como as principais causas para amputação, além de osteomielite crônica, neuropatia isquiática, paralisia do plexo braquial, entre outros.

A preservação de pelo menos 50% da ulna/rádio e/ou da tíbia/fíbula (Figura 13) permitem a imediata utilização de próteses com coaptação estilo soquete (Figura 14). A vantagem deste tipo de prótese é o seu relativo baixo custo, simplicidade de aplicação e adaptabilidade em vários níveis de amputação. Amputações subtotais são possíveis em praticamente todos os níveis de articulação distal, além dos níveis transtibiais e transradiais. Em uma amputação, deve-se considerar preservar o máximo possível do membro, porém cada caso deve ser analisado e discutidas as técnicas de amputação e as vantagens e desvantagens do nível de amputação (MICH, 2014).

Figura 14 – Prótese estilo soquete



Fonte: Adaptado de Mich (2014).

A amputação irá causar mudanças na marcha do cão que pode resultar em doenças ortopédicas para o animal caso não utilize uma prótese, como doenças articulares, mais

frequentemente em animais grandes e obesos. Geralmente se pensa que raças de maior porte tenham mais dificuldade em se adaptar a locomoção em três pernas, e essa é uma das razões mais comuns usadas contra a amputação de um membro. Entretanto, a literatura veterinária não relata evidências em que essa afirmação seja verdadeira. Contra indicações de correta relevância podem ser doenças ortopédicas ou neurológicas graves ou ainda a obesidade extrema (KIRPENSTEIJN et al, 2000).

Os cães utilizam os membros anteriores principalmente para frear e os membros posteriores para propulsão. No caso de uma amputação de membro anterior, o cão utilizará o membro anterior remanescente como principal recurso para frenagem e também o membro posterior ipsilateral, ou seja, de mesmo lado. O membro ipsilateral também compensará a perda de propulsão, podendo ora ser considerado membro com função torácica e ora membro com função pélvica (JARVIS, 2011).

2.5 ASPECTOS CONSTRUTIVOS DE PRÓTESES

Marcellin-Little et al (2015) faz considerações a respeito de próteses articuladas e próteses rígidas. De acordo com os autores, se o paciente teve a região do carpo e manus amputadas no membro anterior, é difícil de se alcançar a estabilidade do membro sem adicionar dobradiças no cotovelo. Próteses de encaixe são recomendadas para cães que tiveram o membro parcialmente amputado, porém sempre respeitando as contraindicações. Por exemplo, se o animal possui pele altamente móvel em relação aos tecidos, uma prótese de encaixe não é recomendada por questões de fixação da prótese, principalmente para casos de amputação abaixo do joelho ou cotovelo. Além disso, a personalidade do cão pode acarretar em não indicação da prótese, caso ele tenha perfil agressivo (MARCELLIN-LITTLE et al, 2015).

A opção de adicionar dobradiças na prótese é particular, mas incorporam muitos benefícios para o seu uso. Geralmente, adicionam-se duas dobradiças sobre os ligamentos colaterais do carpo, cotovelo, tarso ou joelho. As dobradiças denominadas de passivas, costumam ser feitas de poliamida, de tamanho e rigidez variando conforme o caso. Pacientes de pequeno porte necessitam de dobradiças passivas suaves, enquanto pacientes maiores necessitam de dobradiças mais duras, ou seja, de maior rigidez. Existem também as denominadas dobradiças dinâmicas, comumente constituídas de algum metal e mola, porém seu custo é muito mais elevado quando comparada a dobradiça passiva. A adição de dobradiças na região do cotovelo e pata (Figura 15) proporcionam considerável aumento na estabilidade axial e rotacional de uma prótese feita para substituir a porção distal do antebraço, sendo um passo importante para alcançar o uso bem-sucedido (MARCELLIN-LITTLE et al, 2015).

Figura 15 – Prótese com dobradiças no membro anterior



Fonte: Marcellin-Little et al (2015).

A distribuição de peso do animal será maior beneficiada quanto maior for a área da superfície da extremidade distal do coto em contato com a prótese, reduzindo a ocorrência de possíveis feridas no coto. A interface entre coto e prótese é conhecida como soquete. É considerado parte vital da prótese porque ele irá transmitir as forças de sustentação de peso através do membro. Algumas das forças de cisalhamento também são absorvidas pelo soquete, atenuando o atrito entre prótese e coto. Deve ser confortável para que o paciente não fique relutante em caminhar ou tentar removê-la (DESROCHERS, ST-JEAN E ANDERSON, 2014).

Na Figura 16, é possível observar uma prótese que também utiliza os conceitos recém abordados. Ela possui duas dobradiças passivas, duas partes em formato de concha em material plástico e cintas ao redor do membro residual para proporcionar fixação e estabilidade. Além disso, contempla material de borracha na sola da prótese com superfície texturizada antiderrapante. Na região interna, um revestimento de silicone cumpre a função de proteger a pele do coto e absorver os impactos da locomoção (ADAMSON et al, 2005).

Figura 16 – Prótese com dobradiças no membro posterior



Fonte: Marcellin-Little et al (2015).

A parte que fica em contato com o solo deve ser arredondada para facilitar a locomoção, possuir resistência ao desgaste, ser leve, relativamente macia e não ser escorregadia. No que tange a fixação, deve ser firme, ajustável e o mais ergonômica possível. Para evitar a “flambagem” do membro, ganchos, laços e/ou fitas geralmente são utilizados para proporcionar uma fixação adequada ao redor do membro residual, tanto na parte superior quanto na inferior (MARCELLIN-LITTLE et al, 2015).

2.6 MÉTODOS DE OBTENÇÃO DO FORMATO DE PRÓTESES

Um dos métodos mais comuns para obtenção da geometria da prótese é o processo de moldagem por gesso. O estudo realizado por Lage, Lamounier e Pertence (2016) aborda uma metodologia para desenvolver próteses e órteses caninas. De acordo com o estudo, o processo de molde negativo é a primeira etapa a ser realizada, porque nela se faz a cópia negativa do coto do animal, além de medições de suporte para confeccionar o molde positivo. Plástico filme ou malha tubular podem ser utilizados para proteger o membro que irá receber a prótese. Uma atadura gessada de 10 cm a 15 cm é utilizada para fazer a modelagem ao redor do membro. Realizando o preenchimento desse molde com uma mistura de gesso em pó e água (50% de cada elemento), é obtido o molde positivo (LAGE, LAMOUNIER E PERTENCE, 2016).

Para Marcellin-Little et al (2015), a prótese pode ser baseada no gesso do membro ou também em uma renderização tridimensional, que pode ser obtida através de um scanner de mão ou de uma tomografia computadorizada. No processo de moldagem, o animal pode

estar totalmente acordado ou sob sedativos, da preferência de quem irá realizar o procedimento. Historicamente as próteses humanas eram feitas através do gesso, pelo seu conforto, agilidade e por ser acessível. No caso de animais, o gesso não é o mais indicado pelo fato do pelo. O pelo do membro pode ser protegido utilizando uma meia-calça ou plástico filme e muitos especialistas utilizam fibra de vidro ou fibra de vidro semirrígida para envolvê-lo (Figura 17). Alternativamente, pode-se obter a geometria da superfície da pele por tomografia computadorizada ou por um scanner 3D portátil, para após ser enviada a uma impressora 3D com intuito de ser utilizada como molde positivo. A renderização da superfície da pele tende a copiar a geometria do coto com maior precisão do que o processo de moldes com gesso, principalmente em animais de pequeno porte (MARCELLIN-LITTLE et al, 2015).

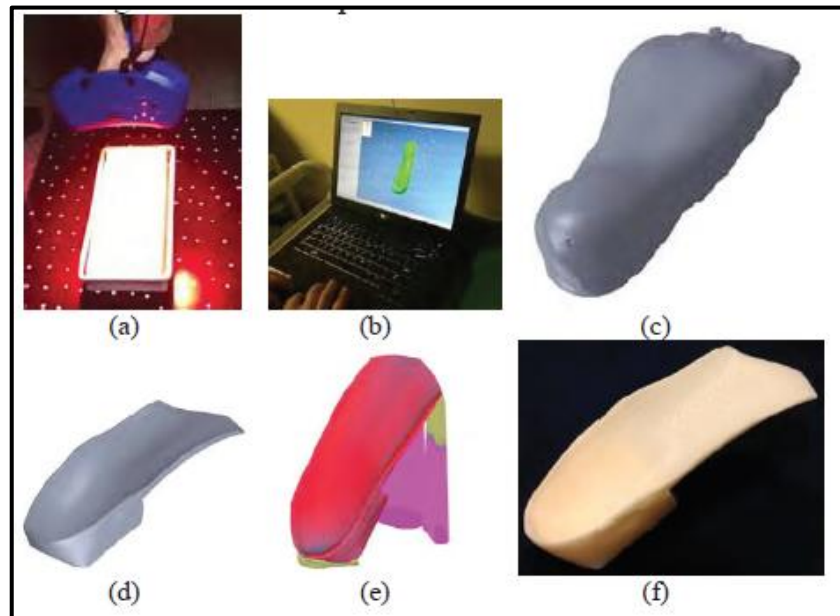
Figura 17 – Membro envolvido com fibra de vidro semirrígida



Fonte: Marcellin-Little et al (2015).

Jin et al (2015) retrata a visão da manufatura aditiva voltada para o desenvolvimento de próteses. Na Figura 18, são expostas as etapas utilizadas, desde a obtenção da geometria por meio de escaneamento 3D da superfície desejada, até o modelo final impresso. Os passos intermediários são referentes a importação da superfície escaneada para *softwares* específicos, modelamentos necessários com intuito de obter o formato ideal da prótese e conversão dos arquivos para formato STL.

Figura 18 – Etapas de obtenção do formato de próteses

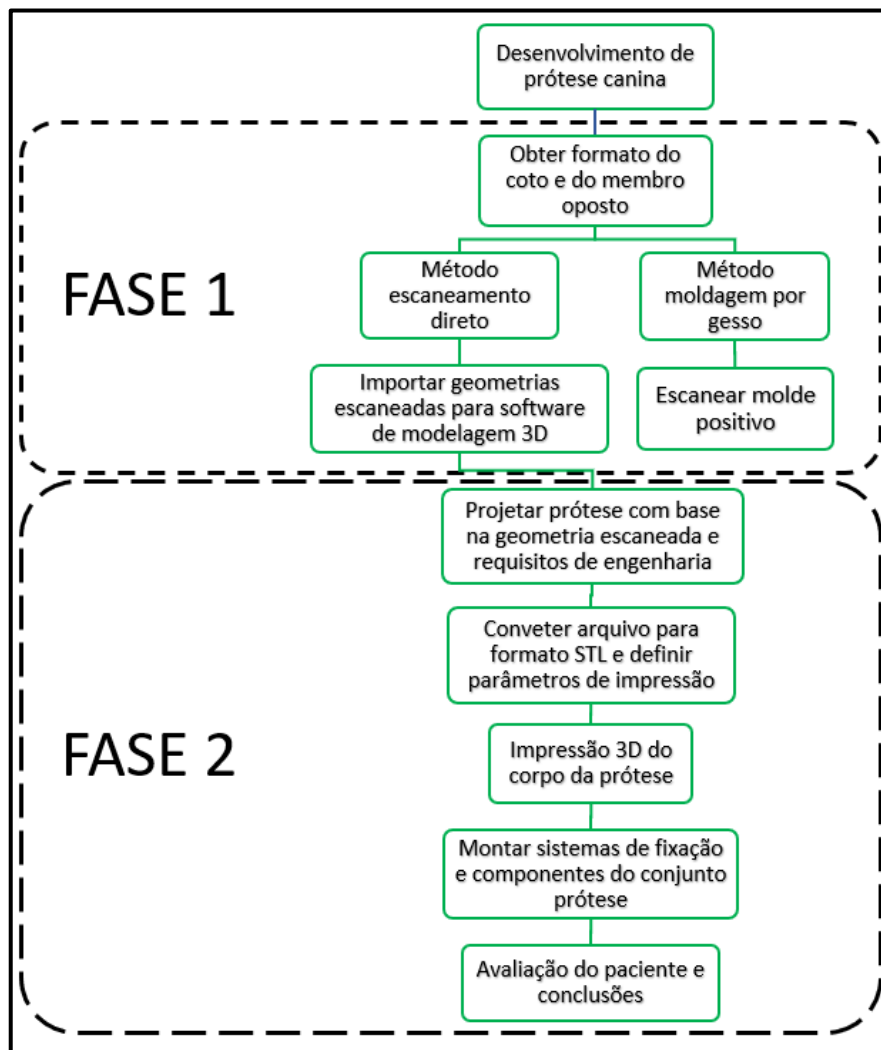


Fonte: Jin et al (2015).

3 PROPOSTA DE TRABALHO

Este capítulo destina-se a apresentar os materiais e métodos que foram utilizados para o desenvolvimento de uma prótese de membro anterior canina, e sua fabricação por meio de impressão 3D. O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Prototipagem Rápida (LPRA) da Universidade de Caxias do Sul (UCS) e em conjunto com a Clínica Veterinária da mesma instituição de ensino. Também foi abordado o método de obtenção do formato do coto que será empregado, como essa geometria obtida foi escaneada e importada para um *software* de modelagem 3D, bem como materiais necessários para os processos. Com a geometria importada, iniciou-se a fase de projeto e modelamento da prótese em si, definindo aspectos construtivos e funcionais necessários. Posteriormente foi analisada via *software* de elementos finitos para após a validação ser impressa. A seguir na Figura 19 é apresentado o fluxograma de atividades para visão geral do trabalho.

Figura 19 – Fluxograma de trabalho



Fonte: O Autor (2019).

3.1 CASO DE ESTUDO

É apresentado neste capítulo, como parte do método de estudo, o caso real de um cão do canil municipal de Caxias do Sul que é utilizado como elemento de estudo para os processos de desenvolvimento da prótese.

Trata-se de um cão sem raça definida (Figura 20), que possui membro anterior esquerdo com amputação por causas desconhecidas. O local de amputação está localizado na região da articulação úmero-rádio-ulnar, com cerca de 3/4 do membro amputado. O cão possui massa de aproximadamente 24 kg e possui as características necessárias para ser usuário da prótese.

Figura 20 – Cão do elemento de estudo



Fonte: O Autor (2019).

3.2 MÉTODO PROPOSTO

3.2.1 Métodos para obtenção do formato do coto

Foram testados dois processos diferentes para obter o formato do coto ou membro residual. O primeiro método baseia-se no escaneamento direto da região de amputação no animal, com auxílio do *scanner* Sense 3D da 3D Systems (Figura 21) do LPRA.

Figura 21 – Scanner Sense 3D



Fonte: 3D Systems (?).

Primeiramente, o cão precisa manter-se o mais imóvel possível, para não ocasionar problemas durante o escaneamento. Qualquer movimento pode interferir na geometria que foi escaneada, resultando em uma superfície que não condiz com a real. Esse aspecto é muito importante porque a cooptação do coto a prótese deve ser ao mesmo tempo firme para que não se movimente facilmente, mas não em demasia para não pressionar em excesso o membro residual. Outro ponto de atenção é em relação ao pelo do animal. Caso o animal tenha pelagem alta, recomenda-se utilizar, por exemplo, filme plástico de PVC para isolar o pelo do restante do membro.

O segundo método proposto foi obter o formato pelo processo de moldagem com ataduras gessadas e compará-lo ao primeiro, para analisar se há diferenças entre as geometrias. Este tipo de atadura, após mergulhada em água, seca em questão de poucos minutos e faz a cópia do formato desejado. Os mesmos pontos de atenção recém comentados devem ser mantidos para a comparação entre eles ser eficiente. Após as ataduras secarem, basta preenchê-las com uma mistura de gesso e água para então obter o molde positivo, uma cópia do formato desejado.

Com as geometrias escaneadas e importadas pelo *software Sense 3D*, uma série de etapas de preparação da superfície é necessária para poder ser trabalhada em *softwares CAD*. Mais detalhes deste procedimento estarão descritos no capítulo 4.

3.2.2 Projeto e definição dos componentes da prótese

Utilizou-se nesta etapa de projeto das peças o *software SolidWorks* da *Dassault Systèmes*. Serão analisadas as medidas ideais para a prótese visando a melhor adaptação do cão. O sistema de fixação ao cão também é analisado nesta etapa, bem como material de forração do soquete, material antiderrapante na sola da prótese e demais componentes

necessários para o desenvolvimento do trabalho. O material utilizado para confecção da prótese foi o PLA, conforme será abordado no capítulo 4.

No momento de se projetar o formato de uma prótese, alguns pontos importantes devem ser considerados para que a qualidade de vida e locomoção do animal tenham reais benefícios. A anatomia do cão é o ponto principal, bem como a cinemática da sua marcha. A marcha deve ser o mais natural possível, oferecendo menos fadiga e menos esforço para o lado sadio. É necessário também, avaliar a distribuição de carga do peso total do animal, que conforme relatado no capítulo 2, 60% do peso total é suportado pelos membros anteriores em um cão sem amputação, 30% em cada. O membro anterior sem amputação do animal atualmente suporta cerca de 46% do peso corporal, de acordo com dados relatados também no capítulo 2. Ou seja, é possível concluir que com a utilização da prótese, o membro anterior do cão terá uma redução de carga de 16%.

O material do solado deve oferecer tração para auxiliar na saída do movimento e em momentos de frenagem. Deve possuir dureza suficiente para evitar possíveis desgastes da prótese e ao mesmo tempo reduzir as forças de impacto da mesma ao solo. O material do encaixe do soquete cumpre a função de interface entre o coto e o material rígido da parede da prótese. Deve ser macio e oferecer conforto para o utilitário da prótese.

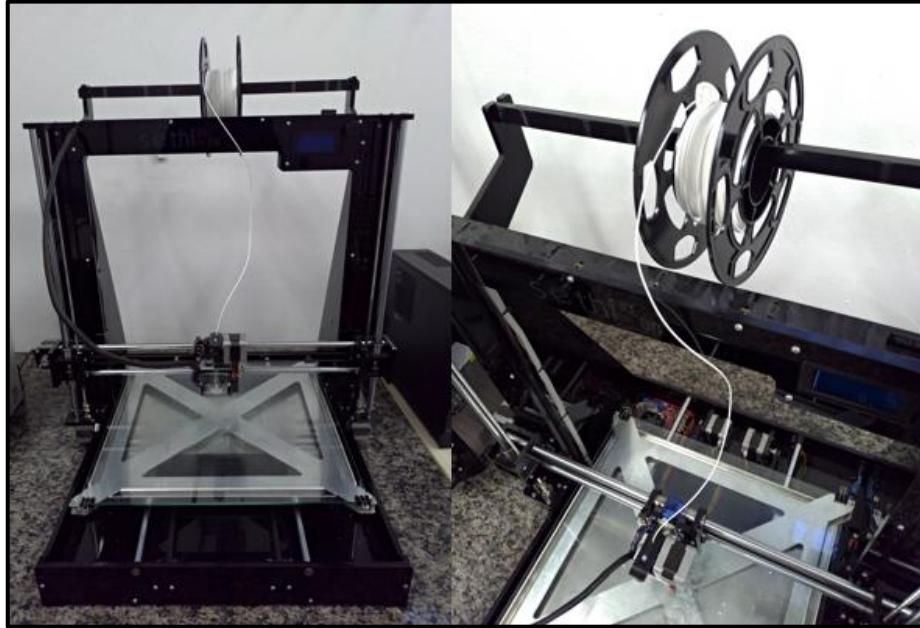
Após o projeto 3D do conjunto da prótese estar finalizado, o mesmo foi submetido a uma análise de esforços e tensões suportadas pela prótese. A análise foi realizada via *software Ansys*, que é um *software* de simulação de engenharia baseado no método de elementos finitos. Nele, é possível avaliar o comportamento de uma peça e/ou sistema de interesse, com a finalidade de garantir que o projeto cumpra seus objetivos de forma eficiente.

3.2.3 Impressão 3D do corpo da prótese

O LPRA possui duas impressoras 3D do modelo SETHI3D BB (Figura 22) que utilizam o princípio de impressão FFF e que serão utilizadas para impressão da prótese. Este equipamento utiliza como material para impressão o PLA, disposto em um rolo acima da impressora, que vai sendo consumido conforme a impressão é realizada. Os rolos possuem filamento de diâmetro 1,75 mm.

A temperatura de fusão do PLA é baixa, em torno de 180 °C. Possui maior dureza superficial (85 Shore D) quando comparada a outros materiais utilizados para impressão, como o ABS e o PETG, resultando em maior resistência ao desgaste superficial e atritos. Além disso, é o que mais suporta carga estática entre os três materiais citados, porém apresenta baixa ductibilidade, ou seja, não possui grande deformação antes de se romper. (3DLAB, ?).

Figura 22 – Impressora SETHI 3D BB



Fonte: O Autor (2019).

O LPRA possui um padrão de impressão do fabricante da impressora, cujos parâmetros serão seguidos para conceber a prótese canina. Porém, é possível alterá-los conforme necessidade através do *software Simplify 3D*, que é o *software* utilizado pelo laboratório.

3.2.4 Montagem do conjunto e avaliação do paciente

Os demais componentes do conjunto foram montados após a prótese ter sido impressa, com posterior teste e validação do projeto no animal. O intuito foi validar o encaixe e os métodos utilizados no desenvolvimento do trabalho. Para real utilização no dia-a-dia, é necessário acompanhamento e cuidados específicos, como por exemplo, sessões de adaptação gradativa a sua utilização.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 ESCANEAMENTO E MOLDAGEM COM GESSO

Todas as etapas do trabalho que envolveram contato direto com o cão tiveram o acompanhamento do professor da área de Medicina Veterinária, Dr. Gustavo Brambatti e foram realizados na Clínica Veterinária da UCS. O processo de escaneamento e moldagem foi realizado com o auxílio também dos acadêmicos do curso de Engenharia Mecânica e bolsistas do LPRA, os alunos Vinícius Dall'Igna e Felipe Acordi Costa. Para que a digitalização do membro fosse eficiente, o animal foi anestesiado para que pudesse ser feito todo o processo. Devido ao fato de o animal possuir pelagem baixa, não necessitou de isolamento do pelo durante o escaneamento.

Após o sedativo fazer efeito, iniciou-se o processo de escaneamento (Figura 23 e 24). O objetivo foi escanear o membro residual, ou seja, o que sofreu amputação, e o membro oposto, para fins de comparação entre membro e prótese e facilitar a posterior modelagem da mesma. Na figura 24 é possível verificar que foi utilizado uma meia fina no membro sem amputação, porém apenas com intuito de melhorar a imagem captada e não de fazer algum tipo de isolamento em função do pelo. Isso decorreu pela iluminação do local não ser a mais favorável e a cor da pelagem ocasionar um efeito reflexivo no scanner.

Figura 23 – Escaneamento do coto



Fonte: O Autor (2019).

Figura 24 – Escaneamento membro sem amputação



Fonte: O Autor (2019).

O processo de moldagem com gesso foi realizado na sequência do método anterior e com o cão ainda sedado. Com os membros devidamente isolados com plástico filme de PVC, foram utilizadas ataduras gessadas, enroladas no coto e no membro oposto, conforme Figura 25. Previamente a aplicação das ataduras, foi disposto sobre o membro um pedaço fino de plástico em toda sua extensão, para servir como proteção no momento do corte do molde.

Figura 25 – Membro isolado e com ataduras



Fonte: O Autor (2019).

Durante o processo, foi modelado a atadura com as mãos antes de elas secarem por completo, massageando com pressão moderada de forma a copiar a anatomia do coto. Após cerca de 15 minutos as ataduras secaram e com auxílio de um estilete, foi feito um corte longitudinal a partir da borda superior e sobre a região com o plástico, para facilitar a retirada do molde, sempre se atendo para não o danificar. Os passos descritos até então referem-se ao molde negativo.

Ao todo foram realizados cinco moldes com as ataduras gessadas, sendo três do membro sem amputação e dois do membro residual (Figura 26). Foram feitos a mais por garantia, caso algum viesse a quebrar ou ocorresse problemas durante a confecção do molde positivo.

Figura 26 – Moldes negativos



Fonte: O Autor (2019).

O passo seguinte foi a confecção do molde positivo, ou seja, o molde negativo foi preenchido com uma mistura de gesso e água, e após processo de cura, as ataduras gessadas que compunham até então o molde negativo, foram removidas com auxílio de estilete. A Figura 27 mostra todos os moldes positivos que foram obtidos através desse processo, sendo que um dos cinco moldes negativos foi danificado e precisou ser descartado.

A partir deste ponto seguiram-se os passos do método anterior, com escaneamento, desta vez, dos moldes positivos e importação das superfícies para o *software* Sense 3D. Os

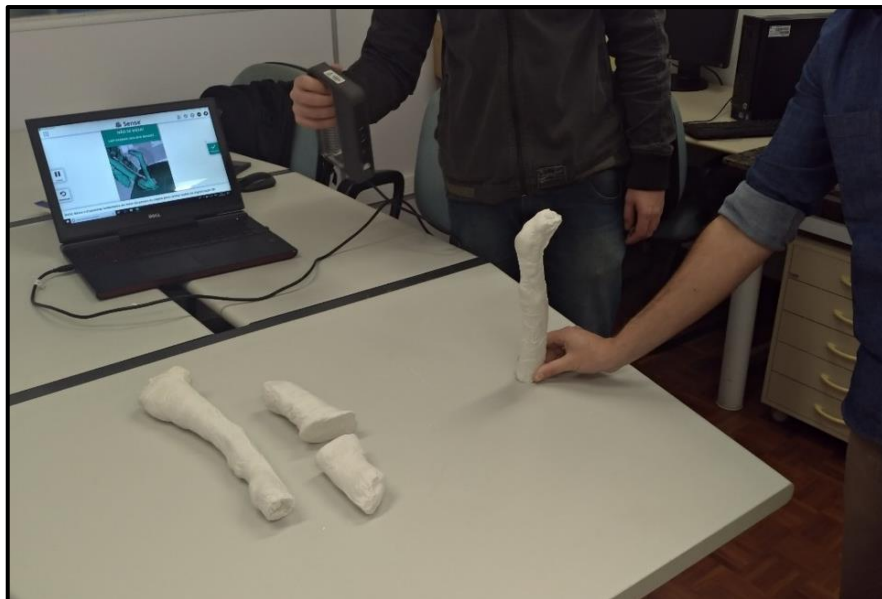
moldes positivos foram levados até o LPRA, onde foi possível escaneá-los com o auxílio dos alunos do laboratório (Figura 28).

Figura 27 – Moldes positivos



Fonte: O Autor (2019).

Figura 28 – Escaneamento dos moldes positivos

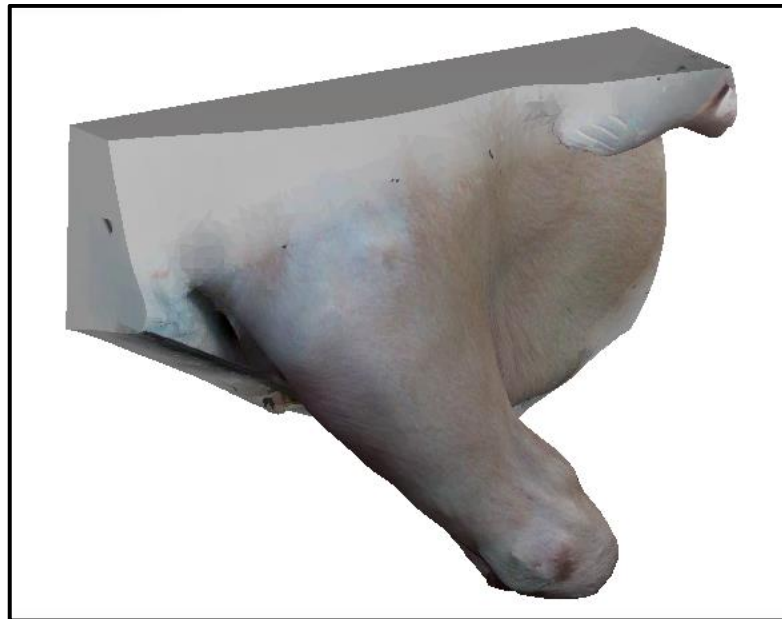


Fonte: O Autor (2019).

4.1.1 Preparação das superfícies escaneadas

A geometria inicial (Figura 29) apresentou alguns erros, tais quais distorções de forma, furos, além de regiões que não interessavam. Foi necessário corrigir e aprimorar o arquivo através de ferramentas específicas, encontradas nos *softwares* citados nesta seção. Além disso, desejou-se obter uma geometria da região escaneada em formato adequado para manipulação dentro de *softwares* CAD tradicionais, no presente caso o *Solidworks*.

Figura 29 – Geometria Escaneada

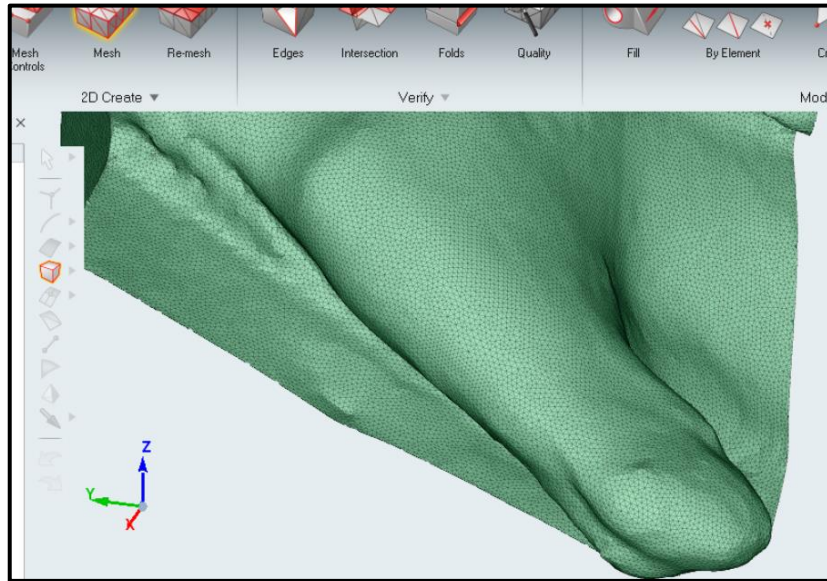


Fonte: LPRA (2019).

O primeiro passo da conversão foi a realização de cortes iniciais e exportação em formato *.stl*, utilizando o *software* *Sense*. A seguir, o arquivo foi importado pelo *software* *Magics*, da *Materialise*. A manipulação realizada nesse programa foi de correção de falhas na geometria, utilizando as ferramentas de preenchimento de furos, suavização de picos, remodelamento de malha e apagar/criar triângulos de maneira manual. Esta etapa foi essencial para que fosse obtida uma superfície de forma mais regular e suave, permitindo que o arquivo final, usado na manipulação CAD, não tivesse defeitos que impossibilitassem sua utilização.

O arquivo foi exportado em formato novamente em *.stl*. A seguir, foi realizada a importação pelo *Simlab*, *software* de manipulação de malha de elementos finitos da *Altair* (Figura 30). Nesta etapa foi realizado um *remesh* na malha do arquivo. Foi feita, a seguir, a exportação em *.stl* para o *Hypermesh*, no qual foi realizado a conversão propriamente dita.

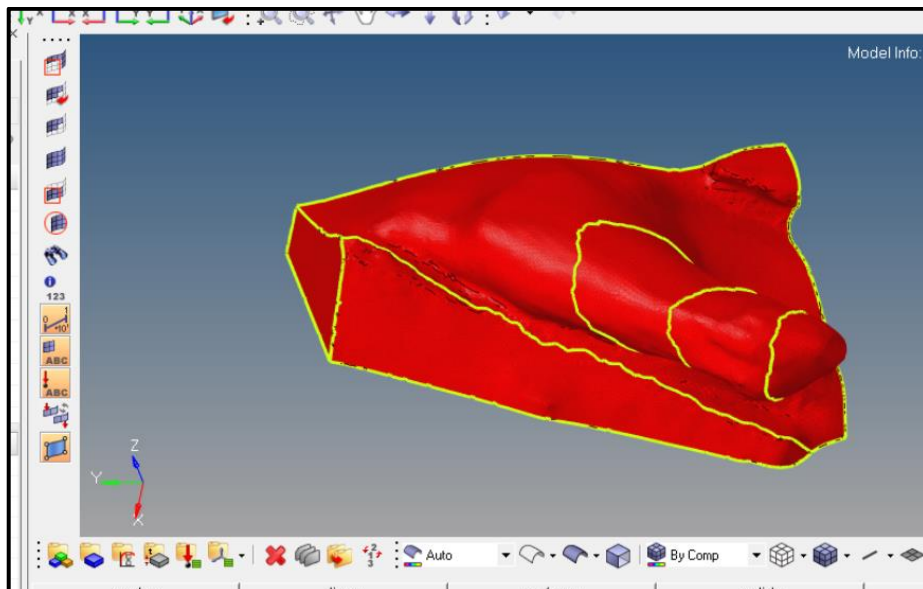
Figura 30 – Malha de triângulos no *Simlab*



Fonte: LPRA (2019).

O objetivo foi extrair a geometria da superfície da malha, convertendo-a, então, em sólido. A extração iniciou com a separação da malha em regiões (Figura 31), através da criação de arestas. A criação das mesmas foi realizada de forma manual e arbitrária no presente caso do trabalho.

Figura 31 – Segmentação malha de triângulos no *Hypermesh*

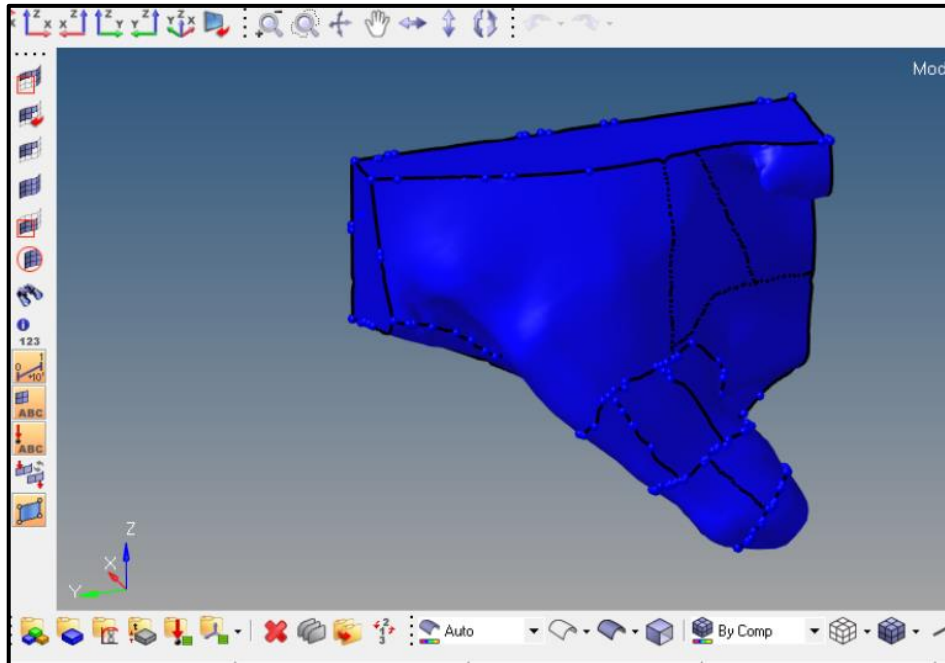


Fonte: LPRA (2019).

Essas superfícies foram costuradas em um único sólido ainda utilizando o *software* em questão (Figura 32). Realizou-se a exportação do sólido em formato *IGES*. O passo final

foi a importação para o *Solidworks*, onde foi obtido um arquivo passível de edição, sem malha de triângulos, apenas com a forma desejada do objeto escaneado.

Figura 32 – Sólido gerado no *Hypermesh*



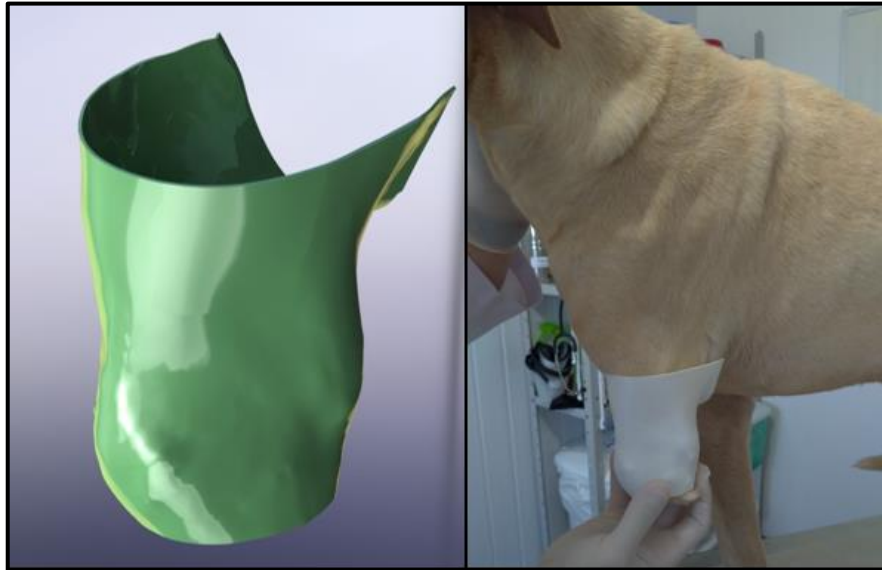
Fonte: LPRA (2019).

4.1.2 Teste de encaixe inicial

De posse da geometria escaneada já apta a ser trabalhada no *Solidworks*, decidiu-se fazer um teste de encaixe da região do coto do animal. O arquivo preparado e enviado pelo LPRA era um sólido, onde no *Solidworks* foi feita uma casca da superfície externa de interesse, de parede fina e que posteriormente foi solicitada a impressão para o LPRA. Na Figura 33 é apresentado o modelamento 3D do teste para o encaixe e a peça impressa sendo testada no animal.

Com o arquivo impresso foi realizado o teste, no qual apresentou bom encaixe, sem percepção de incomodo pelo cão. Foi observado que no encaixe, havia a presença de folga entre o coto do cão e a parede interna do material impresso. Isso pode ser atribuído a possíveis falhas durante o processo de escaneamento, e pelo fato da pele do animal ser macia e maleável a ponto de se moldar no interior da prótese. Porém, essa folga já era de interesse para o projeto, para possibilitar o uso de material macio para forração interna da prótese. Caso no teste tivesse sido constatado que o encaixe estava apertado, isso poderia ser trabalhado e corrigido no modelamento 3D do componente.

Figura 33 – Modelo virtual e impresso em 3D



Fonte: O Autor (2019).

4.2 PROJETO DO CONJUNTO PRÓTESE

De posse das superfícies escaneadas e comparação entre os dois métodos de obtenção do formato do coto, iniciou-se a fase de projeto da prótese em si em *software* de modelagem 3D. A Figura 34 apresenta algumas opções de próteses importadas para membro anterior, em formato de arco na região inferior de contato com o solo. Essas próteses não são impressas em 3D e fazem uso de materiais diferentes dos utilizados neste trabalho.

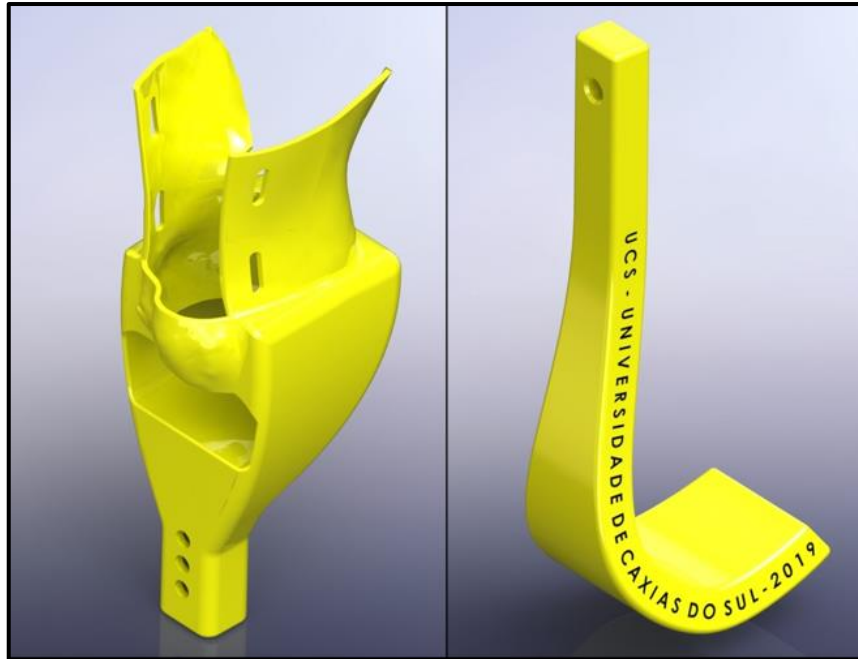
Figura 34 – Prótese para membro anterior



Fonte: Adaptado de Bionicpets (2019).

Os modelos da Figura 34 foram tomados como base para criação da geometria da prótese. Na proposta inicial foi idealizada uma prótese rígida separada em duas partes distintas, conforme Figura 35, com opção de regulagem de altura.

Figura 35 – Modelo 3D superior e inferior



Fonte: O Autor (2019).

As dimensões adotadas tinham como premissa a medida de altura entre o solo e a região inferior do coto, que através de medição com trena no dia do escaneamento, foi obtido a medida de 235 mm. Essa foi a medida base para se desenvolver os conceitos e modelamento 3D das peças. O intuito de dividir a prótese em duas peças diferentes foi que com a peça superior que é presa ao coto, pode-se trabalhar com diferentes propostas para a peça inferior que faz ligação com o solo, se porventura fosse necessário e claro, mantendo o mesmo conceito de encaixe.

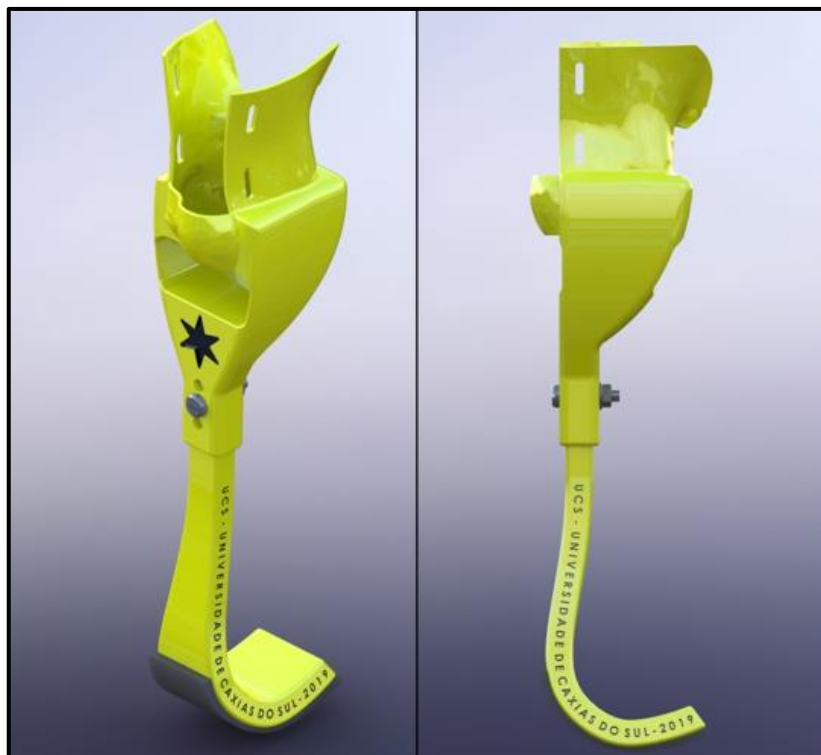
Outra vantagem de separar a prótese em duas peças é a opção de se trabalhar com altura regulável. A regulagem está presente nos mais diversos mecanismos e sistemas dinâmicos presentes na engenharia, com intuito de absorver variações dos processos de fabricação e/ou montagem. Neste caso, é útil para adaptar uma possível falha de medição entre membro residual e o solo e também para favorecer uma altura em que o animal melhor se adapte a prótese.

Para fazer a união entre as partes, foi utilizado parafuso métrico M6x1,0 e porca sextavada de mesma bitola. Referente ao material do solado, foi optado pela borracha sintética, por possuir maior resistência a corrosão do que a borracha natural, com

características como elasticidade, absorção de choque e tenacidade. Para a forração interna, a Clínica de Fisioterapia da UCS cedeu materiais que são utilizados nas próteses para humanos. O material em questão é feito de uma camada de silicone de aproximadamente 5 mm de espessura e forrado com tecido em um dos lados. Esse material oferece conforto ao usuário por ser macio e aliviar os pontos de pressão do coto na prótese.

Com intuito de fixar todo o conjunto da prótese ao membro residual, são empregadas cintas de velcro ao seu redor. No caso, foram utilizadas duas cintas de velcro, pela limitação de espaço disponível para tal. Na própria prótese superior, foram feitos recortes com intuito de servirem de passagem para a cinta de velcro e ser possível fixá-las. A Figura 36 apresenta o conceito desenvolvido para o conjunto da prótese, não estando modelados apenas o material de forração e as cintas de velcro. A massa teórica total ficou aproximadamente 300 gramas, conforme informado pelo *software* de modelagem.

Figura 36 – Conjunto 3D proposta inicial



Fonte: O Autor (2019).

4.2.1 Análise de esforços na prótese

Para determinação das propriedades mecânicas do PLA impresso, foi realizado ensaio de tração em dois corpos de prova, conforme Apêndice A, em conjunto com o LPRA e o LPOL (Laboratório de Polímeros). Sabe-se a partir de ensaios de tração anteriores, que a estrutura interna do tipo triangular oferece a maior resistência dentre as demais

possibilidades, como por exemplo, a estrutura “*Honeycomb*”. Com esta premissa e visando reduzir o peso da prótese, os corpos de prova foram impressos com estrutura interna triangular e densidade de impressão igual a 60%.

O coeficiente de Poisson foi retirado de análises de Santana et al (2018), em estudo comparativo entre propriedades mecânicas do PLA x PETG. No estudo foram ensaiados corpos de prova e através das medições das deformações nos corpos foi obtido o coeficiente de Poisson de 0,30, característico de polímeros frágeis. A densidade foi retirada do mesmo estudo, através da relação entre massa e volume obtida pelos autores. Todos os dados necessários para a análise estão compilados na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do PLA impresso

Tensão força máxima	27,12 MPa
Módulo de elasticidade	1258 MPa
Tensão de ruptura	27,05 MPa
Coeficiente de Poisson	0,30
Densidade	1240 kg/m ³

Fonte: O Autor (2019).

Uma análise do tipo estática linear foi realizada, devido ao comportamento do material observado nas curvas do ensaio de tração do Apêndice A. As curvas obtidas representam a característica frágil do material PLA impresso, com comportamento da curva praticamente linear e sem sofrer grandes deformações até se romper.

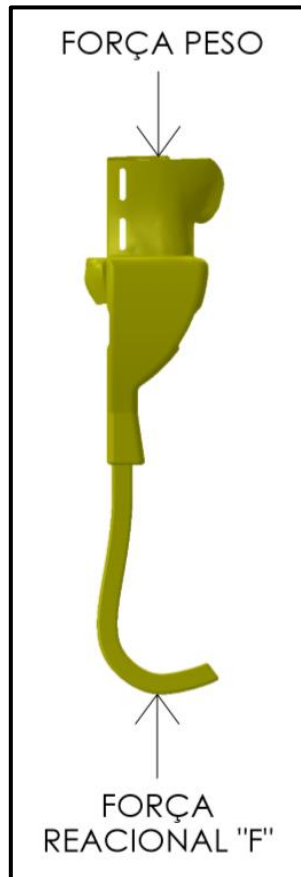
Para determinação da força aplicada a prótese pelo cão, foi utilizado como base o estudo realizado por Weigel e Millis (2014). No estudo foram analisadas as forças durante o trote de um cão, sendo esta condição mais severa do que analisar puramente a massa do cão quando ele está parado. Segundo os autores, durante o trote, 110 a 125% da massa corporal do animal é exercida nos membros anteriores. Supondo o pior caso, cerca de 62,5% da massa é exercida em cada membro anterior. O cálculo da força é apresentado na Equação 1.

$$F = m \times g \times 0,625 \quad (1)$$

Nesta equação F é a força que a prótese suportará durante o trote [N]; m se refere a massa do cão, igual a 24 kg; g é a força da gravidade, igual a 9,81 m/s²; e 0,625 é o percentual da massa do cão utilizado. O resultado da equação fornece a força de 147,15 N. A Figura 37 representa o DCL (Diagrama de Corpo Livre) simplificado para este caso. Além disso, para simplificação da análise, foram desconsiderados o parafuso, porca e borracha utilizados no

conjunto. Sabe-se que a resistência de um parafuso é extremamente superior que a de um polímero impresso, então é descartada a chance de haver falha nessa região sem que a mesma ocorra previamente nas peças de PLA.

Figura 37 – Diagrama de corpo livre do conjunto

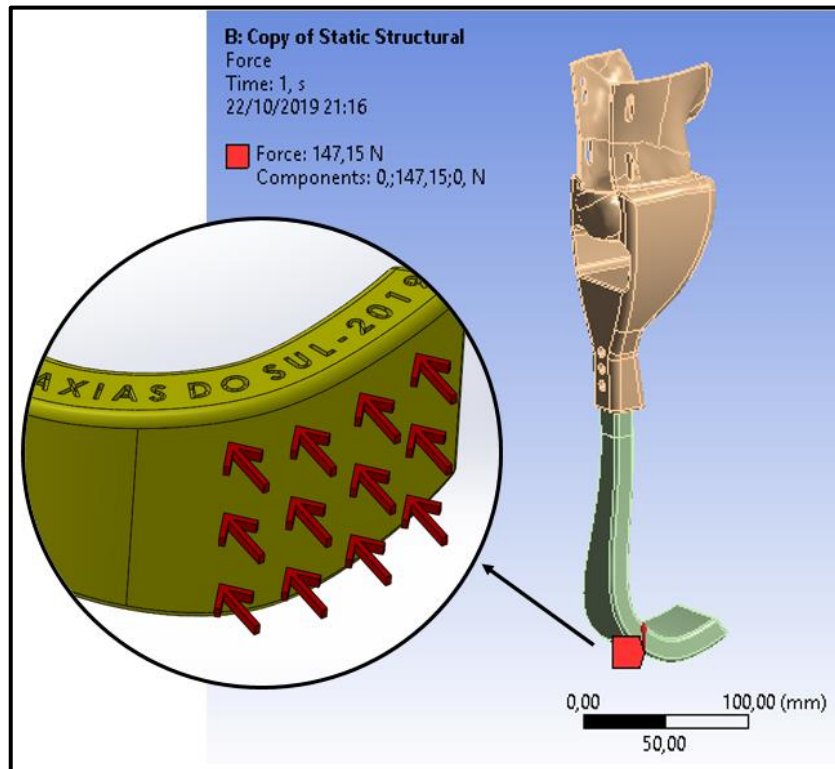


Fonte: O Autor (2019).

Para iniciar a análise via *software Ansys*, primeiramente a geometria do modelo 3D da Figura 36 foi importada para o *software* em formato parasolid. Após, foram inseridos os dados mecânicos do material PLA necessários para os cálculos, previamente apresentados na Tabela 1. Os próximos passos são referentes aos carregamentos atribuídos ao modelo, bem como as restrições impostas que pretendem simular as condições de uso na prática.

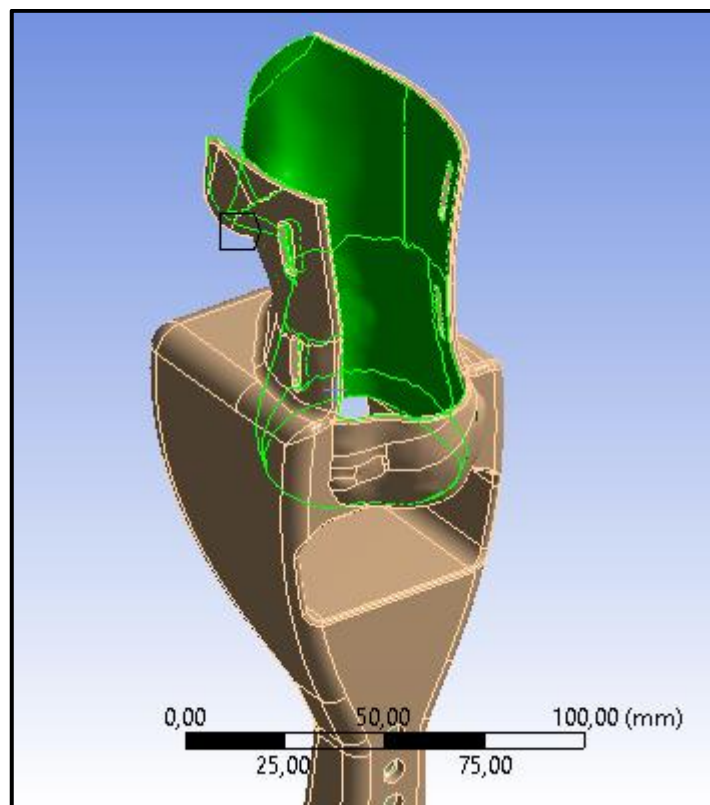
Foi aplicada a força distribuída igual à 147,15 N na face inferior da prótese e no sentido vertical, simulando a força reacional do solo, conforme Figura 38. As flechas vermelhas no detalhe nesta figura representam os vetores de força distribuídos na região de contato com o solo. Como restrição na análise, foi imposto que a região do soquete, região de interface entre o coto e a prótese, fosse considerado como suporte fixo, destacado em verde na Figura 39. Isso significa que essa região não sofrerá deformação na simulação.

Figura 38 – Aplicação de força distribuída



Fonte: O Autor (2019).

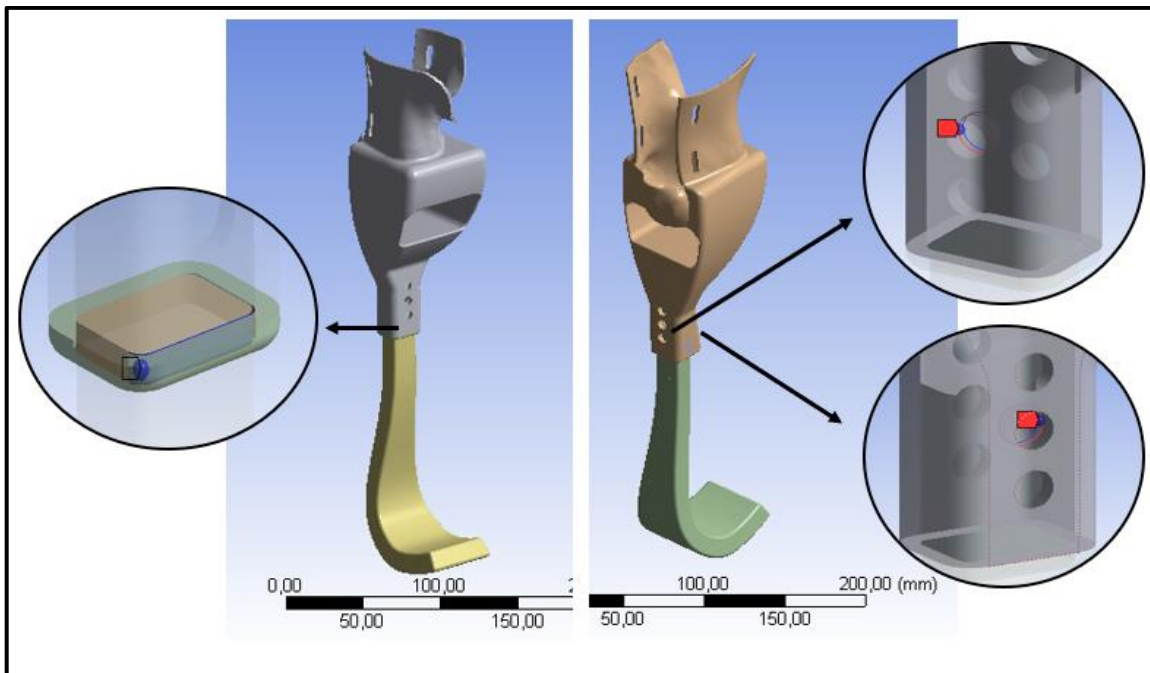
Figura 39 – Região de restrição do modelo



Fonte: O Autor (2019).

Frente a estas considerações, a região dos furos onde estaria localizado o parafuso foi considerado como região de contato, ou seja, o *software* entende que essa região é a união das duas peças, como se as mesmas fossem coladas (“*bonded*”) naquele ponto. Foi necessário criar o contato “*bonded*” em ambos lados dos furos, e outro do mesmo tipo na região em que a prótese inferior começa a ser inserida dentro da superior. Este último contato abrange uma região de 3 mm, arbitrada como sendo região de contato quando a força é aplicada no sistema. A Figura 40 apresenta os contatos criados.

Figura 40 – Regiões de contato da proposta inicial

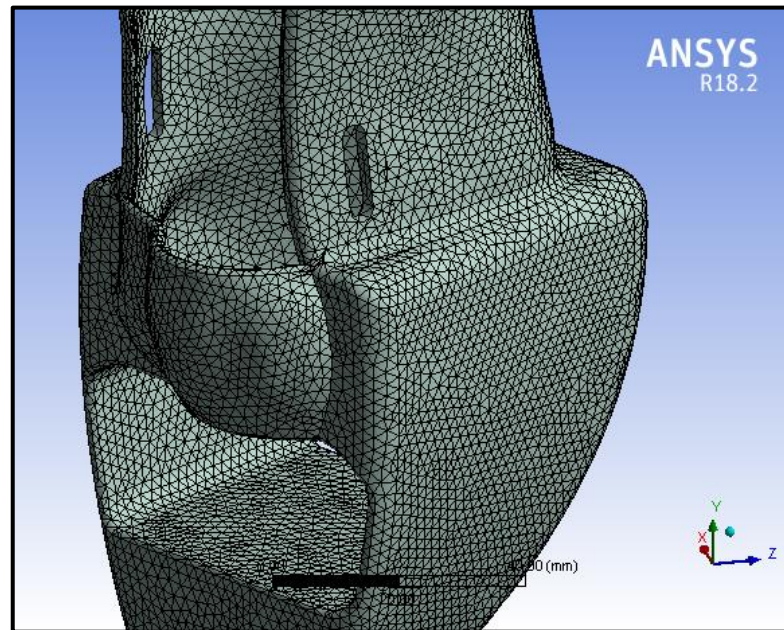


Fonte: O Autor (2019).

A geração da malha foi uniforme nas duas peças da prótese, conforme Figura 41, que apresenta em destaque a malha gerada na parte superior do conjunto. Por possuir regiões complexas, principalmente na parte superior, foi necessário gerar uma malha refinada, de tamanho dos elementos igual a 2 mm. Foram gerados pelo *Ansys* 486.675 nós e 308.471 elementos.

Todos os passos descritos até então foram necessários para o *software* realizar os cálculos e apresentar os resultados, no qual a intenção foi avaliar o deslocamento máximo e a tensão equivalente (Von Mises). Os dados referentes a esses parâmetros estão expostos pela Figura 42 e 43, respectivamente.

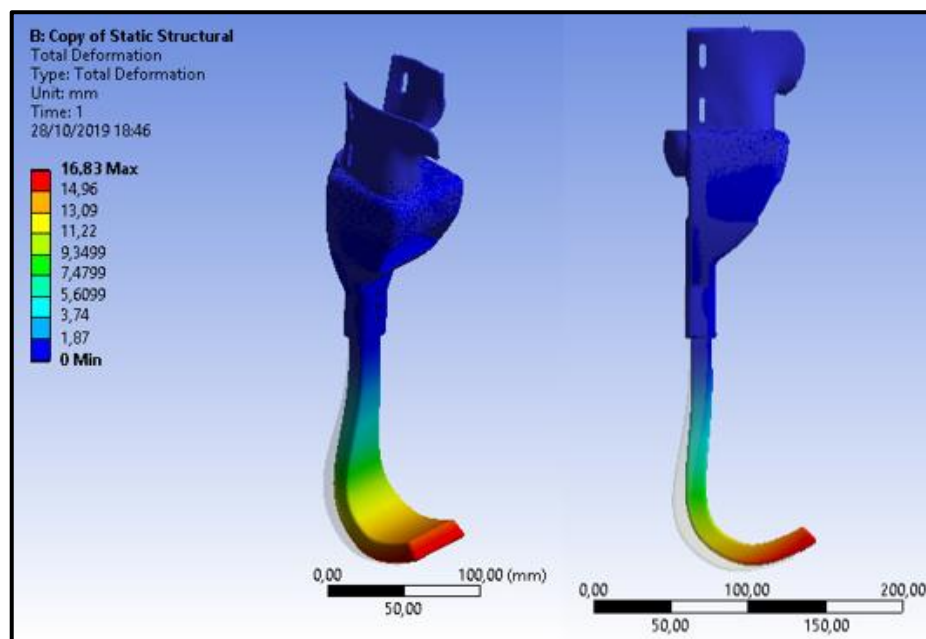
Figura 41 – Geração da malha



Fonte: O Autor (2019).

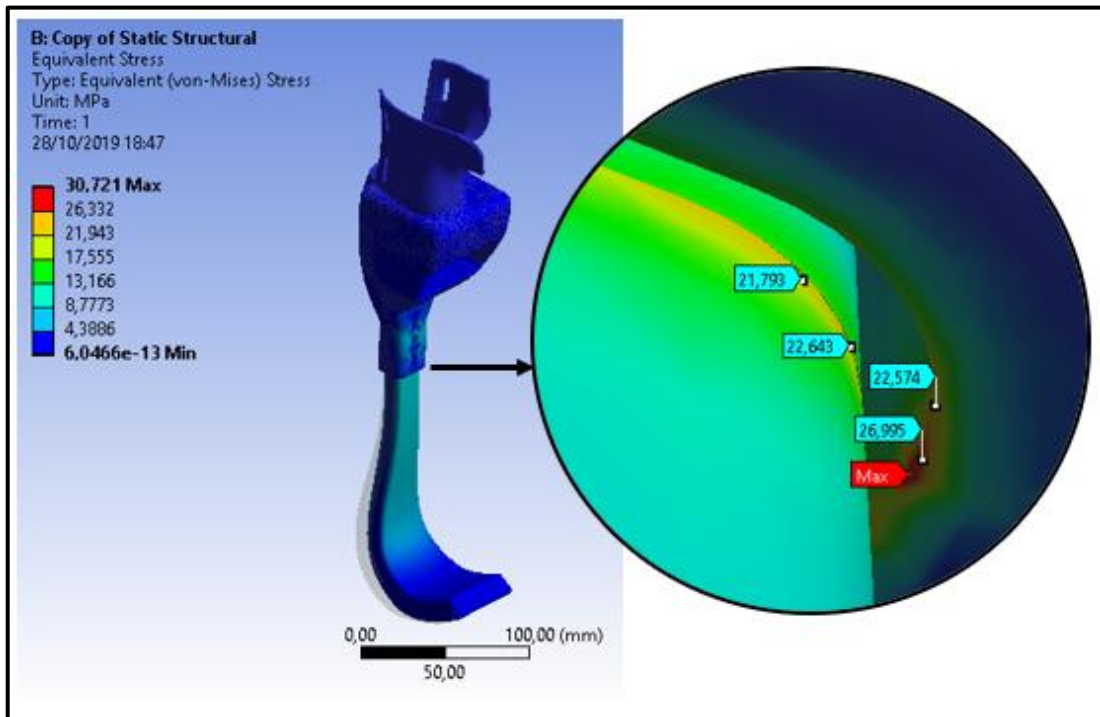
Na Figura 42 está a representação da deformação total, que atingiu valor máximo de 16,83 mm na região em vermelho na imagem. É possível visualizar na cor mais clara e transparente, a prótese antes de receber a força a ela aplicada. Na Figura 43 está representada a tensão equivalente, cujo valor máximo atingiu 30,72 MPa, em destaque também na mesma imagem.

Figura 42 – Deformação total da proposta inicial



Fonte: O Autor (2019).

Figura 43 – Tensão equivalente da proposta inicial



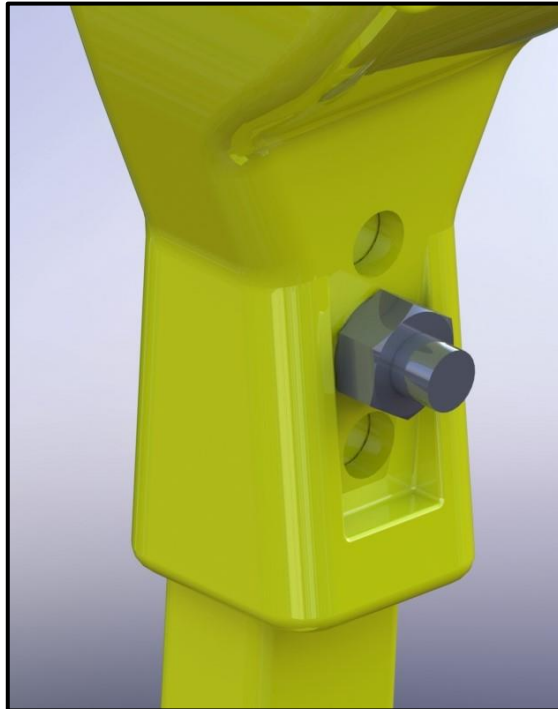
Fonte: O Autor (2019).

É possível concluir através dos resultados que há um possível risco de falha do componente que sofreu as maiores tensões, porque a tensão máxima foi superior a tensão de ruptura do material, conforme consta no Apêndice A. As tensões ao redor da região em destaque também estão altas e próximas ao limite do PLA impresso.

Frente aos resultados obtidos na primeira simulação, foi reavaliado o projeto do componente superior da prótese que está sujeito as maiores solicitações. Na região de possível falha foi adicionado material com intuito de diminuir as tensões resultantes da força aplicada pelo animal. A proposta está representada pela Figura 44, com estrutura mais robusta e reforçada, considerando espaço para a porca que faz união com o parafuso.

Com a nova geometria importada no *Ansys*, deu-se início aos mesmos passos descritos anteriormente para simulação. A força, as restrições e a malha foram as mesmas utilizadas na primeira proposta, somente os contatos foram refeitos. Na nova simulação, utilizou-se os contatos dos furos já mencionados, porém considerando um novo contato da face traseira inteira entre os dois componentes da prótese. Isso foi considerado em função que a folga entre as peças foi diminuída para o mínimo que a tolerância da impressão permite, de modo que as duas fiquem em contato uma com a outra.

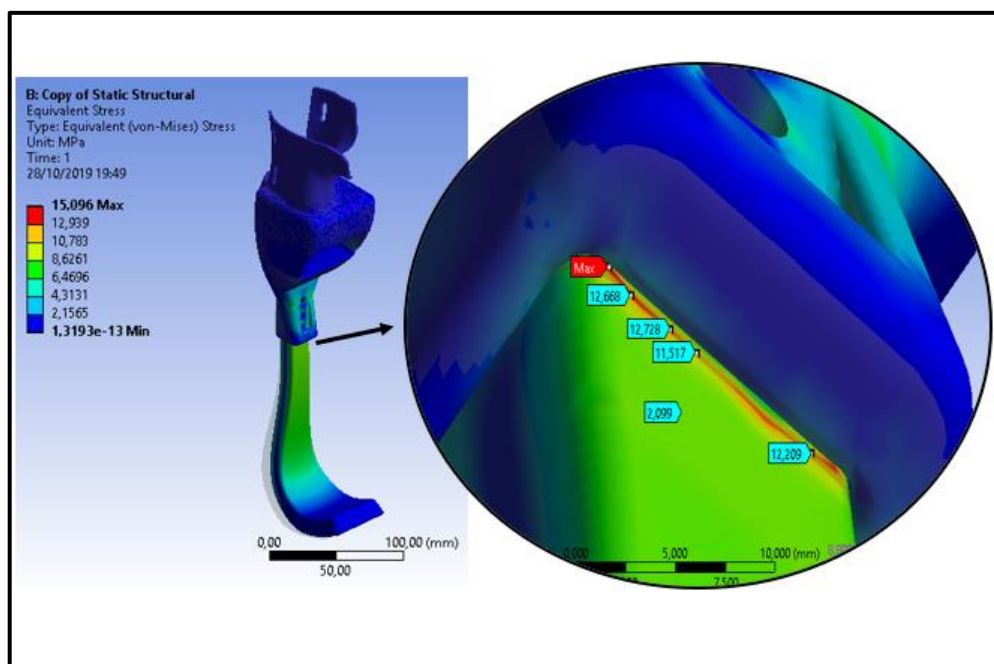
Figura 44 – Proposta peça reforçada



Fonte: O Autor (2019).

Os resultados foram novamente calculados pelo *software* e são exibidos na Figura 45. Com a nova condição da peça superior reforçada, pode-se observar que as tensões diminuíram na região que antes era considerada crítica. A tensão equivalente máxima foi registrada igual a 15,096 MPa, cerca de 12 MPa a menos que a tensão de ruptura do material.

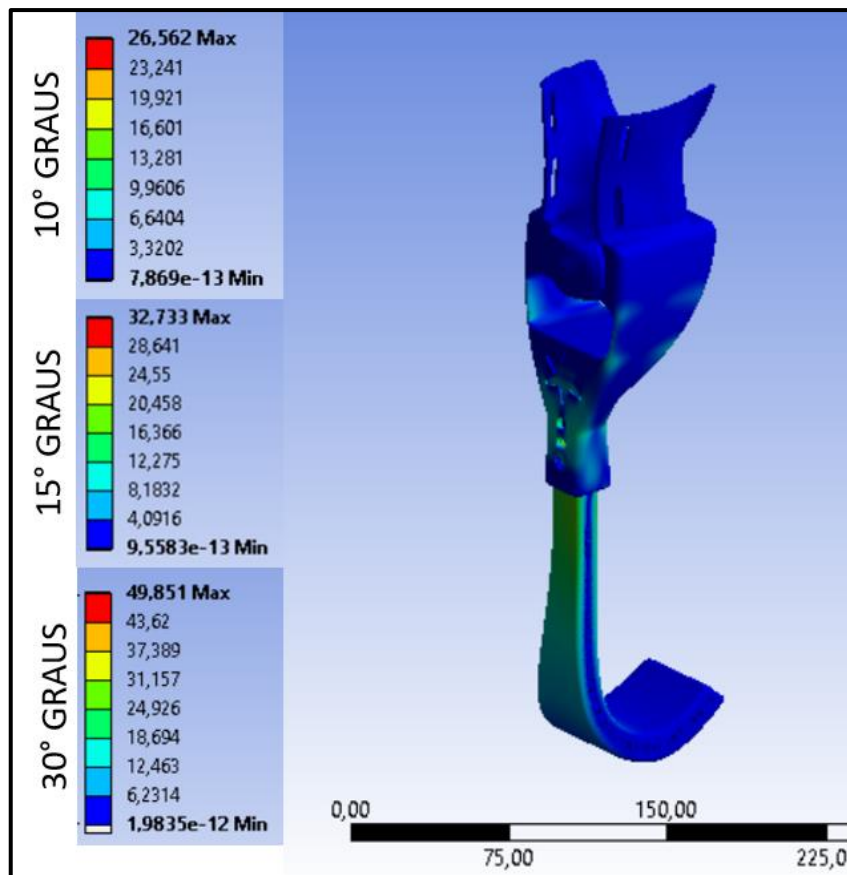
Figura 45 – Tensão equivalente da nova proposta



Fonte: O Autor (2019).

Além disso, foi simulada a condição na qual a força aplicada estaria inclinada em relação ao eixo vertical, com objetivo de simular algumas etapas do movimento da marcha. Foram adotados os ângulos de 10°, 15° e 30° como amostras da sequência do movimento. A Figura 46 apresenta os valores de tensão equivalente de Von Mises para os diferentes ângulos analisados. É perceptível que para os ângulos de 15° e 30° os valores de tensão máxima superam o limite do material, aumentando gradativamente e podendo ocasionar falhas. Para este trabalho, esta condição será desconsiderada e foi simulada apenas com intuito de observar como o ângulo durante a marcha pode interferir na resistência da prótese.

Figura 46 – Tensões para forças inclinadas



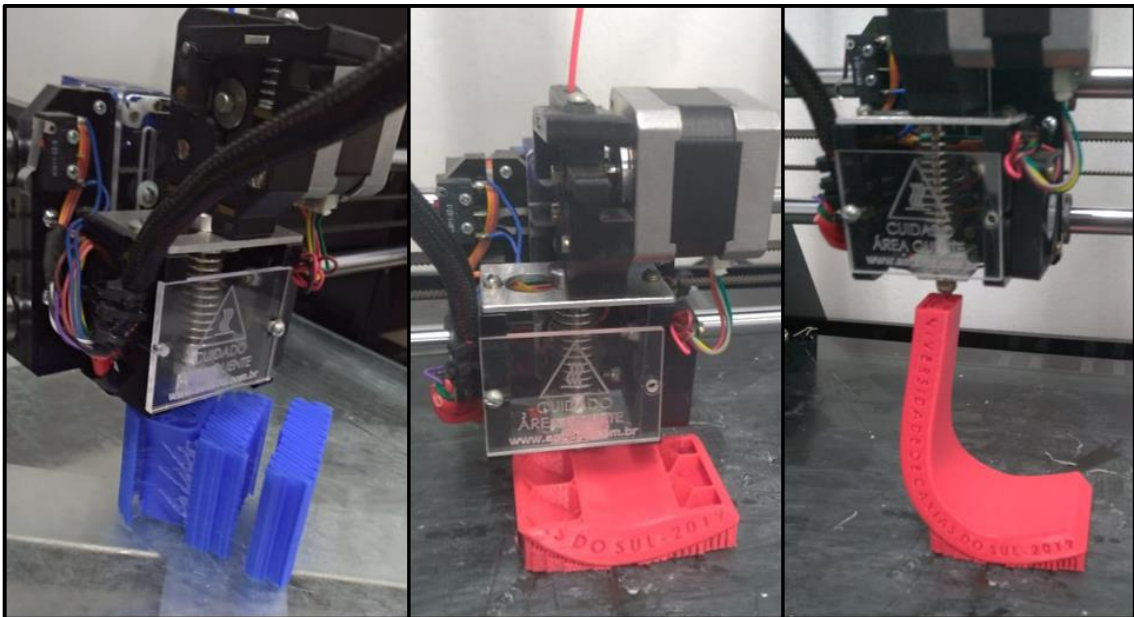
Fonte: O Autor (2019).

4.2.2 Impressão e montagem do conjunto

Conforme relatado no Capítulo 3, as impressões foram realizadas pelo LPRA, que recebeu os arquivos das peças salvos em formato .stl, para a possível importação dos mesmos pelo *software* de impressão. Foram utilizados os parâmetros de impressão mencionados na seção 4.2.1, os mesmos dos corpos de prova que foram ensaiados.

A Figura 47 apresenta o início da impressão das duas peças que compõe a prótese e a Figura 48 as peças finalizadas. Ambas foram impressas na posição vertical sobre a mesa de impressão, com auxílio de material de apoio para sustentação. Ressalta-se que os corpos de prova que passaram por ensaio de tração foram impressos na posição horizontal. Isso leva a questão da anisotropia, característica presente na impressão 3D na qual determinadas propriedades físicas de um mesmo corpo dependem da direção em que são impressos. Para este trabalho a anisotropia do material será desconsiderada.

Figura 47 – Início da impressão 3D da prótese



Fonte: O Autor (2019).

O *software* utilizado pelas impressoras 3D fornece o tempo de impressão das peças, exibido na Figura 49. O tempo total para as duas peças foram pouco mais de 34 horas de impressão.

Os componentes que fazem parte do conjunto foram montados de maneira manual, sendo eles a borracha para o solado da peça inferior, a forração interna do soquete com o material de silicone, as fitas de velcro responsáveis pela fixação da prótese ao coto, além do parafuso e porca para fazer o travamento. Foi utilizada borracha com espessura de 5 mm com superfície lisa, sendo colada na prótese inferior com auxílio de cola “SuperBonder”. A forração do soquete foi colada na região interna da prótese primeiramente com fita dupla face, para se necessário retirá-la durante o teste no animal. As fitas de velcro foram montadas na peça superior nos recortes já previstos para passagem das mesmas e após costuradas para ficarem presas a prótese.

Figura 48 – Peças impressas



Fonte: O Autor (2019).

Figura 49 – Tempo de impressão

Build Statistics

Build time: 34 hours 12 minutes
 Filament length: 67511.3 mm
 Plastic weight: 201.36 g (0.44 lb)
 Material cost: 28.19

Feature Type

- Travel
- Outer Perimeter
- Inner Perimeter
- External Single Extrusion
- Internal Single Extrusion
- Gap Fill
- Solid Layer
- Infill
- Bridge
- Support
- Dense Support
- Raft
- Skirt/Brim
- Prime Pillar
- Ooze Shield

Build time: 34 hours 12 minutes
Filament length: 67511.3 mm
Plastic weight: 201.36 g (0.44 lb)
Material cost: 28.19

Toolhead Position
 X: 0.000

Fonte: LPRA (2019).

Para finalizar, as duas peças foram encaixadas uma na outra e travadas com parafuso e porca M6. A Figura 50 apresenta em detalhe a forração do soquete e o conjunto da prótese finalizado.

Com relação aos custos da prótese, estima-se que considerando o material de impressão utilizado, a hora máquina da impressora e os demais componentes que a compõe, o conjunto final tem um custo relacionado de R\$ 70,00.

Figura 50 – Conjunto da prótese montado



Fonte: O Autor (2019).

4.3 TESTE DA PRÓTESE NO CÃO

Com a montagem do conjunto finalizado, foi realizado o teste de uso da prótese pelo animal. Com o cão deitado, ao fazer o primeiro encaixe, notou-se que a parte superior que fica em contato com o coto estava muito justa e o membro residual não encaixou como deveria. Isso se deve pelo fato de que o teste de encaixe inicial, relatado na seção 4.1.2, não foi realizado com o material de forração da prótese em função de que não se tinha o material disponível na época. Foi comentado também que existia uma folga entre a parede interna da peça de teste e o coto do cão, porém não havia como mensurar a folga existente.

Portanto, foi retirado o material de forração de um dos lados da parte interna e testado novamente. O resultado foi positivo. O coto encaixou como deveria e após inserido na peça

superior, foi preso utilizando as fitas de velcro da mesma, conforme Figura 51. Sabe-se que essa condição não é ideal, porque uma região do coto ficou sem proteção e em contato direto com a parede interna da prótese, porém é aceito para validação do teste.

Figura 51 – Próteses montadas no animal



Fonte: O Autor (2019).

Inicialmente as peças foram reguladas com o parafuso de travamento das mesmas no furo central, que resulta na dimensão de altura medida no animal quando ele teve o membro escaneado. Com objetivo de testar o comportamento do cão utilizando a prótese, é exibido na Figura 52 que ele foi colocado em pé com a mesma na posição vertical e foi incentivado a caminhar com ela. Observou-se que o cão tem o hábito de permanecer com o coto inclinado para trás, resultando na inclinação de todo o conjunto para a mesma posição (Figura 53). Em relação à altura do conjunto, estava adequada para utilização.

Foram realizadas algumas tentativas para ele andar e apoiar o membro na prótese, porém o animal não assimilou que podia utilizá-la. A razão desse fato é que para utilização de forma correta, são necessárias sessões de uso e adaptação gradativa a prótese, com acompanhamento de profissionais da área da Medicina Veterinária. O animal precisa “aprender” a andar com ela e sentir-se seguro para isso, e o tempo pode variar de caso a caso.

Como avaliação final do projeto, seria necessário ajustar a folga do encaixe para que possa ser empregado material de forração em toda a região interna. Outra oportunidade de

melhoria é a forma de fixação da prótese no membro, pelo fato de ele ter pouca área de contato, as fitas de velcro que foram utilizadas não garantiram a fixação ideal ao coto. Existem outras possibilidades para tal, como por exemplo, utilizar cintas de neoprene que envolvam parte da região torácica do animal.

Figura 52 – Teste de utilização das próteses



Fonte: O Autor (2019).

Figura 53 – Membro residual com prótese



Fonte: O Autor (2019).

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

5.1 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido uma prótese para membro anterior de um canino através do processo de impressão 3D. Uma série de etapas envolvendo as áreas da Engenharia Mecânica e Medicina Veterinária foram realizadas desde a obtenção do formato do coto do animal, até a impressão da prótese final para teste no cão.

Foi possível testar dois métodos para obter o formato do membro residual, observando a praticidade e ganhos em tempo e custos envolvendo o escaneamento direto do membro do animal. A geometria escaneada que foi impressa uma peça teste para validação do encaixe não apresentou cópia 100% igual ao membro, porém suficientemente preciso para a aplicação em questão. Caso for necessário maior precisão, o ideal seria repetir o escaneamento algumas vezes e imprimir todos para verificar se há diferença perceptível entre uma medição e outra. Outra possibilidade seria utilizar um scanner de qualidade de digitalização superior, ou ainda utilizar a tomografia computadorizada.

A fase do projeto do conjunto da prótese foi a parte onde mais se aplicaram os conhecimentos da Engenharia Mecânica. Desde o início com a preparação da superfície para ser trabalhada, seguindo com o projeto das peças impressas e demais componentes até a validação do projeto por elementos finitos, seis diferentes *softwares* de engenharia foram utilizados.

A análise de tensões teve papel importante no trabalho porque através dela foi possível prever que uma região da prótese estava sujeita a falha, ultrapassando a tensão de ruptura do material que é de 27 MPa. Após esta verificação, foi necessário rever a região considerada crítica, propondo uma solução que fosse robusta a ponto de suportar os esforços envolvidos na marcha do animal. Sendo assim, a nova proposta passou pela mesma simulação inicial e foi aprovada, e a região antes considerada crítica ficou abaixo da tensão de ruptura.

A montagem do conjunto final ocorreu de maneira manual e ainda precisa ser aprimorada, bem como explorar diferentes materiais tanto para serem impressos quanto, por exemplo, para forração interna da prótese. Ressalta-se ainda que as possibilidades de formas construtivas para este caso são muitas, mas todas devem ter o mesmo objetivo: possibilitar a melhora na marcha do animal que a utilizar.

Por fim, pode-se afirmar que os objetivos propostos neste trabalho foram atingidos e que o material PLA pode ser utilizado como material de impressão 3D para a prótese de cães de médio porte, desde que seja corretamente projetado e dimensionado. Entende-se ainda que os *softwares* e a metodologia utilizada neste trabalho podem servir de base para trabalhos

relacionados e que a validação por elementos finitos se mostrou muito eficaz para a prevenção e resolução de problemas de engenharia.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para trabalhos futuros nesta mesma área de próteses para animais, alguns tópicos são interessantes de se abordar:

- a) Aprimorar as técnicas de obtenção do formato do coto, como exemplo dispositivo automatizado que faça o escaneamento ao invés de escaneamento manual;
- b) Estudar o uso de outros materiais impressos em 3D para a prótese e compará-los, exemplo PLA x ABS;
- c) Realizar o projeto de uma prótese e submetê-lo a otimização topológica, para redução de matéria-prima e custos ao projeto;
- d) Realizar análise de fadiga em uma prótese para determinar a vida útil do produto;
- e) Estudar novos sistemas de amortecimento, como uso de molas ou material com alta absorção de impacto.
- f) Projetar sistema de regulação infinitesimal de altura da prótese, como por exemplo, furo oblongo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMS, M. **Derby the dog gets new 3D printed prosthetic legs**. Mercury News Daily, [S.l.], 4 jan. 2016. Disponível em: <<http://www.mercurynewsdaily.com/derby-the-dog-gets-new-3d-printed-prosthetic-legs-3963/>>. Acesso em: 9 maio 2019.
- ADAMSON, C. et al. **Assistive Devices, Orthotics and Prosthetics**. Vet. Clin. Small Anim., vol. 35, p. 1441-1451, 2005.
- ALVES, D.C.C. **Aspectos ergonômicos relevantes para concepção de tecnologia assistiva: órteses de membros inferiores**. Tese (Mestrado em Engenharia Humana). Universidade do Minho – Escola de Engenharia, Braga, Portugal, p.1-17, 2012.
- 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.
- Cão que perdeu as quatro patas anda e pula normalmente graças a próteses**. G1, [S.l.], 17 abril 2014. Disponível em: <<http://g1.globo.com/natureza/noticia/2014/04/cao-que-perdeu-quatro-patas-anda-e-pula-normalmente-gracas-proteses.html>>. Acesso em: 9 maio 2019.
- Conheça as propriedades técnicas dos materiais para impressora 3D**. 3DLAB, [S.l.], [2017?]. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/propriedades-dos-materiais-para-impressora-3d/>>. Acesso em 12 jun 2019.
- CROUCILLO, A. P. R. et al. **Avaliação das características mecânicas do PLA, impressa em 3D, para aplicação em próteses em animais de pequeno e médio porte**. Tecnol. Metal. Mater. Miner., São Paulo, v.15, n. 3, p 221-225, 2018.
- CUNICO, M. W. M. **Impressoras 3D: O novo Meio Produtivo**. Concep3d Pesquisas Científicas Ltda; Curitiba, 2014. 172 p. ISBN 9788567043104.
- DABAGUE, L. A. M. **O processo de inovação no segmento de impressoras 3D**. Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil, p. 10-12, 2014.
- DESROCHERS, A.; ST-JEAN, G.; ANDERSON, D. E. **Limb amputation and prosthesis**. Vet Clin Food Anim 30, p. 143-155, 2014.
- DUARTE, T. et al. **Impressão 3D na área médica: desafios e oportunidades**. INEGI, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto - Portugal, 2015.
- Estrutura óssea canina (básico)**. Hopefísio, [S.l.], 14 out. 2013. Disponível em: <<https://hopefísio.wordpress.com/2013/10/14/estrutura-ossea-canina-basico/>>. Acesso em: 18 maio 2019.
- GALINDO-ZAMORA, V. et al. **Kinetic, kinematic, magnetic resonance and owner evaluation of dogs before and after the amputation of a hind limb**. BCM Veterinary Research, p.1, 2016.
- GILLETE, R. L; ANGLE, T. C. **Recent developments in canine locomotor analysis: A review**. The Veterinary Journal 178, p. 165-176, 2008.
- GILLETE, R. L; ANGLE, T. C. **Canine Rehabilitation and Physical Therapy: Canine Locomotion Analysis**. W. B. Saunders Company, p. 201-210, 2014. ISBN 9781437703092

GROSS, B. C. et al. **Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences**. Anal. Chem. 86, 3240–3253 p. 2014.

GROSS, J.; FETTO, J.; ROSEN, E. **Exame musculoesquelético**. Porto Alegre: Artmed, 2000. 470 p. (Biblioteca Artmed. Esporte & Reabilitação). ISBN 8573076178.

HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 7. Rio de Janeiro Guanabara Koogan 2016 1 recurso online ISBN 9788527729116.

JARVIS, S. **Kinematic and kinetic analysis of canine thoracic limb amputees at a trot**. Tese (Pós-Graduação em Bioengenharia). Colorado State University, Colorado, p. 39, 2011.

JARVIS, S. L. et al. **Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a thoracic limb**. AJVR, vol. 74, nº 9, p.1158, 2013.

JIMENEZ, F. M. R. et al. **Fabricação de prótese personalizada para um cão utilizando a tecnologia de manufatura aditiva FDM**. VIII Congresso Brasileiro de Engenharia de Produção. Ponta Grossa, Brasil, p. 4-5, 2018.

JIN, Y. et al. **Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses – A review**. Additive Manufacturing 12, p. 77-89, 2016.

KIRPENSTEIJN, J. et al. **Ground reaction force analysis of large breed dogs when walking after the amputation of a limb**. The Veterinary Record 146, p. 155-159, 2000.

LAGE, M. H. H.; LAMOUNIER, A. R; PERTENCE, A. E. M. **Desenvolvimento de uma metodologia de fabricação de próteses e órteses para cães**. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, 2016.

MARCELLIN-LITTLE, D.J. et al. **Orthoses and exoprostheses for companion animals**. Vet Clin Small Anim 45, p. 167-183, 2015.

MENCHETTI, M. et al. **Approaching phantom complex after limb amputation in the canine species**. Journal of Veterinary Behavior 22, p. 7, 2017.

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 29, p. 13-15, 2014.

NISHIMURA, P. L. G. **Diretrizes para o Design de Dispositivo para Animais com Problemas de Locomoção com uso da Prototipagem Rápida**. Dissertação (Mestrado em Design). Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação – UNESP, Bauru, p. 26-28, 2018.

SANTANA, L. et al. **Estudo comparativo entre PETG e PLA para impressão 3D através de caracterização térmica e mecânica**. Revista Matéria, v. 23, nº 4, p. 13-14, 2018. ISSN 1517-7076.

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

Sculpteo's 4th annual report on 3D printing and digital manufacturing. Sculpteo, [S.l], [2018?]. Disponível em: https://www.sculpteo.com/en/get/report/state_of_3D_printing_2018/>. Acesso em: 7 maio 2019.

SELHORST, A. G. **Análise comparativa entre os processos de prototipagem rápida na concepção de novos produtos: um estudo de caso para determinação do processo mais indicado.** Dissertação (Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas). Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR, Curitiba, Brasil, p. 2-4, 2008.

TORABI, K.; FARJOOD, E.; HAMEDANI, S. **Rapid prototyping Technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature.** J Dent Shiraz Univ Med Sci, p 1-9, 2015.

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

WEIGEL, J.P.; MILLIS, D. **Canine Rehabilitation and Physical Therapy: Biomechanics of physical rehabilitation and kinematics of exercise.** W. B. Saunders Company, p. 401-430, 2014. ISBN 9781437703092.

WONG, K. V.; HERNANDEZ, A. **A Review of Additive Manufacturing.** ISRN Mechanical Engineering. University of Miami, p 1-2, 2012.

