

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

**RAFAEL BASSO**

**MÉTODO DE CAPTURA DE ESFORÇOS AXIAIS PARA MEMBRO ANTERIOR COMO  
AVALIADOR DE CONFIABILIDADE DO ANIMAL NA UTILIZAÇÃO DE PRÓTESES**

**CAXIAS DO SUL**

**2021**

**RAFAEL BASSO**

**MÉTODO DE CAPTURA DE ESFORÇOS AXIAIS PARA MEMBRO ANTERIOR COMO  
AVALIADOR DE CONFIABILIDADE DO ANIMAL NA UTILIZAÇÃO DE PRÓTESES**

Trabalho de conclusão de curso, apresentado à Universidade de Caxias do Sul como requisito parcial à obtenção do grau de Engenheiro Mecânico. Área de concentração: Processos de fabricação e instrumentação.

Orientador: Prof. Ph.D. Carlos Alberto Costa

**CAXIAS DO SUL**

**2021**

**RAFAEL BASSO**

**MÉTODO DE CAPTURA DE ESFORÇOS AXIAIS PARA MEMBRO ANTERIOR COMO  
AVALIADOR DE CONFIABILIDADE DO ANIMAL NA UTILIZAÇÃO DE PRÓTESES**

Trabalho de conclusão de curso, apresentado à Universidade de Caxias do Sul como requisito parcial à obtenção do grau de Engenheiro Mecânico. Área de concentração: Processos de fabricação e instrumentação.

Orientador: Prof. Ph.D. Carlos Alberto Costa

**Aprovado em 14/12/2021**

**Banca Examinadora**

---

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

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

Prof. Dra. Claudia Giordani  
Universidade de Caxias do Sul – UCS

## RESUMO

A amputação é indicada para tratamento de neoplasias ou em casos de lesões irreversíveis, não responsivas à terapia medicamentosa e que prejudicam o bem-estar animal. A engenharia vem para auxiliar o dia a dia destes animais, desenvolvendo próteses, facilitando e/ou ajudando na sua locomoção. Contudo, na atualidade, o mercado de próteses para animais ainda é pouco explorado em relação à efetividade do seu uso, já que é muito difícil receber um *feedback* do paciente, e também os custos influenciam. O objetivo deste trabalho é propor um método de captura de esforços axiais em membros anteriores, tendo a oportunidade de avaliar a confiabilidade do animal no processo de utilização da prótese. Para isso, foi determinado o uso de um sensor de força resistivo (FSR) para estimar a força aplicada sobre ela, da forma que o FSR altera sua resistência de acordo com a pressão exercida sobre si. Para fazer a leitura no sensor, foi proposto o emprego de dois formatos distintos de aplicação da força sobre ele, uma ponteira em formato de pino e outra em padrão esférico. Para tal execução da carga, foi disposto do método de pesos padrões, buscando verificar as curvas geradas para cada ponteira e a comparação das mesmas com a curva do peso real (PR) aplicado. O resultado obtido foi que, para esta aplicação com FSR deve ser utilizado o conceito tipo pino, que exerce uma força distribuída no sensor e originando uma curva muito similar ao PR em questão pelo fato de que a carga aplicada fica de forma distribuída sobre o sensor e no modelo esférico há uma deformação muito grande no FSR gerando erros muito relevantes.

**Palavras chaves:** Biomecânica animal. Confiabilidade. Marcha canina. Prótese Canina. FSR. Sensor de Força Resistivo.

## ABSTRACT

Amputation is indicated for the treatment of neoplasms or in cases of irreversible lesions that do not respond to drug therapy and that harm animal welfare. Engineering comes to help the daily lives of these animals, developing prostheses, facilitating and/or helping them to move around. However, currently, the market for prostheses for animals is still little explored in relation to the effectiveness of its use, since it is very difficult to receive feedback from the patient, and costs also influence it. The objective of this work is to propose a method for capturing axial forces in forelimbs, with the opportunity to assess the animal's reliability in the process of using the prosthesis. For this, it was determined the use of a resistive force sensor (FSR) to estimate the force applied to it, in the way that the FSR changes its resistance according to the pressure exerted on it. To read the sensor, it was proposed to use two different formats for applying force on it, a tip in the shape of a pin and the other in a spherical pattern. For this load execution, the method of standard weights was used, seeking to verify the curves generated for each tip and their comparison with the curve of the actual weight (PR) applied. The result obtained was that, for this application with FSR, the pin-type concept must be used, which exerts a distributed force on the sensor and originating a curve very similar to the PR in question due to the fact that the applied load is distributed over the sensor and in the spherical model there is a very large deformation in the FSR, generating very relevant errors.

**Keywords:** Animal Biomechanics. Reliability. Canine gait. Canine Prosthesis. FSR. Resistive Force Sensor.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fases da locomoção: Patas em marrom (balanço) e em bege (apoio).....	17
Figura 2 – Centro de massa do cão.....	20
Figura 3 – Vetores de Força no membro: Anterior normal (A) e com amputação (B) .....	20
Figura 4 – Esqueleto de cão, pontos de reação do solo (verde) e o CM (azul).....	21
Figura 5 – Estrutura óssea canina .....	21
Figura 6 – Cão com membro anterior amputado .....	22
Figura 7 – Exemplo Lei de Hooke.....	23
Figura 8 – Representação básica da Ponte Wheastone .....	23
Figura 9 – Exemplo de extensômetro colado em estrutura de metal .....	24
Figura 10 – Representação de um extensômetro simples.....	25
Figura 11 – Extensômetro colado em uma peça de teste.....	25
Figura 12 – Exemplo de CDC .....	26
Figura 13 – CDC com ponte de Wheastone .....	27
Figura 14 – Exemplo de CDC deformada.....	27
Figura 15 – Transdutor fixado no muleta .....	28
Figura 16 – Transdutor fixado na muleta II .....	28
Figura 17 – Muleta axilar com célula de carga .....	29
Figura 18 – 4 fases de Apoio equina.....	29
Figura 19 – Localização dos <i>strain gauges</i> .....	30
Figura 20 – Exemplo plataforma de força.....	30
Figura 21 – Plataforma de força para análise de marcha .....	31
Figura 22 – FSR 402 e suas respectivas camadas.....	32
Figura 23 – Relação de peso por resistência do FSR .....	35
Figura 24 – Exemplo de prótese canina .....	37
Figura 25 – Exemplo prótese II .....	38
Figura 26 – Cão Jack e sua prótese .....	38
Figura 27 – Cão Naki'o e suas próteses.....	39
Figura 28 – Fluxograma de atividades .....	40

Figura 29 – FSR 402 II .....	41
Figura 30 – Arduino UNO .....	42
Figura 31 – Impressora 3D SETHI33D BB .....	43
Figura 32 – FSR 402 em relação à uma caneta esferográfica .....	45
Figura 33 – Dimensões FSR .....	46
Figura 34 – Comparação cão de pequeno porte em relação à grande porte .....	46
Figura 35 – DCL do conjunto .....	47
Figura 36 – Prótese para membro anterior .....	48
Figura 37 – Modelo 3D exterior e interior .....	48
Figura 38 – Modelo 3D exterior com FSR.....	49
Figura 39 – Modelo interior com ponteira tipo pino e esfera .....	49
Figura 40 – Interior do modelo interno com ponteira pino e esfera.....	50
Figura 41 – Conjunto montado .....	50
Figura 42 – Folga entre o conjunto e a furação dos parafusos M3 .....	51
Figura 43 – Curva de resistência do FSR.....	51
Figura 44 – Esquema de ligação do FSR .....	52
Figura 45 – Montagem do circuito em protoboard do FSR .....	52
Figura 46 – Teste funcional pressionando com o dedo .....	53
Figura 47 – Monitor serial com variação do sensor .....	54
Figura 48 – Peças impressas pelo LPRA .....	54
Figura 49 – Modelo 3D das partes impressas da prótese .....	55
Figura 50 – Conjunto 3D montado com o sensor FSR.....	55
Figura 51 – Partes impressas da prótese .....	56
Figura 52 – Conjunto montado .....	56
Figura 53 – Parte interior montada com ambas ponteiros .....	57
Figura 54 – Parte exterior com FSR colado .....	57
Figura 55 – Conjunto montado II .....	60
Figura 56 – Conjunto montado com parafuso .....	58
Figura 57 – Teste com peso padrão 2 kg .....	59
Figura 58 – Teste com peso padrão 8 kg .....	60

Figura 59 – Leituras obtidas pelo sensor.....	61
Figura 60 – Erro absoluto para cada peso.....	61
Figura 61 – Exemplo de carregamento distribuído e concentrado.....	62

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros gerais do sensor de força resistivo .....	34
Tabela 2 – Leituras, cálculos e erros das medições para cada peso .....	60

## SIGLAS E ABREVIATURAS

TA	Tecnologia Assistiva;
OSA	Osteossarcoma;
PC	<i>Petcare</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
CDC	Célula de Carga
CM	Centro de Massa
PF	Plataforma de Força
LPRA	Laboratório de Prototipagem Rápida
FRS	Forças de Reação no Solo
ARD	Arduino
PR	Peso Real
TW	<i>True Weight</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
1.1	JUSTIFICATIVA .....	13
1.2	OBJETIVOS .....	14
1.2.1	<b>Objetivo Geral</b> .....	<b>14</b>
1.2.2	<b>Objetivos Específicos</b> .....	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>15</b>
2.1	BIOMECÂNICA .....	15
2.2	LOCOMOÇÃO CANINA.....	16
2.2.1	<b>Distribuição de forças na marcha dos cães</b> .....	<b>18</b>
2.3	SISTEMAS DE MEDIÇÃO DE FORÇAS .....	22
2.3.1	<b>Extensômetros</b> .....	<b>24</b>
2.3.2	<b>Células de carga</b> .....	<b>26</b>
2.3.3	<b>Plataforma de força</b> .....	<b>30</b>
2.3.4	<b>Sensor de Força Resistivo</b> .....	<b>32</b>
2.3.4.1	<b>Funcionamento e composição</b> .....	<b>32</b>
2.3.4.2	<b>Características</b> .....	<b>33</b>
2.4	TENSÃO E DEFORMAÇÃO MECÂNICA .....	35
2.5	PRÓTESES CANINAS FABRICADAS COM IMPRESSÃO 3D .....	36
<b>3</b>	<b>PROPOSTA DE TRABALHO</b> .....	<b>40</b>
3.1	CASO DE ESTUDO .....	40
3.2	MÉTODOS DA PROPOSTA.....	41
3.2.1	<b>Definição do sensor de força</b> .....	<b>41</b>
3.2.2	<b>Plataforma para aquisição dos sinais</b> .....	<b>42</b>
3.2.3	<b>Modelagem 3D da prótese</b> .....	<b>43</b>
3.2.4	<b>Impressão dos protótipos e montagem do conjunto</b> .....	<b>43</b>
3.2.5	<b>Testes do protótipo</b> .....	<b>44</b>

<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>45</b>
4.1	ESCOLHA DO SENSOR.....	45
4.2	PROJETO DO CONJUNTO DO PROTÓTIPO .....	48
4.3	TESTE DO FSR EM PROTOBOARD COM O ARDUINO.....	51
4.4	IMPRESSÃO E MONTAGEM DO PROTÓTIPO.....	54
4.5	VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DE CARGA COM PESO PADRÃO .....	59
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>63</b>
5.1	CONCLUSÃO.....	63
5.2	TRABALHOS FUTUROS.....	64
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>65</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O mercado de animais de estimação, conhecido como mercado *pet*, vem crescendo a cada dia. Segundo Miranda (2020), o Brasil se tornou o segundo maior mercado de produtos voltados para o mundo animal. Trata-se de um mercado promissor pelo seu constante crescimento e que movimenta cerca de R\$ 34,4 bilhões no país (SEBRAE, 2020). Esse mercado não se resume somente a prestação de cuidados básicos aos animais, como comida, vacinas, banho e tosa, mas também todos os aspectos relacionados à saúde e bem-estar animal. Assim, o cuidado com os animais de estimação entra em aspectos como intervenções em sua saúde como amputação, gerando assim a necessidade do uso de próteses.

Para Oliveira (2012), a área que trata dos artifícios utilizados para auxiliar e acrescer aptidões, propiciando uma melhor inclusão, é chamada de Tecnologia Assistiva (TA). Conforme Bersch (2007, p.31) define os TA's como: "recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e consequentemente promover vida independente e inclusão". Desta forma trazendo para o âmbito animal, pode-se propiciar a eles uma qualidade de vida, que possa facilitar sua locomoção do dia a dia.

Contudo nesses casos, ainda existe uma série de dificuldades em relação aos estudos das próteses. Farinaccio (2015) diz que: "O fato de não haver um *feedback* por parte dos animais complica muito o desenvolvimento das peças. É como querer saber a opinião de uma criança que ainda não fala." Na literatura pode ser evidenciado que existe uma grande lacuna em relação a estudos que comprovem a efetividade e confiabilidade do animal em relação ao uso da prótese.

Em paralelo, o surgimento de novas tecnologias como a impressão 3D vem facilitar e tornar mais acessíveis os custos para obtenção destas próteses (CORSO, 2019). Isso torna esse mercado muito atrativo para pesquisas e novos desenvolvimentos dentro da comunidade da engenharia. Uma das principais vantagens é que a impressão 3D permite uma prototipagem e visualização do projeto em um curto espaço de tempo, visando assim uma melhor perspectiva do modelo a ser desenvolvido (VOLPATO, 2007).

Conforme Faria e Carvalho (2002) enfatizam que: "Há muitas aplicações em Engenharia de Reabilitação nas quais se faz necessário o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros com deficiência de mobilidade. Um dos objetivos dos programas de

reabilitação é a restauração do controle funcional das extremidades paralisadas.”

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um método para captura de esforços axiais com a finalidade de realizar uma análise de marcha de um cão, em parceria com a área de mestrado da Medicina Veterinária, visando um estudo da confiabilidade que o animal possui em relação à prótese que lhe foi concebida. O estudo terá foco em desenvolver um método de medição de forças em que o cão está exercendo sobre o protótipo desenvolvido.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

Tumores ósseos podem ser observados com mais frequência em cães de grande porte (MISDORP & HART, 1979), sendo em média de 4% a 6% da maioria dos tumores malignos identificados em cães (THEILEN, 1979). Segundo Nielsen (1976), os tumores que apresentam maior incidência em cães são os osteossarcomas (OSA). Esses tumores representam de 80% a 95% de todas as neoplasias encontradas (LING et al., 1974). O OSA é uma neoplasia maligna que se desenvolve principalmente nos ossos longos, em humanos e animais, com ocorrência de 40 a 50 vezes maior em animais (BACCI et al., 1988; KUMAR et al., 1993, MEHL; WITHROW; SEGUIN, et al., 2001).

Segundo Brodey (1976) o principal tratamento para esse tipo de neoplasia maligna é a amputação alta do membro, e na maior parte, os cães resistem de forma aceitável à ausência do mesmo. Em suma, a vantagem que pode ser observada, é que na técnica cirúrgica, é feita a retirada total do tumor e, como consequência, há o alívio da dor para o animal (BRODEY, 1965).

Dependendo da magnitude, essas lesões podem dificultar as atividades dos animais, tornando-os totalmente dependentes de seus donos e/ou tutores, e como consequência, reduzindo sua qualidade de vida (PAES, 2020).

Conforme Carrer (2017), as áreas da engenharia e da saúde possuem diversas oportunidades de aplicações das tecnologias existentes, podendo ser desde projetos, pesquisas, melhorias em diversos produtos e processos. Diante deste cenário, é possível aproximar mais essas duas áreas, buscando ampliar conhecimentos e atuando em mais pesquisas e desenvolvimentos com uma única meta, o bem-estar dos animais.

Diante dessas situações, a importância deste trabalho visa encontrar uma melhor solução para realizar análises de marcha de cães em processo de reabilitação, buscando obter um resultado onde seja possível verificar com mais clareza a utilização da prótese por parte do animal e se ele está tendo uma maior confiabilidade nela com o passar do tempo, além de potencializar a comunicação entre as áreas de engenharia e medicina veterinária.

## 1.2 OBJETIVOS

O principal objetivo deste trabalho é o método de captura de esforços axiais para membro anterior como avaliador de confiabilidade do animal na utilização de próteses, utilizando os recursos de impressão 3D, visando a captura dos esforços axiais e validação do método proposto através da aplicação de cargas por pesos padrões.

### 1.2.1 Objetivo Geral

Propor um método de captura de esforços realizados pelo animal na prótese que lhe foi concebida, a fim de quantificar a carga axial que está sendo apoiada sobre o protótipo.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

Para atender o objetivo geral, foram estipulados alguns objetivos específicos os quais serão tratados com maior detalhe neste trabalho, que são eles:

- a) Estudo da biomecânica animal dos cães;
- b) Análise das técnicas de captura de esforços;
- c) Estudo de sistemas de instrumentação e medição de esforços;
- d) Desenvolvimento do protótipo;
- e) Avaliação dos resultados.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta sessão destina-se à revisão dos conceitos importantes para o desenvolvimento do trabalho.

### 2.1 BIOMECÂNICA

Para Hall (2016) a biomecânica é ciência que estuda todo tipo de movimento dos seres vivos, trazendo como base a anatomia, fisiologia e a mecânica em si, tendo em vista como principal objetivo explorar e analisar os princípios físicos envolvidos nos sistemas biológicos, suas causas e fenômenos (AMADIO et al., 1999).

A Biomecânica é explorada e utilizada desde o início da década de 1970, onde é feita uma analogia em referência às estruturas e as funções desempenhadas desses sistemas por meio da aplicabilidade dos princípios mecânicos (AMADIO; SERRÃO, 2007). Dentro deste contexto, pode-se dividir a biomecânica em dois ramos dentro da física, são elas: a estática, que estuda os corpos em repouso (sem movimento) ou se movendo em velocidade constante; e a dinâmica, que estuda os sistemas que apresentam aceleração e desaceleração no movimento (HALL et al., 2016). As análises cinéticas estão se tornando cada vez mais importantes para a pesquisa biomecânica na medicina veterinária como ferramenta de diagnóstico da marcha canina (BRAUN; TICHY; PEHAM; BOCKSTAHLER, 2019).

Ainda existem outras subdivisões dentro do estudo biomecânico, que tratam da cinética e da cinemática. Segundo Hamill e Knutzen (1999), a cinemática se relaciona com o princípio dos movimentos, e os analisa do ponto de vista espacial e temporal, sem referência com as cargas e forças envolvidas no seu movimento, e também pode ser vista como forma ou técnica (HALL et al., 2016). Já a cinética se trata dos estudos que correlacionam o movimento e as forças que as geram (GILLETE, 2004). Conforme Weigel e Millis (2014), a análise cinética da marcha possibilita o diagnóstico de anormalidades na locomoção e o suporte do peso do corpo. E a principal forma de avaliar as forças envolvidas na marcha é a plataforma de força, que será brevemente explicada no item 2.3.3.

Tendo como objetivo conectar os assuntos sobre a biomecânica animal, análise de marcha canina, diferentes alternativas de próteses para cães, captura de esforços e

instrumentação e demais assuntos que façam interação para o desenvolvimento da prótese, esse capítulo tem a finalidade de discussão e análise destes termos.

## 2.2 LOCOMOÇÃO CANINA

Segundo Gillette (2008), o ato de se locomover é processo pelo qual o animal se movimenta de uma posição geográfica para outra, sendo observado diversos aspectos, como início, mudanças bruscas de velocidade, paradas, alteração de direção e também a necessidade de se adaptar a inclinações e imperfeições dos terrenos. Os animais por si só, possuem um deslocamento cadenciado do corpo, onde se mantém em constante progresso para frente.

Quando os animais marcham lentamente, há a necessidade de coordenar todos seus quatro membros de modo que três deles estejam em contato com a superfície enquanto o outro membro avança, e assim sucessivamente (DECAMP, 1997).

Diversos estudos na área de zoologia concluíram que, em suma, a maioria dos vertebrados, incluindo os seres humanos, optam por uma marcha que tenha um menor gasto de energia metabólica, dependendo da velocidade imprimida no seu deslocamento (HALL, 2000). Isso significa que, a marcha normal, é movimento para frente onde apresenta o menor gasto energético durante esta ação. Medidas cinemáticas da marcha, em escala tridimensional, são atividades de rotina utilizadas na análise clínica da marcha e posteriormente para sua investigação (MARSOLAIS, 2003).

Para Bombonato (2005), em análises de locomoção, é necessário se atentar a alguns aspectos que resultam na qualidade do movimento. Trata-se da região do dorso canino e a região lombar que possui atuação significativa no alinhamento postural do animal.

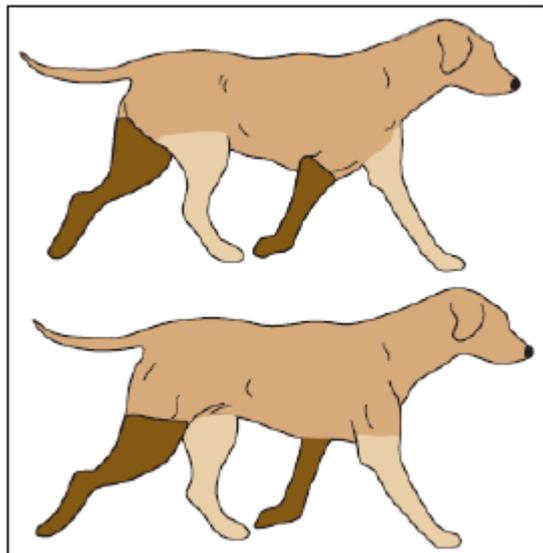
Toda e qualquer avaliação da marcha canina é de extrema complexidade de ser percebida, pois a nossa capacidade de perceber detalhes particularizados durante o progresso pode ser difícil e, em alguns casos, até impossível, mesmo para alguém que é autoridade neste quesito. Contudo, com a evolução tecnológica e novos projetos voltados para estudos de movimento, tem auxiliado os profissionais da área a obterem um melhor entendimento da locomoção canina (GILLETE; ANGLE, 2008).

Segundo Decamp (1997) a marcha pode ser separada em dois conjuntos: simétrica e

assimétrica. Tratando do primeiro, pode ser observado que o trote e o passo dos membros de um lado do corpo são repetidos do outro lado do corpo. Já no segundo conjunto, pode ser notado uma rotação no galope e os movimentos do membro de um lado do corpo não se repetem do lado oposto.

Para os diferentes tipos de locomoção, alguns detalhes na movimentação das patas e dos seus membros podem ser explicados. Define-se como fase de apoio aquela em que o período na qual a pata encosta e permanece no solo, enquanto que o momento em que a pata permanece no ar é chamada de fase balanço (Figura 1). Quando combinadas essas duas fases à um membro, fica caracterizado um passo. Tratando-se da fase de apoio, ela pode ser subdividida em apoio inicial, desaceleração, propulsão e apoio final. Esta sequência de movimentação do quadrúpede pode ser determinada como diversos eventos que englobam um passo para cada um dos 4 membros, sem ter em conta o tipo de locomoção (DECAMP, 1997).

Figura 1 – Fases da locomoção: Patas em marrom (balanço) e em bege (apoio)



Fonte: Gillete e Angle (2008).

Segundo Bombonato (2005) a marcha normal ou simétrica nos animais, pode ser dividida entre lateral ou diagonal. A marcha humana é dividida em duas fases, a de apoio e a de balanço. Estes são distintos por dois eventos para definir uma passada: o momento em que o pé toca no solo e o instante em que o deixa o solo, ou seja, o ciclo compreende a retirada do pé até novamente apoiá-lo sobre o solo (ENOKA, 2000).

Conforme Decamp (1997) dois ou três membros na fase de estação são incluídos. Geralmente o trote coloca dois membros em contato com o chão. Em meio as fases da marcha, o cão executa movimentos que determinam subetapas. Inicialmente apoiado no solo, o membro começa a realização do movimento, e no instante em que estiver apoiado de forma integral, recebe a carga, iniciando a transferência de peso para os demais membros. A partir disto, busca-se a fase de propulsão, em subseqüência ele realiza o balanço e começa uma extensão do membro para a acomodação ou desaceleração, assim uma preparação para um novo apoio e a iniciação de um novo ciclo da marcha.

Em relação às análises de locomoção, existem diversos métodos, mas o mais fácil é a análise visual (HARRIS; WERTSH, 1994). Contudo, segundo Anderson (1993) esta observação clínica e visual se torna muito subjetiva, e os pesquisadores têm desenvolvido algumas técnicas mais objetivas para examinar quantitativamente o andar do animal.

Através da análise clínica é feita a observação visual da marcha, que é de grande utilidade, contudo é limitada, devido que a sua forma de expor os dados é mais qualitativa do que quantitativa (CLAYTON, 1991; HARRIS, 1994). Segundo Gillette (2004), o estudo qualitativo ou quantitativo dos animais tem uma grande importância, porém para obter uma mensuração mais precisa se torna necessário ter acesso ao uso de *hardwares* e *softwares* (SUTHERLAND, 2002).

De acordo com Jevens (1993) existem muitos métodos de análise da locomoção, tanto em humanos quanto em animais, sendo comumente utilizada a placa ou plataforma de força para avaliar objetivamente a locomoção normal e anormal. Com seu uso, é possível determinar as forças de reação com o solo, e descrever as forças na fase de apoio, ou seja, no momento em que o membro toca o solo (RUMPH, 1993).

### **2.2.1 Distribuição de forças na marcha dos cães**

Na área da zoologia é estudado e examinado o comportamento da marcha de alguns animais, em diferentes tipos de passada: corrida, trote e galope. A partir destes tipos, é verificada a velocidade, tendo em vista entender os mais diferentes comprimentos de passo e ritmos das passadas nessas velocidades (HALL, 2016).

Segundo Nielsen (2002) o trabalho feito pela musculatura do animal ao se locomover, é dividido em dois grupos: execução junto ao ambiente e a realização juntamente ao corpo do

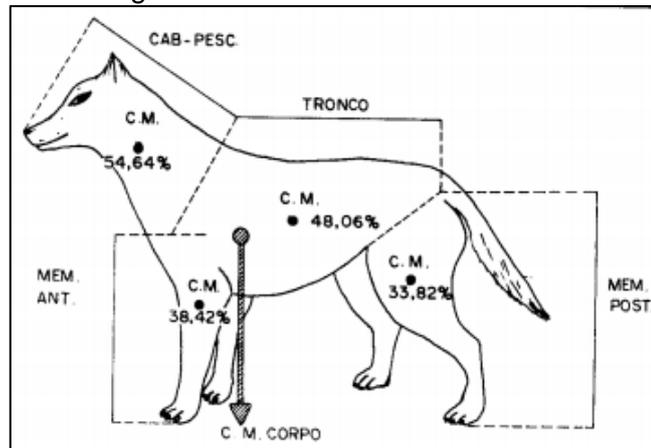
animal. Os esforços realizados junto ao ambiente são aqueles que podem ser transformados em calor, ou seja, esforços que movimentam água e ar. Em relação aos esforços voltados ao corpo do animal, da mesma forma, pode-se dizer que são convertidos em calor, contudo se trata da dissipação de calor pelo movimento dos tendões, nas junções dos ossos e estiramento da musculatura do animal no seu deslocamento.

Conforme Le Veau (1997), o corpo, ao sofrer ação da gravidade, qualquer partícula que seja, sofre a atração em direção à terra. O resultado destas forças de atração é denominado peso de um corpo e a direção da resultante é paralela às das linhas de ação das forças isoladas (LE VEAU, 1977; HAY, 1981; HAY & REID, 1985). O centro de massa (CM) é um ponto fictício onde toda a massa ou peso do corpo do sistema em análise está centralizado (SHORE, 2008). O CM de “série de corpos” (como um homem ou animal) pode ser diferente, dependendo da situação em que se encontra (LE VEAU, 1977; HAY & REID, 1985; DONSKOY & ZATSIORSKI, 1988).

Segundo Nielsen (2002) conforme o animal corre, o CM desloca-se para cima e para baixo a cada fase da marcha. A energia gravitacional potencial é aumentada conforme é realizado o trabalho para mover o centro de massa para cima, e perdida da forma inversa, quando CM é abaixado.

Portanto, o CM de um corpo em análise, podendo estar em repouso ou em movimento, é de suma importância para investigação da locomoção dos seres vivos. A bibliografia indica que existe uma variação de 1 a 3 cm (LE VEAU, 1977; BARHAM, 1978; HAY & REID, 1985; DONSKI & ZATSIORSKI, 1988), sendo localizada na região frontal conforme demonstra a Figura 2. Essa diferença ocorre porque o centro de massa varia a cada batida do coração, cada respiração e inspiração, com a ingestão de alimentos e assim por diante (LE VEAU, 1977; HAY, 1981; HAY & REID, 1985). A posição do centro de gravidade e a distribuição do peso do corpo sobre os membros variam nos diversos indivíduos, segundo sua formação, e também no mesmo animal, conforme suas atitudes e movimentos (CHIEFFI e MELLO et. Al, 1939).

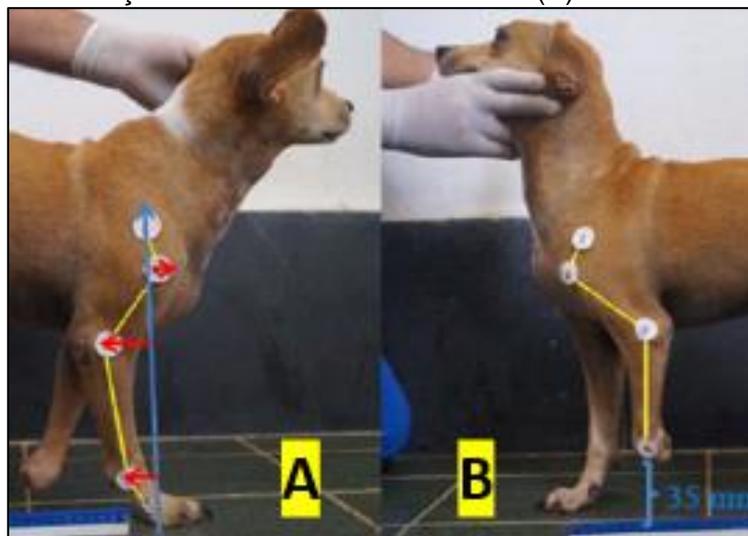
Figura 2 – Centro de massa do cão



Fonte: Wheeler e Raiser et al (1992).

Conforme Gillete (2008) quando o animal está de pé, 60% do peso corporal é composto pelos membros frontais, e 40% pelos membros traseiros. Desta forma, o centro de gravidade do animal estará localizado atrás da escápula, mas se tratando de um animal que passou por uma amputação, a distribuição de forças é modificada.

Figura 3 – Vetores de Força no membro: Anterior normal (A) e anterior com amputação (B).

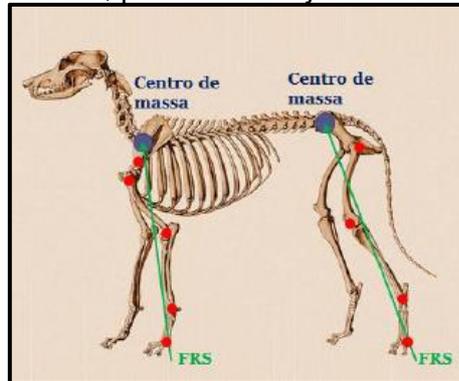


Fonte: Lage et al (2018).

O CM dos membros pélvicos está situado na articulação sacro-ílica, enquanto o dos membros torácicos está localizado na espinha da escápula. Quando todas as forças somadas, gravitacionais e inerciais, as mesmas resultam em uma carga vetorial que deve receber uma

reação oposta, chamada força de reação do solo (FRS), conforme Figura 4, aplicada no ponto de contato entre o membro e o solo.

Figura 4 – Esqueleto de cão, pontos de reação do solo (verde) e o CM (azul).

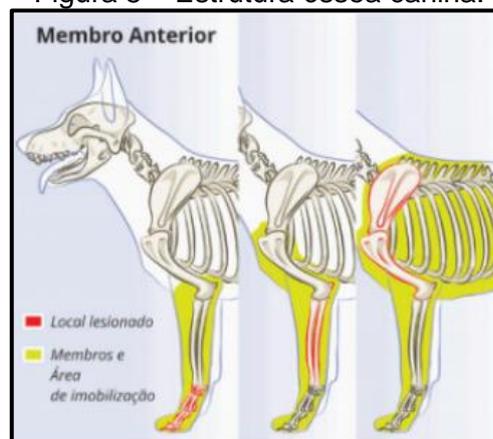


Fonte: Kaufmann (2016).

Quando a direção de aplicação da FRS passa pelo centro da articulação do membro, nenhum momento é criado; entretanto, se isso não acontece, haverá um efeito de rotação do membro e será gerado um momento cujo valor é calculado pelo produto da FRS, a distância perpendicular da linha de ação desta FRS e o centro da articulação (KAUFMANN, 2016).

Em um cão sadio, a estabilização do joelho ocorre de forma passiva pelos seus ligamentos, meniscos e de forma ativa pelos músculos e tendões. Na sustentação do seu peso, existem as FRS e as forças musculares que exercem cargas de compressão na superfície articular da tíbia, pode ser notado na Figura 5 (SCHULZ, 2008).

Figura 5 – Estrutura óssea canina.



Fonte: adaptado de Hopefísio (2013).

Quando um membro anterior é amputado (Figura 6), a redistribuição do peso passa a ser da forma que, os membros posteriores passam a suportar a carga de 54% do peso do corpo, metade em cada membro, ou seja, 27%. Em decorrência disso, o membro anterior em plenas condições passa a suportar 46% da carga do animal.

Figura 6 – Cão com membro anterior amputado.



Fonte: Bastian (2013).

Quando a situação é ao contrário, a amputação do membro posterior, a distribuição das cargas passa a ser da seguinte maneira, o membro restante suporta 26% do peso, em contrapartida, os membros da frente dividem entre si 74% do restante da carga, desta forma, 37% cada (KIRPENSTEIJIN, 2000). Segundo Anderson (1994) na locomoção normal e anormal, a cinética destes movimentos pode ser estudada através de diversas formas, a mais usual são as plataformas de forças que avaliam as cargas geradas nas reações com o solo, desta forma ela vem sendo muito importante para o estudo e análise da biomecânica da marcha.

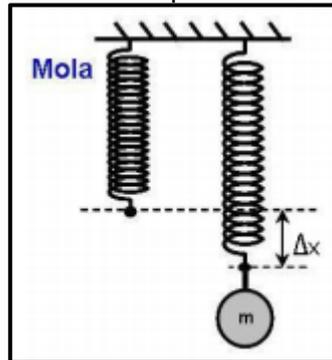
Segundo Rumph (1994) a força de pico e o impulso vertical são as mais avaliadas pelos cientistas para avaliação da marcha normal e patológica. A força vertical, de forma direta, mede a sustentação do peso e tem maior intensidade quando comparada a outras reações ortogonais.

### 2.3 SISTEMAS DE MEDIÇÃO DE FORÇAS

Análises estruturais e projetos utilizam recursos de cálculos que podem avaliar a resistência do material comparando com carregamentos aplicados, muitas vezes apenas

estimados. Quando se trata da avaliação de esforços, giram em torno das descobertas de Robert Hooke (1678), que fazem as relações entre as cargas aplicadas e a respectiva deformação gerada (Figura 7), conhecida como Lei de Hooke (GRANTE, 2004).

Figura 7 – Exemplo Lei de Hooke.

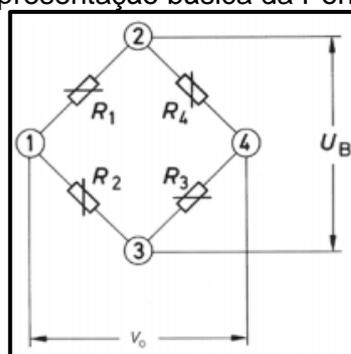


Fonte: Cotta (2017).

Dentro os meios de se mensurar as forças, a medição indireta (conhecido como medição inferencial) é a mais comum. Um dos meios de medição indireta é conforme o sensor deforma proporcionalmente à carga aplicada a ele (CESAR, 2018). Os sensores mais aplicados nesses casos são compostos por elementos elásticos, ou seja, materiais que tendem a voltar a sua forma inicial depois que a força é cessada (CESAR et al., 2018).

Conforme Grante (2004) muitos equipamentos foram desenvolvidos com a finalidade de realizar a medida de deformações. Os mais primitivos eram compostos na sua essência apenas por partes mecânicas, contudo apresentavam falhas e limitações. Em 1843, Charles Wheatstone, através da evolução da eletrônica, conseguiu observar variações na resistência de um material condutor através da aplicação de uma carga (Figura 8).

Figura 8 – Representação básica da Ponte Wheatstone.



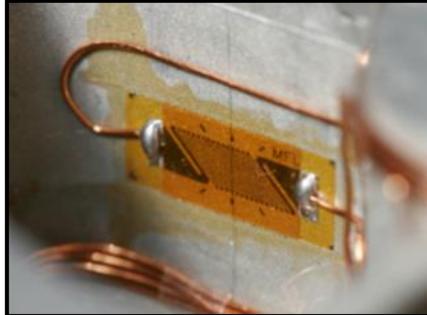
Fonte: Andrade (2013).

Através de estudos realizados por Eduard E. Simons e Artur Claude Ruge em 1938, foi possível desenvolver os extensômetros de resistência elétrica. Desta forma, eles possuem grande contribuição na área da metrologia, facilitando a análise de tensões nos projetos de engenharia (GRANTE, 2004).

### 2.3.1 Extensômetros

Segundo Hoffmann (1984) o extensômetro (Figura 9) é uma das ferramentas mais importantes das técnicas existentes para medir a tensão aplicada a algum material. Chamado na língua inglesa de “*strain gauge*”, se trata de um dispositivo com a finalidade de medir a deformação de componentes através da variação elétrica (DALLY; RILEY, 1991). Na maioria dos estudos, ele é usado por ter um tamanho pequeno, grande precisão, sensibilidade, possibilidade de leitura à distância e uma vasta aplicabilidade na mensuração dinâmica e estática (LITTLE, 1992).

Figura 9 – Exemplo de extensômetro colado em estrutura de metal.

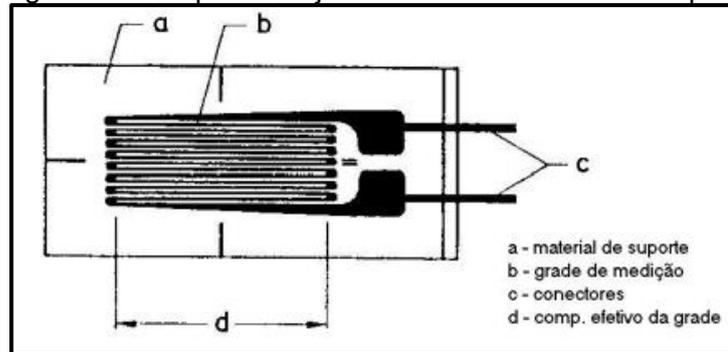


Fonte: Guilherme (2016).

Segundo Doebelin (1990) muitos métodos têm sido abordados e desenvolvidos para realizar medidas e inspeções não destrutivas, porém nenhum dispositivo alternativo tem uma facilidade de utilização em relação a aplicação do extensômetro, já que ele informa medidas precisas e tem capacidade de monitorar todas as deformações na realização de ensaios destrutivos.

De acordo Dally e Riley (1991) o *strain gauge*, de modo geral, possui um resistor elétrico, representado pela Figura 10, contendo um fio metálico fino, colocado sobre um composto isolante, e então sendo colado sobre a estrutura a ser analisada.

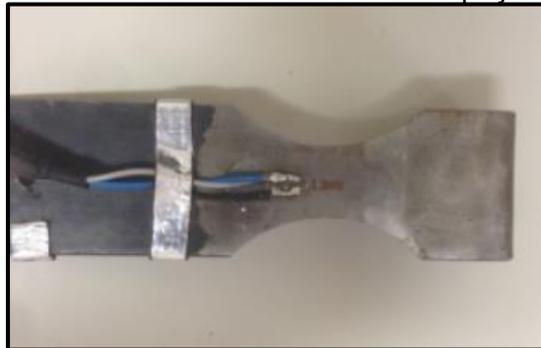
Figura 10 – Representação de um extensômetro simples.



Fonte: Grante (2004).

O termo *strain*, traduzido do inglês como deformação, é relacionado com as forças de tração e compressão impostas aos materiais. Deste modo, os extensômetros podem medir tanto a expansão quanto a contração (HOFFMANN, 1984). Os extensômetros são usados para realizar medidas de deformações em diferentes tipos de estruturas (BARRETO JR, 1998). O *strain gauge* é colado no objeto de análise, pode ser notado na Figura 11, e conforme for causada a deformação na peça, ele transforma a deformação em nível de tensão, amplificando-a, para obter a possibilidade de leitura da mesma e, desta forma, informando ao usuário a deformação na estrutura (HOLISTER, 1967).

Figura 11 – Extensômetro colado em uma peça de teste.



Fonte: José Guilherme (2016).

Segundo Hoffmann (1984) transdutores especiais podem ser utilizados para realizar estudos de grandezas derivadas da força, como exemplo: pressões, acelerações, deslocamentos e até mesmo vibrações. Em suma, ele possui um elemento elástico, que fornece uma relação entre a grandeza medida e a tensão aplicada no objeto em análise, no seu momento elástico. Diferentemente de outros modelos de extensômetros, o *strain gauge*

fornece a deformação específica como um sinal de saída proporcionalmente relacionando à entrada e não como variação do comprimento base selecionado, não sendo necessária uma conversão (HOFFMANN, 1984).

### 2.3.2 Células de carga

Conforme Schmidt (2018) células de carga (CDC) são usadas para medir o peso (massa), e são integrantes da nossa vida diária: “Em seu carro ou na balança do supermercado, encontramos células de carga em todos os lugares”.

As CDC podem ser fabricadas de aço inox, carbono ou alumínio e incluem, em seus corpos, sensores instalados em pontos estratégicos que acompanham a deformação e os transformam em um sinal elétrico (Figura 12). Dessa forma, com uma eletrônica apropriada, têm a capacidade de transformar os valores de peso, com precisões na ordem de 0,01% através da variação dos sinais elétricos. E ainda têm a possibilidade de operar com precisão em variações de temperatura e umidade, e possuem uma grande gama de capacidades de carga, podendo ir de gramas a toneladas (TOLEDO DO BRASIL, 2017).

Figura 12 – Exemplo de CDC.

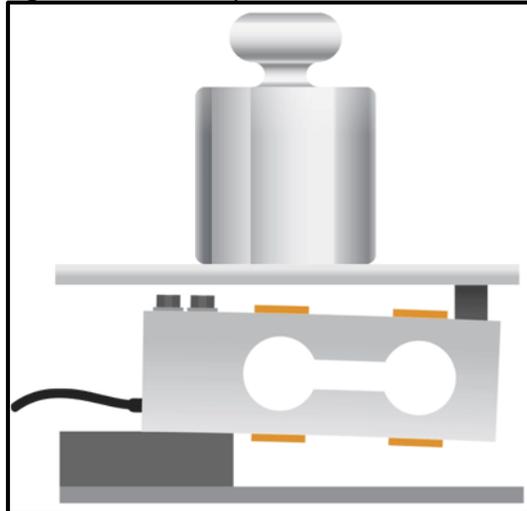


Fonte: Toledo do Brasil (2014).

Segundo Barbosa, Ferreira, Vilela e Guedes (2009), as CDC podem ser utilizadas

como transdutores de força, desta forma tendo a possibilidade de ser aplicadas em diversas situações. Em suma, o funcionamento geralmente é baseado na variação ôhmica sofrida pelo extensômetro, no momento em que ele for exposto às deformações provenientes das cargas nele aplicadas (Figura 13).

Figura 13 – Exemplo de CDC deformada.



Fonte: Toledo do Brasil (2014).

Na maior parte, as células de carga são fabricadas com os extensômetros elétricos, ligados em uma ponte de Wheatstone (Figura 14). Assim são amplificados os sinais provenientes das medições, possibilitando que seja avaliada a variação ôhmica dos extensômetros de modo mais preciso. Através da variação do *strain gauge* é possível, avaliar as tensões e/ou forças a que a mesma está submetida comparando com os dados fornecidos pelo fabricante da CDC. Contudo, a forma, propriedades e características do corpo da CDC devem ser observadas com cautela no estudo de projeto, visando estabelecer relações lineares entre o volume de carga aplicada e a deformação dos extensômetros (BARBOSA; FERREIRA; VILELA; GUEDES FILHO, 2009).

Figura 14 – CDC com ponte de Wheatstone.



Fonte: Barbosa & Ferreira & Vilela e Guedes Filho (2009).

Da grandeza mecânica obtém-se a grandeza elétrica comumente conhecida como variação relativa da resistência. A ponte de Wheatstone é acionada de acordo com a mudança da relativa da resistência. (HOFFMANN, 1984).

Faria e Carvalho (2002) desenvolveram transdutores de muletas (Figura 15 e 16) para serem utilizadas em medidas de sinais provenientes de reações do solo. Para caracterizar as propriedades estáticas e dinâmicas dos transdutores das muletas, eles foram fixados em uma estrutura rígida e receberam aplicação de cargas nas três dimensões. Para aplicação das forças, pesos já definidos foram utilizados, no estudo de caso foram avaliadas as forças axiais da marcha.

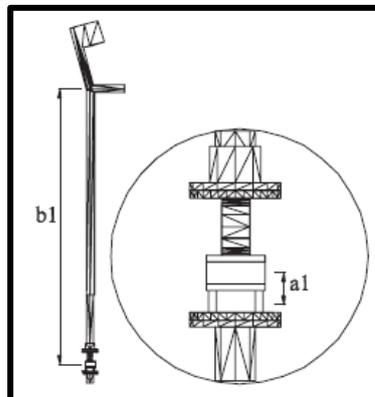
Figura 15 – Transdutor fixado na muleta.



Fonte: Faria e Carvalho et al (2002).

Duas muletas tipo canadense foram instrumentadas visando o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros superiores. Em cada uma delas foi inserido um transdutor fabricado em duralumínio (2024-T353), instrumentado com extensômetros (FARIA e CARVALHO et al, 2002).

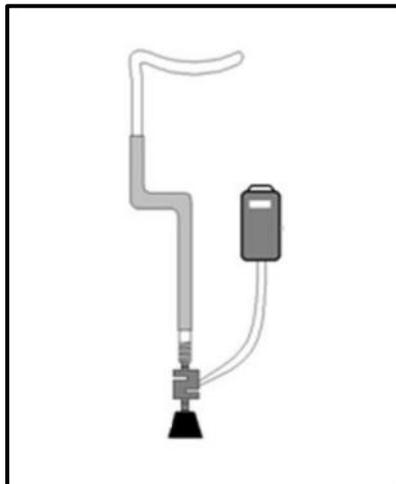
Figura 16 – Transdutor fixado na muleta II.



Fonte: Adaptado de Faria e Carvalho et al (2002).

Em outro caso de estudo realizado por Abdalla (2012) utilizaram muletas em duralumínio e uma célula de carga, com capacidade de 200kgf, conectada a uma ponte de extensometria capaz de mensurar a força axial. Durante a marcha, os valores de força foram captados pela célula de carga e expressos de forma digital pela ponte de extensometria (Figura 17).

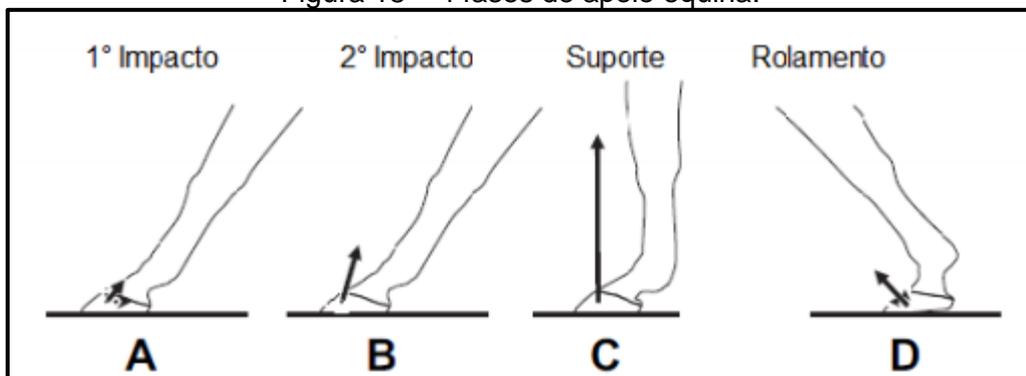
Figura 17 – Muleta axilar com célula de carga.



Fonte: Abdalla et al (2012).

Outra abordagem foi realizada em equinos por Schaphauser (2017), onde a marcha se assemelha às fases de apoio canina (Figura 18 e 19). No estudo foi verificada a deformação do casco e foi constatado que o pico da deformação se dá no ponto de suporte, uma carga paralela a força axial do membro anterior (SCHAPHAUSER et al, 2017).

Figura 18 – 4 fases de apoio equina.



Fonte: Schaphauser (2017).

Figura 19 – localização dos *strain gauges*.

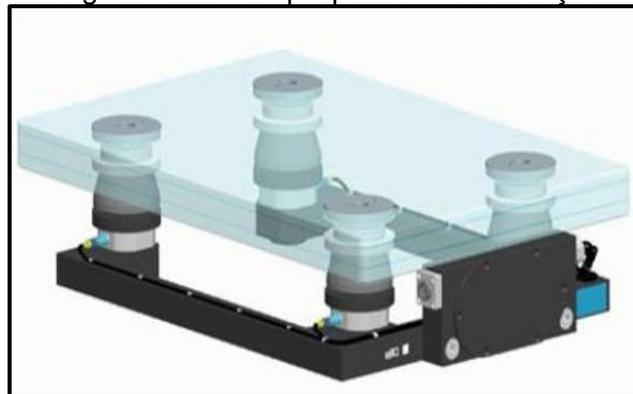


Fonte: Adaptado de Schaphauser (2017).

### 2.3.3 Plataforma de força

Utilizada como padrão de medição em biomecânica, as plataformas de força (PF) são dispositivos de apoio em diversos estudos relacionados à biomecânica. Pode ser encontrada em aplicações na análise de marcha e avaliação física de atletas (SCHMIEDMAYER, 1999), sendo composta por duas superfícies rígidas (Figura 20).

Figura 20 – Exemplo plataforma de força.



Fonte: Toso et al (2012).

Conforme Nigg (1994) através de seus recursos, podemos avaliar alguns parâmetros

da biomecânica, tais como: amplitude, força resultante e ponto exato da aplicação da força.

De modo geral, esse tipo de equipamento é composto de uma superfície plana retangular montada ao nível do solo, e separada por meio de transdutores de força acondicionados na parte inferior de cada canto, fazendo assim que, qualquer carga aplicada sobre a superfície plana seja informada aos transdutores, e gerem um nível de tensão elétrica relacionados a força aplicada. Os sensores têm a finalidade de medir as componentes da força  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  e as componentes do momento,  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$  (DUARTE et al., 2010).

As PF vêm sendo utilizadas para avaliar as reações impostas pelos animais em sua marcha, trote, salto ou galope (BUDSBERG et al., 1987; RUMPH et al., 1994; ALLEN et al., 1994; BERTRAN et al., 1997; FANCHON et al., 2006; WALTER et al., 2007). Conforme Budsberg (1987). As placas de força estimam as cargas ortogonais resultante do movimento em relação ao solo. A junção destas reações, tornam-se o somatório das forças do tronco e do membro impostas ao solo. Em suma, o pico da reação no eixo vertical e no crânio-caudal são avaliados como mensuração objetiva da função do membro, e ambas têm relação com a função de fase de apoio do animal, com diferentes níveis de importância dentro do estudo da locomoção. Segundo Oliveira (1993), na medicina humana, a plataforma de força está sendo usada também para avaliar postura e equilíbrio.

As plataformas de força (Figura 21) são utilizadas para avaliar características cinéticas dos membros de cães sem nenhum tipo de anomalia, em particular, o impulso e força vertical imposta pelo animal (LASCELLES, 2007).

Figura 21 - Plataforma de força para análise de marcha.



Fonte: Weigel e Millis (2014).

### 2.3.4 Sensor de Força Resistivo

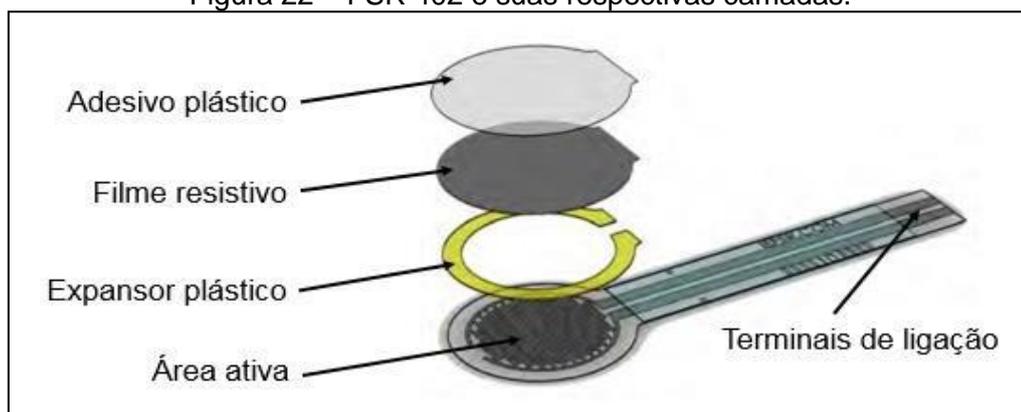
O sensor de força resistivo (FSR) tem um funcionamento bem similar ao extensômetro. Ele apresenta uma deformidade em seu material através da aplicação de força na sua área ativa. De acordo com sua característica de flexibilidade, o FSR pode ser utilizado em diversas aplicações, desde dispositivos que possuem interface eletrônica na área automotiva, robótica até produtos para controle industrial (INTERLINK ELECTRONICS, 2020; BARNEA; OPRISAN; OLARU, 2012; BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019; HOWELL et al., 2013).

Para o presente trabalho, foi utilizado o FSR 402 do fabricante Interlink Eletronics, de modo que os tópicos seguintes serão abordados o funcionamento do mesmo.

#### 2.3.4.1 Funcionamento e composição

O FSR é composto de PTF (*Polymer thick film*), e tem a capacidade de diminuir sua resistência, conforme aplicado uma carga sobre sua superfície (INTERLINK ELECTRONICS, 2020). O material do sensor é constituído por quatro camadas (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019), conforme mostrado na Figura 22.

Figura 22 – FSR 402 e suas respectivas camadas.



Fonte: Adaptado Interlink Electronics (2020).

- Área ativa do sensor é formada por condutores, envolvidos por um polímero flexível;

- Espaçador plástico com uma abertura para entrada e saída de ar;
- Filme resistivo constituído com uma tinta à base de carbono;
- Adesivo plástico para isolar a superfície externa do sensor.

Em suma, o FSR tem duas membranas: o filme resistivo e a área ativa, onde o seu preenchimento entre essas camadas é feita por uma lacuna de ar sendo mantida pelo expansor plástico e suas bordas (INTERLINK ELETRONICS, 2020). A área ativa é composta por dois conjuntos de condutores, os quais são eletricamente distintos, onde cada um segue pela cauda de saída do sensor até a conexão nos terminais. A segunda membrana é constituída por um substrato com a superfície interna revestida de uma tinta à base de carbono.

Quando a aplicação de uma carga externa ao sensor, os ressaltos da superfície de carbono se aproximam dos condutores expelindo o ar presente entre eles (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019). Cargas com menos intensidade, aproximam as saliências mais altas de carbono da área ativa, desta forma sendo necessária uma maior amplitude de pressão para que mais pontos entrem em contato com a superfície condutora (INTERLINK ELECTRONICS, 2020).

Conforme Interlink Electronics (2020) se a área ativa que está em contato com a membrana de carbono for aumentada, ocorrerá a diminuição da resistência entre o conjunto de condutores. Desta forma, pode-se concluir que o valor da resistência no sensor é inversamente proporcional à força aplicada. Além disso, será sempre necessária uma força mínima ser introduzida para ocorrer uma possível verificação de variação na resistência (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019). A força aplicada pode ser inserida em qualquer um dos substratos que compõem o sensor (INTERLINK ELECTRONICS, 2020).

Assim, em função do seu funcionamento ser em decorrência da deformação do material, sua colocação deve ser em locais com base rígida e plana (URRY, 1999; BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2019).

#### 2.3.4.2 Características

De acordo com sua construção, o FSR apresenta algumas particularidades tanto estruturais quanto elétricas. De acordo com a fabricante, o sensor escolhido para o

desenvolvimento deste projeto, possui alguns parâmetros demonstrados na Tabela 1

Tabela 1 – Parâmetros gerais do sensor de força resistivo 402.

<b>Parâmetro</b>	<b>Valor</b>	<b>Observações</b>
Faixa de sensibilidade de força	0,1 N a 100 N	
Força de ativação	0,1 N	
Repetibilidade de força parte a parte	±15% do valor nominal	Sistema com atuação repetível
Repetibilidade de força de peça única	± 2% a ± 5% do valor nominal	Sistema com atuação repetível
Histerese	+ 10% da média	
Drift ao longo do tempo	< 5% por $\log_{10}(\text{tempo})$	Teste por 35 dias com carga de 1 kg
Resistência sem carga	> 1 MΩ	Descarregado e não dobrado
Tempo de resposta	1 ms a 2 ms	Medido com a queda de uma bola de aço
Corrente máxima	1 mA/cm <sup>2</sup> de força aplicada	

Fonte: Interlink Electronics (2020).

Desta forma é possível verificar um valor de 0,1 N como carga mínima para ativação do sensor, sendo que sua carga máxima é de 100 N. Os polímeros sofrem uma deformação plástica quando forças em torno de 6,89 N/mm<sup>2</sup> são aplicadas sobre ele. As tensões aplicadas são de 0,1 V a 5 V. No período que não há carga ativa, a resistência verificada é superior a 1 MΩ, diminuindo até 1 kΩ quando estiver em plena carga.

Em relação às características ambientais, variações consideráveis na resistência devem ser levadas em conta somente quando altas temperaturas são aplicadas (+- 85 °C) e, também, quando os níveis de umidade estão elevados (95% de umidade relativa) (INTERLINK ELECTRONICS, 2020).

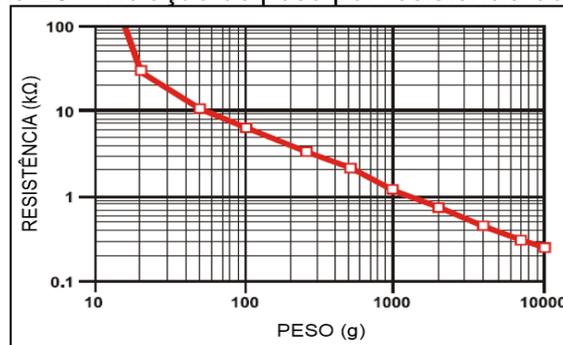
Idealmente a disposição do sensor se dá em superfícies lisas e planas, onde deve-se remover bolhas de ar e partículas de sujeira entre a área de contato, evitando o carregamento na ausência de carga. É recomendado que a fixação na superfície seja realizada através de adesivos finos e uniformes, como, por exemplo, fitas adesivas dupla

face. Entretanto, colas adesivas a base de cianoacrilato não devem ser utilizadas, devido que suas propriedades degradarem os substratos, possibilitando a aparição de rachaduras no sensor (INTERLINK ELECTRONICS, 2020).

Segundo Razak et al. (2012), uma das características verificadas em sensores utilizados nas medições de pressão é a linearidade de sua resistência em função da pressão aplicada. Através do seu comportamento, quanto mais linear for a resposta, menos complexo se tornará o processamento dos sinais.

A Interlink Electronics, a fim de realizar a caracterização do FSR, utilizou um atuador esférico para aplicação de carga na área ativa do sensor. A curva deste ensaio pode ser verificada na Figura 23, que fornece uma visão geral do comportamento do mesmo.

Figura 23 – Relação de peso por resistência do FSR.



Fonte: Adaptado Interlink Electronics (2020).

## 2.4 TENSÃO E DEFORMAÇÃO MECÂNICA

Conforme um dado material passa a ser tracionado, a carga exercida sobre ele é diretamente proporcional a deformação causada na região elástica do componente, conhecida como a Lei de Hooke (BAUER; WESTFALL; DIAS, 2012).

Quando recebe esse carregamento externo, forças internas no material se desenvolvem, se opondo às forças aplicadas, gerando assim o efeito ação reação, e essa grandeza de força por unidade de área é denominada tensão e expressa, mais usualmente, por  $\text{kgf/cm}^2$  (DOEBELIN, 1990). Conforme a intensidade das forças de oposição, podemos determinar que, a deformação se dará dividindo a força aplicada pela área da seção transversal do componente, considerando que a tensão mecânica seja uniforme por todo o

material em um corpo homogêneo (GHAVAMI, 2015).

Segundo Potma (1967) normalmente os materiais têm a característica de se comprimir ao receber uma carga de compressão e de se alongar ao inverso, quando tracionados. De acordo com Hibbeler (2011) quando um corpo sofre cargas de tração ou compressão, suas dimensões são alteradas conforme o carregamento mecânico aplicado a ele. A deformação do corpo é apresentada pela letra grega  $\delta$ , nela é correlacionada o comprimento original (L) do corpo e o comprimento final (Lf) após a aplicação da força axial no corpo.

Segundo Balbinot & Brusamarello (2011) e Hibbeler (2011), quando se submete um corpo a uma tensão mecânica, ocorre uma deformação elástica no material, até um valor de tensão mecânica crítico. Então após este ponto, inicia-se a deformação plástica no material. Esta deformação se dá quando o material em estudo tem a capacidade de retornar as suas dimensões originais em subsequência do carregamento mecânica, ou seja, quando a força aplicada sobre ele for removida, o material volta a ter as mesmas dimensões iniciais. Caso contrário, ele não retornando às dimensões iniciais, diz-se que o corpo sofreu uma deformação plástica (HIBBELER, 2011).

## 2.5 PRÓTESES CANINAS FABRICADAS COM IMPRESSÃO 3D

Conforme Volpato (2017) o princípio de moldar um dado material até seu formato final desejado se trata dos processos mais difundidos dentro da área de fabricação. A manufatura aditiva se encontra bem difundida em todo campo do mercado industrial, devido a facilidade de impressão e visualização de protótipos. Este processo é muito utilizado nas áreas da saúde e de setores automotivos (MARQUES, 2014).

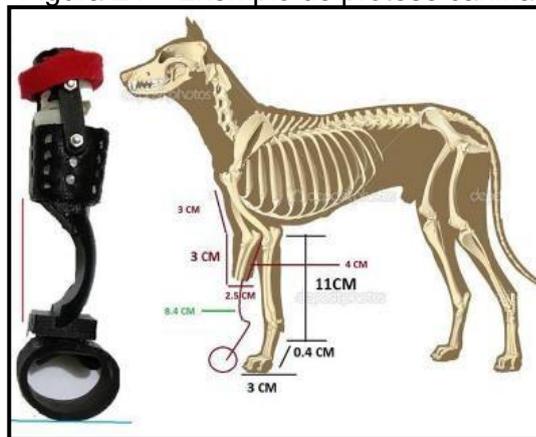
O princípio de funcionamento dessa tecnologia é a prototipagem, através do modelamento tridimensional por meio de um sistema CAD. Assim, a manufatura aditiva é caracterizada pela utilização de equipamentos que têm a capacidade de fabricar um modelo por meio da deposição do material, camada em camada, sem a necessidade de utilização de fixações, pois a própria impressão gera automaticamente o seu suporte (RAULINO, 2011).

Conforme Wiltgen (2019) a prototipagem rápida “é um marco no desenvolvimento e na inovação tecnológica, pois permite acelerar os processos de desenvolvimento de produtos”. A facilidade de produzir peças com *design* complexo, viabilidade da otimização de materiais e a capacidade de produzir peças com grandes funcionalidades, são aspectos que a

manufatura aditiva apresenta (BAUMANN, 2015).

Desta forma, a manufatura aditiva tem a finalidade de auxiliar os profissionais a produzirem protótipos de seus projetos de maneira rápida e eficiente. Utilizada também para a produção de próteses médicas personalizadas e, cada vez mais, mostra-se como um integrante da cadeia produtiva na indústria (HOPKINSON; HAGUE; DICKENS, 2006; STRANO et al., 2013; GUO; LEU, 2013). Pode ser notado um exemplo de prótese na Figura 24.

Figura 24 – Exemplo de prótese canina.



Fonte: Jimenez et al (2018).

É de suma importância quando é desenvolvido uma prótese canina avaliar o *design*, pois deve-se considerar a anatomia do animal, já que cada indivíduo pode reagir de uma forma diferente em relação à amputação do membro. O nível de amputação do membro de um animal de pequeno porte pode ser grande e exceder as medidas adequadas, desta forma o animal pode gerar diversas lesões no coto (JIMENEZ, 2018).

Anteriormente as próteses eram fabricadas apenas em padrões que eram atribuídos a forma humana, padrão antropomorfo, contudo sempre existe pacientes que possuem diferenças da proporção padrão. A manufatura aditiva possibilita fabricar próteses sob medida, que atendem à necessidade de cada animal. Além disso, da mesma forma que essas tecnologias auxiliam os seres humanos, elas podem ser aplicadas aos animais de estimação. Com o crescimento do mercado *pet*, surge uma boa oportunidade já que, 35% dos animais, em média, apresentam essas deficiências durante sua vida (BARBARA, 2006).

Uma prótese de sucesso pelo uso da manufatura aditiva, é vista na Figura 25. Ele

possui deficiência nas patas dianteiras, malformações peculiares desde seu nascimento, o que impossibilitava de correr igual a outros animais (ADAMS, 2019). Após a utilização da prótese, voltou a ter uma vida normal, dentro do possível.

Figura 25 – Exemplo prótese em cada membro anterior.



Fonte: Mercury News Daily (2016).

Uma situação mais complexa, foi realizada uma cirurgia para a inserção de pinos no cão Jack, que não possuía as patas dos membros pélvicos, e neste caso, também foi realizado o uso das tecnologias de Impressão 3D. Segundo o site 3D Printer World (2013), nessa ocasião, se tratando de experimento, o cirurgião responsável pela operação juntou dois “pés” de titânio aos ossos dos membros traseiros. Neste caso, a impressão 3D auxiliou o médico a prender as estruturas de metal no osso, o que proporcionou uma melhor fixação à prótese, que pode ser observado na Figura 26.

Figura 26 – Cão Jack e sua prótese.



Fonte: 3D Printer World (2013).

Segundo G1 (2014), as próteses do cão Naki'o (Figura 27) foi um tanto desafiadora, pois foi necessário colocar em seus 4 membros, todos foram parcialmente amputados devido ao animal ter ficado preso em uma geleira no Nebraska, nos Estados Unidos da América, sendo salvo por um casal que passava pelo local. As próteses foram desenvolvidas por um veterinário da *OrthoPets*, clínica especializada em próteses e órteses, e depois de 6 meses, Naki'o pode restabelecer sua atividade/movimentos muito próximos do normal.

Figura 27 – Cão Naki'o e suas próteses.



Fonte: G1 (2014).

### 3 PROPOSTA DE TRABALHO

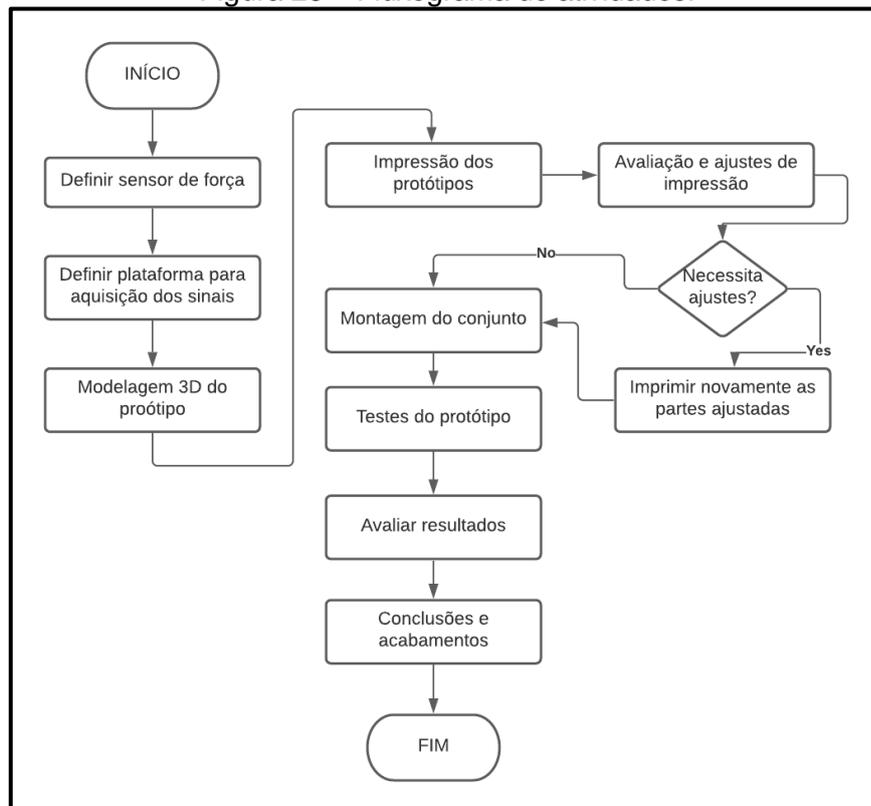
Este capítulo tem como objetivo apresentar e revisar conceitos importantes para o desenvolvimento do trabalho.

#### 3.1 CASO DE ESTUDO

De acordo com a abordagem apresentada no capítulo 1, o objetivo deste trabalho está no desenvolvimento de uma proposta para capturar os esforços na prótese canina.

O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Prototipagem Rápida (LRPA), utilizando os recursos necessários disponíveis como a impressora 3D SETHI 3D e uma *Workstation* Dell presentes no laboratório.

Figura 28 – Fluxograma de atividades.



Fonte: O autor (2021).

Conforme ilustrado na Figura 28, foi gerado um fluxograma de atividades para realização do processo de desenvolvimento da prótese instrumentada. Foram definidas seis fases principais, sendo elas: escolha do sensor, escolha da plataforma de aquisições dos sinais, modelagem 3D do protótipo da prótese, impressão dos protótipos e montagem do conjunto, testes do protótipo e avaliação dos resultados.

## 3.2 MÉTODOS DA PROPOSTA

### 3.2.1 Definição do sensor de força

Para o desenvolvimento deste protótipo de estudo, utilizou-se o sensor de força resistivo conforme as características relatadas na fundamentação teórica. O modelo de sensor utilizado para a instrumentação da prótese foi o FSR 402 (Figura 29), sendo apresentado na seção 2.3.4. O mesmo possui uma sensibilidade de medição na faixa de 0,1 N a 100 N. Além disso, sua construção mecânica apresenta um diâmetro de 12,7 mm, possuindo uma área ativa de 126,68 mm<sup>2</sup>, comprimento total de 54,1 mm e espessura de 0,46 mm. Relacionando a faixa de carga suportada com a área ativa, a pressão sustentada por um sensor é aproximadamente de 800 kPa.

Figura 29 – FSR 402.



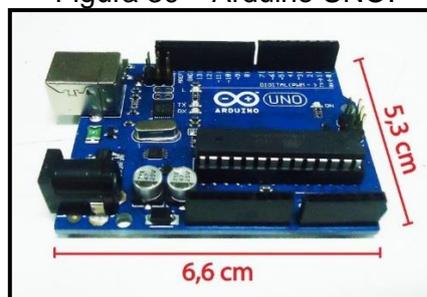
Fonte: adaptado de Interlink Electronics (2020).

### 3.2.2 Plataforma para aquisição dos sinais

A plataforma de aquisição dos sinais foi responsável por realizar a coleta dos dados obtidos da leitura do sensor.

Para desenvolvimento do protótipo foi empregado um Arduino UNO (Figura 30), utilizando um microcontrolador ATmega328 para controle do protótipo e processamento de dados.

Figura 30 – Arduino UNO.



Fonte: adaptado pelo autor (2021).

Arduino é uma plataforma de prototipagem de projeto eletrônico *open source*, isto é, qualquer projeto baseado nele pode ser comercializado livremente desde que certas regras sejam cumpridas.

Ele funciona com uma tensão de 5 V e recomenda-se uma tensão de alimentação entre 7 e 12 V, possui 6 pinos de entrada analógica, onde uma será utilizada para leitura do FSR. Possui arquitetura de 8 bits, 32 kB de memória de programa, 2 kB de memória RAM, 1 kB de memória EEPROM e uma frequência de temporizador de 16 MHz para o processador. Além disso, possui outras vantagens como:

- Baixo custo;
- Ambiente de desenvolvimento integrado (IDE – *integrated development environment*) simples e amigável;
- Uso de *shields*, placas de circuito que adicionam novas funcionalidades quando acopladas a um Arduino;
- Fácil programação através de sua própria linguagem baseada em C++ auxiliada pelo uso de bibliotecas que facilitam o interfaceamento entre Arduinos e outros dispositivos como *shields* e outros.

### 3.2.3 Modelagem 3D da prótese

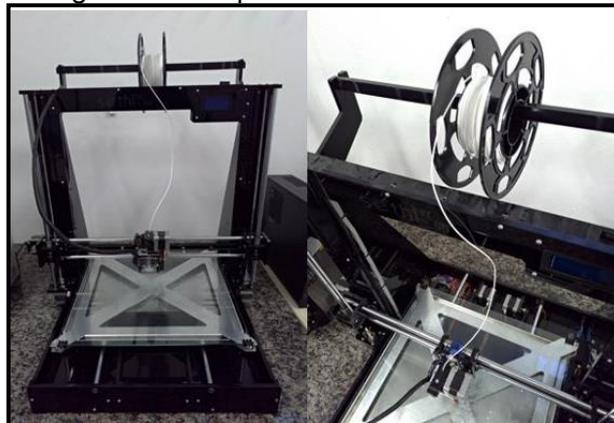
Nesta etapa de projeto das peças do protótipo, utilizou-se o *software* SolidWorks da *Dassault Systèmes*. Foram analisadas as medidas ideais para a prótese visando melhor acondicionamento do sensor FSR402. O material utilizado para confecção da prótese foi o PLA.

### 3.2.4 Impressão dos protótipos e montagem do conjunto

Após a modelagem pronta, a etapa a seguir é a impressão 3D. O LPRA disponibiliza duas impressoras 3D do modelo SETHI3D BB (Figura 31) com tamanho de 400x400x400 mm que utilizam o princípio de impressão FFF, para impressão da prótese. Ela utiliza como material para impressão o PLA, através de um rolo acima da impressora. Os rolos possuem filamento de diâmetro 1,75 mm.

O PLA se funde em baixa temperatura, por volta de 180 °C. Apresenta uma dureza superficial (85 Shore D) mais elevada se comparada a outros materiais, como o ABS e o PETG, desta forma obtendo maior resistência ao desgaste superficial e atritos gerados no componente. Além disso, do ponto de vista mecânica, o PLA tem uma resistência estática maior, ou seja, suporta uma carga estática maior entre os três materiais comentados acima, em contrapartida apresenta uma baixa ductibilidade, ou seja, é considerado um material frágil, onde não possui uma grande deformação antes de se romper.

Figura 31 – Impressora 3D SETHI3D BB.



Fonte: o autor (2021).

O LPRA possui um padrão de impressão pré-definidos pelo fabricante, tais parâmetros foram utilizados para confecção dos protótipos. Entretanto, é possível modificá-los conforme demanda, utilizando o software *Simplify 3D*.

### **3.2.5 Testes do protótipo**

Os componentes do conjunto foram montados após os protótipos terem sido impressos, com posterior teste e validação do projeto. O intuito foi medir a força axial em dois formatos diferentes de aplicação de força no sensor, com uma ponteira no formato de pino e outra esférica, a fim de verificar a variação de carga através de pesos padrões de 2 a 8 kg.

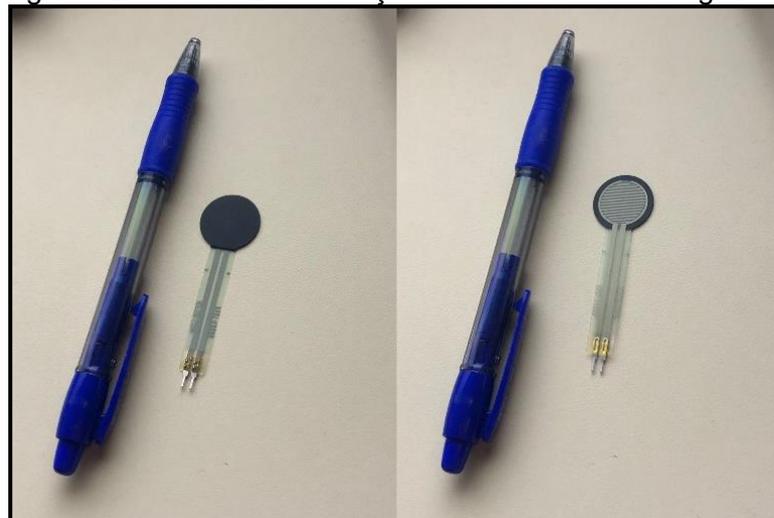
## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

De acordo com os métodos exemplificados no Capítulo 3, este capítulo mostrará todos os resultados envolvendo o protótipo final construído, tendo em vista que a finalidade do projeto é o desenvolvimento de uma solução para medição da carga axial na prótese, iniciando pela escolha do sensor. Posteriormente, serão apresentados o projeto do protótipo e os testes em *protoboard*. É demonstrado os resultados obtidos por meio das medições das cargas com auxílio do arduino durante a aplicação de força através de pesos padrões. Por fim, é mostrado a comparação das curvas resultantes com as diferentes ponteiras utilizadas para exercer a carga sobre o sensor FSR.

### 4.1 ESCOLHA DO SENSOR

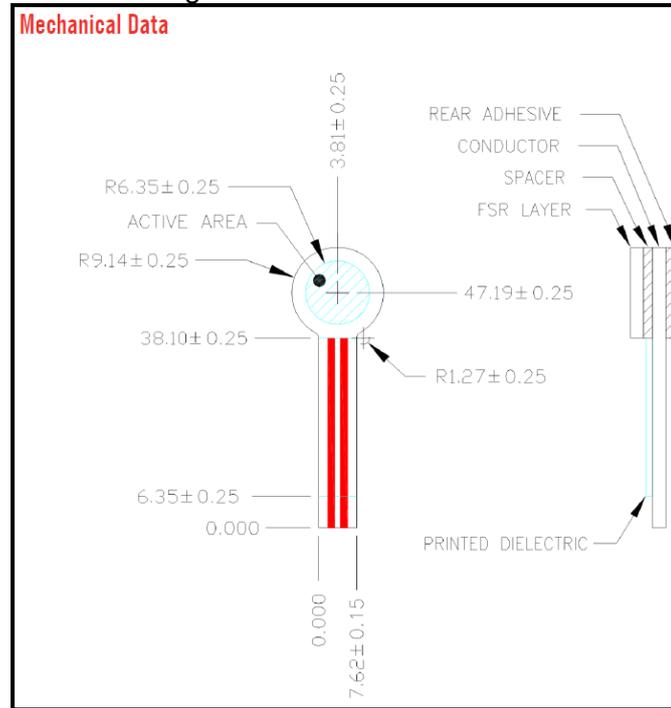
De todas as etapas do trabalho, esta foi a principal, já que se tratava de como seria feita a análise de força do protótipo. O grande desafio era encontrar e definir um sensor que fosse possível fazer as análises na prótese, tendo em vista sua complexidade, dimensões (Figura 33) e range de carga suportada, dentre todas as soluções propostas, assim o caminho a ser seguido foi a utilização de um sensor de força resistivo (Figura 32).

Figura 32 – FSR402 em relação à uma caneta esferográfica.



Fonte: o autor (2021).

Figura 33 – Dimensões FSR.



Fonte: adaptado Interlink Electronics (2020).

Para a escolha do sensor foi considerado um animal (Figura 34) com peso de 12 kg, desta forma, nos membros frontais a carga em cada membro seria de 30% do peso corporal, conforme item 2.2.1, ou seja, o peso máximo aproximado seria de 3,6 kg em cada membro, vale ressaltar que o cachorro não está em movimento nesse contexto, o que resulta cerca de 36 N de carga (considerando um animal saudável que não passou por nenhuma amputação de membro anterior).

Figura 34 – Comparação cão de pequeno porte em relação à grande porte.

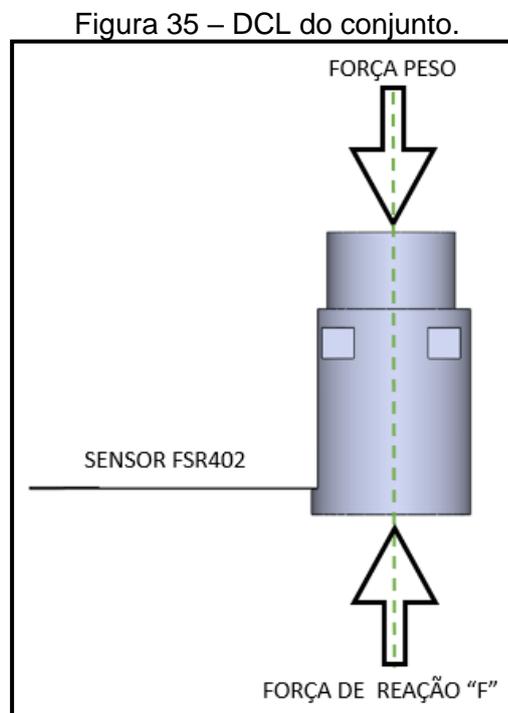


Fonte: adaptado de PETZ (2018).

Contudo existe a situação em que o animal está em trote, e segundo estudos realizados por Weigel e Millis (2014), as forças durante o trote, se tornam mais severas. Desta forma, durante o trote dos cães, de 110 a 125% do peso corporal é exercido nos membros anteriores. Através disso, o pior caso a ser considerado seria que 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  $F$  [N] é a força máxima estimada durante o trote, em que o sensor deverá captar;  $m$  [kg] se refere a massa do cão de pequeno porte, considerado 12 kg;  $g$  [ $m/s^2$ ] é força da gravidade, para fins de cálculo a constante considerada foi de 9,80665  $m/s^2$ ; e por fim o valor de 0,625 é o percentual de massa do cão empregado. Utilizando a equação,  $F = 12$  [kg] \* 9,80665 [ $m/s^2$ ] \* 0,625, obteve-se como resultado 73,55 N de carga no sensor. De acordo com o cálculo de carga, foi utilizado o modelo de sensor FSR402 que tem seu *range* de carga de 0,1 N até 100 N, podendo ser utilizado sem se preocupar com a saturação do sensor. A Figura 35 representa o DCL (Diagrama de corpo Livre) considerado para este caso.



Fonte: O autor (2021).

## 4.2 PROJETO DO CONJUNTO DO PROTÓTIPO

Após tendo em mãos do sensor FSR e retirado suas medidas físicas, iniciou-se a fase de projeto da prótese, em *software* de modelamento 3D. A Figura 36 apresenta uma opção de prótese para membro anterior, em formato de elipse na região de contato direto com o solo. Apenas ressaltando que este projeto de prótese da Figura 36 não é impresso em 3D e utilizam outra gama de materiais, diferentes dos utilizados neste trabalho.

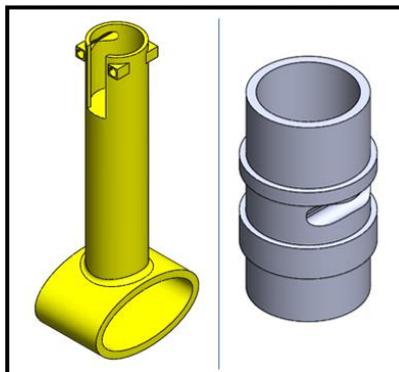
Figura 36 – Prótese para membro anterior.



Fonte: adaptado de Agência Futebol Interior (2020).

O modelo apresentado acima foi utilizado como base para desenvolvimento da geometria da prótese. Na proposta inicial foi planejado uma prótese rígida separada em duas partes distintas, com uma abertura para disposição do sensor FSR (Figura 37), mas apenas ressaltando que a ênfase deste trabalho foi na captura dos esforços na prótese.

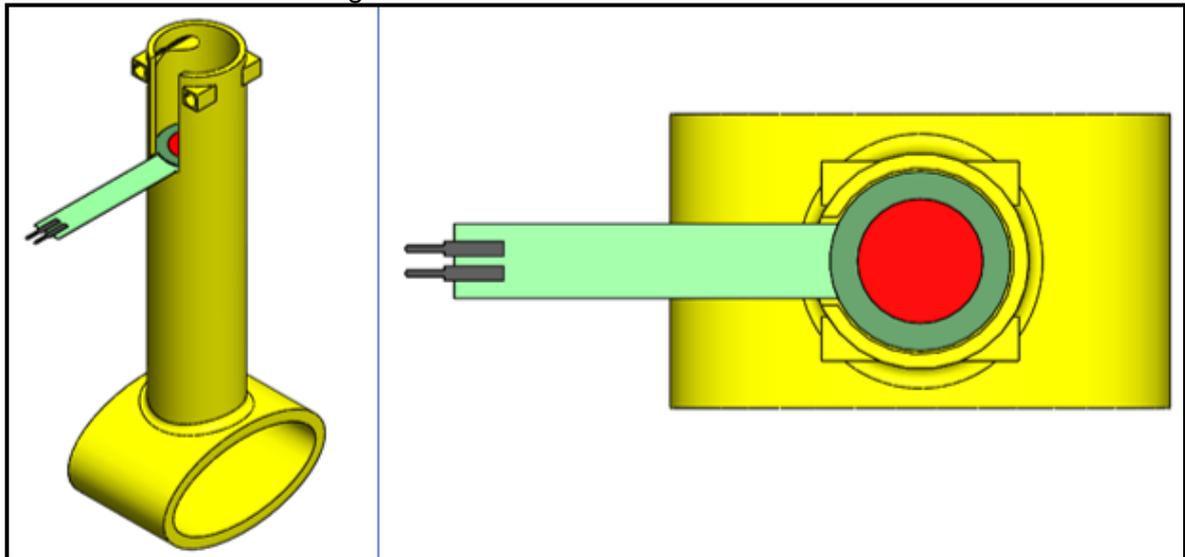
Figura 37 – Modelo 3D exterior e interior.



Fonte: O Autor (2021).

O modelo exterior (Figura 38) foi projetado com base nas dimensões do sensor FSR, de maneira que fosse possível acoplar de forma em que a área útil dele preenchesse toda base da prótese para melhor acondicionamento do mesmo.

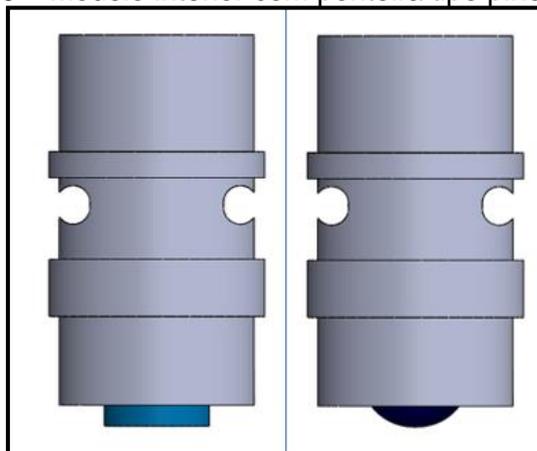
Figura 38 – Modelo 3D exterior com FSR.



Fonte: O Autor (2021).

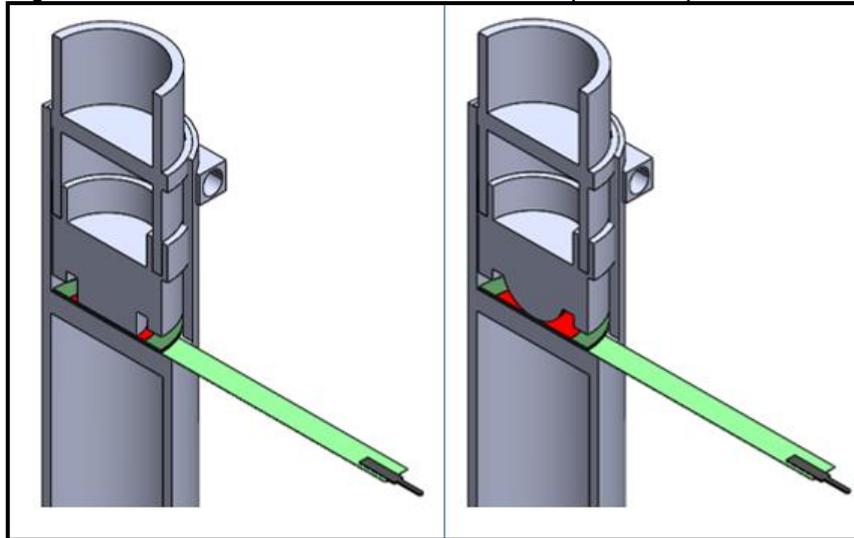
Já na parte interior, apresentadas nas Figuras 39 e 40, foram subdivididas em duas partes também, onde fosse possível modificar a “ponteira”, onde seria feita a aplicação da carga sobre o sensor, deste modo podendo avaliar qual modelo em estudo obteria uma melhor performance, ou seja, apresentar uma leitura mais adequada sobre o FSR.

Figura 39 – Modelo interior com ponteira tipo pino e esfera.



Fonte: O Autor (2021).

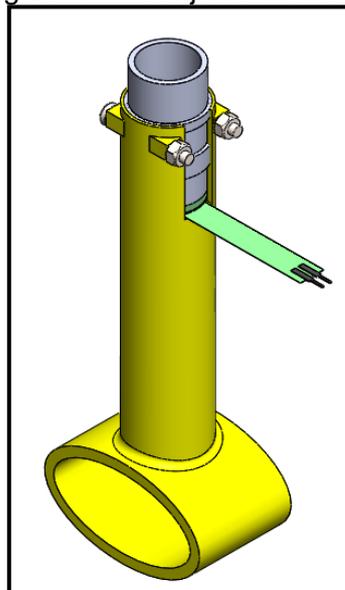
Figura 40 – Interior do modelo interno com ponteira pino e esfera.



Fonte: O Autor (2021).

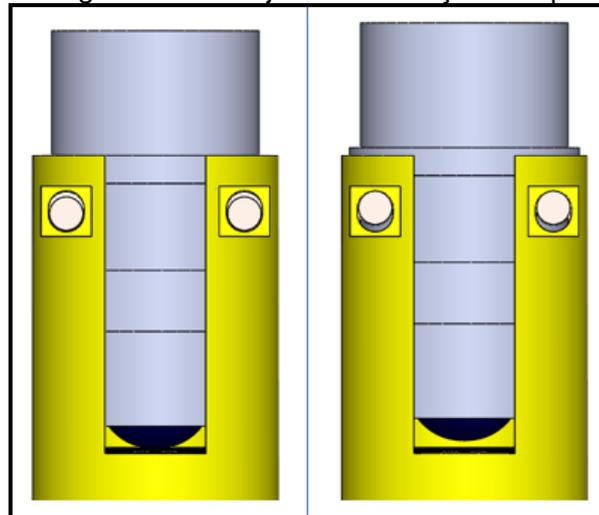
Para a fixação das duas partes da prótese, foram utilizados dois parafusos e porcas M3, mas eles não interferem na captação de força do sensor, já que na movimentação da parte interna quando há aplicação de carga é praticamente irrisória, eles tem apenas a finalidade de servir de “pino” para não desprender uma parte da outra, e foi considerado uma folga de 1 mm, como pode ser observado nas Figuras 41 e 42, respectivamente.

Figura 41 – Conjunto montado.



Fonte: O Autor (2021).

Figura 42 – Folga entre o conjunto e a furação dos parafusos M3.

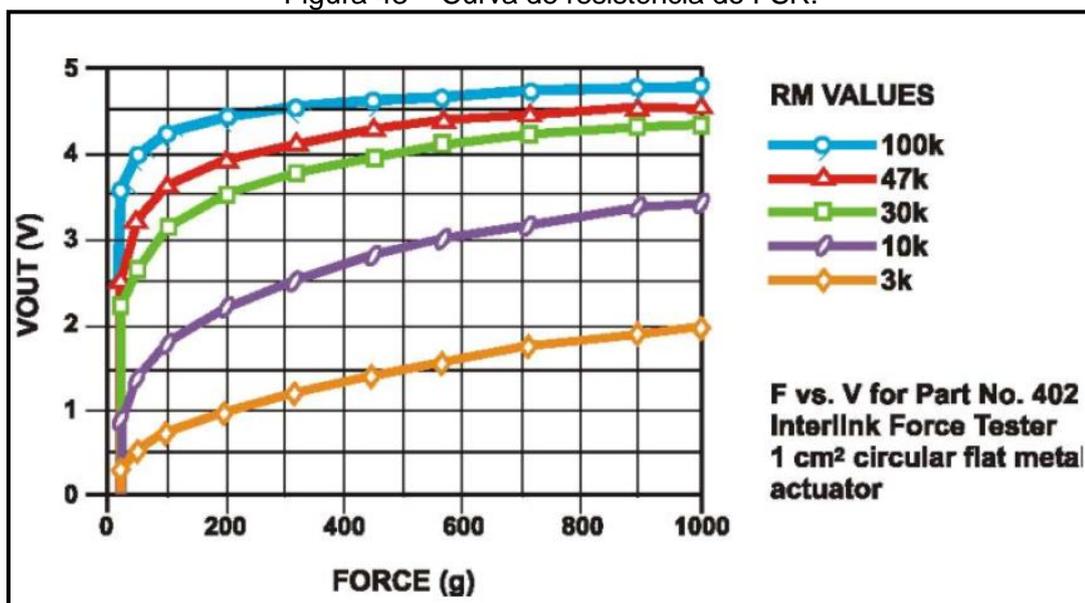


Fonte: O Autor (2021).

#### 4.3 TESTE DO FSR EM PROTOBOARD COM O ARDUINO

No primeiro momento foi feito o esquema de ligação no qual seria conectado nos pinos do arduino (ARD). Foi utilizado um resistor de **3k3** ohms, o mesmo foi escolhido através da curva fornecida pelo fabricante (Figura 43), onde a curva apresentava mais linearidade.

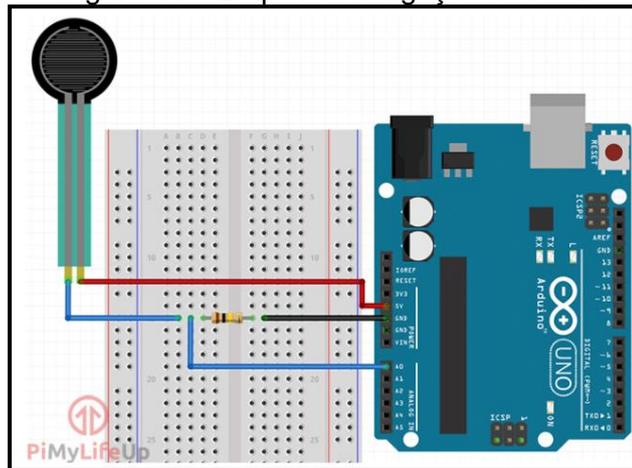
Figura 43 – Curva de resistência do FSR.



Fonte: adaptado Interlink Electronics (2020).

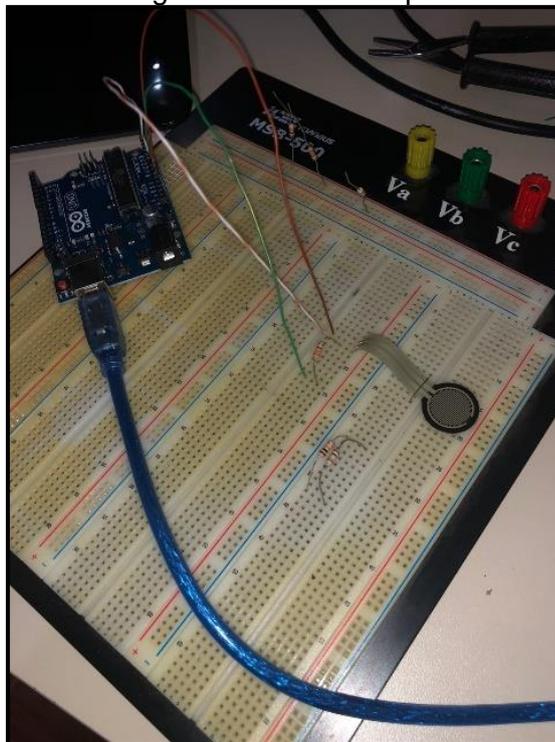
As conexões foram da seguinte forma (Figuras 44 e 45): um terminal do FSR foi conectado diretamente no 5V do ARD, enquanto o outro foi interligado no resistor e no pino A0 (entrada de leitura analógica) do ARD. O outro terminal do resistor foi ligado ao GND (0 volts) do ARD.

Figura 44 – Esquema de ligação do FSR.



Fonte: adaptado de PiMyLifeUp (2021).

Figura 45 – Montagem do circuito em protoboard do FSR.

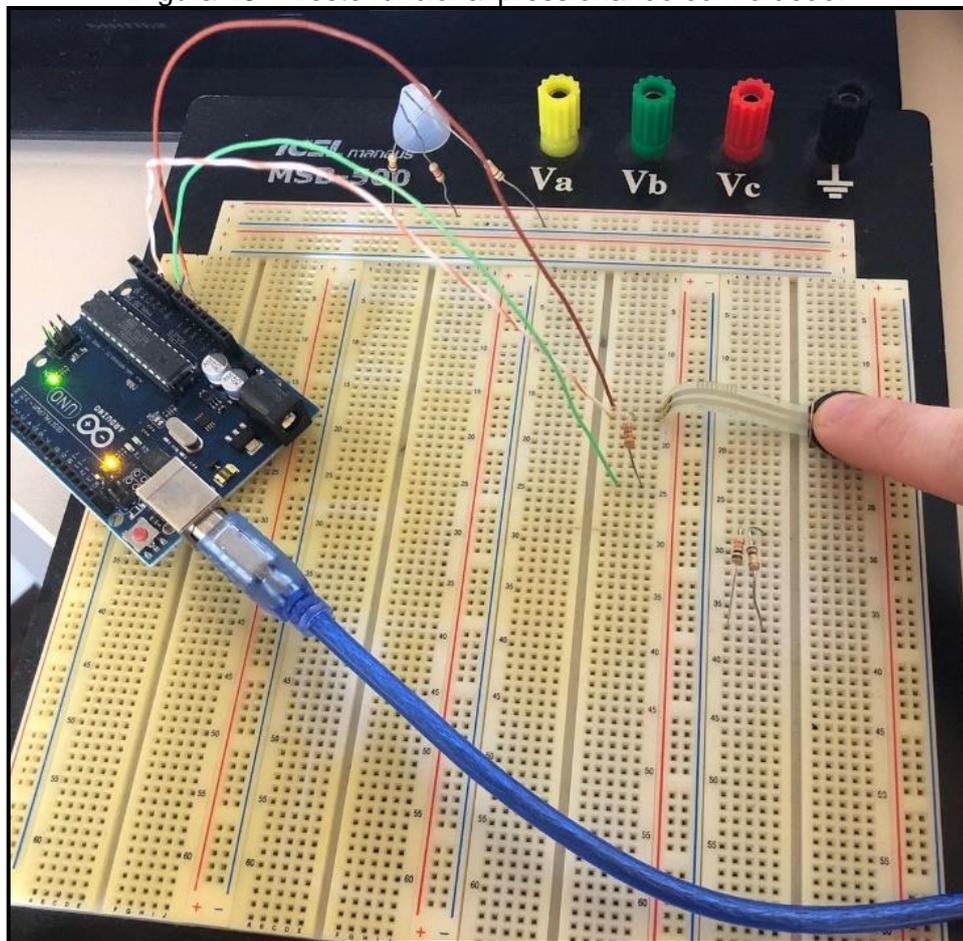


Fonte: o autor (2021).

Foi desenvolvido um programa em linguagem C para fazer a leitura do sensor através do ARD. Para realização do mesmo foi utilizado o *software* ARDUINO 1.8.16.

O teste aconteceu da seguinte forma: ao pressionar o sensor FSR com o dedo (Figura 46), o programa devia fazer a leitura da resistência e mostrar o valor lido na tela através do monitor serial (Figura 47), apresentando a força em Newtons, e quanto mais pressão fosse imposta ao sensor, maior seria o valor lido, até por volta do nível de saturação do mesmo, por volta de 100 N.

Figura 46 – Teste funcional pressionando com o dedo.

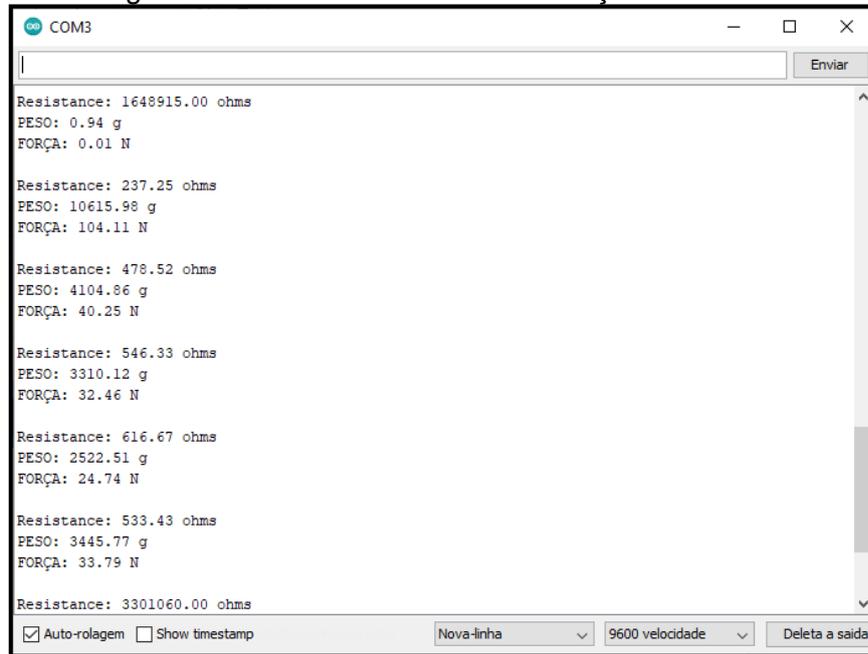


Fonte: o autor (2021)..

Na programação do ARD, quando o valor lido de resistência é transformado para peso em gramas e a força em Newtons, a constante de gravidade foi considerada como  $9,80665 \text{ m/s}^2$ . Através do monitor serial do ARD, pode ser visto claramente a variação do sensor, que

foi de 0,01 N (sem carga) até os 104,11 N (valor máximo lido, saturação do sensor).

Figura 47 – Monitor serial com a variação do sensor.

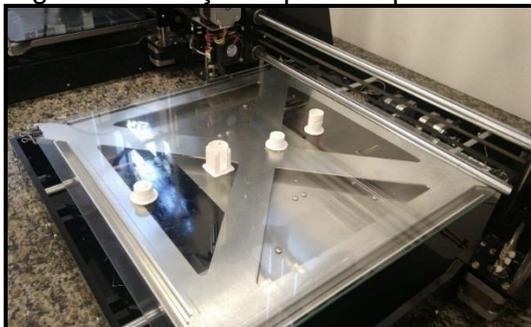


Fonte: o autor (2021).

#### 4.4 IMPRESSÃO E MONTAGEM DO PROTÓTIPO

De acordo com o que foi mencionado 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, e os resultados podem ser vistos na Figura 48 abaixo.

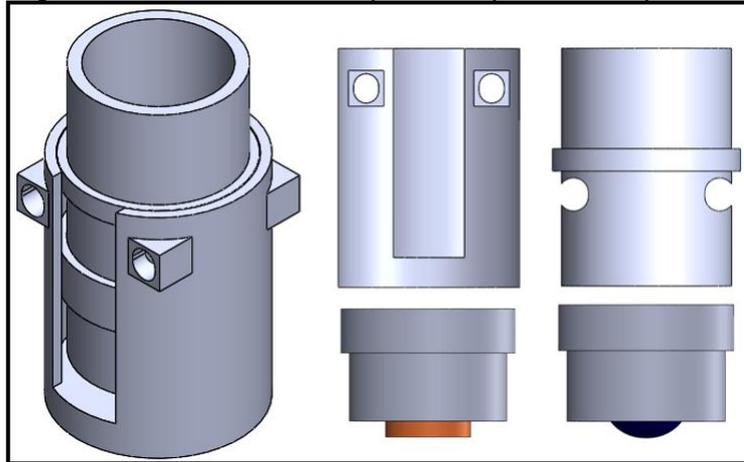
Figura 48 – Peças impressas pelo LPRA.



Fonte: o autor (2021).

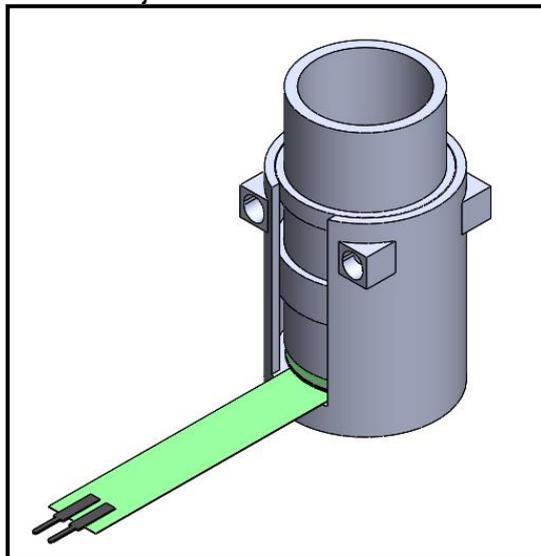
Para realização dos testes do sensor com a prótese, foi imprimido em 3D apenas uma área da mesma, sendo ela a parte superior do modelo externo, e a parte interna, onde ambas são as partes relevantes do projeto, local onde têm contato direto com o FSR (Figura 49 e 50).

Figura 49 – Modelo 3D das partes impressas da prótese.



Fonte: o autor (2021).

Figura 50 – Conjunto 3D montado com o sensor FSR.



Fonte: o autor (2021).

Foi utilizado 0,1 mm de folga entre as partes móveis e a montagem das ponteiras, conforme orientações do fabricante da impressora 3D. Contudo depois de impresso foi verificado que era necessário lixar as partes para retirar as rebarbas e encaixar todo conjunto,

desta forma aparecendo algumas marcas pretas após lixado, como pode ser observado na Figura 51, a fim de diminuir o atrito gerado entre as paredes.

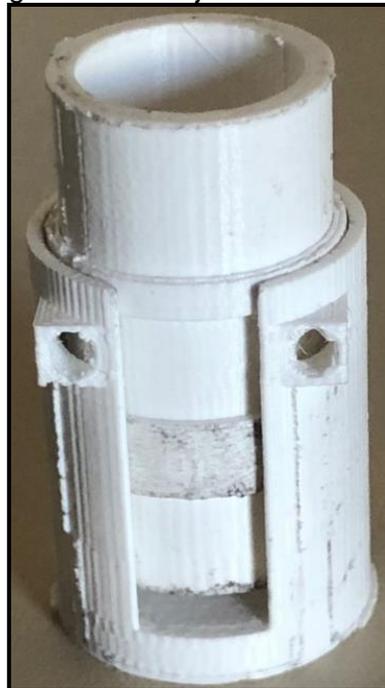
Figura 51 – Partes impressas da prótese.



Fonte: o autor (2021).

Após lixado todas as partes, o conjunto foi montado, conforme Figura 52, apresentando um resultado satisfatório, onde ele se movimentava corretamente, e perfeitamente encaixado na parte interior, com ambas ponteiros, bem de acordo com o que foi projetado (Figura 53).

Figura 52 – Conjunto montado.



Fonte: o autor (2021).

Figura 53 – Parte interior montada com ambas ponteiros.



Fonte: o autor (2021).

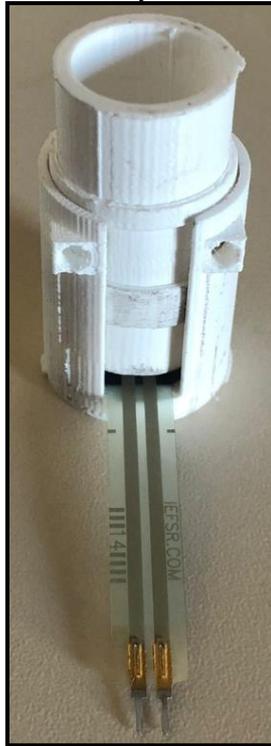
Após todas as partes devidamente montadas, foi realizada a colagem do sensor com fita dupla face, conforme orientado pelo fabricante do FSR (Figura 54) e montado o conjunto (Figura 55).

Figura 54 – Parte exterior com o FSR colado.



Fonte: o autor (2021).

Figura 55 – Conjunto montado II.



Fonte: o autor (2021).

Posteriormente à colagem do sensor, foram montados os parafusos e as porcas M3 no conjunto, a fim de travar ambas as partes para não desencaixarem, como pode ser verificado na Figura 56.

Figura 56 – Conjunto montado com parafuso.



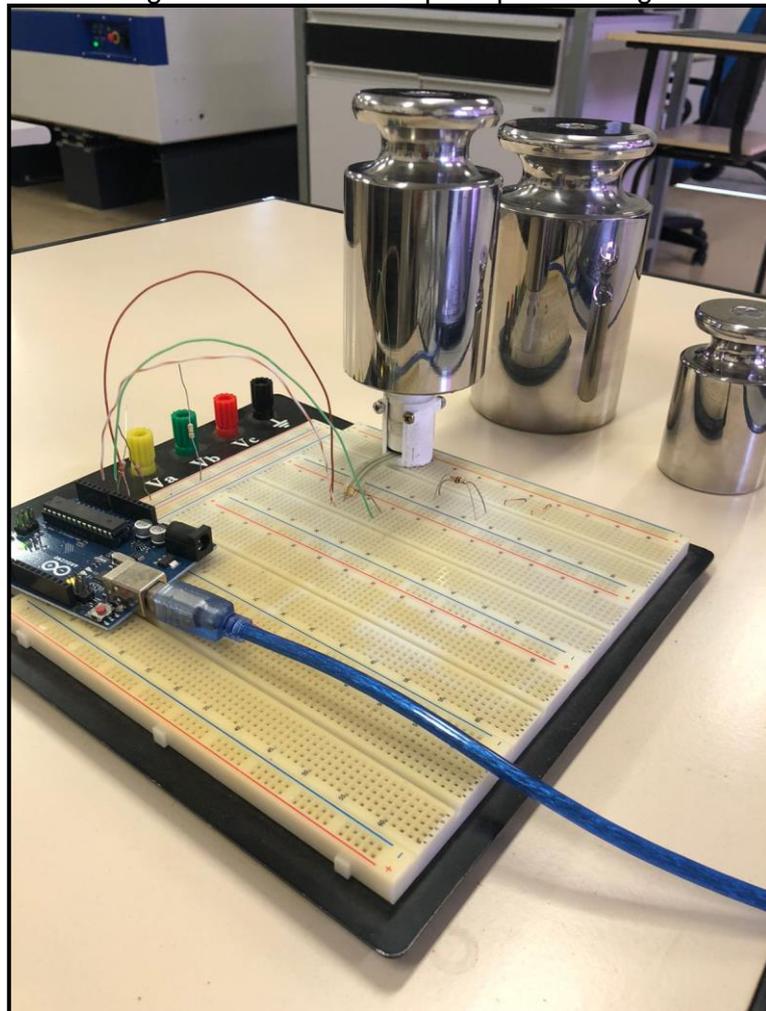
Fonte: o autor (2021).

#### 4.5 VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DE CARGA COM PESO PADRÃO

Posteriormente todo conjunto devidamente montado, iniciou-se a etapa da medição das cargas através de pesos padrões, **à fim** de verificar a leitura da força exercida sobre o sensor por cada ponteira em estudo, tanto do modelo esférico quanto do modelo pino.

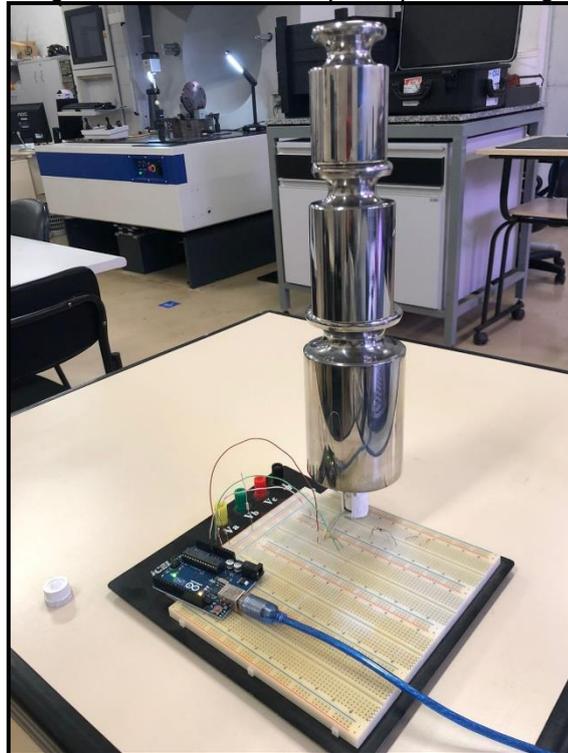
Os testes foram realizados no laboratório de Metrologia da UCS, em um ambiente climatizado à 22º Celsius. Para realização foram utilizados os pesos de 1, 2 e 5 kg (Figura 57 e 58), desta forma podendo obter as curvas geradas pelo sensor com cada ponteira, exercendo as cargas de 2, 3, 5, 7 e 8 kg, mesclando os pesos em cada análise e através da mensuração foi possível compará-las com peso real aplicado em ambas situações.

Figura 57 – Teste com peso padrão 2 kg.



Fonte: o autor (2021).

Figura 58 – Teste com peso padrão 8 kg.



Fonte: o autor (2021).

Vale ressaltar que, como pode ser visto acima, os pesos foram colocados de forma manual sobre o protótipo apoiado sobre a própria *protoboard*, eles foram acondicionados da maneira mais concêntrica possível sobre o modelo impresso, ou seja, existe margem para erros no formato em que foi executado o teste. Na Tabela 3 pode ser observado a comparação entre as ponteiras com a carga real.

Tabela 2 – Leituras, cálculos e erros das medições para cada peso.

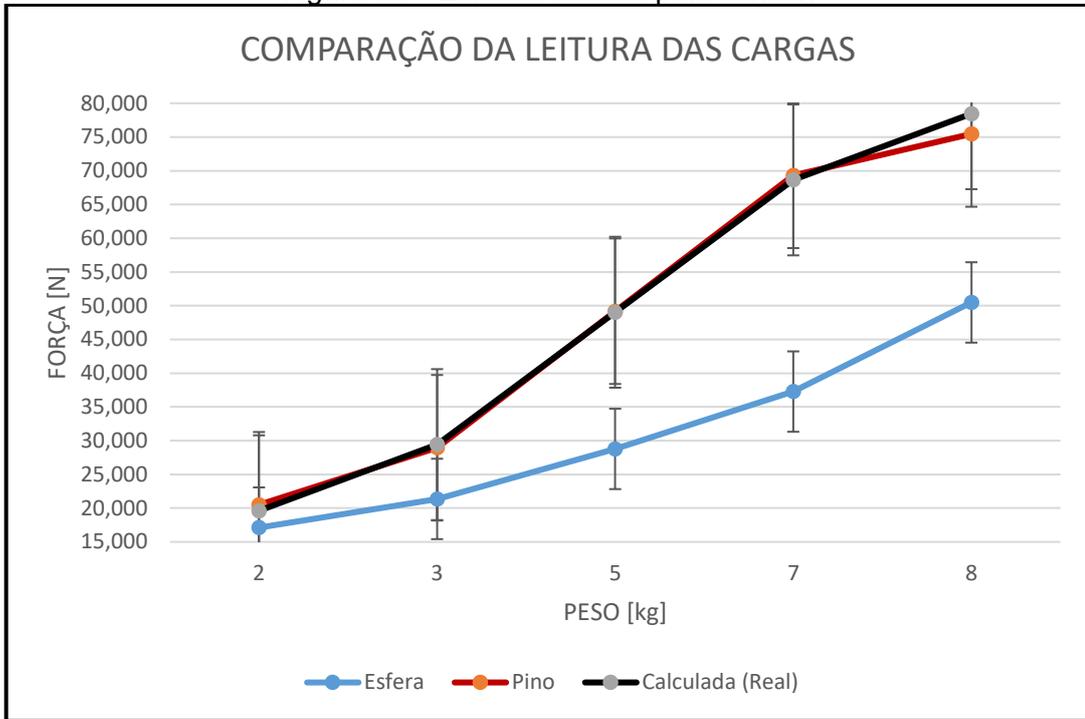
Peso [kg]	Força [N]			Erro Calculado	
	Esfera	Pino	Calculada (Real)	Esfera	Pino
2	17,118	20,499	19,613	12,72%	4,32%
3	21,367	28,949	29,420	27,37%	1,63%
5	28,779	49,184	49,033	41,31%	0,31%
7	37,276	69,326	68,647	45,70%	0,98%
8	50,487	75,451	78,453	35,65%	3,98%

Fonte: o autor (2021).

A fim de facilitar o entendimento da Tabela 3, utilizou-se os valores para demonstrar

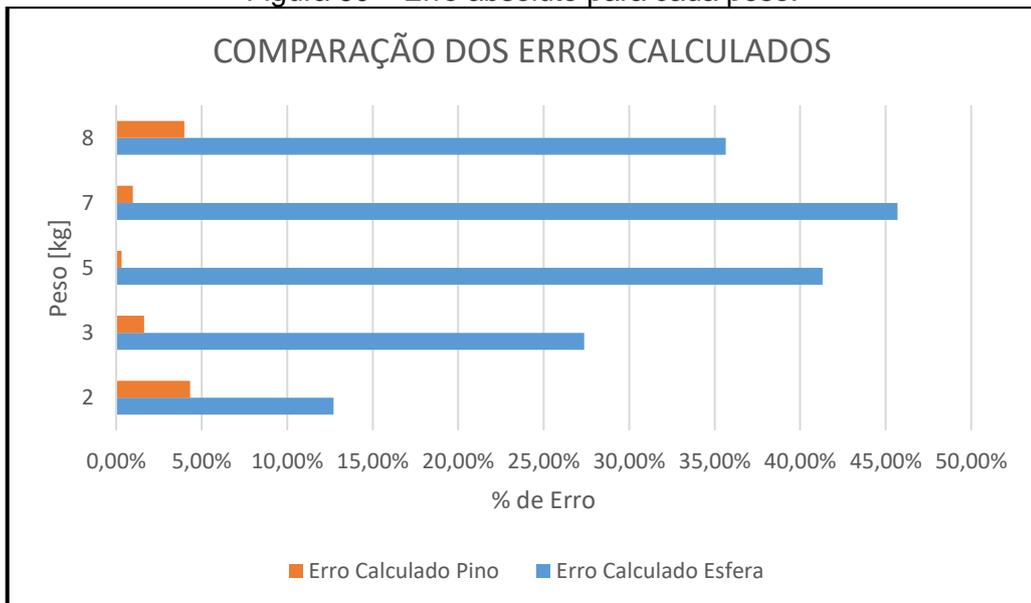
as aproximações das curvas entre as cargas em análise, e podem ser observados nas Figuras 59 e 60 abaixo.

Figura 59 – Leituras obtidas pelo sensor.



Fonte: o autor (2021).

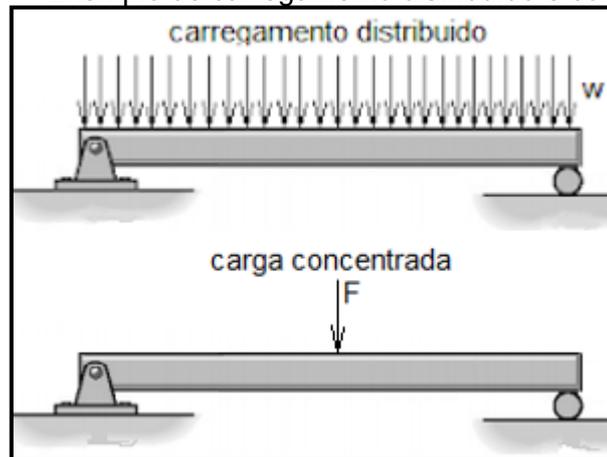
Figura 60 – Erro absoluto para cada peso.



Fonte: o autor (2021).

Frente aos resultados obtidos pela leitura dos valores, é possível concluir que, para esta aplicação em estudo da forma de medição com um sensor de força resistivo, o melhor formato de ponteira para o FSR 402 fazer a medição deve ser o conceito tipo “pino”, pois apresenta uma curva muito similar a carga aplicada, e o motivo que pode-se perceber é que pela construção do sensor, ele capta os esforços de uma forma muito mais eficaz quando aplicado um carregamento distribuído (Figura 61), apresentando erros menores que 5%, diferentemente do padrão tipo “esfera” que gera uma pressão concentrada, extremamente pontual, em que apenas a tangente da esfera fica em contato com o mesmo gerando assim uma deformação excessiva naquele ponto do FSR, deste modo sendo evidenciado erros bem superiores, que vão de 12% até próximo à casa dos 50%.

Figura 61 – Exemplo de carregamento distribuído e concentrado.



Fonte: adaptado de Engenheiraço (2013).

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

### 5.1 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido uma forma de capturar os esforços axiais em um protótipo de prótese para membro anterior de um cachorro de pequeno porte, através da impressão 3D e um sensor de força resistivo, FSR 402. Uma série de etapas envolvendo as áreas da Engenharia Mecânica, Eletrônica e Medicina Veterinária foram realizadas, desde o estudo do peso animal sobre os membros, até a impressão do protótipo para obtenção da carga aplicada sobre o FSR.

Foi possível desenvolver e testar dois métodos diferentes para aplicação da carga sobre o protótipo proposto, sendo eles, um formato com ponteira esférica e o conceito pino. E como pode ser notado o formato pino apresentou um resultado satisfatório, devido que os valores lidos pelo sensor são muito próximos ao peso real aplicado sobre ele através dos pesos padrões, e o motivo é que para este tipo de aplicação com FSR, a carga aplicada sobre ele deve ser uniforme em toda área ativa, já o esférico obteve-se erros muito relevantes devido a aplicação de carga pontual devido o motivo que existe uma deformação muito grande em apenas um ponto do sensor.

A fase do projeto do conjunto do protótipo da prótese foi a parte onde mais se aplicaram os conhecimentos da Engenharia Mecânica. Desde o início do conceito a ser seguido para desenvolvimento 3D, seguindo com o projeto das peças impressas e demais componentes, a escolha do sensor a ser utilizado, até a validação do projeto pela captura das cargas aplicadas.

A montagem do conjunto final ocorreu de maneira manual e ainda precisa ser um pouco mais aprimorada, bem como explorar diferentes aplicações de força, em sentidos e direções diferentes, por exemplo, aplicação de cargas que não sejam perpendiculares ao sensor, quem possam simular outros vetores da marcha do animal. Ressalta-se ainda que as possibilidades de formas construtivas para este caso são muitas, mas todas devem ter o mesmo objetivo: possibilitar a leitura da carga que o animal está impondo sobre a prótese.

Por fim, pode-se afirmar que os objetivos propostos neste trabalho foram atingidos e que o um sensor FSR 402 atende a captura de esforços para animais de pequeno porte, considerando um cão até 12 kg, e que a construção da prótese contemple um carregamento

distribuído sobre ele, à fim de reduzir os erros de leitura do sensor. Entende-se ainda que os *softwares* e a metodologia utilizada neste trabalho podem servir de base para trabalhos relacionados e que a validação pelo método de pesos padrões se mostrou eficaz para simulação da carga axial do cão sobre o protótipo da prótese.

## 5.2 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para trabalhos futuros nesta mesma área de próteses instrumentadas para animais, alguns desses tópicos podem ser abordados:

- a) Utilização de mais sensores para estudo em um animal de médio e/ou grande porte;
- b) Aplicação da prótese no animal e teste sobre a esteira ergométrica, a fim de captar a carga sobre a marcha do animal;
- c) Estudo de novos sensores para captação da carga;
- d) Desenvolvimento de um método para contagem de vezes em que o animal se apoiou sobre a prótese;
- e) Leitura das cargas aplicadas no sensor via *bluetooth*;
- f) Incorporar avaliação triaxial via células de carga;
- g) Avaliar as perdas relativas ao atrito;
- h) Desenvolver prótese para medir as cargas no membro pélvico do animal;
- i) Aplicação de força com um componente intermediário que faça melhor a distribuição de força.

## REFERÊNCIAS

AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, 21: 61-85, 2007.

AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**, 1996, 86 f. Dissertação (Mestre em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 1996.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. Barueri: Manole, 1999.

AMADIO, A. C.; COSTA, P. H. L.; SACCO, I. C. N.; SERRÃO, J. C.; ARAÚJO, R. C. MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.

BERSCH, Rita, **Atendimento Educacional Especializado – Deficiência Física**. SEESP / SEED / MEC, Brasília, 2007 – Disponível em: [http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/ae\\_df.pdf/](http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/ae_df.pdf/). Acesso em: 24 Março de 2021.

CARRER, Thiago. **Desenvolvimento de Tábua de Transferência para Deficientes Físicos**. 2017. 61 p. Dissertação (Trabalho de conclusão de curso em Engenharia Mecânica)- Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2017.

CESAR, Julio. **Medição de Força**. [S. l.], 5 fev. 2018. Disponível em: <https://canalmetrologia.com.br/medicao-forca/>. Acesso em: 16 maio 2021.

BRODEY, R.S.; ABT, D.A. *Results of surgical treatment in 65 dogs with osteosarcoma*. **Journal American Veterinary Medical Association**, 168(11): 1032-1035, 1976.

BRODEY, R.S. *Surgical treatment of canine osteosarcoma*. **Journal American Veterinary Medical Association**, 147(7): 729-735, 1965.

BACCI, G.; AVELLA, M.; PICCI, P. et al. **Metastatic patterns in osteosarcoma**. *Tumori*. v.74, p.421-427, 1988.

CORSO, M. dos S. dal. **Desenvolvimento de prótese para membro anterior de um canino por meio de impressão 3d**. 2019. 6 p. Introdução (Trabalho de conclusão de curso em Engenharia Mecânica) - Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2019.

CLAYTON, H. M. *Advances in motion analysis*. **Veterinary Clinics North American Equine Practice**, v. 7, n. 2, p. 365-382, 1991.

DECAMP, C.E.; SOUTAS-LITTLE, R.W.; HAUPTMAN, J.; OLIVIER, B. et al. *Kinematic*

*gait analysis of the trot in healthy greyhounds. American Journal of Veterinary Research*, 54(4): 627-634, 1993.

DECAMP, C.E. *Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. Veterinary Clinics of North American: Small Animal Practice*, 27(4): 825-841, 1997.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000. p. 3- 216.

OLIVEIRA, Viviane Gomes. **O uso de tecnologias assistivas, visando potencializar a aprendizagem de alunos com necessidades educativas especiais**. 2012. 11 p. Introdução (Trabalho de conclusão de curso em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

FARINACCIO, Rafael. **Próteses animais: como elas podem beneficiar bichos e seres humanos?**. Disponível em: <https://www.tecmundo.com.br/biologia/80600-protese-animais-elas-beneficiar-bichos-seres-humanos.htm/> . Acesso em 24/03/2021.

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

HARRIS, G. F.; WERSTSH, J. J. *Procedures for gait analysis. Archive of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 75, n. 2, p. 216-225, 1994.

LING, G. V.; MORGAN, J. P.; POOL, R. R. **Primary bone tumors in the dog: A combined clinical, radiographic, and histological approach to early diagnosis**. J. Am. Vet. Med. Assoc. v.165, p.55-67, 1974.

MIRANDA, Luciene. **Brasil torna-se o segundo maior mercado de produtos pet**. In: Forbes Brasil. [S. l.], 1 ago. 2020. Disponível em: <https://forbes.com.br/principal/2020/08/brasil-torna-se-o-segundo-maior-mercado-de-produtos-pet/>. Acesso em: 22 mar. 2021.

MISDORP, W. HART, A. A. **Some prognostic and epidemiologic factors in canine osteosarcoma**. J. Natl. Cancer. Inst. v.62, p.537-545, 1979.

NIELSEN, S. W. **Comparative pathology of bone tumors in animals, with particular emphasis on the dog**. *Recent results cancer res.* v.54, p.3-16, 1976.

SEBRAE. **O Mercado Pet**. [S. l.], 13 mar. 2020. Disponível em: <https://www.sebrae.com.br/sites/PortalSebrae/sebraeaz/o-mercado-pet,6897934a41fc0710VgnVCM1000004c00210aRCRD>. Acesso em: 24 mar. 2021.

VOLPATO, N. **Prototipagem rápida: tecnologia e aplicações**. São Paulo: E. Blucher, 2007.

KUMAR, R. V.; RAO, C. R.; HAZARIKA, D. et al. **Aspiration biopsy cytology of primary bone lesions**. *Acta Cytol.* v.37, n.1, p.83-89, 1993.

MEHL, M. L.; WITHROW, S. J.; SEGUIN, B. **Spontaneous regression of osteosarcoma in four dogs**. J. Am. Vet. Med. Assoc. v.219, n.5, p.614-617, 2001.

- PAES, Jéssica. **A Engenharia Biomédica na Medicina Veterinária**. Disponível em: <https://www.biotechconsultoria.com/post/a-engenharia-biom%C3%A9dica-na-medicina-veterin%C3%A1ria>. Acesso em: 27 mar. 2021.
- GILLETTE, R.L; ZEBAS, C.J. *A two-dimensional analysys of limb symmetry in the trot of labrador retrievers*. **American Journal of Veterinary Research**, 35(6): 515-520, 1999.
- GILLETTE, R.L. *Gait analisys*. In: MILLIS, D.L.; LEVINE, D. TAYLOR, R.A. **Canine rehabilitation and physycal therapy**. Philadelphia: Saunders, 2004. Cap. 11, p. 201-210.
- 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
- ANDERSON, M.A.; MANN, F.A. *Force plate analisys: a noninvasive tool for gait evaluation*. **Small Animal Orthopedics**, Missouri, 15(7): 857-867, 1994.
- LE VEAU, B. **Biomechanics of human motion**. Philadelphia: Saunders, 1977. 230 p
- SHORE, Steven N. (2008), *Forces in Physics: A Historical Perspective*, Greenwood Press, ISBN 978-0313-33303-3
- DONSKOI, D.; ZATSIORSKI, V. **Biomecánica de los ejercicios físicos**. La Habana: Pueblo y Education, 1988.
- HAY, J. **Biomecânica das técnicas desportivas**. 2. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.
- HAY, J.G. & REID, J.G. **As bases anatômicas do movimento humano**. Rio de Janeiro: Prentice/Hall do Brasil, 1985.
- KIRPENSTEIJN, J. **Ground reaction force analysis of large breed dogs when walking after the amputation of a limb**. *The Veterinary Record* 146, p. 155-159, 2000.
- OLIVEIRA, L.F. Estudo de revisão sobre a utilização da estilometria como método de diagnóstico clínico. **Revista Brasileira de Engenharia**, Rio de Janeiro, 9(1): 37-53, jan/jun, 1993.
- DUARTE, M; FREITAS, M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 14(3): 183-192, 2010.
- J. W. Dally, W. F. Riley. **Experimental Stress Analysis**. New York: McGraw-Hill, 1991.

J. W. Dally, W. F. Riley, K. G. McConnell. **Instrumentation for Engineering Measurements**. New York: John Wiley, 1993.

Higdon, Ohlsen, Stiles, Weese, Riley. **Mechanics of Materials**. New York: John Wiley, 1976.

LITTLE, E.G; FINLAY, JB. Perspectives of strain measurement techniques. In: MILES, A.W., K.E. TANNER (Ed.). **Strain Measurement in Biomechanics**. London: Chapman & Hall, 1992, p. 1-13 – Chapter 01, ISBN: 978-94-010-5029-6.

LITTLE, E.G. Perspectives of strain measurement techniques. In: MILES, A.W., K.E. TANNER (Ed.). **Strain Measurement in Biomechanics**. London: Chapman & Hall, 1992, p. 39-57 – Chapter 03, ISBN: 978-94-010-5029-6.

BARRETO Jr., E. **Instrumentação e Extensometria - Módulo I: Aprenda extensometria**. Apostila. Ilha Solteira, São Paulo, 1998.

DOEBELIN, E. O. **Measurement systems – Application and design**. McGraw Hill, New York, 1990.

HOLISTER, G., S. **Experimental Stress Analysis: Principles and Methods**. Cambridge University Press. 1967.

BAUER, W., WESTFALL, G.D., DIAS, H., **Física para Universitários - Mecânica**, McGraw Hill Brasil, 2012 ISBN 8-580-55095-5.

GHAVAMI, P. **MECHANICS OF MATERIALS, AN INTRODUCTION TO ENGINEERING TECHNOLOGY**. 1. ed. Springer, 2015.

BALBINOT, A; BRUSAMARELLO, V. J. **INSTRUMENTAÇÃO E FUNDAMENTOS DE MEDIDAS**. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2011

HIBBELER, R. C. **MECHANICS OF MATERIALS**. 8. ed. Prentice Hall, 2011.

MORRIS, A. S.; LANGARI, R. **MEASUREMENT AND INSTRUMENTATION: THEORY AND APPLICATION**. 1. ed. Elsevier, 2012.

POTMA, T. **Strain Gauges Theory and application**. Illife Book Ltd., Netherlands, 1967.

WHEELER, J.T., RAISER, A.G. Artroplastia capsular de Colonna modificada para cães. III – Avaliação Biomecânica. **Ciência Rural**, Santa Maria, 1992.

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

WEIGEL, P.J. Amputações. In: SLATTER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2007. v. 2, p. 2180-2190.

MARSOLAIS, G. S.; M. C. LEAN, S.; DERRICK, T.; CONZEMIUS, M. G.; *Kinematic analysis of the hind limb during swimming and walking in healthy dogs and dogs with surgically corrected cranial cruciate ligament rupture. Journal American Veterinary Medical Association*, v. 222, n. 6, p.739-743, 2003.

BOMBONATO, P. P.; MORAES, V. V.; OLIVEIRA, M. A. R. G. Biomecânica canina. In: MIKAIL, S.; PEDRO, C. R. **Fisioterapia Veterinária**. São Paulo: Manole, 2005. p.13-17.

CHAMBERS, H. G.; SUTHERLAND, D. H. *A Practical Guide to Gait Analysis. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 2002. p. 222-231

JEVENS, D.J.; HAUPTMAN, J.G.; DECAMP, C.E.; BUDSBERG, S.C.; SOUTAS-LITTLE, R.W. *Contributions of variance in force plate analysis of gait in dogs. American Journal of Veterinary Research*, 54(4): 612-615, 1993.

RUMPH, P.F.; KINCAID, S.A.; BAIRD, D.K.; KAMMERMANN, B.S. et al. *Vertical ground reaction force distribution during experimentally induced acute synovitis in dogs. American Journal of Veterinary Research*, 54(3): 365-369, 1993.

SCHMIEDMAYER, H. B. KASTNER, J. *Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates. J. Biomech.*, no. 32, pp. 1237-1242, 1999.

LASCELLES, X.D.B.; FINDLEY, K.; CORREA, M.; MARCELLIN-LITTLE, D.; ROE, S. *Kinetic evaluation of normal walking and jumping in cats, using a pressure sensitive walkway. The Veterinary Record*, 160(15): 512-516, 2007.

HOFFMANN, K. *The strain gauge: a universal tool of the experimental stress analysis*. 3 ed. Germany, 1984, p.3-9, b.

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

WILTGEN, F. Protótipos e prototipagem rápida aditiva sua importância no auxílio do desenvolvimento científico e tecnológico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 10., COBEF, 10., São Carlos, 5-7 ago., 2019. **Anais [...]**. São Carlos: UFSCar. 2019.

Baumann, F., H. Bugdayci, J. Grunert, F. Keller and D. Roller (2015). **"Influence of slicing tools on quality of 3D printed parts."**

RAULINO, B. R. Manufatura Aditiva: **Desenvolvimento de uma máquina de prototipagem rápida baseada na tecnologia FDM (Modelagem por fusão e deposição)**. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Universidade de Brasília, Brasília, 2011.

MARQUES, K. **Manufatura aditiva: o futuro do mercado industrial de fabricação e inovação**. EESC- Escola de Engenharia de São Carlos, USP-Universidade de São Paulo,

2014.

Hopkinson, N. & Hague, Richard & Dickens, Philip. (2006). **Rapid Manufacturing: An Industrial Revolution for the Digital Age**. 10.1002/0470033991.

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.

BARBARA, S. (2006). **Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física – o software invensalius**.

ADAMS, M. **Derby the dog gets new 3D printed prosthetic legs**. Mercury News Daily, [S.I.], 4 jan. 2016. Disponível em: <<http://www.mercurynewsdaily.com/derby-the-dog-gets-new-3d-printed-prosthetic-legs-3963/>>. Acesso em: 22 março 2021.

**Cão que perdeu as quatro patas anda e pula normalmente graças a próteses**. G1, [S.I.], 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: 21 abril 2021.

3D PRINTER WORLD. **Rescued Dog Gets 3D Printed Paws**. 2013. Disponível em:<<http://www.3dprinterworld.com/article/rescued-dog-gets-3d-printed-paws>>. Acesso em: 13 Maro 2021.

HELERBROCK, Rafael. "Lei de Hooke"; Brasil Escola. Disponível em: <https://brasilecola.uol.com.br/fisica/lei-de-hooke.htm>. Acesso em 10 de junho de 2021.

GRANTE. **Apostila de Extensometria**. UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, 2004.

COTTA, Alexandre A.C., **Estudo da lei de Hooke**. Departamento de Física, Universidade Federal de Lavras, C.P. 3037, 37200–000, Lavras, MG, Brasil, 2017.

ANDRADE, Rodrigo de Albuquerque Pacheco. **Análise e melhoria de um sistema não invasivo de monitoramento da pressão intracraniana**. Dissertação (Mestrado Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, [S. I.], 2013.

GUILHERME, José. **Extensometria (Strain Gauge) – O que é? Quando utilizar?**. [S. I.], 14 mar. 2016. Disponível em: <https://enssus.com.br/extensometria-strain-gauge-o-que-e-quando-utilizar/>. Acesso em: 19 maio 2021.

Você sabe como funciona uma célula de carga?. [S. I.], 11 maio 2017. Disponível em: <https://www.toledobrasil.com/blog/voce-sabe-como-funciona-uma-celula-de-carga>. Acesso em: 22 abr. 2021.

BARBOSA, Flávio de Souza; FERREIRA, Paulo César; VILELA, Anderson Rodrigues; FILHO, João Carlos de Souza Guedes. **MODELAGEM NUMÉRICA E ANÁLISE EXPERIMENTAL**

**APLICADAS AO PROJETO DE UMA CÉLULA DE CARGA.** Departamento de Estruturas, Universidade Federal de Juiz de Fora, Campus Universitário, CEP 36036-330, Juiz de Fora – MG - Brasil, p. 1-12, 1 jan. 2009.

FARIA, Uender da Costa; CARVALHO, Aparecido Augusto de. Implementação de transdutores com extensômetros para monitorar forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, [S. l.], p. 1-10, 11 dez. 2002.

TOSO, Marcelo André. **Desenvolvimento de uma plataforma de forças para medição e análise dos esforços verticais para modelamento biodinâmico da caminhada humana.** Dissertação (Pós Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, [S. l.], 2012.

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.

SCHIMIDT, Stefan. **COMO UMA célula de carga realmente trabalha?** [S. l.], 2018. Disponível em: <https://www.hbm.com/pt/6768/como-uma-celula-de-carga-trabalha/>. Acesso em: 15 abr. 2021.

KAUFMANN, M.W. 1º Curso internacional de biomecânica Orthopets Brazil. São Paulo: 2016.

SCHULZ, K. **Afecções articulares in FOSSUM**, T. W. Cirurgia de pequenos animais. 3ªed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. p.1143-1315.

**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 2021.

LAGE, Maíra Harumi H.; LAMOUNIER, Alysson R.; DE MELO, Maria Isabel Vaz; PERTENCE, Antônio Eustáquio de M.; CASAS, Estevam Barbosa de Las. **APLICAÇÃO DE CONCEITOS DE BIOMECÂNICA NA CONFECÇÃO DE PRÓTESES PARA CÃES. ENEBI 2018 – 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica 8 e 11 de maio de 2018, Águas de Lindóia - SP**, [s. l.], 8 maio 2018.

3DSYSTEMS. **3D Systems.** Disponível em: <https://www.3dsystems.com/>. Acesso em: 12 jun. 2021.

SCHAPHAUSER, PEDRO ESBER. **INSTRUMENTAÇÃO UTILIZANDO FIBRA ÓTICA PARA ANÁLISE DE ANDADURA EQUINA.** 2017. Dissertação (PROGRAMA DE POS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL) - UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ, [S. l.], 2017.

CARVALHO, Eduardo Elias Vieira de; ABDALLA, Douglas Reis; SCARPELLINI, Ennio da Silveira; ABRAÃO, Dayana Pousa Siqueira; ROSA, Mara; ABDALLA, George Kemil;

CARVALHO, Leonardo César. DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UMA MULETA AXILAR PARA AVALIAÇÃO DA FORÇA AXIAL DURANTE A MARCHA. **Revista EPeQ/Fafibe on-line**, [S. l.], p. 1-6, 12 jun. 2012. Disponível em: <https://www.unifafibe.com.br/revistasonline/arquivos/revistaepqfafibe/sumario/24/20112012215637.pdf>. Acesso em: 3 jun. 2021.

Braun, L., Tichy, A., Peham, C., & Bockstahler, B. (2019). Comparação da redistribuição de força vertical em coxins de cães com osteoartrite de cotovelo e cães saudáveis. *The Veterinary Journal*. doi: 10.1016 / j.tvjl.2019.06.004

Al Aiyon, A., Richardson, K., Manchi, G., Plendl, J., & Brunnberg, L. (2019). Mensuração do ângulo do colo do fêmur em cães de raças de médio e grande porte por meio de tomografia computadorizada. *Acta Veterinaria Hungarica*, 67 (1), 22–33. doi: 10.1556 / 004.2019.003

INTERLINK ELECTRONICS. **FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Suggested Electrical Interfaces**. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>. Acesso em: 26 ago. 2021.

|ESTÁTICA| Carga Concentrada e Carga Distribuída. [S. l.], 14 novembro 2013. Disponível em: <https://engenheiraco.blogspot.com/2013/11/estatica-carga-concentrada-e-carga.html>. Acesso em: 18 nov. 2021.