

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JULIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ENGENHARIA  
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

**DANILO PAZIAN PAULO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO BIOMÉDICO ERGONÔMICO COM  
COMUNICAÇÃO COM DISPOSITIVOS MÓVEIS**

Ilha Solteira  
2017

**DANILO PAZIAN PAULO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO BIOMÉDICO ERGONÔMICO COM  
COMUNICAÇÃO COM DISPOSITIVOS MÓVEIS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Especialidade: Automação.

Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho  
**Orientador**

P331d Paulo, Danilo Pazian.  
Desenvolvimento de um dinamômetro biomédico ergonômico com comunicação com dispositivos móveis / Danilo Pazian Paulo. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2017  
111 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia. Área de conhecimento: Automação, 2017

Orientador: Aparecido Augusto De Carvalho  
Inclui bibliografia

1. Dinamômetro biomédico. 2. Extensômetros. 3. Preensão palmar.  
4. Lesões da mão. 5. Avaliação de força.

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:** Desenvolvimento de um Dinamômetro Biomédico com Capacidade de Comunicação com Dispositivos Móveis

**AUTOR: DANILO PAZIAN PAULO**

**ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO**

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: AUTOMAÇÃO pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. ALEXANDRE ALVES DE LIMA RIBEIRO  
Campus de Birigui / Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo

Ilha Solteira, 12 de maio de 2017

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, pela oportunidade de desenvolver este trabalho e por me abençoar em todas as viagens entre Birigui e Ilha Solteira. A Ele toda a honra, glória e louvor.

À minha esposa Rose, por toda paciência e compreensão nos momentos de estresse e nervosismo, bem como por todas as palavras de ânimo e encorajamento quando atravessava os momentos mais desafiadores deste projeto.

Ao Prof. Aparecido que com muita sabedoria, conhecimento e paciência me orientou neste trabalho para superar os obstáculos e dificuldades que encontrei pelo caminho durante a execução deste projeto. Ao Prof. Marcelo Sanches cujas sugestões e conselhos aprimoraram os resultados obtidos.

Aos meus pais, irmã e familiares que sempre me incentivaram e acreditaram na minha capacidade.

Aos meus amigos que sempre tiveram uma palavra de incentivo e conforto nos momentos de dificuldades.

Aos colegas do LIEB, Aurasil, Carol, Fabian, Jorge, Luiz Henrique, Marcela, Marcelo, Mariana, Renato, Ricardo (Mineiro), Ricardo Taoni e Thiago (Castor), que sempre se disponibilizaram para ajudar no que fosse necessário.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Elétrica, Valdemir Chaves e Everaldo Leandro de Moraes, que sempre atendiam com paciência e dedicação os meus pedidos de ajuda.

Ao técnico do Departamento de Engenharia Mecânica, Carlos José Santana, pelas dicas e ensinamentos em extensometria.

Ao técnico do Departamento de Física, Gilberto Antonio de Brito, pela usinagem do anel dinamométrico.

Aos funcionários da seção técnica de pós-graduação, Graciele e Márcia, por me auxiliar e tirar dúvidas sempre que solicitadas.

Aos colegas do IFSP – *campus* Birigui, em especial ao Prof. Murilo Vargas da Silva, que colaborou substancialmente para solucionar várias dificuldades na adaptação do aplicativo Android™ para o novo *Bluetooth® Low Energy*, e ao Prof. Allan Victor Ribeiro, que permitiu a utilização da impressora 3D do NANOLife para fazer a impressão de peças fundamentais deste projeto. Aos servidores, Arthur Faustinelli e Edilson Junior, que me ajudaram com as impressões das peças. Aos servidores da CAE que sempre deram todo o suporte necessário, enquanto coordenava o setor e precisava me ausentar para me dedicar a este trabalho.

Às funcionárias do CEREST de Ilha Solteira, especialmente à coordenadora Paula e à fisioterapeuta Aline, que ajudaram com os testes em voluntários.

A todos os voluntários que concordaram em participar do projeto, contribuindo com seu tempo e força nos exames de determinação da preensão palmar.

“Assim, quer vocês comam, bebam ou façam qualquer outra coisa, façam tudo para a glória de Deus” (BÍBLIA, I Coríntios, 10, 31).

## RESUMO

Dinamômetros biomédicos são equipamentos utilizados para medir forças exercidas pelas mãos. Com o uso deste tipo de equipamento, é possível realizar avaliações biomecânicas das mãos de pacientes que após cirurgias, acidentes ou patologias osteomioarticulares, tiveram redução na sua capacidade de exercer forças com as mãos. O objetivo deste trabalho foi a implementação de um dinamômetro biomédico ergonômico, de fácil utilização, com capacidade de comunicação com diferentes tipos de dispositivos móveis, como *smartphones* e *tablets*. O projeto realizado se constitui no aprimoramento de duas versões anteriores de dinamômetros implementadas no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica da UNESP – *Campus* de Ilha Solteira. Testes em voluntários utilizando o dinamômetro desenvolvido e um dinamômetro comercial da marca SAEHAN, e posterior análise estatística dos dados revelam uma excelente confiabilidade intra-examinador para o dinamômetro desenvolvido, com coeficiente de correlação intraclassa médio de 0,95 entre os diferentes grupos analisados, e de 0,98 para o dinamômetro SAEHAN. A análise estatística revela também uma excelente confiabilidade concorrente para as medidas realizadas pelo dinamômetro desenvolvido em relação às do dinamômetro SAEHAN, sendo de 0,93 para mãos dominantes e 0,92 para mãos não dominantes. Assim, o dinamômetro desenvolvido é confiável, válido e comparável com o dinamômetro SAEHAN quando adotados os mesmos procedimentos de exame de preensão palmar.

**Palavras-chave** – Dinamômetro biomédico. Extensômetros. Preensão palmar. Lesões da mão. Avaliação de força.

## ABSTRACT

Biomedical dynamometers are equipment used to measure forces exerted by the hands. Using this type of equipment, it is possible to perform biomechanical evaluations of the hands of patients that after surgery, accidents or diseases have had a reduction in the ability to exert force with their hands. The objective of this work was the implementation of an ergonomic biomedical dynamometer, easy to use, with ability to communicate with different types of mobile devices such as smartphones and tablets. The project carried out constitutes the improvement of two previous dynamometers versions implemented in the Electronic Instrumentation and Biomedical Engineering Laboratory at UNESP - Ilha Solteira. Volunteer tests using the developed dynamometer and a commercial SAEHAN dynamometer, and subsequent statistical analysis of the data revealed an excellent intra-examiner reliability for the developed dynamometer, a mean of 0,95 among different groups analyzed, and a mean of 0,98 for the SAEHAN dynamometer. The statistical analysis also revealed an excellent concurrent reliability for the measurements performed by the dynamometer developed in relation to those of the SAEHAN dynamometer, being 0,93 for dominant hands and 0,92 for non-dominant hands. Thus, the developed dynamometer is reliable, valid and comparable with the SAEHAN dynamometer when the same grip strength examination procedures were adopted.

**Keywords** – Biomedical dynamometer. Gages. Grips. Hand injury. Strength assessment.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	- Ilustração do esqueleto da mão direita (vista palmar).	22
<b>Figura 2</b>	- Diferença entre a articulação metacarpofalângica do polegar e indicador.	23
<b>Figura 3</b>	- Músculos e tendões localizados no antebraço, vista palmar.	24
<b>Figura 4</b>	- Músculos e tendões localizados no antebraço, vista dorsal.	25
<b>Figura 5</b>	- Músculos e tendões localizados na mão, vista dorsal.	25
<b>Figura 6</b>	- Músculos e tendões localizados na mão, vista palmar.	26
<b>Figura 7</b>	- Ilustrações dos diferentes tipos de preensão de força.	27
<b>Figura 8</b>	- Ilustrações dos diferentes tipos de preensão de precisão.	29
<b>Figura 9</b>	- Ilustração da medição da força de preensão utilizando um dinamômetro biomédico.	32
<b>Figura 10</b>	- Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos.	34
<b>Figura 11</b>	- Cadastro de pacientes no aplicativo para Android®.	36
<b>Figura 12</b>	- Cadastro de avaliadores no aplicativo para Android®.	37
<b>Figura 13</b>	- Histórico de exames do paciente no aplicativo para Android®.	37
<b>Figura 14</b>	- Aquisição dos dados do exame no aplicativo para Android®.	38
<b>Figura 15</b>	- Dinamômetro da marca Kratos®.	39
<b>Figura 16</b>	- Dinamômetro da marca Pinch-Gauge®.	40
<b>Figura 17</b>	- Dinamômetro da marca Raizamed.	41
<b>Figura 18</b>	- Dinamômetro mecânico da marca Saehan.	41
<b>Figura 19</b>	- Dinamômetro hidráulico da marca Saehan.	42
<b>Figura 20</b>	- Dinamômetro da marca Jamar® de mostrador digital.	44
<b>Figura 21</b>	- Dinamômetro esférico <i>Grip-ball™</i> .	45
<b>Figura 22</b>	- Barra prismática sob efeito de força de tração.	47
<b>Figura 23</b>	- Diagrama de deformação ( $\epsilon$ ) x tensão ( $\sigma$ ).	49
<b>Figura 24</b>	- Barra fletida.	51
<b>Figura 25</b>	- Momento de inércia de um elemento de área.	52
<b>Figura 26</b>	- Barra prismática submetida à flexão normal composta.	53
<b>Figura 27</b>	- Ponte de Wheatstone.	57
<b>Figura 28</b>	- Anel dinamométrico.	60
<b>Figura 29</b>	- Disposição dos extensômetros Ex1 a Ex4 no anel dinamométrico.	62
<b>Figura 30</b>	- Anel dinamométrico projetado.	65

<b>Figura 31</b> - Caixa de plástico e tampa.	66
<b>Figura 32</b> - Estruturas de acomodação dos moldes ergométricos.	67
<b>Figura 33</b> - Estrutura montada e acondicionada no interior da caixa.	67
<b>Figura 34</b> - Extensômetro uniaxial.	68
<b>Figura 35</b> - Extensômetro tipo roseta duplo defasado de 90°.	69
<b>Figura 36</b> - Ponte de Wheatstone com extensômetros.	70
<b>Figura 37</b> - Amplificador de instrumentação INA122.	71
<b>Figura 38</b> - Microcontrolador PIC16F688.	72
<b>Figura 39</b> - Módulo de comunicação Bluetooth™.	73
<b>Figura 40</b> - Circuitos da bateria e fontes.	74
<b>Figura 41</b> - Circuito de condicionamento de sinais.	75
<b>Figura 42</b> - Circuito de interfaceamento.	76
<b>Figura 43</b> - Circuito de gerenciamento de carregamento da bateria.	76
<b>Figura 44</b> - Leiaute da PCI do dinamômetro.	77
<b>Figura 45</b> - Nova tela de cadastro de avaliadores.	79
<b>Figura 46</b> - Nova tela de cadastro de pacientes.	79
<b>Figura 47</b> - Nova tela de aquisição de dados.	80
<b>Figura 48</b> - Teste de caracterização elétrica do anel dinamométrico.	81
<b>Figura 49</b> - Teste de caracterização do dinamômetro desenvolvido.	82
<b>Figura 50</b> - Dinamômetro comercial utilizado como referência.	83
<b>Figura 51</b> - Curva de calibração do anel dinamométrico.	85
<b>Figura 52</b> - Comparação entre gráficos para medição 1.	86
<b>Figura 53</b> - Comparação entre gráficos para medição 2.	87
<b>Figura 54</b> - Comparação entre gráficos para medição 3.	87
<b>Figura 55</b> - Comparação entre gráficos para medição 4.	87
<b>Figura 56</b> - PCI do dinamômetro com componentes soldados.	88
<b>Figura 57</b> - Dinamômetro montado sem tampa e moldes ergonômicos.	88
<b>Figura 58</b> - Dinamômetro montado com tampa e moldes ergonômicos.	89
<b>Figura 59</b> - Curva característica do dinamômetro desenvolvido.	89
<b>Figura 60</b> - Curva característica do sistema completo calibrado.	90
<b>Figura 61</b> - Determinação da precisão e acurácia do sistema.	91
<b>Figura 62</b> - Resultados de preensão palmar para voluntários com lesão.	93
<b>Figura 63</b> - Resultados de preensão palmar para voluntários hígidos.	94
<b>Figura 64</b> - Gráficos de dispersão intra-examinador para voluntários com lesão.	97

<b>Figura 65</b> - Gráficos de dispersão intra-examinador para voluntários hígidos.	97
<b>Figura 66</b> - Gráficos de dispersão concorrentes.	98
<b>Figura 67</b> - Gráficos de dispersão concorrentes considerando apenas a dominância das mãos.	99

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Resultados de precisão e acurácia para três diferentes forças aplicadas.	91
<b>Tabela 2</b> - Valores mínimos e médios para precisão e acurácia do sistema.	92

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1</b> - Valores médios de preensão palmar dos voluntários com lesão.	94
<b>Quadro 2</b> - Valores médios de preensão palmar dos voluntários hígidos.	95
<b>Quadro 3</b> - Valores de CCI(3,1) para confiabilidade intra-examinador	96
<b>Quadro 4</b> - Valores de CCI(2,1) para confiabilidade concorrente.	98
<b>Quadro 5</b> - Valores de CCI(2,1) para confiabilidade concorrente considerando apenas a dominância das mãos.	99

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SO	Sistema Operacional
SATM	Sociedade Americana de Terapeutas da Mão
SACM	Sociedade Americana para a Cirurgia da Mão
LIEB	Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica
LER	Lesão por Esforço Repetitivo
DORT	Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
SMD	<i>Surface Mounting Device</i>
PLA	<i>Polylactic Acid</i>
ICSP	<i>In-Circuit Serial Programming</i>
CI	Circuito Integrado
TJB	Transistor de Junção Bipolar
A/D	Analógico/Digital
PCI	Placa de Circuito Impresso
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
CEREST	Centro de Referência em Saúde do Trabalhador
CCI	Coeficiente de Correlação Intraclasse
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
DP	Desvio-Padrão

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\delta$	Alongamento total de uma barra
$P$	Força vertical sobre uma barra
$L, l$	Comprimento de uma barra ou fio
$A$	Área de seção transversal de uma barra ou fio
$E$	Módulo de elasticidade
$\sigma$	Tensão normal
$\varepsilon$	Alongamento relativo ou deformação
$\mu$	Coeficiente de <i>Poisson</i>
$\tau$	Tensão de cisalhamento
$G$	Módulo de elasticidade transversal
$\gamma$	Deformação de cisalhamento
$a, b, c, e, h$	Espaçamento, dimensões
$V$	Força cortante
$M$	Momento fletor
$x, y$	Distância, raio
$I$	Momento de inércia
$R$	Resistência elétrica
$\rho$	Resistividade elétrica
$t$	Diâmetro de um fio
$Vol$	Volume de um fio
$C$	Constante de Bridgman
$K$	Fator de Gage
$V_{AB}, V_a, V_s$	Tensão elétrica
$F$	Força aplicada sobre um anel
cos	Função cosseno
sen	Função seno
$\varphi$	Ângulo
$R_0$	Raio de um anel
$G$	Ganho do circuito amplificador de instrumentação
$R^2$	Coeficiente de determinação

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	16
<b>2</b>	<b>CARACTERÍSTICAS OSTEOMIOARTICULARES DA MÃO</b>	22
2.1	ANATOMIA DA MÃO	22
2.2	PREENSÃO PALMAR	26
2.2.1	<b>Preensão de força</b>	26
2.2.2	<b>Preensão de precisão</b>	28
2.3	PRINCIPAIS LESÕES DA MÃO	29
2.3.1	<b>Lesões por esforço repetitivo</b>	29
2.3.2	<b>Outras lesões</b>	31
2.4	AVALIAÇÃO FUNCIONAL COM USO DE DINAMÔMETRO	31
<b>3</b>	<b>DINAMÔMETROS BIOMÉDICOS</b>	33
3.1	INSTRUMENTOS PRODUZIDOS NO LIEB	33
3.2	DINAMÔMETRO KRATOS®	38
3.3	DINAMÔMETRO PINCH-GAUGE®	39
3.4	DINAMÔMETRO RAIZAMED	40
3.5	DINAMÔMETRO SAEHAN	41
3.6	DINAMÔMETRO JAMAR®	43
3.7	DINAMÔMETRO <i>GRIP-BALL™</i>	44
<b>4</b>	<b>EXTENSOMETRIA</b>	47
4.1	ELASTICIDADE E LEI DE HOOKE	47
4.2	ENSAIO DE TRAÇÃO	49
4.3	COEFICIENTE DE POISSON	50
4.4	TENSÃO DE CISALHAMENTO	50
4.5	MOMENTO DE INÉRCIA	52
4.6	FLEXÃO NORMAL COMPOSTA	53
4.7	EXTENSÔMETROS METÁLICOS	54
4.7.1	<b>Princípio de funcionamento: efeito piezorresistivo</b>	54
4.7.2	<b>Ligação dos extensômetros</b>	57
4.7.3	<b>Anel submetido a um esforço</b>	59

<b>5</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>64</b>
5.1	DIMENSIONAMENTO DA ESTRUTURA MECÂNICA E CAIXA	64
5.2	DETERMINAÇÃO DOS EXTENSÔMETROS	68
5.3	CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO E INTERFACEAMENTO	70
5.4	APLICATIVO LIEBDINAMON PARA SO ANDROID®	77
5.5	METODOLOGIA DE TESTES	80
<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>85</b>
6.1	CHARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DO ANEL DINAMOMÉTRICO	85
6.2	TESTES DE COMUNICAÇÃO DO BLUETOOTH™	86
6.3	CHARACTERIZAÇÃO DO DINAMÔMETRO BIOMÉDICO DESENVOLVIDO	88
6.4	CHARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA COMPLETO	90
6.5	RESULTADOS DOS TESTES COM VOLUNTÁRIOS	92
6.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS DOS TESTES COM VOLUNTÁRIOS	95
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>101</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>103</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Desde os tempos mais antigos, até mesmo antes de o homem desenvolver a habilidade de produzir suas próprias ferramentas, as suas mãos têm tido papel determinante e fundamental para a realização de diversas atividades do seu dia-a-dia, sejam elas profissionais, educativas, de entretenimento ou comunicação.

As mãos, para o ser humano, são membros de extrema importância para a realização de tarefas e como elemento sensorial, através da qual o indivíduo pode detectar e perceber situações de risco, como aproximação de superfícies quentes, cortantes, perfurantes ou similares. Devido a esta ampla funcionalidade, são os membros do corpo humano mais expostos a danos e lesões (PAULO, 2014).

A perda da capacidade de realizar tarefas ou força com as mãos, por causa de acidentes ou doenças, pode abalar emocionalmente uma pessoa, causando dependência, frustrações e problemas psicológicos (SANTOS, 2009).

A mão exerce dois tipos de preensão, a de precisão e a de força. A preensão de precisão é quando se utiliza os dedos para formar o que é chamado de pinça funcional. Já a preensão de força é quando se necessita de plena força sobre um objeto, exercendo assim a ação dos dedos e do polegar contra a palma da mão (SANTOS, 2009).

A correta medição das forças exercidas pelas mãos de pacientes lesionados, pode propiciar ao profissional da saúde as informações necessárias para traçar o correto tratamento terapêutico, visando oferecer um maior conforto físico e psicológico ao paciente, mesmo quando a cura da lesão não possa ser alcançada. Para se realizar essas medições é utilizado um equipamento de medição de força denominado dinamômetro biomédico. Esse aparelho, existente no mercado com diferentes tecnologias e formatos, é capaz de realizar as medições de força de preensão que o indivíduo é capaz de exercer.

Segundo Santos (2009), o dinamômetro biomédico é o equipamento capaz de proporcionar uma avaliação quantitativa e precisa das forças exercidas pelas mãos. Seu uso contribui para se realizar avaliações biomecânicas das mãos de pacientes. Estas avaliações são importantes após acidentes ou patologias que comprometam as mãos.

Paulo (2014) afirmou que, mesmo já havendo marcas comerciais de dinamômetros biomédicos consagradas no mercado, este tipo de equipamento ainda continua sendo objetivo de estudos e pesquisas científicas que buscam novas abordagens e técnicas de análise de preensão.

Um estudo realizado por Dong et al. (2008) revela que as forças aplicadas na preensão da mão sobre um cilindro não podem ser resumidas em apenas uma componente, mas a melhor representação seria por forças normais e orientações de cada componente de força. Este estudo também concluiu que a força de preensão da mão sobre um cilindro pode ser representada por um modelo elíptico (DONG et al., 2008).

O estudo de Dong et al. (2008) subsidiou dados para que Dong et al. (2009) desenvolvesse um novo tipo de dinamômetro para medição de força de preensão da mão sobre um instrumento cilíndrico. Os dados obtidos demonstram que este dinamômetro é útil para a medição de toda a força aplicada sobre uma superfície cilíndrica. O erro percentual máximo é de 4%, o dispositivo possui repetibilidade e acurácia suficientes para várias aplicações clínicas. Em comparação com o dinamômetro Jamar® Hydraulic, o cilíndrico apresentado por Dong et al. (2009) apresentou baixíssima correlação.

Amaral e Guerra (2009) realizaram uma comparação entre resultados obtidos com quatro diferentes dinamômetros na medição de força de preensão em testes laboratoriais com um grupo de idosos. Foram testados os seguintes dinamômetros manuais: Smedlay's® Hand, Sammons Preston Rolyan® Bulb, Eisenhut® e o Jamar® Hydraulic. Os resultados de acurácia obtidos nos testes de laboratório foram excelentes, demonstrando uma estreita correlação dos resultados com eles obtidos. Já nos testes clínicos com idosos, os resultados foram bastante diferentes, principalmente entre os valores médios de força. Tomando o dinamômetro Jamar® como padrão, o que apresentou resultados mais próximos foi o Smedlay's®, embora nenhum dos três dinamômetros tenha apresentado resultados semelhantes ao Jamar®.

Em 2010, Dong et al. (2010) publicou um estudo sobre o uso e características principais para desenvolvimento de luvas de proteção. O objetivo do trabalho foi detectar as forças exercidas sobre uma superfície cilíndrica quando o indivíduo utiliza luvas de proteção, bem como os principais esforços exercidos sobre a mesma. Foram testados seis modelos de luvas, com dez indivíduos realizando os experimentos. Para

obter esses dados, Dong et al. (2010) utilizou dois dinamômetros de medição da preensão da mão em formatos cilíndricos, um com 30 mm e outro com 40 mm de diâmetro.

Dias et al. (2010) realizou uma revisão bibliográfica sobre a força de preensão exercida pelas mãos, e determinou que diversos fatores podem interferir na medição da mesma, como horário de teste, número de avaliações, posicionamento corporal, ajuste do tamanho da empunhadura e incentivos verbal/visual. Afirmou que os equipamentos que permitem medir não somente a força máxima aplicada, mas também o tempo que essa força é aplicada, são melhores para se realizar a padronização dos exames clínicos de preensão manual.

Barbieri et al. (2011) realizou um estudo sobre a preensão palmar e pinças em um grupo de 199 indivíduos, de ambos os sexos, com idades entre 6 e 19 anos. Os dinamômetros utilizados para a realização das medições foram o Jamar® para medir a preensão manual, e o Preston Pinch Gauge® para as pinças. Os resultados mostraram que há diferenças significativas nas forças exercidas por homens e mulheres, dominância das mãos e conforme faixa etária, sendo as diferenças maiores nos grupos mais velhos.

Visando demonstrar a confiabilidade do dinamômetro SAEHAN hidráulico, Reis e Arantes (2011) realizaram medidas de preensão palmar em um grupo de cem indivíduos (50 homens e 50 mulheres), com os dinamômetros hidráulicos das marcas Saehan e Jamar®. Utilizando o Jamar® como padrão, os resultados demonstraram que o Saehan é confiável, válido e comparável com o padrão, ou seja, os dados coletados por ambos os dinamômetros são equivalentes.

Em 2012, Dong et al. (2012) realizou um estudo para comparar as forças de preensão palmar exercidas por doze pessoas (seis de cada sexo), utilizando o dinamômetro Jamar® e um dinamômetro cilíndrico desenvolvido por eles, e para verificar se o tamanho e o formato da empunhadura afetam os resultados de força obtidos. Os resultados confirmam que tanto o tamanho quanto o formato da empunhadura interferem na medição de força com ambos os dinamômetros. Os autores afirmam que o dinamômetro Jamar® não reflete adequadamente as forças exercidas pelas pontas dos dedos.

Amaral, Mancini e Novo Junior (2012) realizaram um experimento de comparação entre três dinamômetros de preensão manual, com relação à exatidão e precisão das medidas. Foram utilizados os dinamômetros Jamar®, Takei® e um

transdutor manual da EMG System, em 18 voluntários saudáveis com idades entre 18 e 21 anos. Os resultados mostraram que embora a correlação intraclasse seja aceitável, é baixa a concordância entre as medidas do dinamômetro Jamar® comparadas aos outros dinamômetros experimentados.

Ainda em 2012, um novo conceito de dinamômetro foi demonstrado por Jaber, Hewson e Duchêne (2012). Utilizando sensores de pressão e temperatura dentro de uma bola inflável hermética com comunicação *wireless*, foi possível utilizar essa bola como um instrumento de medição da preensão da mão. Os autores afirmam que os testes de validação dos sensores e do sistema apresentaram boa confiabilidade, boa precisão e concordância dos resultados obtidos.

Alencar et al. (2012) utilizou um dinamômetro hidráulico Jamar® para medir a preensão palmar de 76 idosos com diagnóstico de demência, em diferentes graus. O objetivo do estudo foi verificar a confiabilidade teste-reteste da preensão palmar neste tipo de população, uma vez que esta medida é amplamente utilizada em exames clínicos. Os resultados do estudo mostram que o teste da preensão palmar neste tipo de população é altamente confiável para os níveis de demência questionável, leve e moderada. Já no grupo de idosos com demência em nível grave, o seu uso é inviabilizado pela baixa confiabilidade dos resultados.

Rezende et al. (2012) também utilizaram um dinamômetro hidráulico Jamar® para comparar a força máxima de preensão palmar exercida pelo membro dominante e não dominante em 93 jogadores de cinco diferentes categorias infanto-juvenis do tênis de campo. O estudo mostrou que o membro dominante exerce maior força de preensão em todas as categorias analisadas. Essa diferença aumenta proporcionalmente ao envelhecimento cronológico e biológico dos jogadores. Os autores afirmam que a especificidade do esporte e o tempo de prática também contribuem para o aumento da força máxima de preensão palmar exercida, e da simetria entre o membro dominante e não dominante.

Com o objetivo de estudar a confiabilidade intraclasse de dinamômetros, King II (2013) testou os dinamômetros de preensão palmar Jamar® Electronic e Jamar® Hydraulic, e entre os dinamômetros de pinça lateral Jamar® Electronic Pinch Gauge e B&L Engineering Mechanical Pinch Gauge. Os testes dos dinamômetros de preensão palmar foram realizados com 20 homens e 20 mulheres, e os dos dinamômetros de pinça lateral com 17 homens e 25 mulheres, todos hígidos e sem diagnósticos de patologias das mãos. Segundo King II (2013), os resultados mostram

que as correlações entre os equipamentos de mesma classe são muito baixas, o que torna baixa a confiabilidade intraclasse dos equipamentos. Os dinamômetros Jamar® Hydraulic e B&L Engineering Mechanical Pinch Gauge apresentam os valores médios mais altos de preensão palmar e de pinça lateral, respectivamente.

Em seus estudos, Silva (2013) utilizou dinamômetros de preensão palmar e de pinça lateral, entre outros equipamentos, para verificar a evolução da sensibilidade e força das mãos com a idade em um grupo de voluntários hígidos. O grupo era de 70 mulheres e 46 homens com idades entre 21 e 96 anos. Os dinamômetros utilizados foram os B&L Engineering Mechanical Pinch Gauge e Jamar® Hydraulic, para medir a força de pinça lateral e preensão palmar, respectivamente. De acordo com os resultados, Silva afirmou que a sensibilidade e a força das mãos se degradam com o envelhecimento, e que algumas atividades podem retardar a evolução da perda de sensibilidade, como a prática de atividades físicas e instrumentos musicais.

Em 2014, Rodrigues Junior et al. (2014) publicaram os resultados do trabalho de desenvolvimento de um dispositivo de medição da força muscular de preensão dos membros superiores. O objetivo foi desenvolver um novo equipamento de baixo custo, formato ergonômico, de fácil manuseio pelo paciente e não invasivo, capaz de avaliar a força muscular de preensão dos membros superiores. O equipamento é constituído por uma pera esfigmomanômetro conectada a um *manifold* polimérico, conectado a um transdutor de pressão, interligados por mangueiras de silicone preenchidas com água, totalmente vedado e hermético. O sinal elétrico gerado pelo transdutor é capturado por um sistema de aquisição de dados QuantumX MX440A da HBM®, e transferidos a um computador que faz a análise dos dados via software Catman®AP. O dispositivo desenvolvido foi utilizado para medir forças de preensão exercidas por pacientes com fibromialgia durante o tratamento fisioterápico. Segundo os autores, o dispositivo cumpriu todos os objetivos propostos inicialmente, e a utilização do sistema de aquisição possibilitou a geração de dados gráficos para cada paciente avaliado.

Entre os modelos e marcas presentes no mercado, uma delas se destaca por ser recomendada pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (SATM) e pela Sociedade Americana para a Cirurgia da Mão (SACM). É o dinamômetro Jamar® Hydraulic (PAULO, 2014; REIS; ARANTES, 2011). Além disso, por ser o equipamento de avaliação funcional da mão mais aceito atualmente, os recentes estudos de novos aparelhos e técnicas de medição da preensão palmar, têm feito comparação com este

equipamento da Jamar® como forma de avaliação dos novos equipamentos ou técnicas (AMARAL; MANCINI; NOVO JUNIOR, 2012).

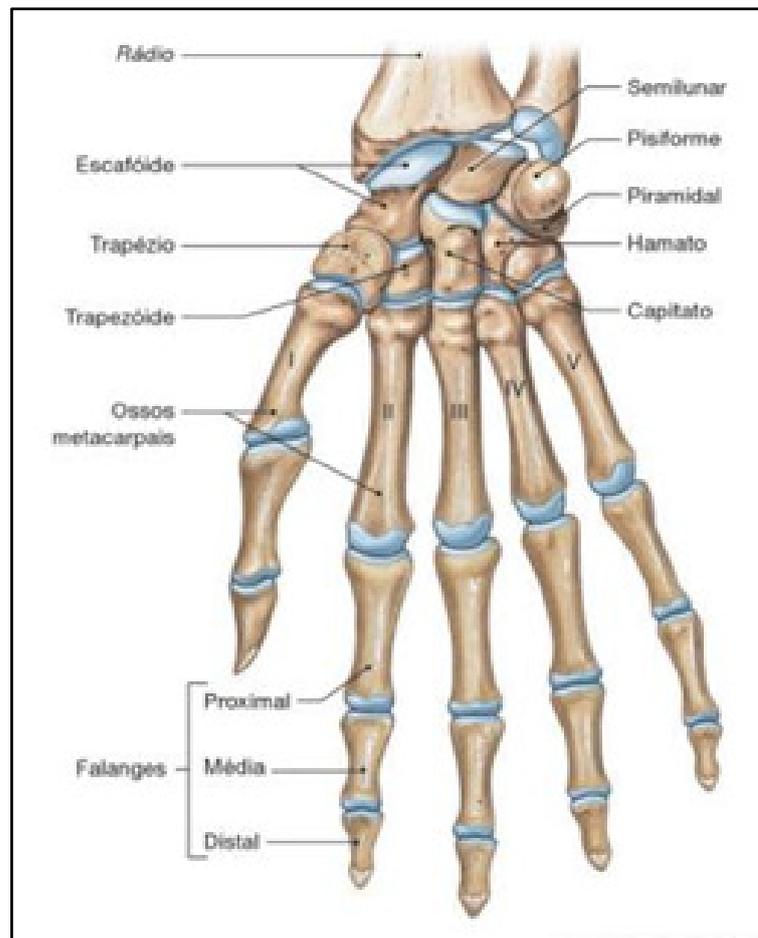
O objetivo deste trabalho foi a implementação de um dinamômetro biomédico ergonômico, de fácil utilização, com capacidade de comunicação com diferentes tipos de dispositivos móveis, como *smartphones e tablets*. O projeto realizado se constitui no aprimoramento dos dinamômetros implementados por Santos (2009) e Paulo (2014) no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica da UNESP-Campus de Ilha Solteira.

## 2 CARACTERÍSTICAS OSTEOARTICULARES DA MÃO

### 2.1 ANATOMIA DA MÃO

A mão é formada por um conjunto de ossos, articulações, tendões e músculos que dão a capacidade de movimentação e de preensão da mão e dos dedos. Conforme ilustrado na figura 1, a mão é formada pelos cinco ossos metacarpianos (numerados de I a V) e os ossos do carpo. Cada dedo é formado por três ossos chamados falanges, com exceção do polegar que é formado apenas por duas falanges. As falanges são denominadas de falanges proximal, média e distal, dependendo de sua posição com relação aos metacarpianos. Proximal para o mais próximo, média para a do meio e distal para a mais distante, a da ponta do dedo. Já o polegar só possui a falange proximal e distal.

**Figura 1** – Ilustração do esqueleto da mão direita (vista palmar).

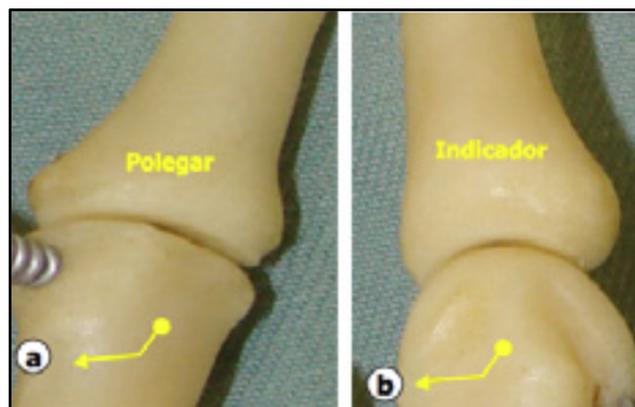


Fonte: Martini (2009).

Os dedos podem exercer o movimento de flexo-extensão por causa das articulações: metacarpofalângica, articulação entre a cabeça do metacarpiano e da primeira falange; interfalângica proximal, articulação entre a falange proximal e média; e a interfalângica distal, articulação entre a falange média e distal. A articulação metacarpofalângica também possibilita o movimento de adução-abdução, porém somente quando os dedos estiverem em extensão. Por outro lado, as articulações interfalângicas proximal e distal são bastante semelhantes, possuindo ligamentos colaterais que lhe conferem forte estabilidade lateral (CAETANO et al., 2013).

Já o polegar possui uma articulação metacarpofalângica diferente dos outros dedos, a cabeça do metacarpo é menos arredondada e mais aplainada no sentido dorso palmar que nos outros metacarpos, o que lhe confere maior mobilidade. Essa diferença pode ser visualizada na figura 2.

**Figura 2** – Diferença entre a articulação metacarpofalângica do polegar e indicador.

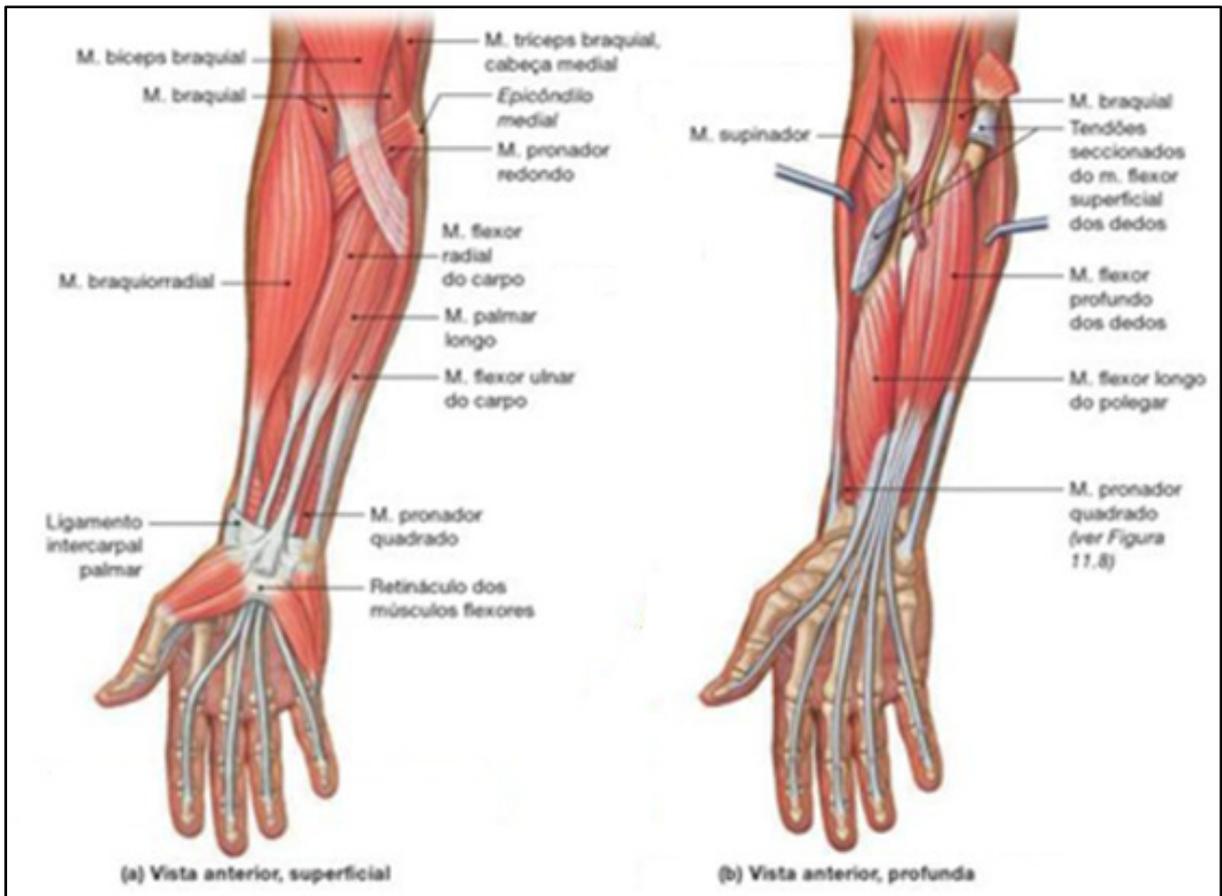


Fonte: Caetano et al. (2013).

Para realizar a movimentação dos dedos e da mão, é necessário o funcionamento de um complexo sistema formado por músculos e tendões localizados nos antebraços e nas mãos.

Na figura 3, pode-se ver que há vários músculos localizados no antebraço que são dispostos uns sobre os outros, por isso a figura está dividida em diferentes vistas palmares, (a) superficial e (b) profunda, em sua maioria, músculos responsáveis pelos movimentos de flexão. Destes músculos, também se originam os tendões que vão transferir as contrações e distensões dos músculos às articulações dos dedos para realizar o movimento.

**Figura 3** – Músculos e tendões localizados no antebraço, vista palmar.



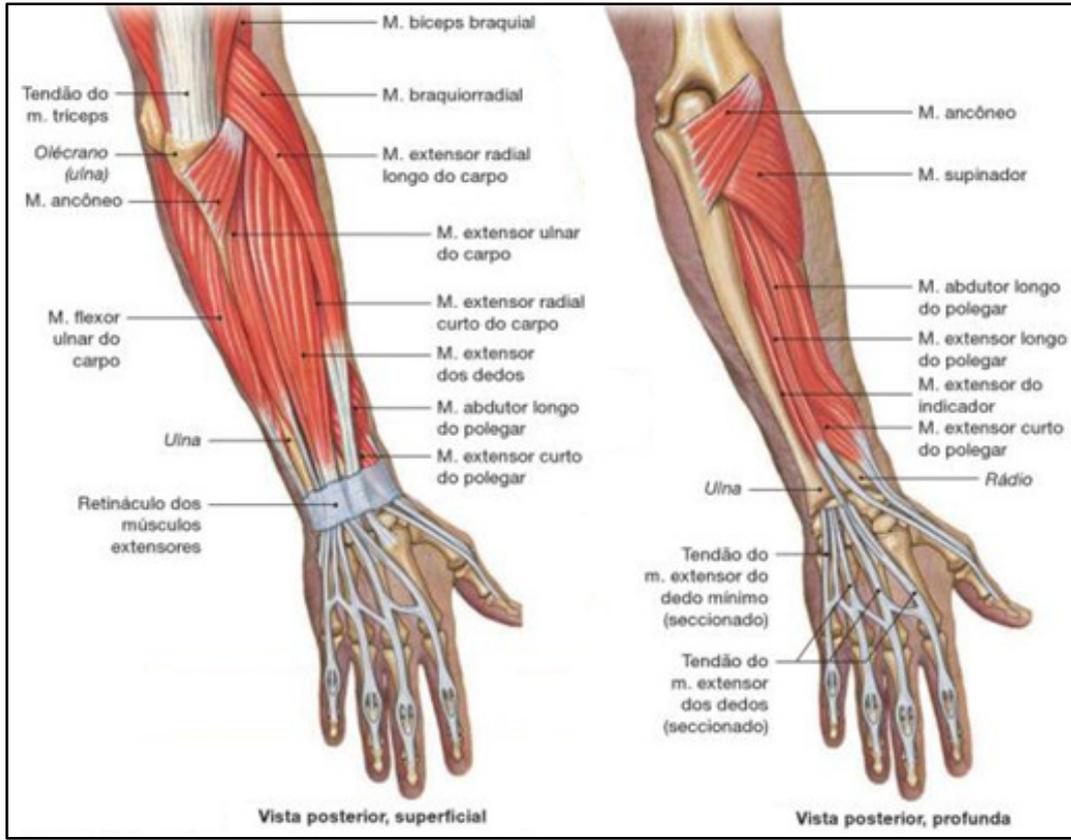
Fonte: Martini e Timmons (2009).

Já na figura 4, pode-se observar os músculos e tendões por vistas dorsais, em sua maioria, responsáveis pelos movimentos de abdução e extensão, novamente separadas pela profundidade dos músculos.

As mãos também possuem um complexo sistema de músculos e tendões, responsáveis pelas diferentes movimentações dos dedos. Há também tendões responsáveis pela sustentação mecânica dos outros tendões. Pode-se observar com detalhes estes músculos e tendões através das figuras 5 (vista dorsal) e 6 (vista palmar).

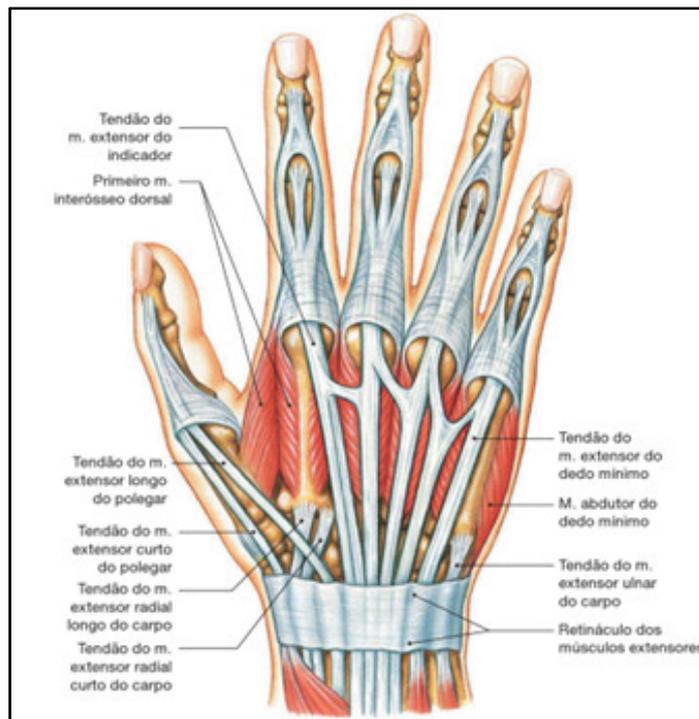
Para a realização perfeita de todos os movimentos dos dedos e da mão, é necessário que estes músculos e tendões funcionem de forma adequada e que não haja lesões em nenhum deles.

**Figura 4 –** Músculos e tendões localizados no antebraço, vista dorsal.



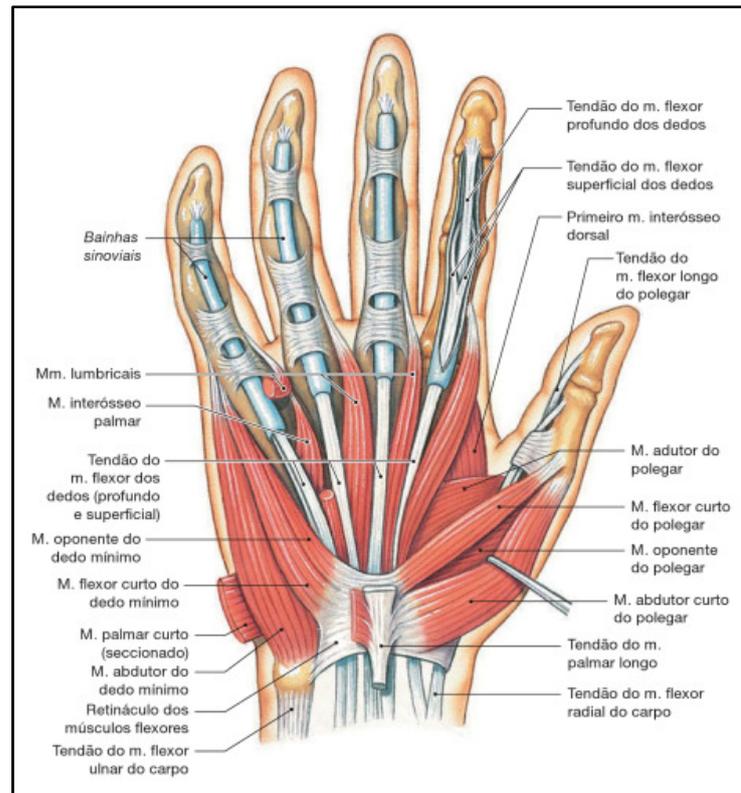
Fonte: Martini e Timmons (2009).

**Figura 5 –** Músculos e tendões localizados na mão, vista dorsal.



Fonte: Martini e Timmons (2009).

**Figura 6** – Músculos e tendões localizados na mão, vista palmar.



Fonte: Martini e Timmons (2009).

## 2.2 PREENSÃO PALMAR

Preensão palmar é a capacidade de aplicar força com a mão e dedos para segurar um objeto de maior tamanho, ou pinçar um objeto de tamanho menor ou mais frágil. Segundo Napier (1956), citado por Santos (2009), quando utilizamos o polegar em oposição à palma da mão ou aos outros dedos, aplicando uma força sobre um objeto, é chamada de preensão de força. E quando se utiliza o polegar e as extremidades ou laterais de outros dedos, realizando um movimento ou apoio suave e preciso do objeto, é denominada preensão de precisão.

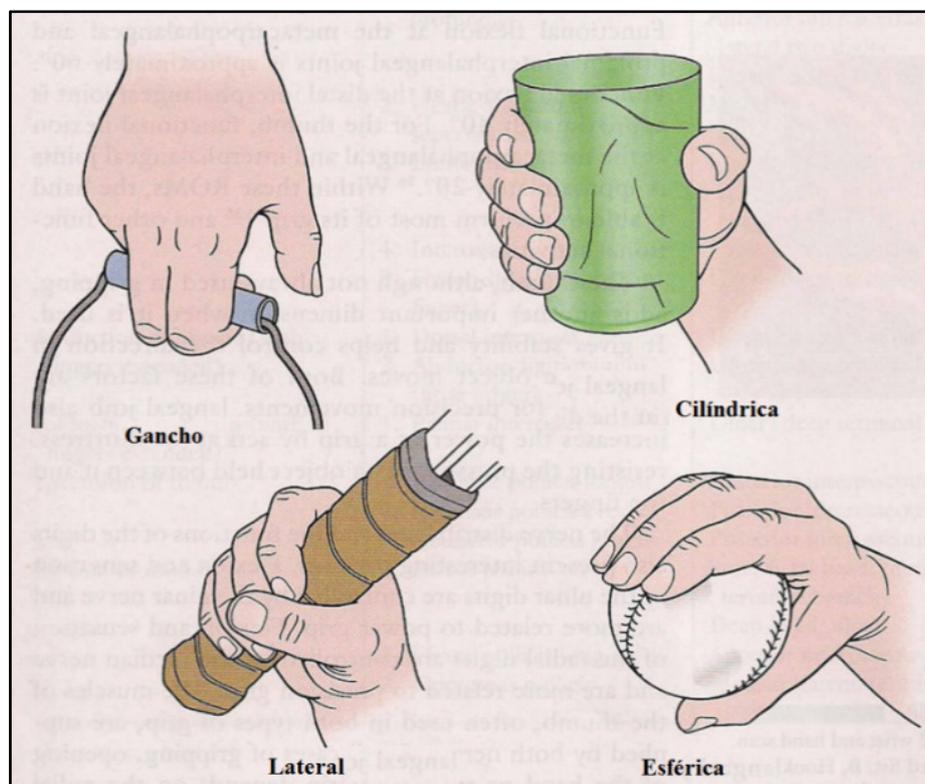
### 2.2.1 Preensão de força

Segundo Konin (2006), pode-se classificar a preensão de força em quatro diferentes tipos:

- Preensão cilíndrica: quando se utiliza todos os dedos, com o polegar exercendo força em oposição à palma da mão. Utilizada para pegar objetos maiores, como uma garrafa ou lata de bebidas;
- Preensão esférica: semelhante à preensão cilíndrica, porém com um contato pleno da palma da mão. Utilizada para segurar uma bola de tênis ou beisebol;
- Preensão em gancho: quando se utiliza um ou mais dedos, com exceção do polegar, parcialmente flexionado. Utilizada para segurar a alça de um balde, de uma maleta ou bolsa;
- Preensão lateral: quando se utiliza todos os dedos, o polegar exercendo força em oposição à palma da mão, e todo o objeto é envolvido pelos dedos. Geralmente utilizada para segurar objetos menores como uma corda, um bastão ou cabo de vassoura.

Na figura 7 pode-se ver a ilustração de cada uma dessas classificações de preensão de força.

**Figura 7** – Ilustrações dos diferentes tipos de preensão de força.



Fonte: Magee (2005).

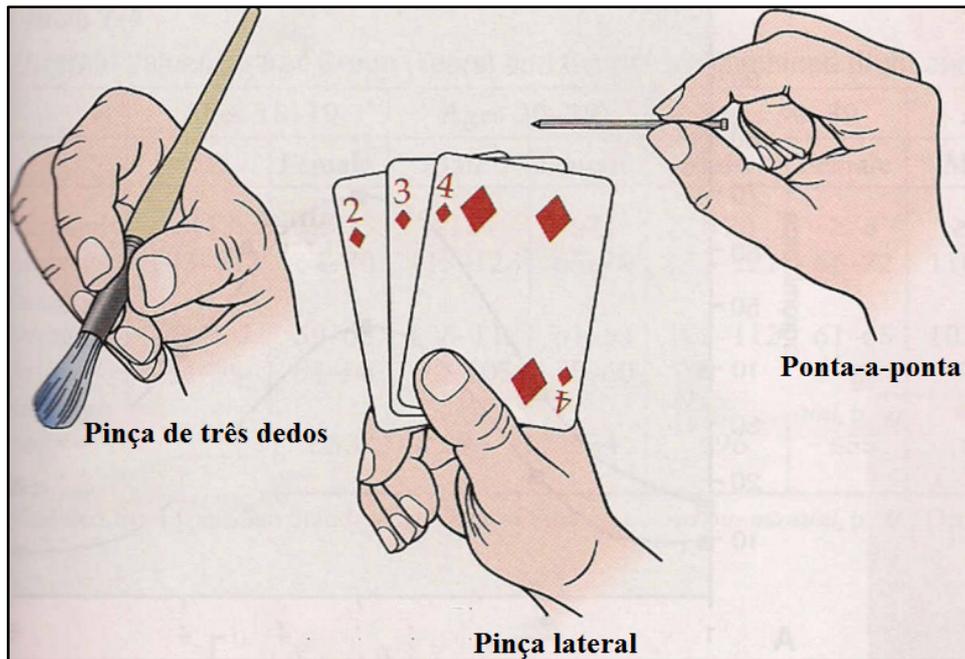
### 2.2.2 Preensão de precisão

A preensão de precisão é aquela que envolve o uso de força e movimentos mais suaves e precisos. Geralmente são mais utilizados os dedos indicador e médio em oposição ao polegar, fazendo com que o objeto seja apoiado entre as faces digital ou lateral dos dedos e a polpa digital do polegar. Dessa forma, o objeto pode ser manipulado de uma forma mais precisa e delicada. Magee (2005) classifica a preensão de precisão em três diferentes variações:

- Pinça de três dedos: pode ser conhecida também como preensão digital, trípede ou tridigital. Ela ocorre quando há oposição entre os dedos indicador e médio, e o polegar, ocorrendo o toque entre as polpas digitais dos dedos com o objeto segurado. As vezes pode ser utilizada também a face lateral do dedo anelar como apoio. Utilizada para segurar lápis, caneta, pincéis;
- Pinça lateral: é quando há contato entre a polpa digital do polegar e a face lateral do dedo indicador. Utilizada para segurar chaves de porta, cartas de jogos;
- Pinça ponta-a-ponta: também conhecida como pinça polpa-polpa. Ocorre quando a polpa digital do polegar mantém contato com a polpa digital de outro dedo. Utilizada quando é necessário movimento preciso e delicado. É a preensão de precisão de maior coordenação e precisão. Utilizada para segurar agulhas, palito de dentes, chaves de precisão.

Na figura 8 pode-se ver a ilustração de cada uma dessas classificações de preensão de precisão.

**Figura 8** – Ilustrações dos diferentes tipos de preensão de precisão.



Fonte: Magee (2005).

### 2.3 PRINCIPAIS LESÕES DA MÃO

O que se pode observar através da anatomia óssea, articular e musculotendinosa, é que o movimento das mãos é gerado a partir de um sistema extremamente complexo e intrincado, onde um movimento simples e pequeno depende de diversos elementos da anatomia humana. Assim, a lesão de um desses elementos pode afetar parcial ou totalmente os movimentos e funcionalidades da mão.

Como afirmado anteriormente, a mão é a parte do membro superior mais exposta aos riscos e acidentes, e por isso, Stone e Humphries (2012) afirmam que acidentes envolvendo as mãos são as mais registradas em setores de emergências em hospitais.

#### 2.3.1 Lesões por esforço repetitivo

Lesão por Esforço Repetitivo (LER) não é uma doença com fisiopatologia própria, na verdade é uma síndrome constituída por um grupo de doenças geradas por diferentes mecanismos de agressão, que incluem desde esforços repetitivos e outras atividades relacionadas ao trabalho, como vibrações ou posturas inadequadas.

Talvez uma melhor forma de denominar tais problemas é a sigla DORT (Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho), que também é utilizada atualmente para denominar tais problemas médicos (VARELLA, 2014).

Embora a frequência desta síndrome seja mais alta nas atividades relacionadas ao trabalho, ela não está limitada as atividades ocupacionais, mas pode aparecer em qualquer indivíduo que esteja exposto a um esforço excessivo do sistema musculoesquelético, privando-o de um tempo de descanso e relaxamento do mesmo.

Segundo Assunção e Vilela (2009), existem sete patologias do complexo punho-mão que se pode afirmar provenientes de LER. São elas:

- Tenossinovite: provocada pela perda da força de preensão. Acarreta dor sobre o tendão afetado, que pode ser fraca durante o repouso e se acentuar durante o movimento. Se a atividade que a ocasionou não for interrompida, o distúrbio poderá ser agravado;
- Tendinite: provocada pela redução da força de preensão. Dor localizada em alguma região musculotendínea, agravada pelo movimento;
- Tenossinovite de Quervain: dor no movimento do polegar, dificultando a abdução. Dor localizada na face dorso-radial do punho, podendo apresentar irradiação da dor para o antebraço ou para o primeiro dedo;
- Dedo em gatilho: enrijecimento das falanges do dedo na posição de flexão, apresentando dor ou rangido quando se tenta o movimento de extensão;
- Cistos sinoviais: formação de nódulos císticos sob a pele com diferentes tamanhos, localizações e formatos, que causam dor nas estruturas próximas quando movimentadas;
- Síndrome do canal de Guyon: afeta principalmente o quarto e quinto dedos, causando perda de força durante a abdução e nos movimentos de pinça, além de hipotrofia, sensibilidade diminuída e fraqueza de interósseos do quinto dedo;
- Síndrome do túnel do carpo: afeta a região do nervo mediano, que inclui os três primeiros dedos, causando dormência, formigamento, parestesia e dor. Sintomas mais acentuados durante a noite e logo pela manhã, ou com o movimento do punho por tempo prolongado.

### 2.3.2 Outras lesões

Diversas lesões traumáticas decorrentes de fraturas, amputações, lacerações, perdas de tecido muscular ou ósseo, queimaduras, seja de partes do antebraço, mãos, dedos ou pontas dos dedos, podem acarretar em perda significativa das forças de preensão.

## 2.4 AVALIAÇÃO FUNCIONAL COM USO DE DINAMÔMETRO

A avaliação e determinação quantitativa da força de preensão palmar têm sido cada vez mais empregadas pelos profissionais da saúde para se determinar estratégias terapêuticas para seus pacientes. A preensão palmar, além de ter relativa simplicidade e facilidade de determinação, também é considerada um indicativo da força total do corpo do indivíduo, sendo empregada também em testes de aptidão física (MOREIRA et al., 2003).

Os dinamômetros biomédicos são dispositivos capazes de determinar de maneira objetiva, prática, simples e não invasiva, a capacidade de força que um indivíduo consegue exercer em seus membros superiores, mais especificamente a força preensora da mão, seja normal ou acometida de alguma lesão.

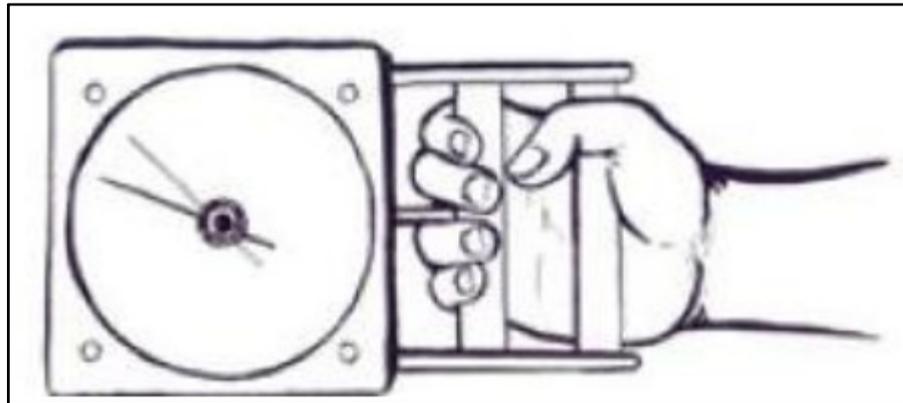
De acordo com Ramos (2009), para se efetuar a medida da força de preensão da mão, a pessoa deve pressionar o dinamômetro utilizando o polegar e os dedos em oposição à palma da mão, conforme pode ser visualizado na figura 9.

Assim, a medida da força aplicada pelo paciente pode ser visualizada em um *display* digital ou em um mostrador analógico. De acordo com Moreira et al. (2003), a SATM propôs em 1981 uma série de procedimentos para que houvesse certa padronização nas medidas de força de preensão das mãos:

- Utilização do dinamômetro Jamar® Hydraulic na posição 2 de empunhadura;
- O avaliado deve permanecer sentado em cadeira sem apoio para os braços;
- Permanecer com a coluna ereta, joelhos flexionados em 90°, ombro em adução e rotação neutra;
- Manter antebraço em posição neutra e punho entre 0° a 30° de extensão e 0° a 15° de desvio ulnar;

- Manter cotovelo flexionado a 90°, antebraço mantido suspenso no ar com a mão posicionada no dinamômetro, que é sustentado pelo avaliador.

**Figura 9** – Ilustração da medição da força de preensão utilizando um dinamômetro biomédico.



Fonte: Ramos (2009).

Dias et al. (2010) afirmaram que se pode realizar a medição da força com dinamômetros de três maneiras diferentes:

- Considerando o melhor desempenho entre duas ou três tentativas;
- Uma média entre duas ou três tentativas;
- Ou ainda uma única medida de força.

Entretanto, Dias et al. (2010) afirmaram ainda que outros diversos fatores podem interferir na medição da força de preensão palmar, e que por isso é difícil normatizar as medições. Os fatores que podem interferir são: sexo, idade, mão dominante, horário da avaliação, incentivo visual ou verbal, temperatura, empunhadura do dispositivo, posicionamento, humor e até mesmo motivação do avaliado.

### 3 DINAMÔMETROS BIOMÉDICOS

No Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) da Faculdade de Engenharia – UNESP – *Campus* de Ilha Solteira, sob a coordenação do Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, tem-se trabalhado e se debruçado sobre o assunto dos dinamômetros biomédicos há vários anos. Alguns instrumentos e artigos já foram produzidos pelo grupo de pesquisas do LIEB. Neste capítulo será abordada uma breve descrição destes trabalhos, bem como os principais dinamômetros encontrados comercialmente, destacando suas principais características e qualidades.

#### 3.1 INSTRUMENTOS PRODUZIDOS NO LIEB

O primeiro instrumento foi desenvolvido por Silva e Carvalho em 1998. O dinamômetro implementado era formado por duas hastes de duralumínio, com membranas que continham extensômetros resistivos, capazes de medir a soma das forças exercidas pelos dedos. Os extensômetros foram posicionados de tal forma que eram sensíveis somente à tensão de cisalhamento. Segundo Santos (2009), este equipamento apresentou reposta linear, independente do ponto de aplicação da força na haste, excelente repetibilidade, faixa dinâmica de 100 N e resolução de 0,8 N.

Silva (2004) melhorou o equipamento posicionando um extensômetro para ser sensível à força de cisalhamento, e outro extensômetro sensível à força normal. Ambos os extensômetros eram ligados em pontes de Wheatstone independentes, e aquele sensível à força de cisalhamento era na verdade um sinal de referência para o outro. Essa modificação melhorou a resolução do equipamento, tornando-o de resolução de 0,4 N, histerese desprezível, tempo de resposta inferior a 12 ms, mantendo a faixa dinâmica de 100 N e a não dependência com o ponto de aplicação da força. Os dados eram coletados através de uma interface computacional em LabVIEW™, e um banco de dados foi projetado de forma a manter um prontuário eletrônico, que armazenava as informações do paciente a cada exame realizado. Porém, nenhuma das versões desenvolvidas no LIEB podia medir a força exercida pelo polegar de forma isolada (SANTOS, 2009).

Atentando a este fato, Santos (2009) propôs um novo modelo de dinamômetro biomédico, capaz de medir as forças de prensão de força e de precisão. O

instrumento é formado por duas partes independentes, a superior é formada por duas hastes unidas por um anel dinamométrico, construído em uma única peça, e a parte inferior uma barra regulável para apoio dos dedos. Ambas as partes foram construídas em material resistente de duralumínio, e possibilitam o encaixe de diferentes moldes ergonômicos específicos, construídos em acrílico, para a realização de exames e testes funcionais de diferentes movimentos e funções das mãos, como pode ser visto na figura 10.

**Figura 10** – Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos.



Fonte: Santos (2009).

Segundo Santos (2009), o uso destes moldes ergonômicos específicos possibilitou que “este instrumento fosse inédito em termos de testes funcionais e de preensão”. Os resultados apresentados mostram que o equipamento possui histerese desprezível, precisão de 0,54%, resolução de 0,70 N, faixa dinâmica de 500 N, além da possibilidade de avaliação de forças exercidas por diferentes músculos da mão. Além disso, por meio de uma interface em LabVIEW™, que possibilitou a comunicação do instrumento com um computador, Santos (2009) desenvolveu um programa com telas amigáveis com possibilidade de armazenar um banco de dados dos pacientes avaliados, tanto com informações de cadastro pessoal, bem como com os resultados clínicos das avaliações realizadas pelo dinamômetro biomédico, dando condições ao profissional da saúde de ter um histórico clínico do paciente desde o início do tratamento terapêutico.

Já em Paulo (2014) propôs realizar uma comunicação sem fio no equipamento desenvolvido por Santos (2009), para que este pudesse transmitir, em tempo real, as informações geradas durante um teste de avaliação funcional da mão diretamente a um dispositivo móvel com Sistema Operacional (SO) Android®, através de um aplicativo via Bluetooth™. A proposta de Paulo (2014) também previa que o aplicativo em Android® pudesse além de receber as informações do dinamômetro, organizar esses valores em um banco de dados, disponibilizando aos profissionais da saúde que aplicassem as avaliações toda informação necessária dos testes para uma correta avaliação funcional do paciente.

Paulo (2014) não fez alterações mecânicas no dispositivo implementado por Santos (2009), mas alterou o circuito eletrônico de condicionamento e interfaceamento do sinal gerado pelos extensômetros resistivos. Utilizando um amplificador de instrumentação INA122 e um microcontrolador PsoC™, foi possível diminuir drasticamente o tamanho do circuito eletrônico, e permitiu o uso de um adaptador ZT-05 da fabricante Zuchi, para realizar a comunicação via Bluetooth™ com o aplicativo no dispositivo móvel com SO Android®. O dispositivo móvel utilizado para desenvolver o sistema de comunicação, foi um *tablet* Xoom™ da fabricante Motorola®. Paulo (2014) também desenvolveu o aplicativo para Android®, com telas amigáveis e diversas funções como cadastro de pacientes e avaliadores, histórico de exames do paciente, aquisição dos resultados de teste de força, entre outras.

Na figura 11, pode-se visualizar a tela de cadastro de pacientes no aplicativo para Android®, o que possibilita a inclusão de diversas informações sobre o mesmo, tais como nome, endereço, data de nascimento, contato, lesões, tratamento etc.

**Figura 11** – Cadastro de pacientes no aplicativo para Android®.

**Cadastro**

**Informações básicas:**  
 Nome: Jean  
 Sexo: Masculino  
 RG: 123456  
 Nasc: 25/07/1990  
 Cidade/UF: Ilha Solteira  
 End: Rua A, Bairro B

**Contato:**  
 Tel: 1233-5566  
 Email: jeanvitordepaulo@gmail.com

**Informações adicionais:**  
 Anotações: Dores no membro superior direito  
 Observações: Horario seg e ter as 16:00

14:39

Fonte: Paulo (2014).

Na figura 12, pode-se observar a tela do aplicativo onde é feito o cadastro dos avaliadores, ou seja, dos profissionais que utilizam o equipamento para realizar os testes nos pacientes. O cadastro do avaliador nesta tela também exige a criação de uma senha de acesso a cada avaliador, uma vez que esta senha é obrigatória na hora da realização de um novo exame.

Na figura 13, é possível observar a tela de histórico de exames de um determinado paciente. Esta tela possibilita ao profissional que está realizando o exame ou a avaliação funcional do paciente, visualizar todo o histórico de exames do paciente que foi realizado e armazenado no dispositivo móvel.

**Figura 12** – Cadastro de avaliadores no aplicativo para Android®.

**Cadastro de Avaliadores**

**Informações básicas:**  
 Nome: Roberto  
 Sexo: Masculino  
 RG: 5242425  
 Nasc: 25/07/1940  
 Cidade/UF: Ilha Solteira  
 End: Rua x

**Acesso:**  
 Senha: \*\*\*\*\*  
 Conf. Senha: \*\*\*\*\*  
 Contato:  
 Tel: 545354-6656  
 Email: ret@teste.com  
 Instituição: Unesp

**Informações adicionais:**  
 Informações Profissionais  
 Fisioterapeuta  
 Observações  
 Atendimento seg a sex das 8 as 18

14:39

Fonte: Paulo (2014).

**Figura 13** – Histórico de exames do paciente no aplicativo para Android®.

**Visualização de exames**

**Exames**

Voluntário: Larissa Cruvinel de Paulo  
 Idade: 18  
 Nova aquisição

**Seções:**

Data: 2/5/2014  
 Id: 5  
 Tempo: 11  
 Tipo: Flexão da metacarpofalangeana  
 Resp: 5  
 Valor Max: 15.9941  
 Mão: Esquerda

Data: 2/5/2014  
 Id: 6  
 Tempo: 5  
 Tipo: Preensão palmar  
 Resp: 5  
 Valor Max: 15.9702  
 Mão: Esquerda

Data: 2/5/2014  
 Id: 7  
 Tempo: 5  
 Tipo: Elevação da metacarpofalangeana

4:36

Fonte: Paulo (2014).

Já a aquisição dos dados durante a realização de um teste de força, pode ser observada na tela do aplicativo em tempo real, conforme se observa na figura 14.

**Figura 14** – Aquisição dos dados do exame no aplicativo para Android®.



Fonte: Paulo (2014).

De acordo com os resultados apresentados por Paulo (2014), o sistema operando de forma adequada e em rotinas de testes em um ambiente controlado, apresentou precisão de 0,064%, resolução de 0,2 N, histerese desprezível (menor que 1%), sensibilidade de 131,4 N/V, e faixa dinâmica de 350 N.

### 3.2 DINAMÔMETRO KRATOS®

O dinamômetro Kratos® é um modelo comercial, puramente mecânico, baseado em princípio de sistema hidráulico fechado, de fabricação nacional, utilizado apenas para medição de preensão de força, possui alças fixas que não permite o ajuste à mão do paciente, e escala dinâmica de 100 kgf. Segundo Santos (2009) este dinamômetro é pesado, o que dificulta o uso por pacientes com fraqueza muscular ou lesão da mão. Mesmo quando utilizado por pacientes hígidos, acarreta um desvio do

punho para o lado ulnar, interferindo na estabilização do punho para o correto procedimento da avaliação clínica.

Conforme pode ser visto na figura 15, outra limitação deste equipamento é a pequena área de contato entre as hastes e a mão do paciente, o que impede que todas as regiões da mão encontrem apoio no equipamento para realizar a força necessária de preensão.

**Figura 15** – Dinamômetro da marca Kratos®.



Fonte: Chiodi, Lustosa e Venturini (2010).

### 3.3 DINAMÔMETRO PINCH-GAUGE®

O dinamômetro Pinch-Gauge® é utilizado para realizar as medições de preensão de precisão, como pinça polpa-polpa, pinça trípode e pinça lateral, quando são utilizados somente os dedos polegar, indicador e médio. Como pode ser visto na figura 16, ele é um instrumento de pequeno porte, leve, analógico e de simples manuseio e leitura.

Segundo Santos (2009), embora as recomendações de uso do equipamento solicitem que o polegar esteja apoiado para a correta medição da força de pinça, este dinamômetro só permite a medição da força de precisão, não sendo capaz de medir de forma isolada outros músculos como é necessário em exames de provas e funções da área ortopédica.

**Figura 16** – Dinamômetro da marca Pinch-Gauge®.



Fonte: Silva (2013).

### 3.4 DINAMÔMETRO RAIZAMED

O dinamômetro da marca Raizamed é voltado para a triagem e certificação na medicina do tráfego e do trabalho. É um equipamento bastante simples e limitado, utilizado apenas para a medição da preensão de força. Possui capacidade máxima de 90 kgf, sendo que seu painel de leitura indica apenas cinco faixas fixas de força, 0 – 10 kgf, 10 – 20 kgf, 20 – 30 kgf, 30 – 40 kgf, e acima de 40 kgf. O sistema eletrônico não é eficaz, uma vez que não capta pequenas variações de força, e nem mesmo a variação gradual da força durante uma medição (SANTOS, 2009). Além disso, como pode ser visto na figura 17, a área de empunhadura da mão é pequena, o que dificulta uma pegada confortável e eficaz de pessoas com tamanho de mão maior. Em alguns casos, o quinto dedo acaba ficando para o lado de fora da empunhadura, o que prejudica a medida da força.

**Figura 17** – Dinamômetro da marca Raizamed.



Fonte: Santos (2009).

### 3.5 DINAMÔMETRO SAEHAN

Os dinamômetros da marca Saehan disponíveis no mercado são baseados em dois princípios diferentes, sendo um mecânico, conforme a figura 18, e outro baseado em um sistema hidráulico fechado, conforme figura 19, semelhante ao dinamômetro da marca Jamar®.

**Figura 18** – Dinamômetro mecânico da marca Saehan.



Fonte: Paulo (2014).

**Figura 19** – Dinamômetro hidráulico da marca Saehan.



Fonte: Fisiostore (2014).

O dinamômetro mecânico possui faixa de trabalho de até 100 kgf, resolução de 2 kgf, quatro diferentes posições de ajuste da empunhadura e mostrador analógico. Além da escala em kgf, o instrumento também apresenta uma escala em libras-força.

Já o dinamômetro hidráulico possui mostrador analógico, faixa de trabalho de até 90 kgf, resolução de 2 kgf, apresenta cinco diferentes posições de empunhadura para um melhor ajuste da mão do paciente, é de fácil operação, leitura simples, leve e permite uma avaliação de apreensão de força de maneira eficaz.

Segundo Reis e Arantes (2011), este equipamento hidráulico da marca Saehan possui estrutura mecânica e funcionamento muito semelhantes ao dinamômetro da marca Jamar®. Tal fato os motivaram a estudar a validade e confiabilidade deste equipamento, realizando uma comparação dos resultados obtidos com o dinamômetro hidráulico Saehan e Jamar®, em uma amostra de indivíduos hígidos.

Os resultados obtidos na análise possibilitaram afirmar que o dinamômetro Saehan é válido e confiável, e que seus resultados são equivalentes aos resultados obtidos pelo dinamômetro da marca Jamar® (REIS; ARANTES, 2011).

### 3.6 DINAMÔMETRO JAMAR®

O dinamômetro da marca Jamar® foi desenvolvido em 1954, sendo composto por um sistema hidráulico de aferição de tensão. Constituído por duas barras de aço ligadas juntas, quando o paciente aperta as barras, as mesmas sofrem uma deformação mecânica, transferindo essa deformação para os aferidores que variam sua resistência elétrica. Essa alteração da resistência elétrica faz com que o sinal elétrico do circuito eletrônico também seja alterado de forma proporcional à força aplicada (MOREIRA et al., 2003).

Por ser de fácil e simples operação, leitura rápida e direta, além de ser utilizado em uma infinidade de diferentes campos de pesquisa e atuação clínica, o dinamômetro da marca Jamar® é considerado o instrumento mais aceito para avaliação de preensão palmar (MOREIRA et al., 2003). Também é o instrumento recomendado pela SATM e pela SACM (REIS et al., 2011; SANTOS, 2009; MOREIRA et al., 2003). Além disso, Mathiovetz et al. (1984) citado por Moreira et al. (2003), afirmam que o dinamômetro Jamar® é descrito como o instrumento mais confiável para se medir a força de preensão palmar.

Reis e Arantes (2011) afirmam que vários estudos na literatura já consolidam a alta confiabilidade e validade do dinamômetro Jamar®, e que por isso o modelo é considerado o “padrão ouro”. Os autores também afirmam que por causa da alta confiabilidade do equipamento, ele tem sido utilizado por vários pesquisadores e desenvolvedores como um equipamento padrão para validação de novas técnicas e equipamentos de medição da força de preensão palmar.

No mercado, os dinamômetros podem ser encontrados em duas versões, uma com um mostrador analógico e outra com um mostrador digital, como pode ser visto na figura 20.

O equipamento da marca Jamar® possui cinco diferentes posições para ajuste da empunhadura, resolução de 1 kgf, faixa de trabalho de até 100 kgf, podendo também serem mostrados os valores na unidade de libras-força. Embora tenha um modelo com mostrador digital, os valores dos testes devem ser anotados manualmente pelo avaliador (PAULO, 2014).

**Figura 20** – Dinamômetro da marca Jamar® de mostrador digital.



Fonte: Paulo (2014).

Santos (2009) afirmou, após estudo da bibliografia, que o equipamento da Jamar® deveria ser mais leve, uma vez que a forma e o tamanho do instrumento de medição podem afetar a força de preensão exercida pelo paciente. Além disso, Santos (2009) afirmou também que o polegar no equipamento da Jamar® tem a função somente de apoiar o instrumento para permitir o aperto do mesmo, logo, não são avaliados os músculos motores do polegar.

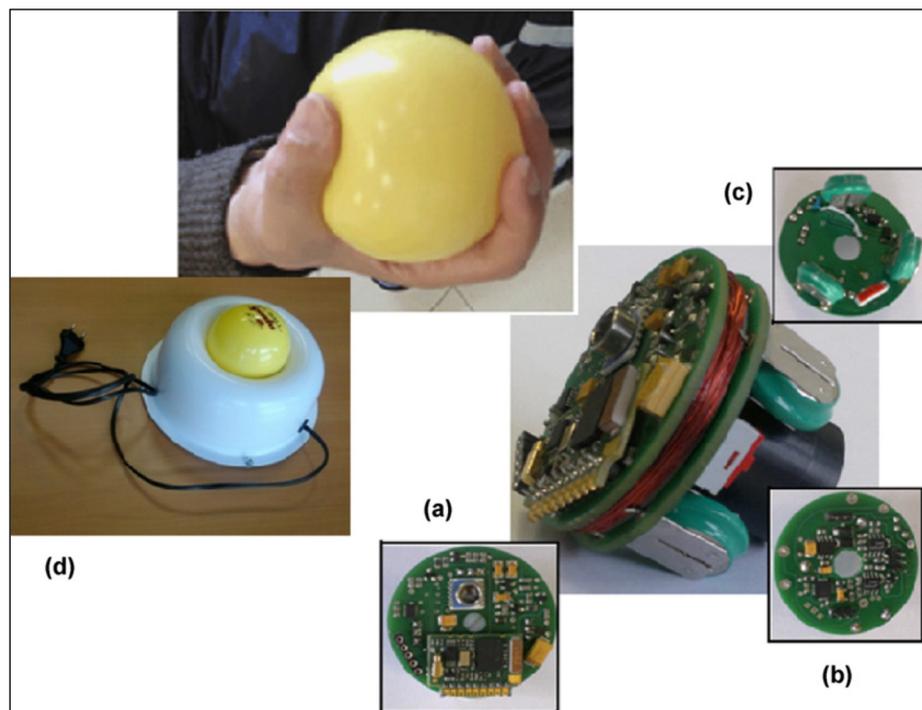
### 3.7 DINAMÔMETRO GRIP-BALL™

Na literatura também é possível encontrar pesquisas e equipamentos sendo desenvolvidos no formato esférico. Um desses equipamentos é chamado de Grip-ball™, implementado por Jaber et al. (2012). O objetivo foi desenvolver um instrumento de medição da força de preensão palmar, e ao mesmo tempo, um

equipamento para ser utilizado em casa por pacientes em reabilitação da mão ou do antebraço, sem a necessidade da presença física de um profissional da saúde acompanhando os exercícios de reabilitação, uma vez que a tecnologia Bluetooth™ associada ao uso de um dispositivo com transmissão de dados, como *smartphones* ou *tablets*, garantem ao dispositivo o potencial para um monitoramento remoto.

O Grip-ball™ consiste de um conjunto de sensores de temperatura e pressão, e um sistema eletrônico de comunicação via Bluetooth™, selados dentro de uma bola hermética de material maleável e inflável, que pode ser inflada para se obter as condições de avaliação de acordo com a necessidade. O circuito eletrônico é inserido no interior desta mesma esfera plástica. Na figura 21 são vistas fotos de estruturas do instrumento.

**Figura 21** – Dinamômetro esférico *Grip-ball™*.



Fonte: Jaber et al. (2012).

(a) face com sensores e módulo de comunicação; (b) face sem o módulo de comunicação; (c) face da posição da bateria; (d) Grip-ball™ na base de recarga da bateria.

Jaber et al. (2012) afirma que os resultados obtidos nos testes de validação do equipamento, mostram que o dinamômetro opera de modo eficaz e que seus resultados são compatíveis com os resultados obtidos com o dinamômetro Jamar®. Porém, os autores afirmam que a versão do equipamento utilizado para validação dos

resultados é um protótipo, e que por isso possui algumas limitações, como o limite máximo de força aplicada de 20 kgf, e taxa de amostragem de 15 Hz, considerada pelos autores como inaceitável para um dispositivo de medida em tempo real. (JABER et al., 2012).

Embora apresente limitações, Jaber et al. (2012) consideram que o Grip-ball™ abre uma nova perspectiva para os exames de força e funcionais clínicos e de reabilitação, para que estes possam ser realizados remotamente, e assim, a reabilitação do paciente possa ser acompanhada por profissional à distância. Além disso, o equipamento poderia ser integrado a sistemas de entretenimento como forma de motivar o paciente a realizar as rotinas e exercícios de reabilitação de movimentos (JABER et al., 2012).

Os autores afirmaram já haver uma versão comercial em desenvolvimento que não teria as limitações apresentadas na versão de protótipo (JABER et al., 2012), entretanto, ainda não foi relatada na bibliografia nenhuma publicação a respeito deste equipamento aprimorado.

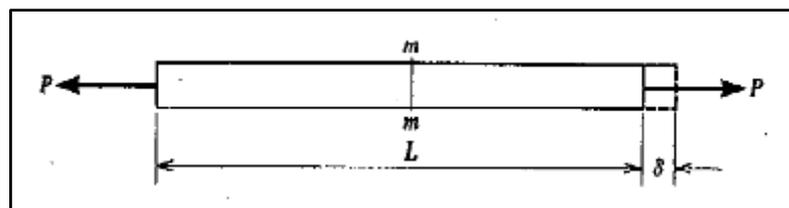
## 4 EXTENSOMETRIA

Neste capítulo serão abordados alguns dos fundamentos teóricos de resistências de materiais para a análise e projeto da estrutura mecânica que irá acondicionar os transdutores de carga. Também serão mostrados os princípios de funcionamento dos extensômetros resistivos e como realizar a ligação elétrica entre eles. Por fim, será explicitado o equacionamento utilizado para a determinação das dimensões do equipamento.

### 4.1 ELASTICIDADE E LEI DE HOOKE

Dada uma barra prismática de comprimento  $L$  sob efeito de uma força de tração  $P$ , como pode ser visto na figura 22, a mesma irá sofrer um alongamento  $\delta$ . Este alongamento é proporcional à força aplicada  $P$ , ao comprimento da barra  $L$  e inversamente proporcional à área de seção transversal e ao módulo de elasticidade do material da barra. Esta capacidade do material de voltar ao estado inicial quando cessa a carga aplicada, é chamada de elasticidade.

**Figura 22** – Barra prismática sob efeito de força de tração.



Fonte: Timoshenko e Gere (1983).

A relação entre as dimensões da barra, a carga e o alongamento pode ser descrito pela lei experimental de Hooke, que pode ser expressa pela equação (1):

$$\delta = \frac{PL}{AE} \quad (1)$$

na qual:

$\delta$  = alongamento total da barra

$P$  = força aplicada sobre a barra

$L$  = comprimento da barra

$A$  = área da seção transversal da barra

$E$  = módulo de elasticidade

Considerando uma seção transversal na barra, como exemplo a seção  $mm$  na figura 22, pode-se imaginar que se essa barra estivesse dividida em duas partes, haveria duas partes em equilíbrio, e especificamente na seção  $mm$  poder-se-ia observar forças sendo exercidas das partículas da parte à esquerda sobre as partículas da parte à direita, e vice-versa. Como essas forças são distribuídas de forma uniforme sobre a seção, pode-se considerar a intensidade do esforço que está sendo exercida nessa região, ou seja, a intensidade de força por unidade de área como uniforme dentro da seção (FARIA, 2001). Na condição de equilíbrio, a soma de todas essas forças atuantes na seção  $mm$  é igual à força de tração  $P$  aplicada. A intensidade de força por unidade de área é chamada de tensão ( $\sigma$ ), e pode ser representada por:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (2)$$

O alongamento por unidade de comprimento é denominado de alongamento relativo ou deformação específica ( $\varepsilon$ ), sendo representado por:

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L} \quad (3)$$

Substituindo-se as equações (2) e (3) em (1) obtém-se a lei de Hooke representada pela equação (4), onde  $E$  é chamado de módulo de elasticidade ou módulo de Young do material:

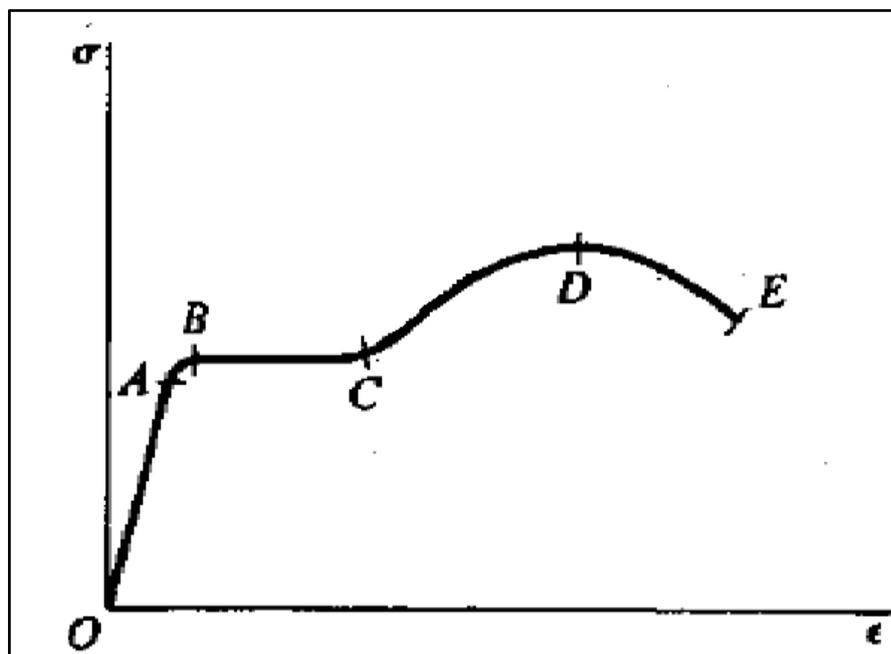
$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (4)$$

Essas equações apresentadas podem ser utilizadas na análise de esforços sobre barras prismáticas do tipo axiais, ou seja, forças de tração ou compressão. Assim,  $\sigma$  representará tensões axiais,  $\delta$  alongamento ou encurtamento longitudinal,  $\varepsilon$  deformações axiais e  $E$  o módulo de elasticidade do material (FARIA, 2001).

## 4.2 ENSAIO DE TRAÇÃO

Em todo material que é submetido à ensaio de tração, a proporcionalidade entre a força de tração e a deformação só existe até determinado limite de tensão, denominado limite de elasticidade. Cada material possui um valor de tensão diferente para o limite de elasticidade, entretanto o comportamento geral dos materiais é semelhante (TIMOSHENKO; GERE, 1983), como pode ser observado na figura 23.

**Figura 23** – Diagrama de deformação ( $\epsilon$ ) x tensão ( $\sigma$ ).



Fonte: Timoshenko (1983).

Do ponto **O** até o ponto **A**, a tensão e a deformação são proporcionais. A tensão do ponto **A** é chamada de limite de proporcionalidade e a do ponto **B** de limite de elasticidade. Entre os pontos **B** e **C**, ocorre o escoamento do metal, que é quando há aumento na deformação, ou seja, a barra é alongada, sem que haja aumento considerável da tensão. A tensão do ponto **C** é chamada de limite de escoamento. Entre os pontos **C** e **D**, o material adquire uma certa rigidez novamente, o que acarreta em aumento de tensão e deformação novamente até atingir o ponto de máxima tensão (ponto **D**), cuja tensão é chamada de tensão de ruptura do material. Após o ponto **D**, a deformação da barra é caracterizada pela diminuição da tensão, até atingir a ruptura do material, que é representada pelo ponto **E** (FARIA, 2001).

### 4.3 COEFICIENTE DE POISSON

Toda vez que uma barra prismática sofre um esforço de tração, como na figura 22, ocorre um alongamento da barra. Porém, além do alongamento axial, a barra também sofre uma contração lateral. Na região de proporcionalidade de uma barra prismática, a relação entre a contração lateral e o alongamento axial se mantém constante, e é chamada de constante de Poisson ( $\mu$ ) (FARIA, 2001), representada pela equação (5):

$$\mu = \frac{\text{Contração lateral}}{\text{Alongamento axial relativo}} \quad (5)$$

### 4.4 TENSÃO DE CISALHAMENTO

A tensão mencionada refere-se a tensão normal, que possui direção de atuação paralela ao eixo transversal da barra.

Entretanto, em uma barra prismática também podem ser exercidas tensões de cisalhamento, cuja direção é perpendicular à barra ou paralela ao plano da seção transversal  $mm$  da figura 22. Essas tensões de cisalhamento também podem acarretar deformações ou distorções (FARIA, 2001). A tensão de cisalhamento é representada pela equação (6):

$$\tau = G \cdot \gamma \quad (6)$$

na qual:

$\tau$  = tensão de cisalhamento

$G$  = módulo de elasticidade transversal

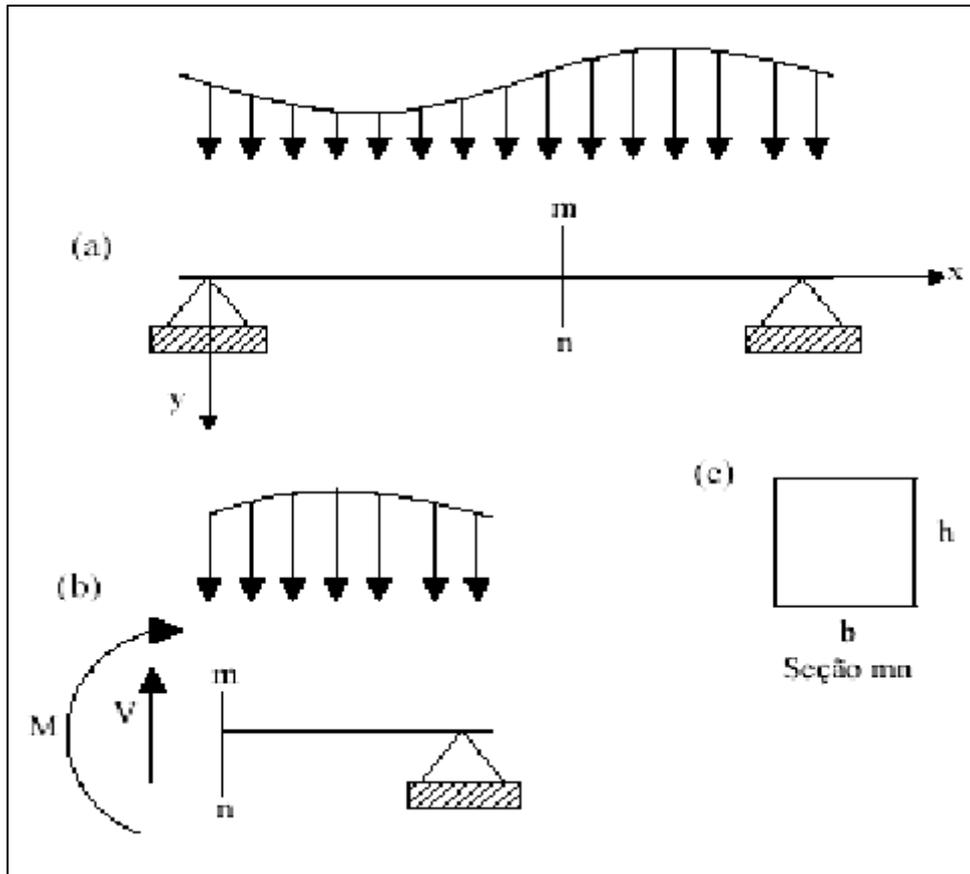
$\gamma$  = deformação de cisalhamento

O módulo de elasticidade transversal  $G$  equação (7), também pode ser descrito em função do módulo de elasticidade ( $E$ ) e do coeficiente de Poisson ( $\mu$ ):

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)} \quad (7)$$

Considere uma barra prismática apoiada em dois pontos suportando uma carga distribuída de forma não uniforme sobre seu comprimento, conforme a figura 24 (a):

**Figura 24 – Barra fletida.**



Fonte: Faria (2001).

Considerando um corte na seção  $mn$  da barra e afim de que a mesma permaneça em equilíbrio, substitui-se as forças equivalentes por uma força cortante  $V$  e um momento  $M$  na seção restante da barra, conforme pode ser visto na figura 24 (b). Considerando que a barra possui seção retangular com dimensões  $b$  e  $h$ , conforme pode ser visto na figura 24 (c), a tensão máxima de cisalhamento ( $\tau_{MAX}$ ) é dada pela equação (8) (FARIA, 2001):

$$\tau_{MAX} = \frac{3 V}{2 bh} \quad (8)$$

#### 4.5 MOMENTO DE INÉRCIA

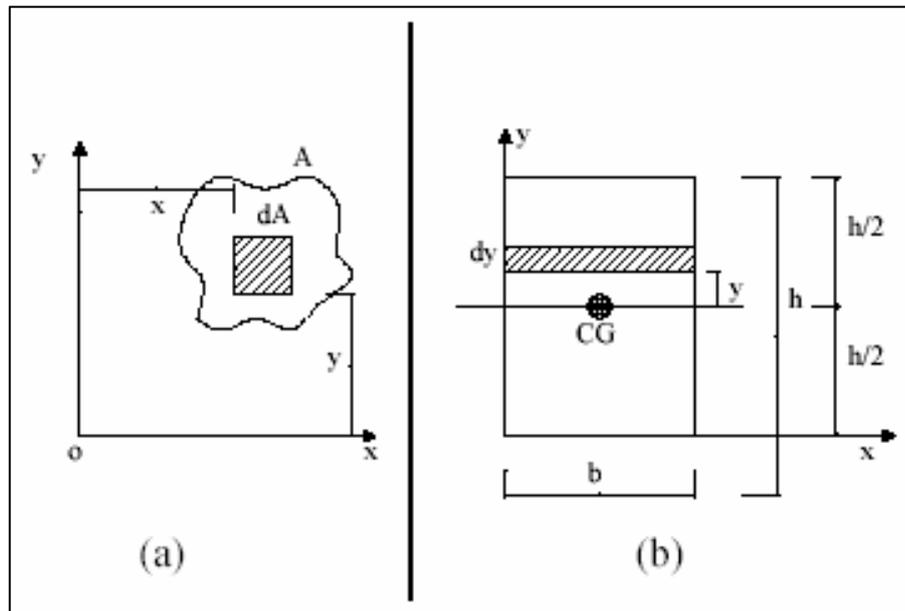
Pode-se definir o momento de inércia de um elemento de área em relação à um eixo dado, como o produto da área pelo quadrado da distância entre esse elemento de área até o eixo definido. Considerando a figura 25 (a), o momento de inércia  $dI_x$  do elemento de área  $dA$  em relação ao eixo  $x$  é dado conforme a equação (9):

$$dI_x = y^2 dA \quad (9)$$

Já em relação ao eixo  $y$  é dado conforme a equação (10):

$$dI_y = x^2 dA \quad (10)$$

**Figura 25** – Momento de inércia de um elemento de área.



Fonte: Faria (2001).

Para se determinar o momento de inércia de toda a superfície de área finita, basta realizar a integral dos momentos de inércia de todos os elementos de superfície contidos nessa superfície finita, logo obtém-se as equações (11) e (12):

$$I_x = \int_A dI_x = \int_A y^2 dA \quad (11)$$

e

$$I_y = \int_A dI_y = \int_A x^2 dA \quad (12)$$

As equações (11) e (12) são os momentos de inércia da superfície de área  $A$  da figura 25 (a) em relação aos eixos  $x$  e  $y$  respectivamente.

Considerando a figura 25 (b), o momento de inércia da seção retangular em relação ao seu centro geométrico (CG) é representado pelas equações (13) e (14):

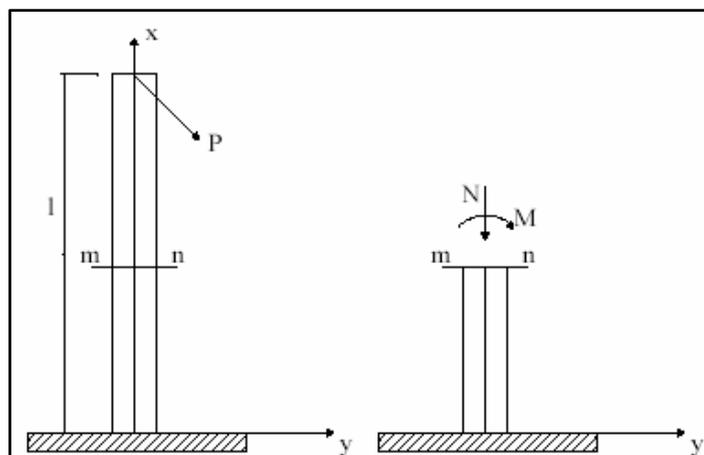
$$I_{x_{cg}} = \int_A y^2 dA = \int_{-\frac{1}{2}h}^{\frac{1}{2}h} y^2 b dy = \frac{bh^3}{12} \quad (13)$$

e

$$I_{y_{cg}} = \int_A x^2 dA = \int_{-\frac{1}{2}b}^{\frac{1}{2}b} x^2 h dx = \frac{hb^3}{12} \quad (14)$$

#### 4.6 FLEXÃO NORMAL COMPOSTA

**Figura 26** – Barra prismática submetida à flexão normal composta.



Fonte: Faria (2001).

A figura 26 mostra uma força axial  $P$  exercida sobre uma barra prismática. A ação dessa força transferida a uma seção qualquer  $mn$  resulta em um esforço axial ( $N$ ) e um momento fletor ( $M$ ), que irão gerar tensões normais ( $\sigma$ ), expressas pela equação (15) (FARIA, 2001), que representa a tensão total para a flexão normal composta:

$$\sigma = \pm \frac{My}{I} \pm \frac{N}{A} \quad (15)$$

na qual:

$I$  = momento de inércia

$A$  = área da seção transversal da barra

$y$  = distância entre o centro da barra e o ponto que se deseja determinar a tensão

## 4.7 EXTENSÔMETROS METÁLICOS

### 4.7.1 Princípio de funcionamento: efeito piezorresistivo

Os extensômetros são transdutores elétricos baseados na variação de sua impedância quando submetidos à esforços mecânicos. Um dos principais extensômetros utilizados é baseado no efeito piezorresistivo dos *strain-gages*, ou seja, quando o extensômetro sofre uma deformação a sua resistência elétrica varia proporcionalmente.

Considerando um fio metálico de resistividade  $\rho$ , comprimento  $l_e$ , e seção transversal com área  $A_e$ , pode-se definir a resistência desse fio  $R_e$  como a equação (16):

$$R_e = \frac{\rho l_e}{A_e} \quad (16)$$

Para uma força exercida no sentido longitudinal, têm-se a equação (17):

$$\frac{dR_e}{R_e} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl_e}{l_e} - \frac{dA_e}{A_e} \quad (17)$$

O alongamento do fio resultante da aplicação de uma força  $F$  no fio, dentro da região elástica do material conforme a figura 23, pode ser expresso pela equação (2) aplicada a condição do fio. Obtém-se a equação (18):

$$\sigma = \frac{F}{A_e} = E\varepsilon = E \frac{dl_e}{l_e} \quad (18)$$

na qual,  $dl_e$  é o alongamento do fio análogo ao alongamento da barra ( $\delta$ ), e  $l_e$  é o comprimento do fio análogo ao comprimento da barra ( $L$ ) na equação (2).

Considerando um fio com seção circular, a área  $A_e$  pode ser expressa como a equação (19):

$$A_e = \frac{\pi t_e^2}{4} \quad (19)$$

na qual  $t_e$  é o diâmetro do fio.

Esse fio, sendo submetido a um esforço axial, irá sofrer uma variação de dimensões tanto longitudinalmente como transversalmente, ou seja, haverá uma variação de  $l_e$  e  $t_e$ . A relação entre a variação nestes dois sentidos pode ser expressa pela equação (20):

$$\mu = -\frac{dt_e/t_e}{dl_e/l_e} \quad (20)$$

Diferenciando-se a equação (19) e considerando a equação (20) para substituir o argumento  $dt_e/t_e$ , têm-se:

$$\frac{dA_e}{A_e} = -2 \frac{\mu dl_e}{l_e} \quad (21)$$

O efeito piezorresistivo é quando ocorre uma variação na resistividade de um material devido a um esforço mecânico exercido sobre o mesmo. Nos metais, a variação de resistividade ( $d\rho/\rho$ ) é proporcional à variação do volume (FARIA, 2001):

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dVol_e}{Vol_e} \quad (22)$$

onde  $C$  é a constante de Bridgman e  $Vol_e$  é o volume do fio (FARIA, 2001), que pode ser expresso pela equação (23):

$$Vol_e = \frac{\pi l_e t_e^2}{4} \quad (23)$$

Diferenciando-se a equação (23) e substituindo ( $dA_e/A_e$ ) da equação (21), tem-se a equação (24):

$$\frac{dVol_e}{Vol_e} = \frac{dl_e}{l_e} (1 - 2\mu) \quad (24)$$

Considerando o fio de material isotrópico e com deformação elástica, ou seja, somente na região entre os pontos **0** e **A** da figura 23, pode-se reescrever a equação (17) utilizando as equações (21) e (22), e considerando ( $dl_e/l_e = \varepsilon$ ) de acordo com a equação (18):

$$\frac{dR_e}{R_e} = \frac{dl_e}{l_e} [1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)] = K \frac{dl_e}{l_e} = K\varepsilon \quad (25)$$

na qual

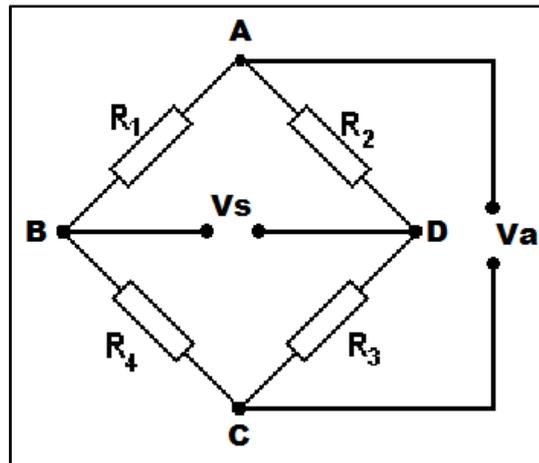
$$K = [1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)], \quad (26)$$

$K$  é chamado de fator de Gage, fator de calibração ou fator de sensibilidade.

#### 4.7.2 Ligação dos extensômetros

O circuito mais utilizado para realizar a ligação entres os extensômetros é a chamada ponte de Wheatstone, cuja configuração pode ser observada na figura 27:

**Figura 27** – Ponte de Wheatstone.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

De acordo com a figura 27, considera-se que  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_4$  sejam extensômetros de mesmo valor de resistência elétrica, e a tensão de entrada do circuito seja  $V_a$ , logo a tensão de saída  $V_s$  do circuito pode ser obtida através dos equacionamentos que serão demonstrados a seguir.

Consideremos a diferença de tensão entre os pontos **A** e **B** do circuito da figura 27, que pode ser descrita como:

$$V_{AB} = \frac{R_1}{R_1 + R_4} V_a \quad (27)$$

e entre os pontos **A** e **D** como:

$$V_{AD} = \frac{R_2}{R_2 + R_3} V_a \quad (28)$$

A tensão de saída  $V_s$  pode ser escrita pela equação (29):

$$V_s = V_{AB} - V_{AD} \quad (29)$$

logo,

$$V_s = \frac{(R_1 R_3) - (R_2 R_4)}{(R_1 + R_4)(R_2 + R_3)} V_a \quad (30)$$

Considerando que inicialmente todos os extensômetros possuem mesmo valor de resistência elétrica, têm-se que:

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R \quad (31)$$

logo, obtém-se na saída uma tensão nula, isto é,  $V_s = 0$ .

Supondo que os extensômetros sofram uma deformação mecânica, ocasionando uma variação de resistência elétrica, pode-se considerar um acréscimo de resistência elétrica  $dR$  para cada extensômetro (BARBOSA, 2010). Logo,

$$R_1 = R + dR_1 \quad (32)$$

$$R_2 = R + dR_2 \quad (33)$$

$$R_3 = R + dR_3 \quad (34)$$

$$R_4 = R + dR_4 \quad (35)$$

sendo  $dR_x < 0$  para as deformações de compressão e  $dR_x > 0$  para as de tração.

Substituindo-se as equações (32), (33), (34) e (35) na equação (30), obtém-se:

$$V_s = \frac{(R + dR_1)(R + dR_3) - (R + dR_2)(R + dR_4)}{(R + dR_1 + R + dR_4)(R + dR_2 + R + dR_3)} V_a \quad (36)$$

Realizando as multiplicações e reorganizando a equação, obtém-se a equação (37):

$$V_s = \frac{RdR_1 + RdR_3 + dR_1dR_3 - RdR_2 - RdR_4 - dR_2dR_4}{4R^2 + 2RdR_1 + 2RdR_2 + 2RdR_3 + 2RdR_4 + dR_1dR_2 + dR_1dR_3 + dR_2dR_4 + dR_3dR_4} V_a \quad (37)$$

Desprezando-se os termos do tipo  $dR_i dR_j$ , ( $i, j = 1, 2, 3, 4$ ) por serem próximos de zero, e reorganizando a equação (37) (BARBOSA, 2010), têm-se:

$$V_s = \frac{R(dR_1 + dR_3 - dR_2 - dR_4)}{2R(2R + dR_1 + dR_2 + dR_3 + dR_4)} V_a \quad (38)$$

Pode-se desprezar os termos do tipo  $dR_i$ , ( $i = 1, 2, 3, 4$ ) por serem muito menores que  $2R$ , logo:

$$V_s = \frac{V_a}{4} \left( \frac{dR_1}{R} - \frac{dR_2}{R} + \frac{dR_3}{R} - \frac{dR_4}{R} \right) \quad (39)$$

Substituindo-se (25) em (39) para cada um dos extensômetros  $R_i$ , têm-se:

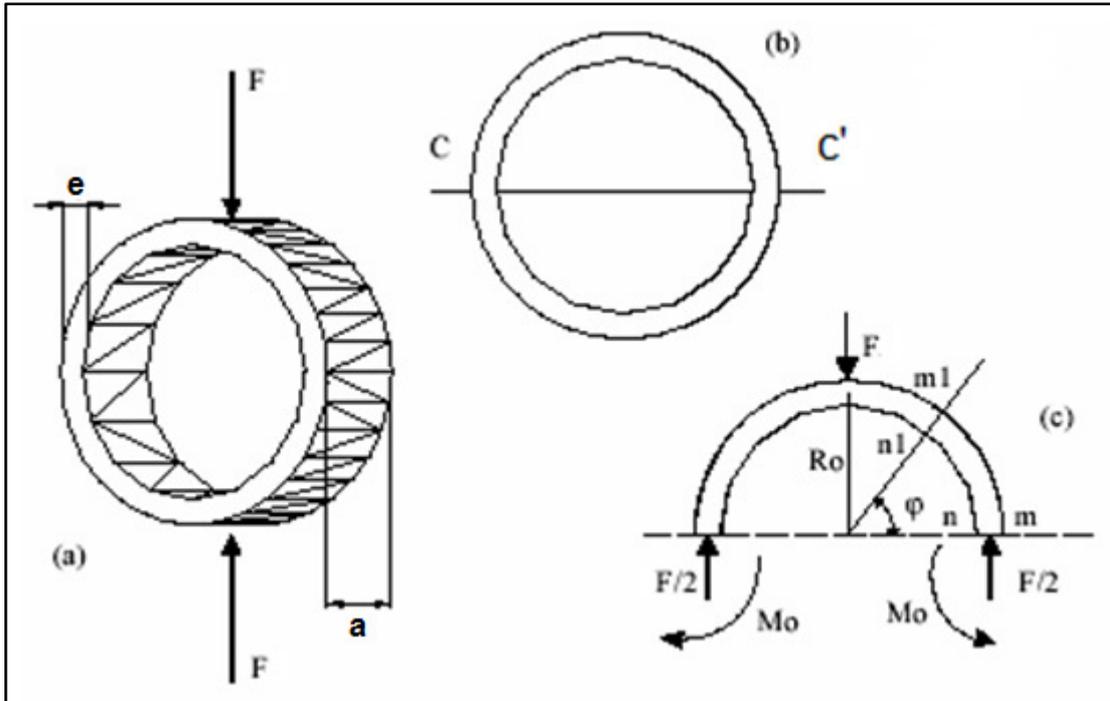
$$V_s = \frac{V_a}{4} K(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (40)$$

#### 4.7.3 Anel submetido a um esforço

Neste tópico será abordado o equacionamento utilizado para a definição da estrutura mecânica do dinamômetro biomédico projetado.

Na figura 28, têm-se um anel submetido a uma força  $F$ , denominado de anel dinamométrico.

**Figura 28** – Anel dinamométrico.



Fonte: Faria (2001).

Efetuada-se um corte na seção  $cc'$ , como demonstrado na figura 28 (b), tem-se uma representação dos esforços exercidos sobre o material demonstrado na figura 28 (c). Devido a simetria da peça, pode-se considerar somente o primeiro quadrante do anel, ou seja,  $\varphi = 0$  até  $\varphi = 90^\circ$  (FARIA, 2001). Considerando uma seção qualquer dada por  $m1n1$ , as forças normal ( $N_\varphi$ ) e cortante ( $V_\varphi$ ), e o momento fletor ( $M_\varphi$ ) podem ser representados respectivamente pelas equações (41), (42) e (43) (BELYAEV, 1979):

$$N_\varphi = \frac{1}{2}F \cos \varphi \quad (41)$$

$$V_\varphi = \frac{1}{2}F \operatorname{sen} \varphi \quad (42)$$

$$M_\varphi = M_0 - \frac{1}{2}FR_0(1 - \cos \varphi) \quad (43)$$

Assim, na seção  $mn$  a força normal será  $F/2$ , a força cortante será nula, e o momento fletor que atua nessa mesma seção é dado pela equação (44) (BELYAEV, 1979):

$$M_0 = \frac{1}{2}FR_0\left(1 - \frac{\pi}{2}\right) \quad (44)$$

Logo, a tensão normal ( $\sigma$ ) na região da seção  $mn$ , de acordo com a equação (15), é dada pela equação (45):

$$\sigma = \frac{M_0c}{I} + \frac{N}{A} \quad (45)$$

na qual:

$N$  = força normal sobre a seção  $mn$

$A$  = área da seção  $mn$

$c$  = a distância entre o centro da seção  $mn$  e o ponto que se deseja determinar a tensão

Como se deseja determinar a tensão na superfície do anel dinamométrico, na parede interno do mesmo, a distância ( $c$ ) pode ser escrita pela equação (46):

$$c = \frac{e}{2} \quad (46)$$

na qual  $e$  é a espessura do anel dinamométrico, conforme figura 28 (a).

De acordo com a equação (13), o momento de inércia da seção  $mn$  representada na figura 28, pode ser expresso por:

$$I = \frac{ae^3}{12} \quad (47)$$

na qual  $a$  é a largura do anel dinamométrico.

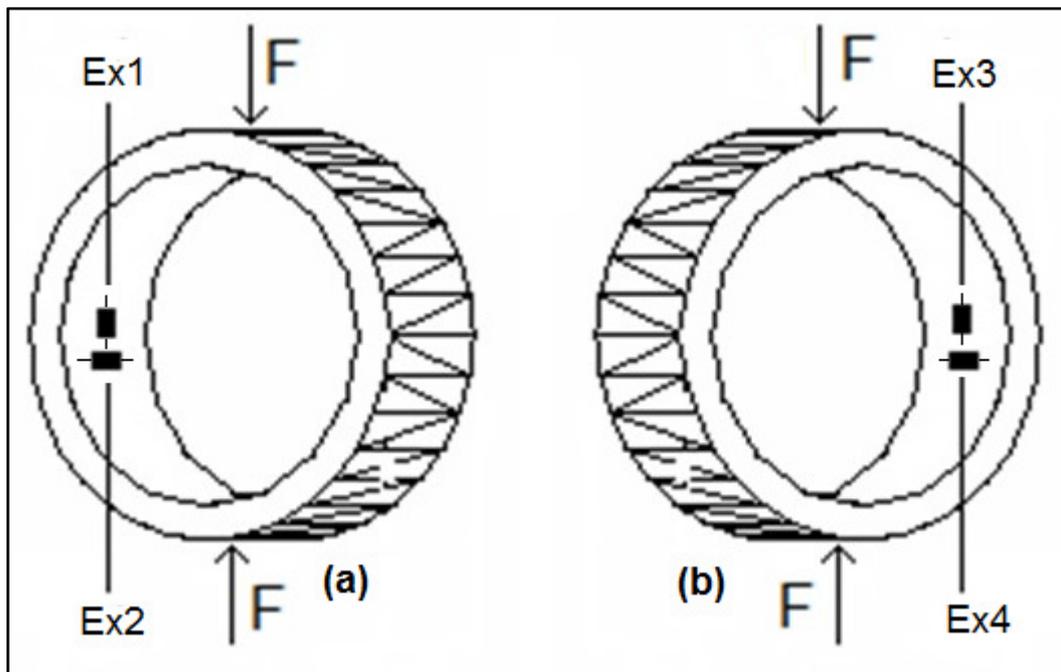
Substituindo as equações (44), (46) e (47) na equação (45), e desprezando a tensão provocada pela força  $N$  devido à configuração dos extensômetros demonstrada na figura 29, têm-se:

$$\sigma = \frac{3FR_0}{ae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (48)$$

Considerando a equação (4), pode-se expressar a deformação ( $\varepsilon$ ) em cada extensômetro como:

$$\varepsilon = \frac{3FR_0}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (49)$$

**Figura 29** – Disposição dos extensômetros Ex1 a Ex4 no anel dinamométrico.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Legenda: Ex1 – extensômetro 1; Ex2 – extensômetro 2; Ex3 – extensômetro 3; Ex4 – extensômetro 4.

Uma vez que a força aplicada  $F$  gera uma deformação de compressão no sentido longitudinal do material, há uma deformação de tração no sentido transversal devido o alongamento das fibras do material. Ou seja, se há compressão do material no sentido longitudinal, haverá um alongamento no sentido transversal e vice-versa. Assim, como pode ser visto na figura 29 (a), o extensômetro  $Ex2$  irá sofrer variação

devido a deformação de tração gerada pela aplicação da força  $F$ , e o extensômetro  $Ex1$  por estar em direção perpendicular em relação ao  $Ex2$ , irá sofrer variação devido a deformação de compressão. Analogamente, o extensômetro  $Ex4$  irá sofrer variação devido deformação de tração, e o extensômetro  $Ex3$  deformação de compressão, como pode ser visto na figura 29 (b).

Portanto, quando o anel sofre um esforço de compressão conforme a figura 29, os extensômetros  $Ex1$  e  $Ex3$  sofrem compressão, enquanto que os extensômetros  $Ex2$  e  $Ex4$  sofrem esforços de tração.

Substituindo a equação (49) em (40) e considerando os sinais de deformação negativa para os extensômetros que sofrem compressão, tem-se a tensão de saída da ponte de extensômetro ( $V_s$ ) expressa pela equação (50):

$$V_s = -\frac{3KFR_0V_a}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (50)$$

A sensibilidade ( $S$ ) do circuito pode ser expressa pela equação (51):

$$S = -\frac{3KFR_0}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) \quad (51)$$

No projeto da estrutura metálica que irá acomodar os extensômetros, deve-se levar em consideração a tensão exercida pela força normal  $N$  na equação (45). Portanto a tensão normal máxima ( $\sigma_{m\acute{a}x}$ ) pode ser expressada pela equação (52) (FARIA, 2001):

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{F}{2ae} \left[ \frac{6R_0}{e} \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) + 1 \right] \quad (52)$$

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão discutidos os materiais e métodos utilizados na implementação do dinamômetro biomédico desenvolvido. A princípio, será abordado o dimensionamento de sua estrutura mecânica, posteriormente, o projeto da caixa onde foi inserido o circuito de condicionamento de sinais do equipamento, a implementação dos circuitos de condicionamento e interfaceamento de sinais gerados pelos transdutores, e por fim a descrição dos testes em bancada e com voluntários.

### 5.1 DIMENSIONAMENTO DA ESTRUTURA MECÂNICA E CAIXA

O objetivo foi construir uma estrutura tipo anel dinamométrico leve e resistente para acomodar os extensômetros. Considerando as características de ligas de alumínio de alta resistência, encontrou-se a liga 6351 T6, cujas características tais como alta resistência mecânica e à corrosão, boa conformabilidade e usinabilidade, aplicabilidade na engenharia estrutural e aeroespacial, construção de navios, veículos e equipamentos (CENTERLIGAS, 2015) estão de acordo com as necessidades do projeto.

Barbieri et al. (2011) realizaram teste de preensão palmar em 199 indivíduos hígidos de 6 a 19 anos, e o grupo com maiores valores de preensão palmar foi o grupo da faixa etária de 17 a 19 anos, com média de preensão palmar máxima de 45,69 kgf com 5,47 kgf de desvio padrão para a mão dominante. Já Reis e Arantes (2011) realizaram testes de preensão palmar em um grupo de 100 indivíduos hígidos de 20 a 50 anos, e a maior média de preensão palmar máxima para mão dominante foi de 39,50 kgf com desvio padrão de 5,77 kgf. Assim, considera-se que a força máxima aplicada ao dinamômetro será de 50 kgf, com um fator de segurança contra sobrecarga de 4%, logo a força máxima considerada é de 52,0 kgf, ou aproximadamente 510 N.

Partindo-se da equação (52), e desejando-se determinar o valor da espessura do anel dinamométrico, isola-se este parâmetro na equação, obtendo-se a equação (53):

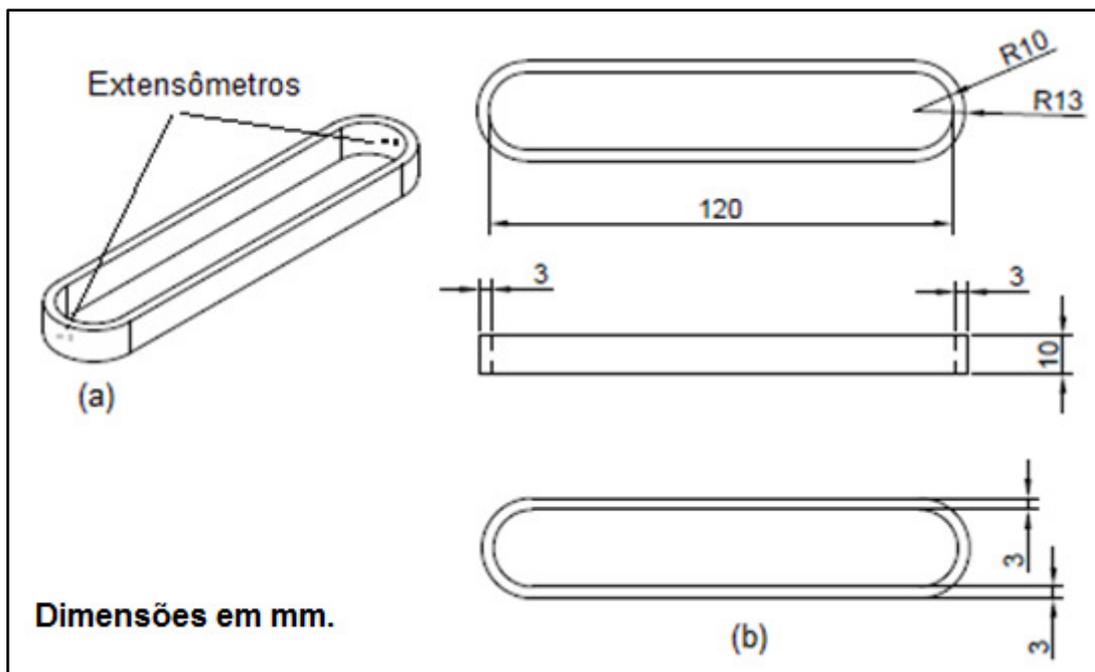
$$e^2 - \frac{F}{2a\sigma_{max}}e + \frac{6F_{max}R_0}{2a\sigma_{max}}\left(\frac{2}{\pi} - 1\right) = 0 \quad (53)$$

Para se determinar o valor da espessura, considera-se apenas a raiz de valor positivo que satisfaça a equação (53).

Considerando o limite de elasticidade da liga de alumínio 6351 T6 de 283 MPa (MATWEB, 2016), e um fator de segurança de 400% para se garantir a linearidade das deformações do material (BARRETO JUNIOR, 2009), têm-se uma tensão máxima admissível de 70,75 MPa. Para que a estrutura tenha dimensões reduzidas, arbitrou-se uma largura  $a=10$  mm e raio  $R_0=10$  mm, conforme as indicações de dimensões na figura 30. Considerando também a força máxima aplicada de 510 N, conforme descrito anteriormente, através da equação (53) obteve-se um valor de espessura mínima de 2,99 mm.

Considerando as dimensões e força anteriormente descritas, uma espessura de 3,00 mm e utilizando a equação (52), determina-se que a tensão normal máxima será  $\sigma_{m\acute{a}x}= 70,27$  Mpa, que está abaixo da tensão máxima admissível de 70,75 MPa calculada anteriormente. Portanto, a estrutura dimensionada mostrada na figura 30 (b) está adequada para suportar os esforços esperados no equipamento. Na figura 30 (a) é possível visualizar o ponto do anel dinamométrico onde serão fixados os extensômetros.

**Figura 30 – Anel dinamométrico projetado.**

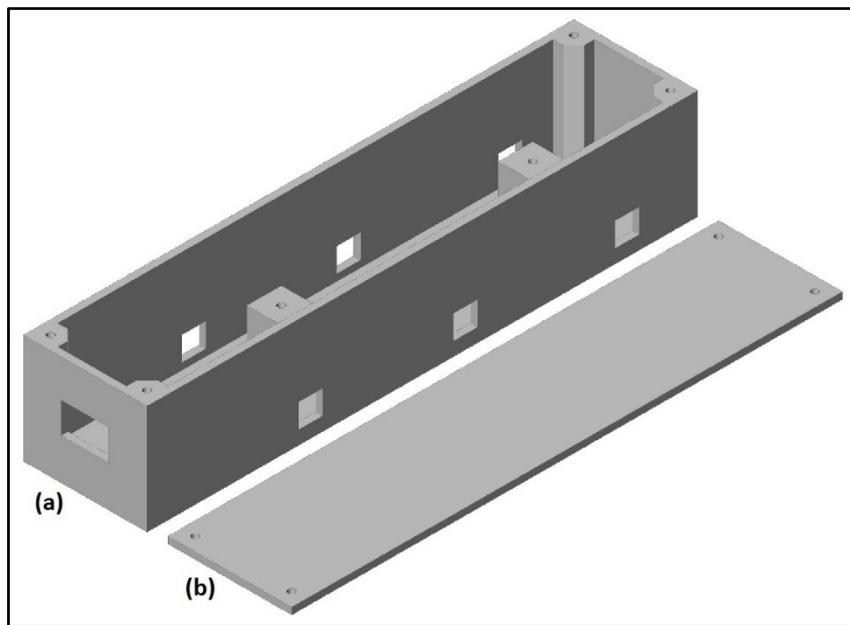


Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) visão em perspectiva; (b) dimensões do anel dinamométrico.

A partir da definição das dimensões da estrutura metálica de acomodação do extensômetro, foi desenvolvido o desenho de uma estrutura para ser impressa em material plástico, a fim de acomodar o anel dinamométrico e o circuito eletrônico para proteção contra choques mecânicos. Essa estrutura impressa em uma impressora 3D, em material termoplástico de ácido polilático, também chamado de PLA (*Polylactic Acid*), é formada por uma caixa e uma tampa, conforme se pode observar na figura 31.

**Figura 31** – Caixa de plástico e tampa.

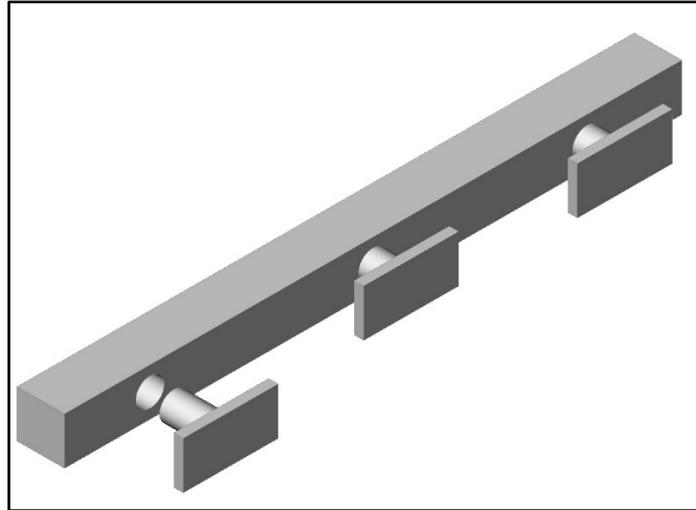


Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) caixa para acomodação do anel dinamométrico e circuito eletrônico; (b) tampa.

Os orifícios observados na lateral da caixa são para estabelecer a conexão entre o anel dinamométrico e estruturas metálicas externas à caixa, onde são fixados os moldes ergonômicos em acrílico, sobre os quais o paciente irá exercer a força de prensão. Tais estruturas podem ser observadas na figura 32.

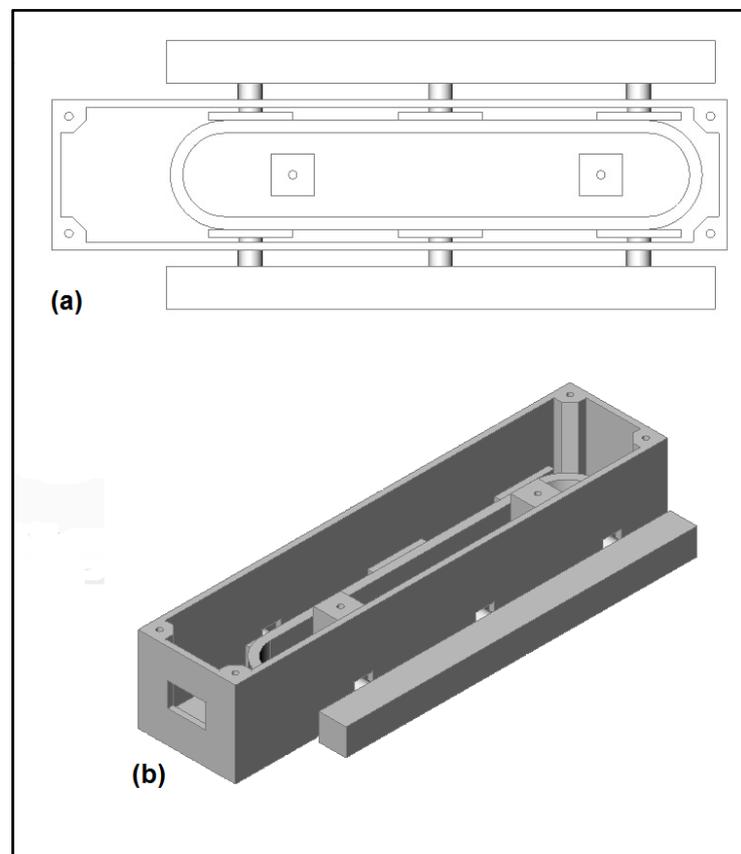
**Figura 32** – Estruturas de acomodação dos moldes ergométricos.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Toda a estrutura metálica montada e acondicionada no interior da caixa plástica pode ser visualizada na figura 33.

**Figura 33** – Estrutura montada e acondicionada no interior da caixa.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) vista superior; (b) vista em perspectiva.

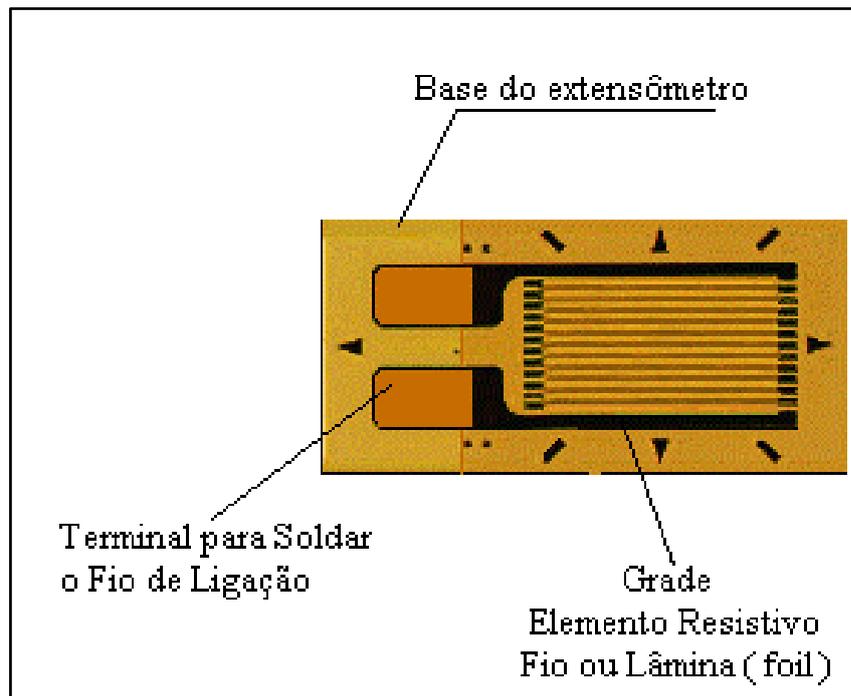
## 5.2 DETERMINAÇÃO DOS EXTENSÔMETROS

Os sensores foram construídos com extensômetros metálicos (*strain gages*) devido as suas boas características para a extensometria, tais como (PORTNOI, 2016):

- Alta precisão;
- Baixo custo;
- Excelente linearidade;
- Excelente resposta dinâmica;
- Fácil instalação.

Extensômetros são resistências elétricas de pequena dimensão feitas de material condutor em formato de grelha sobre uma lâmina de material flexível, geralmente epóxi, como pode ser visto na figura 34.

**Figura 34** – Extensômetro uniaxial.



Fonte: Portnoi (2016).

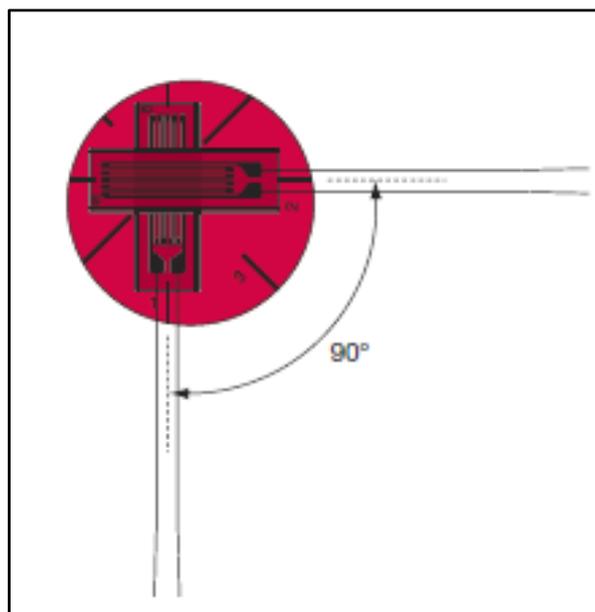
Uma outra forma de classificar os *strain-gages* é com relação a sua configuração de grelha:

- Uniaxial – uma única grelha capaz de detectar deformações em apenas uma direção;

- Biaxial – duas grelhas capazes de detectar deformações na mesma direção;
- Múltiplos eixo (roseta) – duas ou três grelhas capazes de detectar deformações em diferentes direções;
- Padronização especial – extensômetros com configurações para aplicações específicas, como o tipo diafragma para transdutores de pressão.

Como se preferiu utilizar dois extensômetros de cada lado do anel, sendo um sensível às deformações no sentido transversal do anel, e o outro no sentido longitudinal, para se aumentar a sensibilidade da instrumentação, foram utilizados extensômetros do tipo roseta duplo com defasagem de  $90^\circ$  entre as grelhas, como pode ser visto na figura 35.

**Figura 35** – Extensômetro tipo roseta duplo defasado de  $90^\circ$ .



Fonte: Kyowa Electronic Instruments CO (2015).

Foram utilizados dois extensômetros do fabricante Kyowa, modelo KFG-1-120-D16-23 que possuem as seguintes características (KYOWA ELETRONIC INSTRUMENTS CO, 2015):

- Elemento resistivo tipo lâmina (*foil*);
- Resistência elétrica nominal:  $120 \Omega$ ;
- Fator Gage: 2,1;

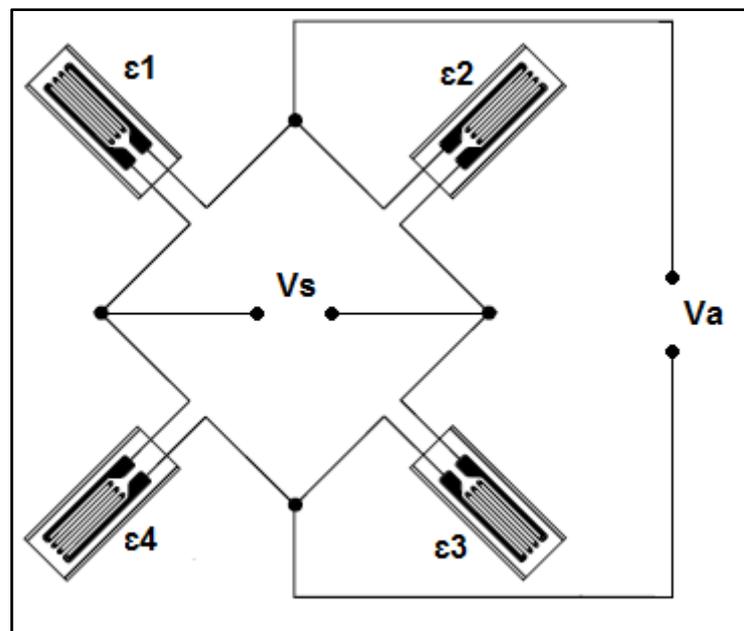
- Base de poliamida para alumínio;
- Dimensões da grelha: 1,0 x 1,1 mm;
- Diâmetro da base: 5 mm;
- Terminais de ligação: fios de cobre revestidos de prata;
- Temperatura de operação: - 196°C a 150°C.

O modelo de extensômetro adotado atende as necessidades de linearidade, baixo custo, pequenas dimensões e facilidade de instalação do projeto do dinamômetro biomédico desenvolvido.

### 5.3 CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO E INTERFACEAMENTO

O sinal elétrico de saída dos transdutores  $V_S$  é gerado utilizando-se uma ponte completa de Wheatstone, com quatro extensômetros, conforme mostrado na figura 36.

**Figura 36** – Ponte de Wheatstone com extensômetros.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

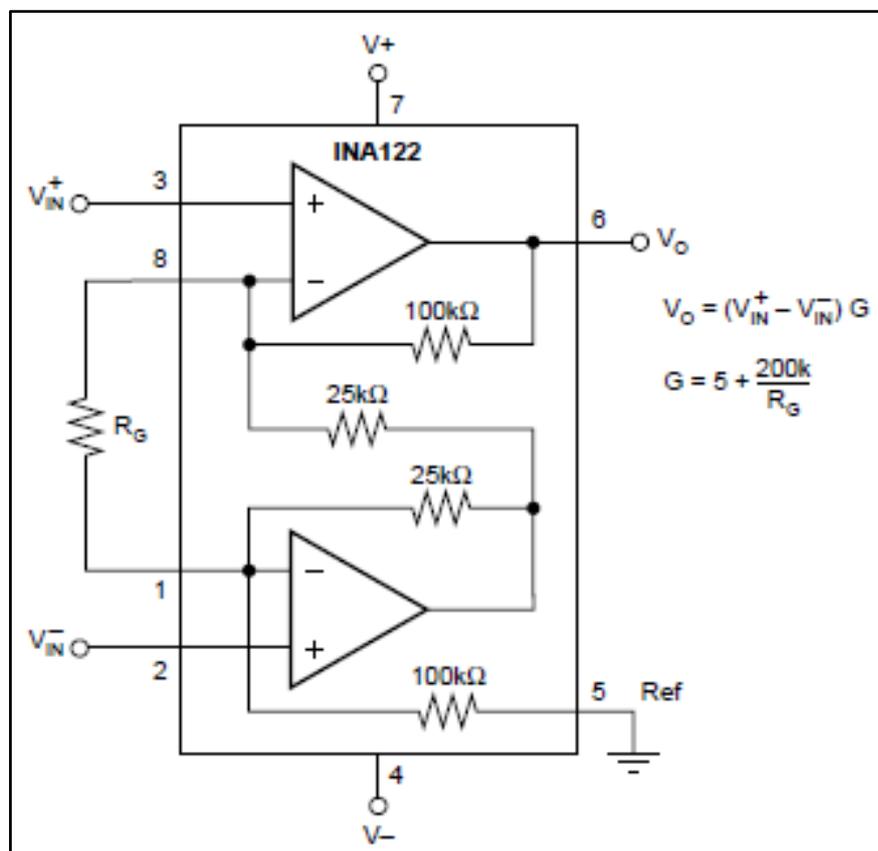
O sinal de interesse  $V_S$  é a diferença de tensão entre dois pontos distintos da ponte de Wheatstone. Por isso, o circuito ideal para realizar o condicionamento desse tipo de sinal é o amplificador de instrumentação. Existem vários circuitos integrados de diferentes fabricantes com este tipo de circuito encapsulado, um deles é o INA122

da Burr-Brown® (figura 37), que possui características compatíveis com a necessidade do projeto (BURR-BROWN, 1997), tais como:

- Baixa tensão de *offset*: 250  $\mu\text{V}$ ;
- Baixo *drift* de *offset*: 3  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ ;
- Baixo ruído: 60 nV /  $\sqrt{\text{Hz}}$ ;
- Baixa corrente quiescente: 60  $\mu\text{A}$ ;
- Larga faixa de tensão de operação: 2,2 a 36 V;
- Larga faixa de temperatura de operação: - 40°C a 85°C;
- Ganho ajustável: 5 V/V a 10000 V/V;
- Alimentação do tipo fonte simples;
- Alta impedância de entrada:  $10^{10} \Omega$ .

Dada a equação para o ganho  $G$  do circuito em função do resistor  $R_G$  na figura 37, e desejando-se um ganho aproximado de 80 V/V determinado em testes com os extensômetros em bancada e circuito montado em *protoboard*, escolhe-se  $R_G = 2,7\text{k}\Omega$  com 1% de tolerância, devido à necessidade de precisão no valor da resistência.

**Figura 37** – Amplificador de instrumentação INA122.



Fonte: Burr-Brown® (1997).

O circuito de interfaceamento é composto por um microcontrolador e por um módulo de transmissão Bluetooth™. Para se especificar o microcontrolador foram consideradas as seguintes necessidades:

- Comunicação serial UART, para comunicar com o módulo Bluetooth™;
- Conversor A/D - Analógico/Digital com resolução mínima de 8 bits, em quatro pinos;
- Pinos de programação tipo ICSP – *In-Circuit Serial Programming*;
- Três pinos tipo I/Os disponíveis para desempenhar as funções necessárias;
- Tamanho reduzido.

Diante das necessidades apontadas, optou-se pelo microcontrolador PIC16F688 da Microchip® em encapsulamento do tipo SOIC, conforme figura 38, que possui as seguintes características (MICROCHIP, 2009):

- Larga faixa de tensão de operação: 2,0 a 5,0 V;
- Larga faixa de temperatura de operação: -40 a 85 °C;
- Baixo consumo de corrente: 220 µA @ 4 MHz;
- Doze pinos de I/Os com controle individual de direção;
- Conversor A/D integrado de 10 bits de resolução;
- Módulo de comunicação serial tipo USART;
- Modo de programação ICSP;
- Tamanho reduzido com 14 pinos.

**Figura 38** – Microcontrolador PIC16F688.



Fonte: Microchip (2009).

A transmissão dos dados por comunicação Bluetooth™ é realizada por um módulo transmissor/receptor modelo RN4020 da Microchip® que possui as seguintes características (MICROCHIP, 2015):

- Bluetooth™ versão 4.1;
- Baixo consumo de energia: 12 mA;
- Interface de comando por código ASCII via UART;
- Larga faixa de tensão de operação: 1,8 a 3,6 V;
- Larga faixa de temperatura de operação: -30 a 85 °C;
- Antena PCB integrada;
- Criptografia de segurança AES128;
- Tamanho compacto: 19,5 x 11,5 x 2,5 mm.

**Figura 39** – Módulo de comunicação Bluetooth™.



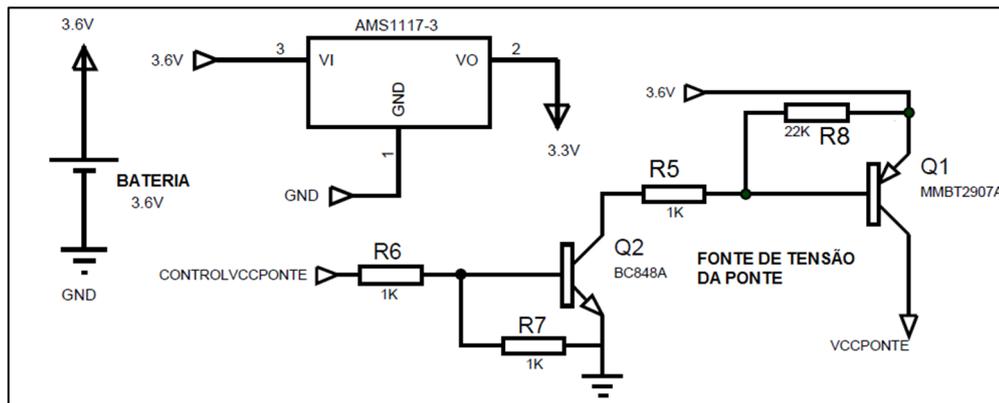
Fonte: Microchip (2015).

A escolha deste módulo de comunicação se deu basicamente pelos seguintes motivos: pequenas dimensões do módulo, baixo consumo de corrente elétrica, antena integrada, como pode-se observar na figura 39, e principalmente pela capacidade de comunicação com os principais *smartphones* comerciais, uma vez que estes possuem a versão Bluetooth™ 4.1.

Na figura 40 pode-se observar o desenho esquemático dos circuitos de fontes e bateria, onde é possível visualizar a utilização de um CI – Circuito Integrado

AMS1117, para regular e estabilizar o nível de tensão de alimentação dos CI's em 3,3V. Pode-se visualizar também a utilização de um circuito com dois transistores do tipo TJB – Transistor de Junção Bipolar, para se realizar o controle de acionamento da ponte de extensômetros, assim é possível limitar a alimentação da ponte apenas nos momentos de aquisição dos sinais.

**Figura 40 – Circuitos da bateria e fontes.**



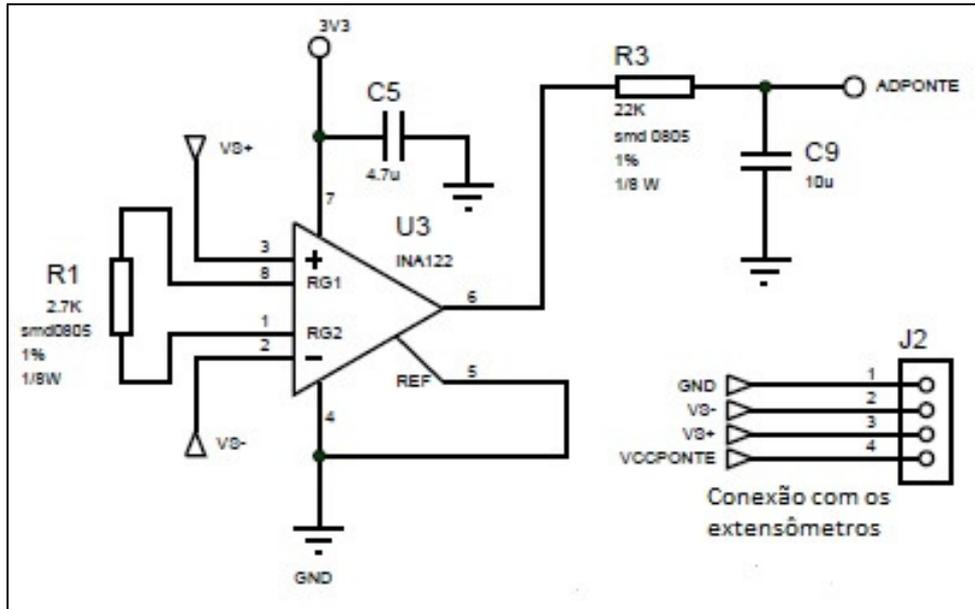
Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na figura 41 pode-se observar o circuito de condicionamento de sinais formado pelo CI INA122, e por um filtro passivo passa-baixa (R3 e C9) com frequência de corte em torno de 1 Hz, utilizado para evitar possíveis interferências eletromagnéticas do ambiente onde o equipamento esteja sendo utilizado.

Ainda na figura 41, o conector J2 faz a conexão do circuito com a ponte de extensômetros fixada no anel dinamométrico. Os sinais  $V_{S+}$  e  $V_{S-}$  são os sinais de saída da ponte de extensômetros, e a diferença de potencial entre eles representa o sinal  $V_S$  da figura 36. Já os sinais  $GND$  e  $VCCPONTE$  são as tensões de excitação da ponte de extensômetros, e a diferença de potencial entre eles representa o sinal  $V_a$  da figura 36.

O sinal  $ADPONTE$  é o sinal de interesse da saída da ponte de extensômetros, já amplificado e filtrado, e que posteriormente será convertido em uma informação digital pelo circuito de interfaceamento.

**Figura 41** – Circuito de condicionamento de sinais.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na figura 42 pode ser observado o circuito de interfaceamento, composto pelo microcontrolador PIC16F688 e pelo módulo de comunicação Bluetooth™ RN4020. Os sinais *ADVS+* e *ADVS-* são os sinais de tensão dos ramos da ponte de extensômetros, que foram disponibilizadas em entradas do conversor A/D de forma isoladas, para uso futuro. Os sinais *CMD/MLDP* e *WAKESW* são sinais de controle do módulo RN4020. O sinal *CONTROLVCCPONTE* é o sinal que liga ou desliga a alimentação elétrica da ponte de extensômetros, permitindo que o microcontrolador gerencie o consumo de corrente elétrica na ponte de extensômetros, fazendo-o somente nos momentos da aquisição do sinal.

Ainda na figura 42, os sinais *LEDACTIVITY* e *LEDCONNECTED* gerados pelo módulo RN4020, são sinais que acionam LED's de indicação quando o módulo está ativo, e quando o mesmo está conectado a um dispositivo móvel, respectivamente.

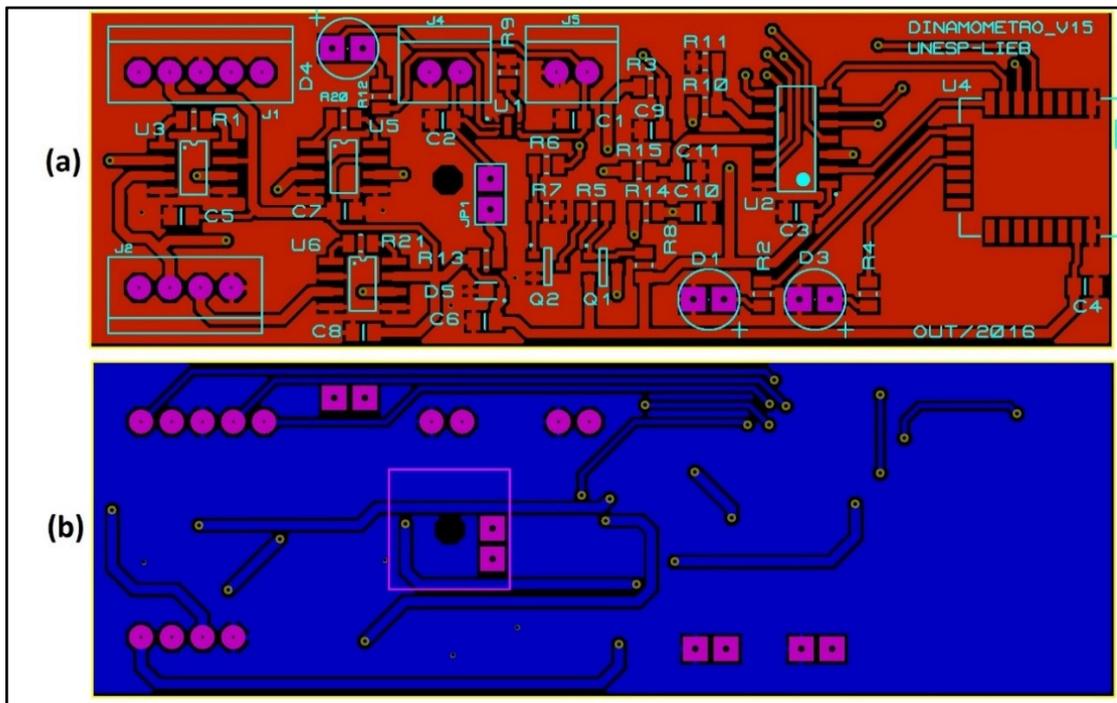
O conector J1, observado na figura 42, é o conector utilizado na programação do microcontrolador via ICSP.



Devido à necessidade de se construir um equipamento leve, de pequenas dimensões e com um circuito eletrônico de baixo consumo de potência, todos os componentes eletrônicos do circuito projetado são do tipo *Surface Mounting Device* (SMD), com exceção dos conectores, pois segundo as especificações do fabricante do microcontrolador (MICROCHIP, 2014), é aconselhável a utilização de um conector tipo *through-hole* a fim de evitar o rompimento de trilhas da placa de circuito impresso (PCI) ao conectar e desconectar o cabo de programação.

O leiaute da PCI do dinamômetro desenvolvido foi elaborado com o uso do software PROTEUS – ARES PCB LAYOUT™, *release 7.9 SP1*, da empresa Labcenter Electronics®, conforme figura 44.

**Figura 44** – Leiaute da PCI do dinamômetro.



Fonte: Elaboração do próprio autor

(a) lado superior. (b) lado inferior

#### 5.4 APLICATIVO LIEBDINAMON PARA SO ANDROID®

O desenvolvimento de um aplicativo para SO Android® não está no escopo deste projeto, uma vez que Paulo (2014) desenvolveu um aplicativo bastante

apropriado e eficiente para aquisição dos dados gerados pelo dinamômetro biomédico, conforme descrito no capítulo 3.

Entretanto, a partir do levantamento bibliográfico realizado, percebeu-se a necessidade de que o dispositivo seja compatível com a maior parte dos dispositivos móveis de uso comum. Assim, foram realizadas alterações no aplicativo desenvolvido por Paulo (2014) para que o mesmo seja compatível com a maioria dos smartphones baseados em Android® disponíveis no mercado.

Uma vez que a partir do Android® Jelly Bean (versão 4.3), de 2013, os *smartphones* têm suporte de comunicação Bluetooth™ 4.1, as alterações necessárias no aplicativo foram para torná-lo compatível com as versões mais novas do Android® tais como KitKat® (versão 4.4), Lollipop® (versões 5.0 e 5.1) e Marshmallow® (versão 6.0) (GOOGLE, 2016).

As alterações no programa fonte do aplicativo foram realizadas utilizando-se o IDE (*Integrated Development Environment*) Android Studio da Google®, por ser um software recomendado pela *Google®* para o desenvolvimento de aplicativos para Android® e também por ser gratuito. Basicamente, as alterações foram realizadas nos layouts de algumas telas, na tela de aquisição de dados de um exame e na *thread* de comunicação Bluetooth™, uma vez que o funcionamento da versão anterior (Bluetooth™ 2.0) difere para a versão atual utilizada neste projeto, Bluetooth™ *Low Energy* (versão 4.1).

Todas as telas foram padronizadas para que o nome do aplicativo (LIEBDinamon) estivesse sempre no título da tela, conforme pode ser observado nas figuras 45 e 46.

Na figura 45, ainda é possível observar as mudanças de layout realizadas na tela de cadastro de avaliadores, em comparação com a tela original do aplicativo demonstrada na figura 12.

Também podem ser observadas as mudanças de layout realizadas na tela de cadastro de pacientes na figura 46, em relação ao layout original demonstrado na figura 11.



**Figura 47** – Nova tela de aquisição de dados.

Aquisição de dados

Voluntário:  Cronômetro: 00:05

Tempo (s):  Mão:

Exame:

Valor máx.:  Kgf Valor médio.:  Kgf

Responsável:

Calibrar

Iniciar

**5.3**

**5.3**

Fonte: Elaboração do próprio autor.

## 5.5 METODOLOGIA DE TESTES

Para se realizar a caracterização elétrica e de linearidade do anel dinamométrico desenvolvido, foram realizados testes de bancada nos quais uma força conhecida era aplicada sobre o anel dinamométrico, por meio da colocação de massas de pesos conhecidos sobre um suporte que exercia o peso das massas através de uma haste de aço sobre o anel dinamométrico como pode ser observado na figura 48, e obtinha-se o valor da tensão elétrica na saída do circuito de condicionamento montado em *protoboard*.

Foram realizadas várias medições de carregamento de força, onde se inseriam uma massa conhecida por vez e obtendo-se um valor de tensão elétrica para aquela determinada força aplicada.

Para se verificar a confiabilidade da comunicação Bluetooth™ entre o dinamômetro desenvolvido e o aplicativo LIEBDinamon, foram realizados dois tipos de testes distintos:

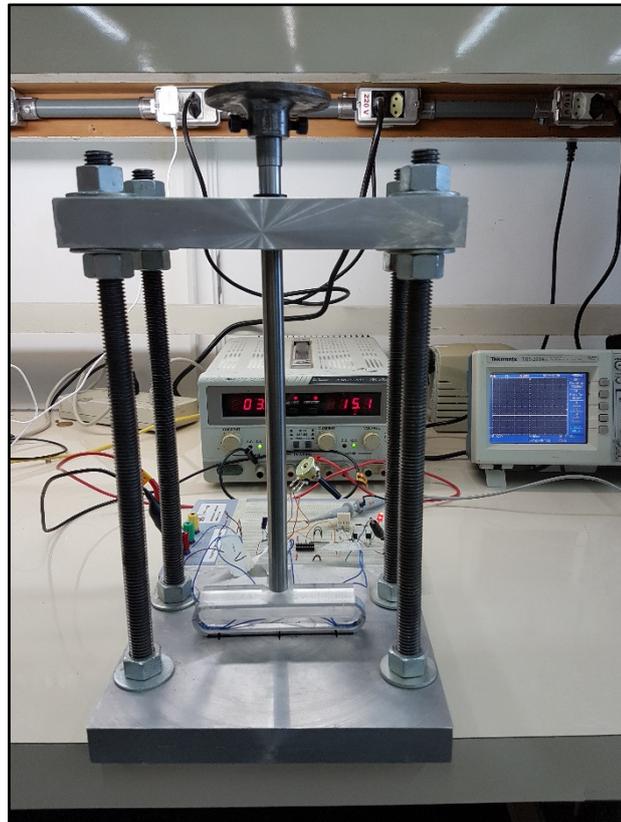
- No primeiro, colocou-se uma tensão elétrica de valor conhecido e invariável, na porta do microcontrolador que faz a leitura do sinal de saída do circuito de condicionamento e a conversão para um valor

digital, e verificou-se se o aplicativo LIEBDinamon exibiria o mesmo valor contínuo por um tempo determinado de dois minutos (120 s).

- No segundo teste, fez-se o sinal de tensão elétrica na entrada do microcontrolador variar no tempo, e verificou-se se essa mesma variação seria apresentada na aquisição de dados do aplicativo LIEBDinamon.

Em todos os testes, o aplicativo LIEBDinamon foi instalado e executado em um *smartphone* Samsung Galaxy S7 edge, que possui o SO Android® versão 6.0.1.

**Figura 48** – Teste de caracterização elétrica do anel dinamométrico.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Para se realizar a caracterização do sistema completo, foram efetuados testes de bancada no qual uma força conhecida era aplicada sobre o dinamômetro de acordo com a figura 49, conforme descrito anteriormente, e obtinha-se o valor da força aplicada na tela do aplicativo LIEBDinamon. Foram realizados três procedimentos de carregamento de força, obtendo-se dados que permitiram a obtenção de uma curva média.

Após a obtenção da curva característica média do sistema completo, foram ajustados os coeficientes angulares e de deslocamento na tela “Configurações” do aplicativo LIEBDinamon, e então aplicadas três forças distintas sobre o dinamômetro, com 20 repetições para cada força, a fim de se caracterizar a precisão e acurácia do sistema completo.

**Figura 49** – Teste de caracterização do dinamômetro desenvolvido.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Para se comparar a confiabilidade do dinamômetro desenvolvido em exames com pacientes, em relação a um dinamômetro comercial, foram realizados testes com dez voluntários hígidos e dez voluntários com algum tipo de lesão em uma ou em ambas as mãos.

Os testes com voluntários foram devidamente aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNESP – *Campus* Presidente Prudente, sob o processo de número

CAAE: 56545616.8.0000.5402. O procedimento para realizar as medições de força dos indivíduos é o proposto pela SATM (MOREIRA et al., 2003):

- O avaliado deve permanecer sentado em cadeira sem apoio para os braços;
- Permanecer com a coluna ereta, joelhos flexionados em 90°, ombro em adução e rotação neutra;
- Manter antebraço em posição neutra e punho entre 0° a 30° de extensão e 0° a 15° de desvio ulnar;
- Manter cotovelo flexionado a 90°, antebraço mantido suspenso no ar com a mão posicionada no dinamômetro, que é sustentado pelo avaliado.

Foram realizadas quatro medições de força para cada mão com intervalo de 5 minutos entre elas, a primeira com o equipamento desenvolvido, depois com o dinamômetro comercial disponibilizado pelo Centro de Referência em Saúde do Trabalhador (CEREST), e depois repetindo mais uma medida para cada equipamento nesta mesma sequência, e também com intervalo de cinco minutos entre as medições. O dinamômetro comercial disponibilizado pelo CEREST é um modelo mecânico, da marca SAEHAN modelo SH5001, como pode ser visualizado na figura 50. Este último, por ser um equipamento já utilizado cotidianamente pelo órgão referência de saúde, foi utilizado como equipamento de referência na validação dos resultados obtidos.

**Figura 50** – Dinamômetro comercial utilizado como referência.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Os resultados obtidos nos testes com voluntários foram analisados estatisticamente através do Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), uma vez que Reis e Arantes (2011) afirmam que esta é a mais forte ferramenta de análise, já que “com apenas um coeficiente, mede não apenas a associação entre duas variáveis, mas a concordância, ou seja, o grau em que os dados são os mesmos”.

Bartko (1991) ainda afirma que o CCI é uma boa medida de confiabilidade, e que qualquer outra medida de confiabilidade deveria ser rejeitada. Assim, a confiabilidade intra-examinador para os dinamômetros foi calculada pelo CCI(3,1) e a confiabilidade concorrente entre os dinamômetros foi calculada pelo CCI(2,1). Estes métodos de determinação do CCI foram adotados por Bellace et al. (2000), em um estudo semelhante a este, em que determina a confiabilidade entre dois diferentes dinamômetros nas medidas de preensão palmar.

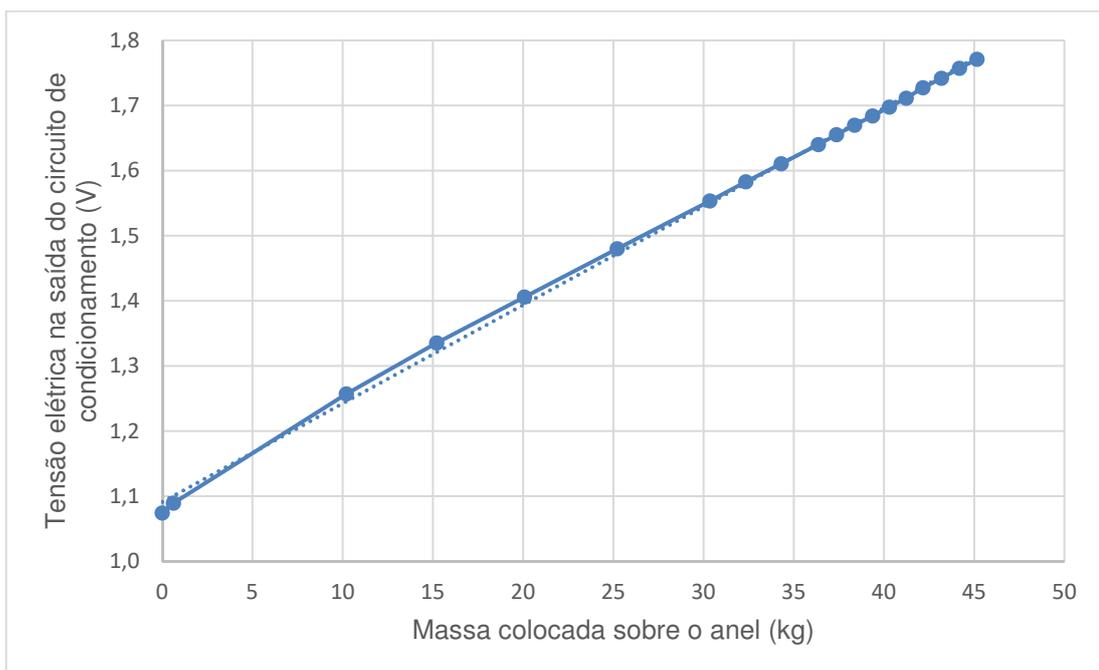
## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os principais resultados obtidos nos testes com o dinamômetro implementado e o aplicativo LIEBDinamon.

### 6.1 CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DO ANEL DINAMOMÉTRICO

Conforme descrito no item 5.5, foram realizados cinco levantamentos de curvas de caracterização elétrica do anel dinamométrico, sendo que na figura 51 é apresentada a curva característica média destes levantamentos para o carregamento do anel dinamométrico.

**Figura 51** – Curva de calibração do anel dinamométrico.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

A curva característica do anel dinamométrico é representada pela equação (54):

$$y = 0,015x + 1,091 \quad (54)$$

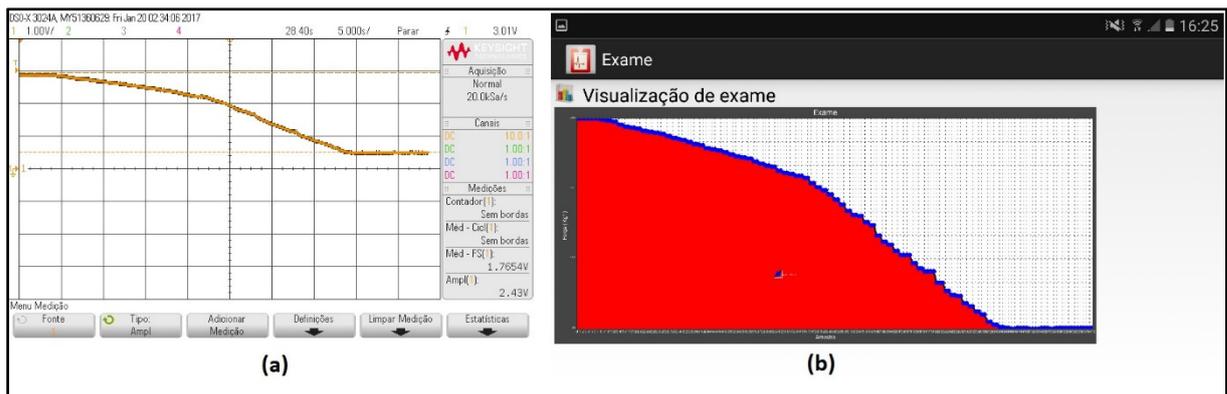
na qual x é dado em kg e y em volts, com coeficiente de determinação ( $R^2$ ) de 0,9988.

Apesar de o conversor A/D integrado ao microcontrolador PIC® ser de 10 bits, optou-se por utilizar apenas os oito bits mais significativos do conversor, uma vez que os dois bits menos significativos têm uma limitação de acesso do programa fonte do microcontrolador. Assim, têm-se uma resolução de  $3,3 \text{ V}/256 \text{ divisões} = 12,89 \text{ mV/div}$ , e a sensibilidade do circuito de condicionamento é de  $15,1 \text{ mV/kg}$ , dada pela equação (54). A resolução do anel dinamométrico é de  $0,854 \text{ kg/div}$ .

## 6.2 TESTES DE COMUNICAÇÃO DO BLUETOOTH™

Conforme descrito anteriormente, para se verificar a confiabilidade da comunicação sem fio Bluetooth™ entre o dinamômetro implementado e um *smartphone* executando o aplicativo LIEBDinamon, foi colocado um sinal de tensão variável na porta do microcontrolador que converte o sinal do circuito de condicionamento, e fez-se a aquisição dos dados transmitidos via Bluetooth™ no aplicativo LIEBDinamon. A comparação dos formatos das curvas dos gráficos gerados por um osciloscópio (sinal variável gerado) e pelo aplicativo LIEBDinamon mostrados nas figuras 52 a 55, demonstram uma grande estabilidade e confiabilidade na comunicação Bluetooth™ entre os dispositivos.

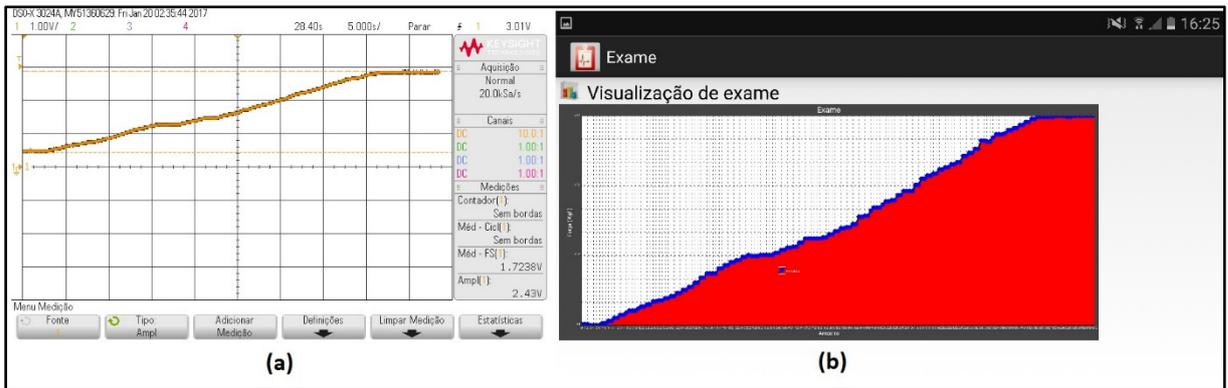
**Figura 52 – Comparação entre gráficos para medição 1.**



Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) gráfico do sinal gerado visualizado na tela de um osciloscópio. (b) gráfico gerado no aplicativo LIEBDinamon para os dados recebidos.

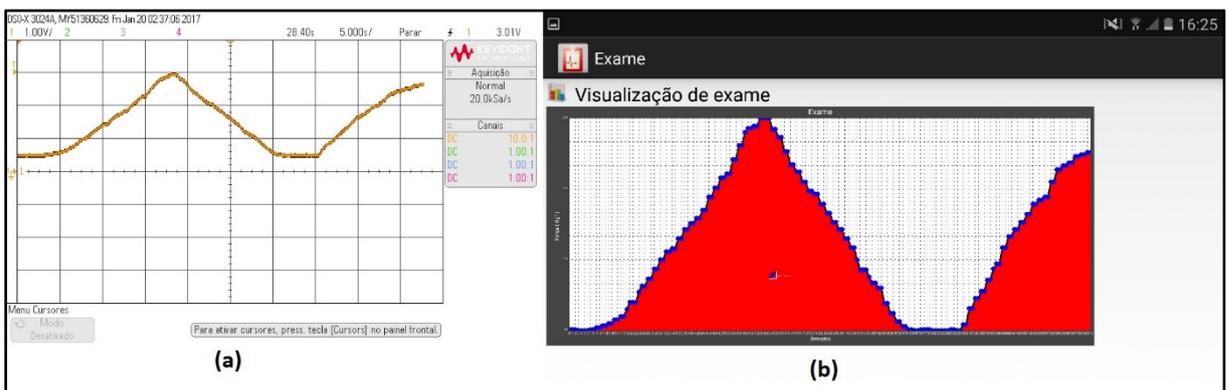
**Figura 53 – Comparação entre gráficos para medição 2.**



Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) gráfico do sinal gerado visualizado na tela de um osciloscópio. (b) gráfico gerado no aplicativo LIEBDinamon para os dados recebidos.

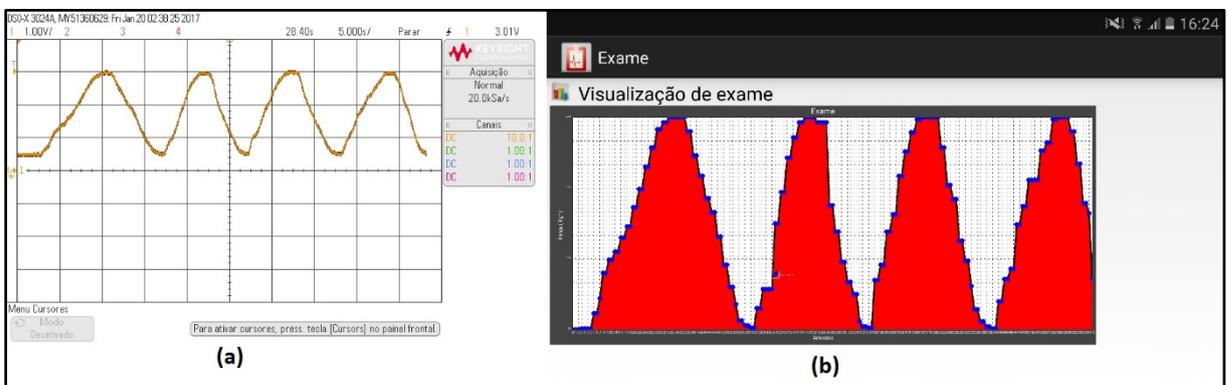
**Figura 54 – Comparação entre gráficos para medição 3.**



Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) gráfico do sinal gerado visualizado na tela de um osciloscópio. (b) gráfico gerado no aplicativo LIEBDinamon para os dados recebidos.

**Figura 55 – Comparação entre gráficos para medição 4.**



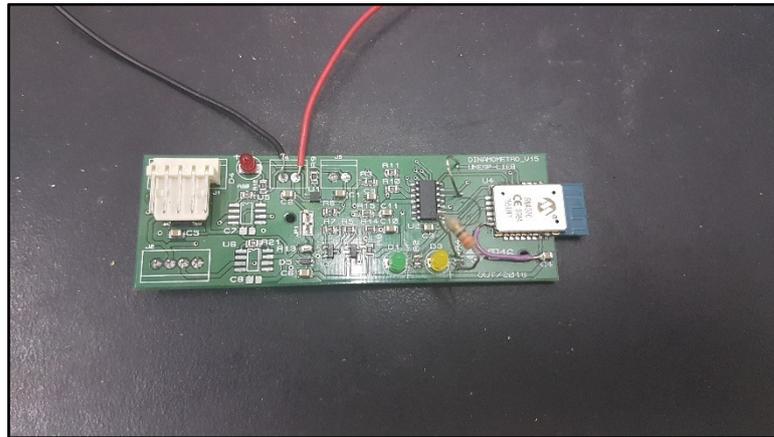
Fonte: Elaboração do próprio autor.

(a) gráfico do sinal gerado visualizado na tela de um osciloscópio. (b) gráfico gerado no aplicativo LIEBDinamon para os dados recebidos.

### 6.3 CARACTERIZAÇÃO DO DINAMÔMETRO BIOMÉDICO DESENVOLVIDO

Os arquivos de leiaute da PCI do dinamômetro foram enviados para confecção em uma empresa especializada. Após a entrega da PCI confeccionada, os componentes eletrônicos foram soldados à PCI nas dependências do LIEB, como pode ser observado na figura 56.

**Figura 56** – PCI do dinamômetro com componentes soldados.



Fonte: Elaboração do próprio autor

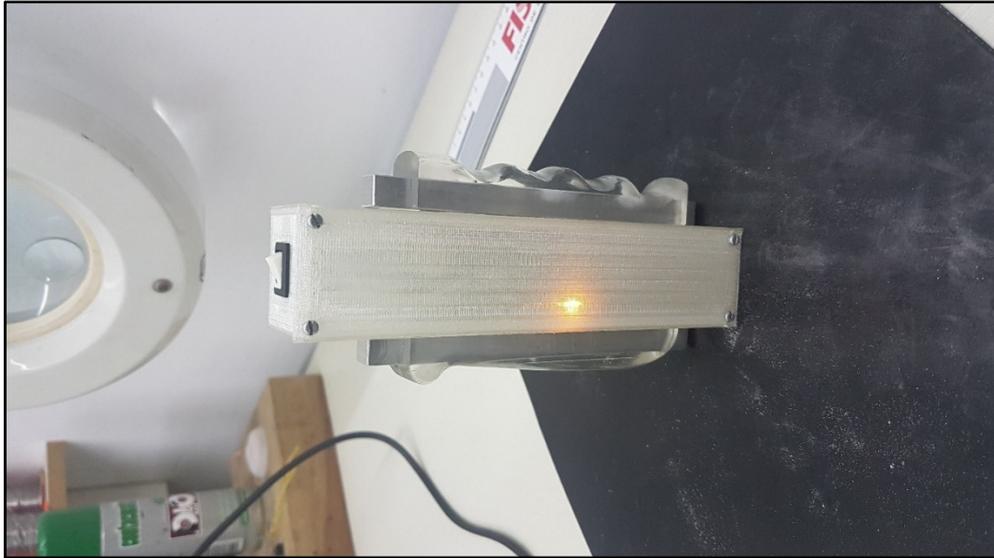
Após a soldagem de todos os componentes eletrônicos na PCI, o dinamômetro foi montado com todos os seus componentes, como pode ser visualizado nas figuras 57 e 58.

**Figura 57** – Dinamômetro montado sem tampa e moldes ergonômicos.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

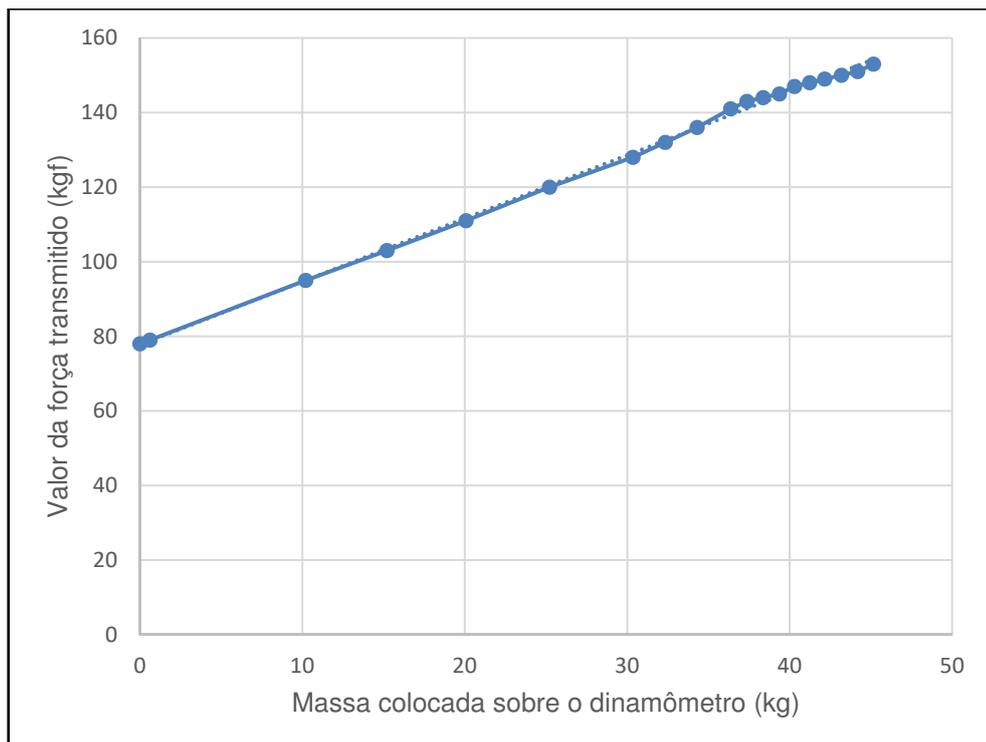
**Figura 58** – Dinamômetro montado com tampa e moldes ergonômicos.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Para se obter a curva característica do dinamômetro implementado, foram realizadas três repetições de carregamento do dinamômetro verificando-se o valor transmitido via Bluetooth™ pelo dispositivo ao *smartphone*, e obtendo-se assim a curva característica média demonstrada na figura 59.

**Figura 59** – Curva característica do dinamômetro desenvolvido.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

A curva característica do dinamômetro é representada pela equação (55):

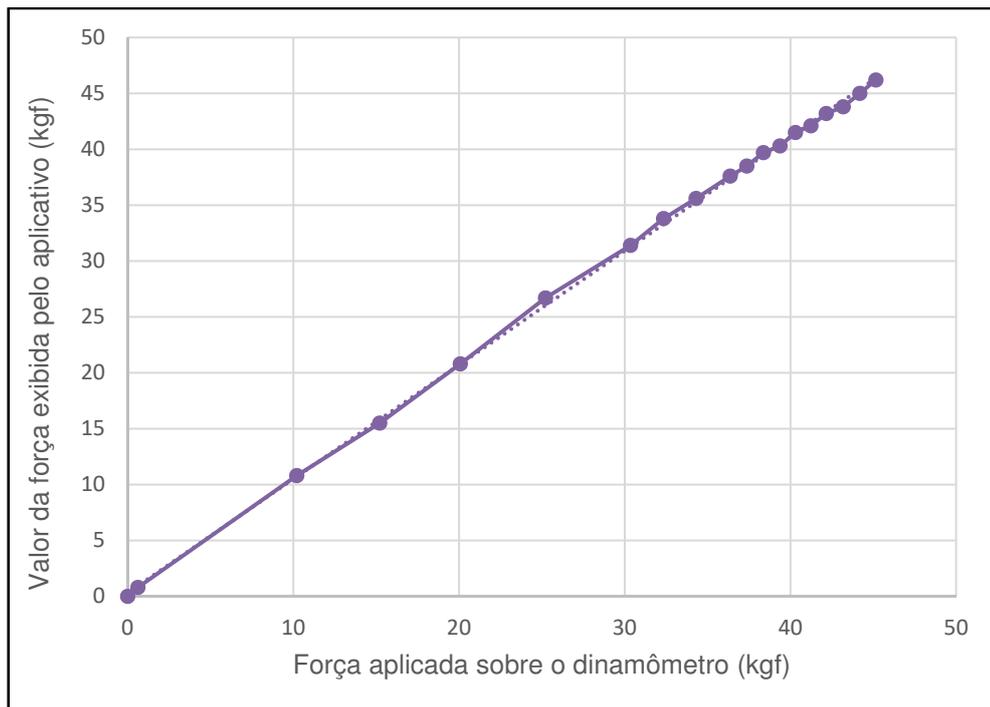
$$y = 1,69x + 77,72 \quad (55)$$

na qual  $x$  é dado em kg e  $y$  em kgf, com coeficiente  $R^2$  de 0,9984.

#### 6.4 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA COMPLETO

A partir dos dados apresentados no item anterior, foram inseridos os valores dos coeficientes angulares e de deslocamento na tela de “Configurações” do aplicativo LIEBDinamon, o que permitiu o levantamento da curva característica para o sistema completo e calibrado, como pode ser observado na figura 60.

**Figura 60** – Curva característica do sistema completo calibrado.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

A curva característica do sistema completo é representada pela equação (56):

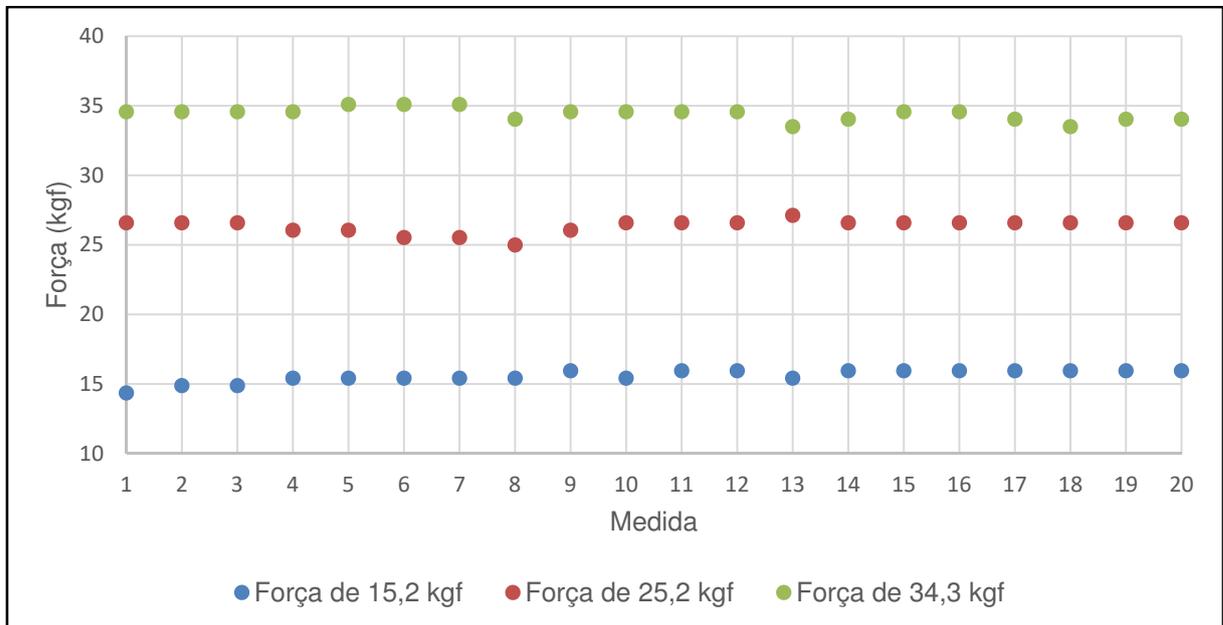
$$y = 1,02x + 0,31 \quad (56)$$

na qual  $x$  é dado em kgf e  $y$  em kgf, com coeficiente de determinação ( $R^2$ ) de 0,9996.

Considerando que a resolução do valor da força transmitido via Bluetooth™ é de 1 div, e que o aplicativo LIEBDinamon faz uma conversão de escala, dividindo-se o valor recebido pelo coeficiente angular de 1,6949 e que aproximando o resultado para uma casa decimal, então a resolução do valor da força aplicada exibida na tela do aplicativo é de aproximadamente 0,6 kgf/div.

Após a calibração do sistema completo, foram aplicadas três diferentes forças conhecidas com 20 repetições para cada força, como pode ser observado na figura 61, o que permitiu determinar os valores de precisão e acurácia do sistema completo.

**Figura 61** – Determinação da precisão e acurácia do sistema.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na tabela 1, apresenta-se os valores de média, desvio padrão, precisão e acurácia para cada uma das três forças aplicadas.

**Tabela 1** – Resultados de precisão e acurácia para três diferentes forças aplicadas.

Força aplicada (kgf)	Média (kgf)	Desvio padrão (kgf)	Precisão (%)	Acurácia (%)
15,2	15,58	0,45	97,6	97,6
25,2	26,35	0,49	98,5	95,5
34,3	34,41	0,45	98,9	99,7

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na tabela 2, são apresentados os valores máximo e médio do desvio padrão, e os valores mínimos e médios para precisão e acurácia do sistema.

**Tabela 2** – Valores mínimos e médios para precisão e acurácia do sistema.

	Desvio padrão (kgf)	Precisão (%)	Acurácia (%)
Valor máximo	0,49	-	-
Valor mínimo	-	97,6	95,5
Valor médio	0,46	98,4	97,6

Fonte: Elaboração do próprio autor.

## 6.5 RESULTADOS DOS TESTES COM VOLUNTÁRIOS

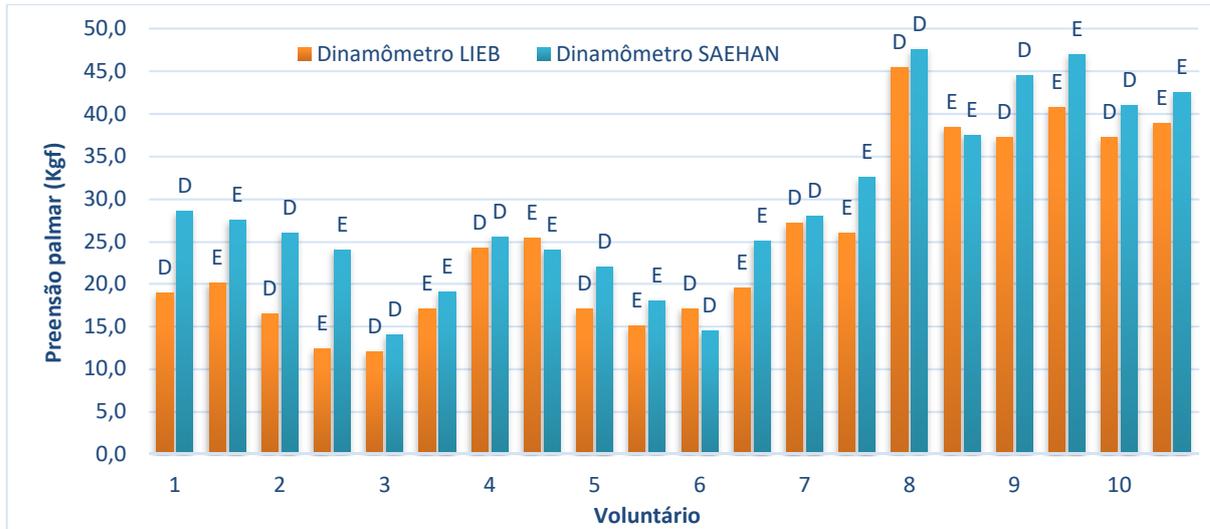
Foram realizados testes com 20 voluntários, sendo que dez eram hígidos e dez apresentavam algum tipo de lesão em uma das mãos ou em ambas as mãos, com idades entre 18 e 50 anos, sendo doze mulheres e 8 homens. Todos os testes seguiram a metodologia sugerida pela SATM (MOREIRA et al, 2003), e durante o exame o examinador fez o comando verbal “força, força, relaxa” sempre no mesmo tom e volume de voz.

Antes do início das medições, a cada voluntário foi explicada a proposta da pesquisa, todo o conteúdo do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), como se fariam as medições e, caso o voluntário concordasse em participar, eram colhidas as assinaturas no TCLE.

Após as assinaturas, o candidato era entrevistado rapidamente, para se obter dados como nome, idade, telefone de contato, se havia alguma lesão em uma ou ambas as mãos, e se era destro ou canhoto.

Na figura 62 podem ser observados os resultados dos exames com os voluntários com lesão, sendo que a medida considerada foi a mais alta medida obtida para cada dinamômetro.

**Figura 62** – Resultados de preensão palmar para voluntários com lesão.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Embora na maior parte das medidas o dinamômetro SAEHAN tenha apresentado valores de preensão palmar superiores ao do dinamômetro desenvolvido, para as medidas da mão esquerda do voluntário 4, da mão direita do voluntário 6, e mão esquerda do voluntário 8 as medidas do dinamômetro LIEB foram superiores às medidas do dinamômetro SAEHAN.

Pode-se observar também que o voluntário 3, embora seja destro, apresenta preensão palmar da mão esquerda superior à da mão direita pois o mesmo relatou uma tendinite na mão direita. O mesmo fato pode ser observado também para os voluntários 6 e 9. Já os voluntários 4 e 10 apresentam pequena variação na preensão palmar entre as mãos direita e esquerda, uma vez que relataram ser canhotos e possuem algum tipo de lesão na mão dominante (esquerda).

Pode-se observar também que as medidas de preensão palmar dos voluntários 7, 8, 9 e 10, do sexo masculino, são ligeiramente superiores às dos voluntários 1 a 6 que são do sexo feminino.

No quadro 1, pode-se observar os valores médios de preensão palmar e os respectivos valores de desvio-padrão (DP) para os voluntários 1 a 10, separados por sexo e dominância de mão. As medidas consideradas para cálculo da média e do DP foram as mesmas do diagrama da figura 62.

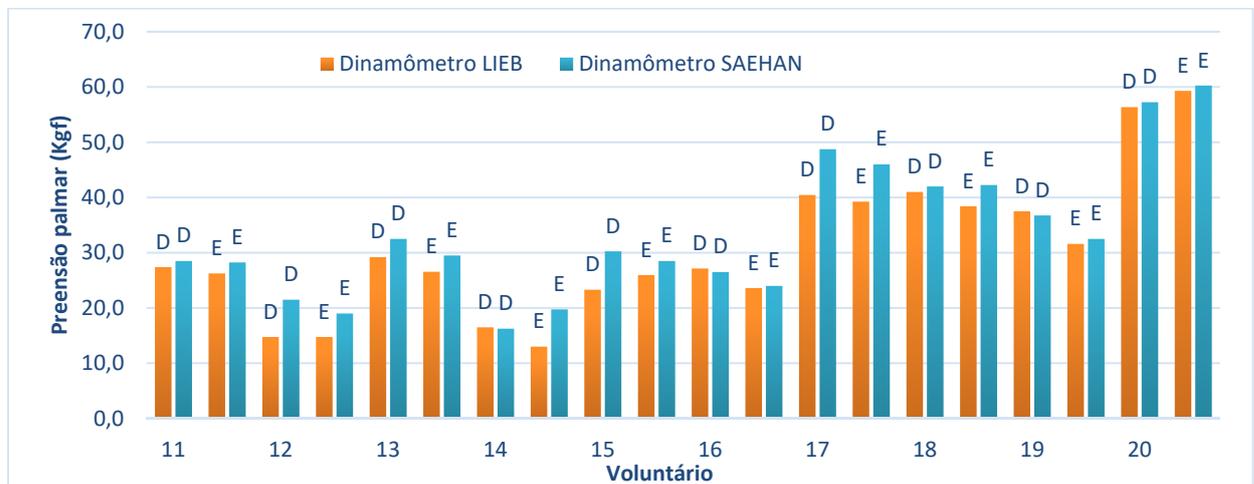
**Quadro 1** – Valores médios de preensão palmar dos voluntários com lesão.

	Mão dominante				Mão não dominante			
	Dinamômetro LIEB		Dinamômetro SAEHAN		Dinamômetro LIEB		Dinamômetro SAEHAN	
Sexo	Média(kgf)	DP(kgf)	Média(kgf)	DP(kgf)	Média(kgf)	DP(kgf)	Média(kgf)	DP(kgf)
Masculino	37,15	6,56	40,63	7,50	35,58	5,67	39,50	5,28
Feminino	17,82	3,99	21,50	5,49	18,03	3,80	23,17	3,47

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Observando os dados do quadro 1, confirma-se o que podia ser detectado visualmente através do diagrama da figura 62, que os voluntários do sexo masculino apresentam uma preensão palmar superior aos do sexo feminino, e que a mão dominante também apresenta preensão palmar superior à mão não dominante, embora nos voluntários do sexo feminino essa diferença seja menor.

Na figura 63 podem ser observados os resultados dos exames com os voluntários hígidos, sendo que novamente a medida considerada para este diagrama foi a medida mais alta obtida para cada dinamômetro.

**Figura 63** – Resultados de preensão palmar para voluntários hígidos.

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Embora na maior parte das medidas o dinamômetro SAEHAN tenha apresentado valores de preensão palmar superiores aos do dinamômetro LIEB, para as medidas da mão esquerda do voluntário 11, da mão direita do voluntário 14, ambas as mãos do voluntário 16, e mão direita do voluntário 19 as medidas do dinamômetro LIEB foram superiores às medidas do dinamômetro SAEHAN.

Neste grupo de voluntários, todos se declararam destros com exceção do voluntário 20 que se declarou canhoto, o que pode ser observado no diagrama da figura 63, uma vez que as medidas de preensão palmar da mão esquerda são ligeiramente superiores às da mão direita. Este comportamento pode ser observado também para todos os demais voluntários que se declararam destros, medidas de preensão palmar da mão direita superiores às da mão esquerda, com exceção dos voluntários 11 e 15 que apresentaram comportamento atípico.

Pode-se observar também que as medidas de preensão palmar dos voluntários 17, 18, 19 e 20, do sexo masculino, são ligeiramente superiores às dos voluntários 11 a 16 que são do sexo feminino.

No quadro 2, pode-se os valores médios de preensão palmar e os respectivos valores de desvio-padrão (DP) para os voluntários 11 a 20, separados por sexo e dominância de mão. As medidas consideradas para cálculo da média e do DP foram as mesmas do diagrama da figura 63.

**Quadro 2** – Valores médios de preensão palmar dos voluntários hígidos.

	Mão dominante				Mão não dominante			
	Dinamômetro LIEB		Dinamômetro SAEHAN		Dinamômetro LIEB		Dinamômetro SAEHAN	
Sexo	Média(kgf)	DP(kgf)	Média(kgf)	DP(kgf)	Média(kgf)	DP(kgf)	Média(kgf)	DP(kgf)
Masculino	45,60	8,31	47,75	8,76	42,20	9,16	45,75	9,50
Feminino	24,58	5,15	26,75	5,59	23,88	6,31	25,58	4,37

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Observando os dados do quadro 2, confirma-se o que podia ser detectado visualmente através do diagrama da figura 63, que os voluntários do sexo masculino apresentam preensão palmar superior à do sexo feminino, e que a mão dominante também apresenta preensão palmar superior à mão não dominante. Nos voluntários hígidos essa diferença é ligeiramente maior que nos voluntários com lesão.

## 6.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS DOS TESTES COM VOLUNTÁRIOS

De acordo com Portney e Watkins (2000), citado por Reis e Arantes (2011), “um CCI de 0,90 ou maior é considerado excelente, de 0,75 a 0,90 bom, de 0,50 a

0,75 moderado, e menos que 0,50 é considerado pobre”. Assim, a análise estatística irá abordar a confiabilidade intra-examinador, ou seja, o CCI para cada um dos dinamômetros, comparando-se a 1ª e a 2ª medida do mesmo dinamômetro. E a confiabilidade concorrente, ou seja, o CCI quando se compara as medidas determinadas pelo dinamômetro LIEB com as medidas determinadas pelo dinamômetro SAEHAN.

Para a determinação da confiabilidade intra-examinador utilizou-se o método CCI(3,1) com as duas medidas realizadas por cada dinamômetro. Já para a determinação da confiabilidade concorrente, utilizou-se o método CCI(2,1), com a medida mais alta obtida para cada dinamômetro entre as duas medidas realizadas.

No quadro 3 têm-se um resumo da confiabilidade intra-examinador para cada um dos dinamômetros, separados em voluntários hígidos e com lesão, e ainda em mão dominante e mão não-dominante. Pode-se observar que o dinamômetro SAEHAN apresenta uma excelente confiabilidade intra-examinador, CCI maior que 0,90, em todos os grupos estudados. O dinamômetro LIEB também apresentou excelente confiabilidade intra-examinador, exceto na avaliação da mão dominante entre os voluntários com lesão que apresentou uma boa confiabilidade.

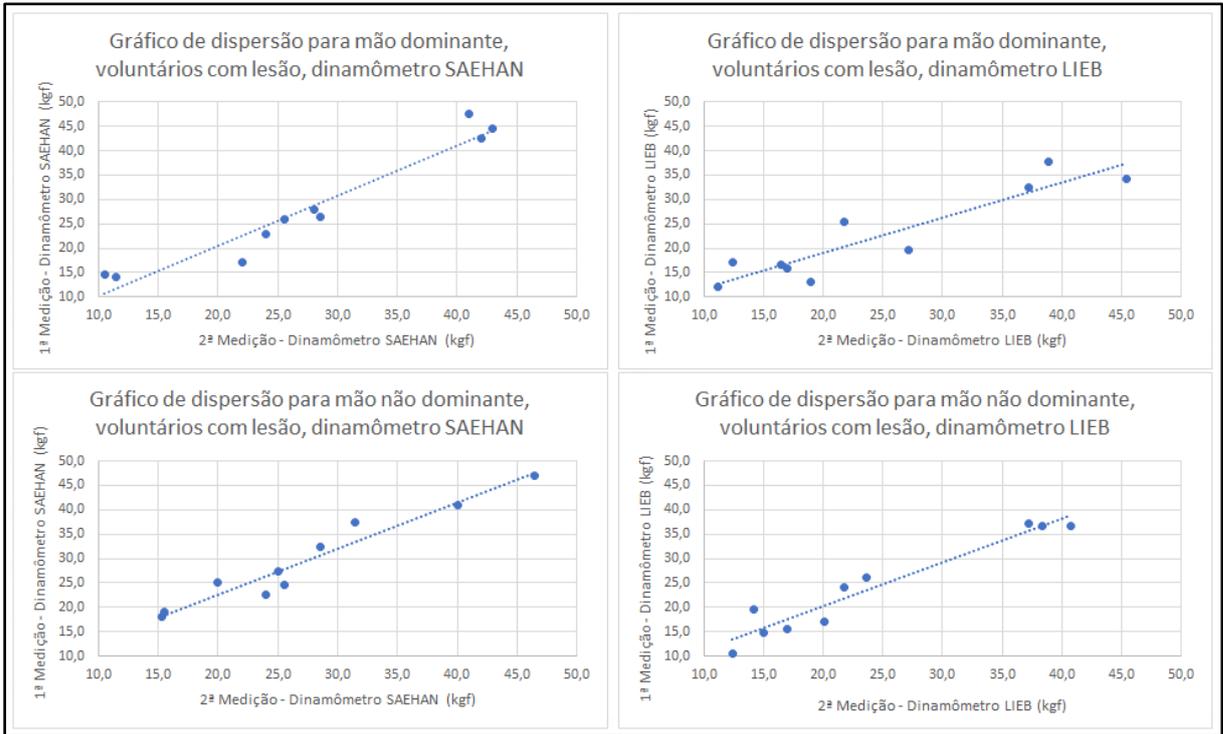
**Quadro 3** – Valores de CCI(3,1) para confiabilidade intra-examinador.

Dinamômetro	Voluntários com lesão		Voluntários hígidos	
	Mão dominante	Mão não dominante	Mão dominante	Mão não dominante
<b>SAEHAN</b>	0,9650	0,9683	0,9913	0,9812
<b>LIEB</b>	0,8912	0,9652	0,9713	0,9776

Fonte: Elaboração do próprio autor.

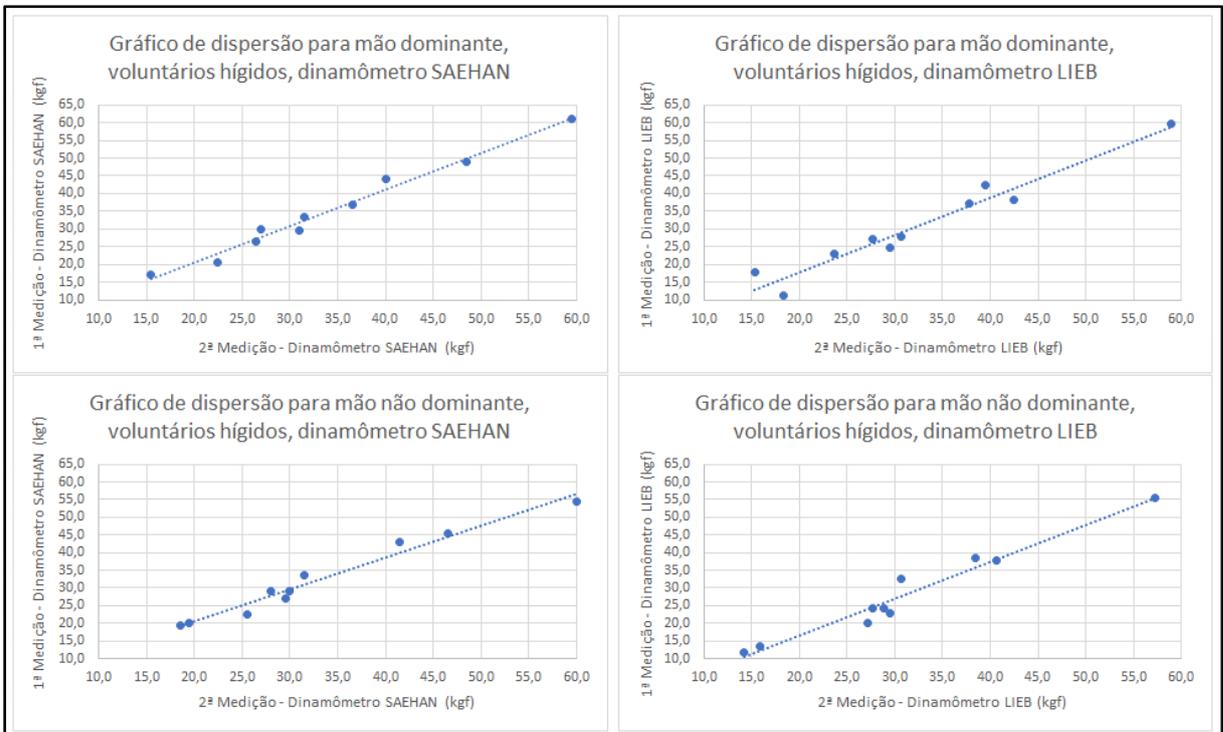
A coerência nestes coeficientes de confiabilidade pode ser comparada com os dados apresentados nos gráficos de dispersão para cada grupo estudado, apresentados nas figuras 64 e 65. Pode-se observar que o CCI para a confiabilidade intra-examinador do dinamômetro LIEB para mão dominante em voluntários com lesão mais baixo (0,8912), está coerente com a maior dispersão dos pontos no “Gráfico de dispersão para mão dominante, voluntários com lesão, dinamômetro LIEB” da figura 64.

**Figura 64** – Gráficos de dispersão intra-examinador para voluntários com lesão.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

**Figura 65** – Gráficos de dispersão intra-examinador para voluntários hígidos.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

No quadro 4 têm-se um resumo da confiabilidade concorrente para os dinamômetros, separados em voluntários hígidos e com lesão, e ainda em mão dominante e mão não-dominante.

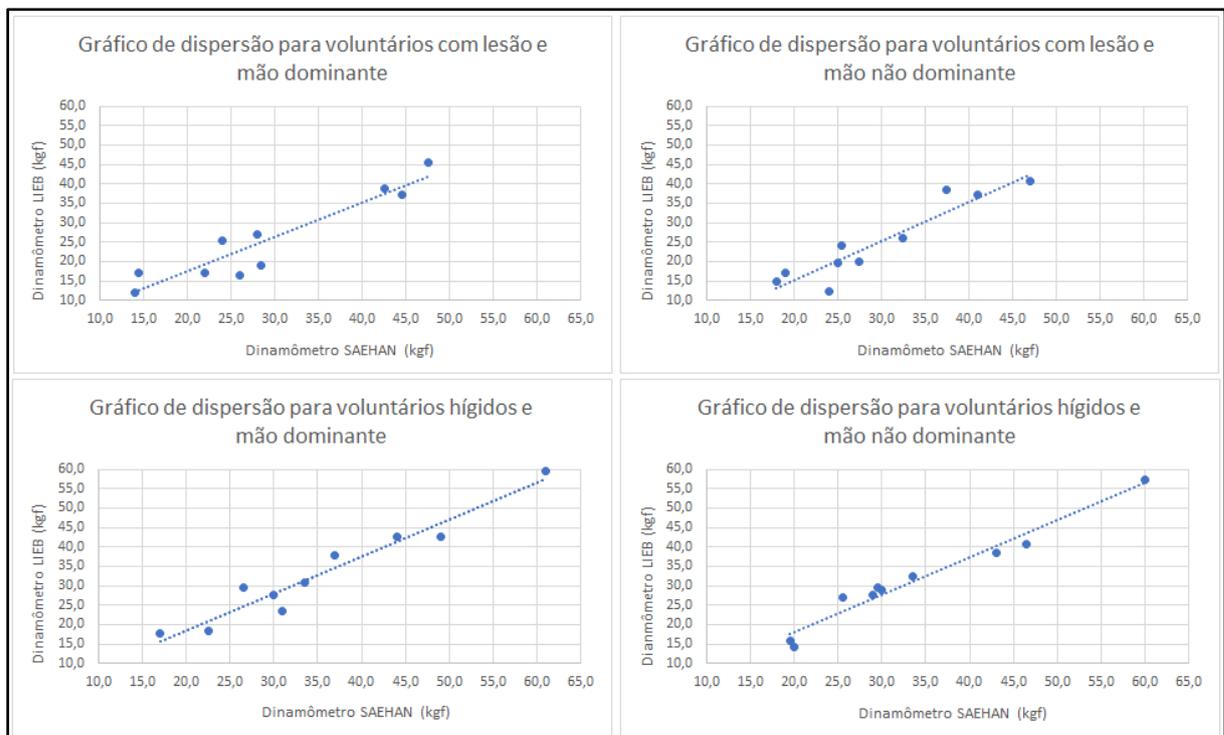
**Quadro 4** – Valores de CCI(2,1) para confiabilidade concorrente.

Voluntários com lesão		Voluntários hígidos	
Mão dominante	Mão não dominante	Mão dominante	Mão não dominante
0,8970	0,8479	0,9585	0,9638

Fonte: Elaboração do próprio autor.

A coerência nestes coeficientes de confiabilidade concorrente pode ser comparada com os dados apresentados nos gráficos de dispersão concorrente para cada grupo estudado, apresentados na figura 66. Pode-se observar que os CCI para confiabilidade concorrente mais baixos (0,8970 e 0,8479) em voluntários com lesão, está coerente com a maior dispersão dos pontos no “Gráfico de dispersão para voluntários com lesão e mão dominante” e no “Gráfico de dispersão para voluntários com lesão e mão não dominante” da figura 66.

**Figura 66** – Gráficos de dispersão concorrentes.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Se a análise da confiabilidade concorrente não fizer distinção entre os grupos de voluntários, têm-se os seguintes coeficientes para mão dominante e para mão não dominante, conforme quadro 5 e os respectivos gráficos de dispersão na figura 67.

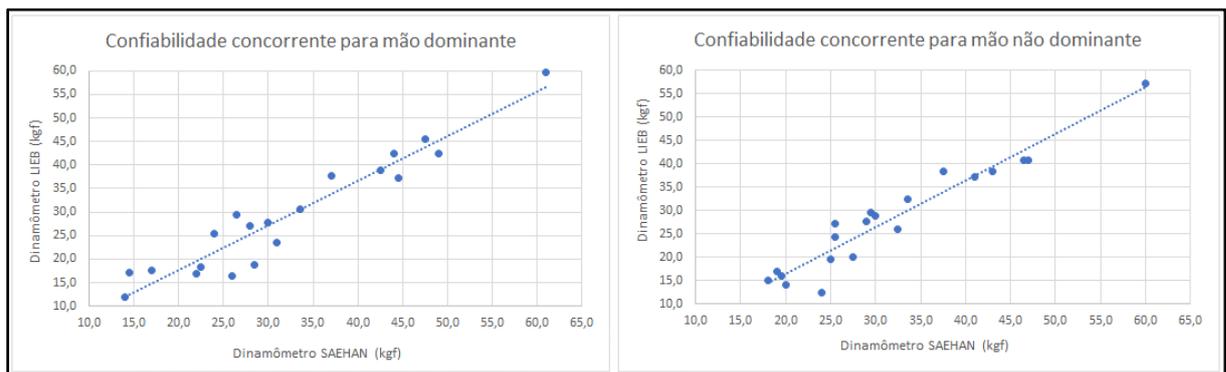
**Quadro 5** – Valores de CCI(2,1) para confiabilidade concorrente considerando apenas a dominância das mãos.

Mão dominante	Mão não dominante
0,9324	0,9168

Fonte: Elaboração do próprio autor.

Os dados apresentados no quadro 5 mostram que o dinamômetro LIEB e o dinamômetro SAEHAN possuem excelente confiabilidade concorrente, isto é, as medidas realizadas pelo dinamômetro LIEB são compatíveis com as medidas realizadas pelo dinamômetro SAEHAN. Entretanto, a troca de dinamômetros durante uma avaliação de um paciente nunca deve ser praticada, segundo Reis e Arantes (2011). “[...], o mesmo dinamômetro deve ser usado para avaliar e reavaliar o paciente, quando se pretende obter medidas comparativas” (REIS; ARANTES, 2011, p. 179).

**Figura 67** – Gráficos de dispersão concorrentes considerando apenas a dominância das mãos.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Embora a confiabilidade concorrente e intra-examinador para o dinamômetro LIEB tenha sido excelente para a maioria absoluta dos grupos analisados (em cinco de seis), baseando-se em relatos de alguns voluntários, algumas modificações podem ser realizadas em trabalhos futuros para melhorar os resultados.

Um dos voluntários, que tem formação acadêmica em fisioterapia, relatou que a empunhadura no dinamômetro SAEHAN se mostra mais confortável, uma vez que a distância entre as falanges no molde ergonômico deste é menor que no molde do dinamômetro LIEB. Além disso, outros voluntários relataram que os moldes ergonômicos do dinamômetro LIEB escorregam na mão, enquanto que a empunhadura do dinamômetro SAEHAN não escorrega, já que os moldes são emborrachados.

Portanto, em trabalhos futuros, podem ser feitas modificações nos moldes do dinamômetro LIEB de modo a diminuir a distância entre as falanges, e modificar a superfície dos moldes de modo aumentar o coeficiente de atrito dos mesmos.

## 7 CONCLUSÃO

As publicações mais recentes têm mostrado uma tendência dos pesquisadores e desenvolvedores, em tornar os equipamentos mais portáteis, leves, de dimensões menores e mais interativos.

A interatividade possibilita que os dispositivos se comuniquem com uma quantidade cada vez maior de equipamentos, e mais facilmente, sem a utilização de fios ou cabos de comunicação. Transferências de dados para um dispositivo móvel, computador, ou impressora, preferencialmente por meio de conexões sem fio, podem ser realizadas com facilidade, e tornando desnecessário, no caso do dinamômetro, o avaliador realizar anotações manuais das medidas de força dos pacientes.

A caracterização do sistema em testes de bancada revelou que o equipamento possui baixo desvio-padrão máximo de  $\pm 0,49$ , considerando-se um padrão de precisão de  $\pm 2\sigma$  então têm-se uma precisão, para 95% das medidas, de aproximadamente  $\pm 1$  kgf. Além disso, nos testes de bancada foi encontrada uma precisão mínima de 97,6% e uma acurácia mínima de 95,4% o que indica boas referências para um equipamento médico.

A análise estatística dos testes com pacientes revelam uma excelente confiabilidade intra-examinador do dinamômetro desenvolvido, média de 0,95 entre os diferentes grupos analisados, embora a confiabilidade intra-examinador do dinamômetro SAEHAN tenha sido superior, média de 0,98 entre os diferentes grupos analisados.

A análise estatística revela também uma excelente confiabilidade concorrente para as medidas realizadas pelo dinamômetro desenvolvido em relação às do dinamômetro SAEHAN, sendo de 0,93 para mãos dominantes e 0,92 para mãos não dominantes.

Portanto, o dinamômetro desenvolvido é confiável, válido e comparável com o dinamômetro SAEHAN, estando este regulado na posição 7, quando o procedimento para o exame segue o mesmo padrão adotado pela SATM (MOREIRA et al., 2003) e o examinador adota o comando verbal do tipo “força, força, relaxa...” no mesmo tom e volume de voz para todas as medições.

Os resultados demonstram que o dinamômetro desenvolvido supera as deficiências da versão anterior do dinamômetro, apontadas por Paulo (2014), e o

equipamento pode ser muito útil para a comunidade de saúde que trabalha com diagnóstico e terapia das mãos, bem como para a comunidade científica para o desenvolvimento de novos trabalhos.

## REFERÊNCIAS

- ALENCAR, M. A.; DIAS, J. M. D.; FIGUEIRE DO, L. C.; DIAS, R. C. Força de preensão palmar em idosos com demência: estudo da confiabilidade. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 16, n. 6, p. 510-514, 2012.
- AMARAL, T. F.; GUERRA, R. S. Comparison of hand dynamometers in elderly people. **The Journal of Nutrition, Health & Aging**, Heidelberg, v. 13, n. 10, p. 907-912, 2009.
- AMARAL, J. F.; MANCINI, M.; NOVO JUNIOR, J. M. Comparação de três dinamômetros de preensão manual relacionados à exatidão e precisão das medidas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 16, n. 3, p. 216-224, 2012.
- ASSUNÇÃO A. A.; VILELA L. V. O. **Lesões por esforços repetitivos: guia para profissionais de saúde**. Piracicaba: Centro de Referência em Saúde do Trabalhador - CEREST, 2009. 168 p. ISBN: 978-85-62504-01-3.
- BARBIERI, C. H.; ELUI, V. M. C.; FERREIRA, A. C. C.; FONSECA, M. C. R.; MAZZER, N.; SHIMANO, A. C. Força de preensão palmar e pinças em indivíduos saudáveis entre 6 e 19 anos. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 19, n. 2, p. 92-97, 2011.
- BARBOSA, F.; FARAGE, M. **Apostila de laboratório de resistência dos materiais**. Juiz de Fora: Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF, 2010. Disponível em: <[http://www.ufjf.br/lrm/files/2010/05/a-postilalrm2010\\_c.pdf](http://www.ufjf.br/lrm/files/2010/05/a-postilalrm2010_c.pdf)>. Acesso em: 2 fev. 2016.
- BARRETO JUNIOR, E. **Extensometria: módulo 2**. Ilha Solteira: [s.n.], 2009. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAARRYAE/extensometria-transdutores>>. Acesso em: 3 fev. 2016.
- BARTKO, J. J. Measurement and reliability: statistical thinking considerations. **Schizophrenia Bulletin**, Maryland, v. 17, n. 3, p. 483-489, 1991.
- BELLACE, J. V.; HEALY, D.; BESSER, M. P.; BYRON, T.; HOHMAN, L. Validity of the dexter evaluation system's jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, v. 13, n. 1, p. 46-51, 2000.
- BELYAEV, N. M. **Strength of materials**. Rússia: Mir Publishers, 1979. 647 p.
- BARKER, K. et al. Novo testamento: I coríntios. In: **BÍBLIA**. São Paulo: Vida, 2003. p. 1968.
- BURR-BROWN CORPORATION. **INA122 single supply micropower instrumentation amplifier**. Tucson: [s.n.], 1997. 14 p. Disponível em: <<http://www.ti.com/product/INA122>>. Acesso em: 2 fev. 2016.

CAETANO, E. B.; CAETANO, M. F.; SABONGI NETO, J. J.; VIEIRA, L. A. **Anatomia da mão: cirurgia da mão em livro virtual latino sul americano**. São Paulo: Federação Sul-Americana de Cirurgia da Mão, 2013. Disponível em: <[http://www.fedscm.com/book\\_chapters](http://www.fedscm.com/book_chapters)>. Acesso em: 25 nov. 2014.

CENTERLIGAS. **Ligas de extrusão: características e aplicações**. Guarulhos: [s.n.], [201-]. Disponível em: <[http://www.centerligas.com.br/materias.php?cd\\_secao=2&codant=&friurl=\\_-Informacoes-Tecnicas-#.WTWZT-vyviU](http://www.centerligas.com.br/materias.php?cd_secao=2&codant=&friurl=_-Informacoes-Tecnicas-#.WTWZT-vyviU)>. Acesso em: 15 out. 2015.

CHIODI, M.; LUSTOSA, L. P.; VENTURINI, C. **Avaliação da confiabilidade dos dinamômetros manuais JAMAR® e KRATOS®**. Belo Horizonte: [s.n.], 2010. Disponível em: <<http://fisiochiodi.blogspot.com.br/2010/12/confiabilidade-dinamometros-manuais.html>>. Acesso em: 2 dez. 2014.

DIAS, J. A.; OVANDO, A. C.; KULKAMP, W.; BORGES JUNIOR, N. G. Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 12, n. 3, p. 209-216, 2010.

DONG, R. G.; MCDOWELL, T. W.; WARREN, C.; WELCOME, D. E.; WIMER, B. M. Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. **Medical Engineering & Physics**, Inglaterra, v. 31, n. 6, p. 695-704, 2009.

DONG, R. G.; MCDOWELL, T. W.; WARREN, C.; WELCOME, D. E.; WIMER, B. M. Effects of handle size and shape on measured grip strength. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Amsterdam, v. 42, n. 2, p. 199-205, 2012.

DONG, R. G.; MCDOWELL, T. W.; WARREN, C.; WELCOME, D. E.; WIMER, B. M.; XU, X. S. Effects of gloves on the total grip strength applied to cylindrical handles. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Amsterdam, v. 40, n. 5, p. 574-583, 2010.

DONG, R. G.; MCDOWELL, T. W.; WELCOME, D. E.; WU, J. Z. A new approach to characterize grip force applied to a cylindrical handle. **Medical Engineering & Physics**, Inglaterra, v. 30, n. 1, p. 20-33, 2008.

FARIA, U. C. **Monitoramento informatizado de forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes**. 2001. 118 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista - UNESP, Ilha Solteira, 2001.

FISIOSTORE. **Dinamômetro hidráulico de mão: saehan corp**. São Paulo: [s.n.], [2016?]. Disponível em: <<http://www.fisiostore.com.br/dinamometro-de-mao-hidraulico-saehan-corp/p>>. Acesso em: 2 dez. 2014.

GOOGLE INC. **História do android®**. Mountain View: [s.n.], [2017?]. Disponível em: <[https://www.android.com/intl/pt-BR\\_br/history/](https://www.android.com/intl/pt-BR_br/history/)>. Acesso em: 9 fev. 2016.

JABER, R.; HEWSON, D. J.; DUCHÊNE, J. Design and validation of the Grip-ball for measurement of hand grip strength. **Medical Engineering & Physics**, Inglaterra, v. 34, n. 9, p. 1356–1361, 2012.

KING II, T. I. Interinstrument reliability of the Jamar® electronic dynamometer and pinch gauge compared with the Jamar® hydraulic dynamometer and B&L Engineering mechanical pinch gauge. **The American Journal of Occupational Therapy**, Bethesda, v. 67, n. 4, p. 480-483, 2013.

KONIN, J. **Cinesiologia prática para fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. 296 p.

KYOWA ELECTRONIC INSTRUMENTS CO. **Catálogo de strain-gages**. Tóquio: Overseas Department, 2015. 100 p. Disponível em: <[http://www.kyowa-ei.us/eng/support/download/catalog/strain\\_gage/index.html](http://www.kyowa-ei.us/eng/support/download/catalog/strain_gage/index.html)>. Acesso em: 3 fev. 2016.

MAGEE, D. J. **Orthopedic physical assessment**. 5. ed. Canada: Elsevier, 2005. 1020 p.

MARTINI, F. H.; TIMMONS, R. B. T. **Anatomia humana**: recurso eletrônico. 6. ed. Porto Alegre: Artmed, 2009. 904 p. ISBN 978-85-363-2029-8.

MATWEB, MATERIAL PROPERTY DATA. **Aluminum 6351-T6, 6351-T651 data sheet**. Blacksburg: [s.n.], [201-?]. 2 p. Disponível em: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=ca1cf891973c4745b41677780dad6240>>. Acesso em: 10 mar. 2016.

MICROCHIP TECHNOLOGY INC. **PIC16F688 data sheet**. Chandler: [s.n.], 2009. 204 p. Disponível em: <<http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?product=PIC16F688>>. Acesso em: 3 fev. 2016.

\_\_\_\_\_. **RN4020 bluetooth® low energy module command reference user's guide**. Chandler: [s.n.], 2014. 104 p. Disponível em: <<http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?product=RN4020>>. Acesso em: 1 fev. 2016.

\_\_\_\_\_. **RN4020 bluetooth® low energy module data sheet**. Chandler: [s.n.], 2015. 28 p. Disponível em: <<http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?product=RN4020>>. Acesso em: 1 fev. 2016.

MOREIRA, D.; ÁLVAREZ, R. R. A.; GOGOY, J. R.; CAMBRAIA, A. N. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR®: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 11, n. 2, p. 95-99, junho 2003.

PAULO, J. V. **Desenvolvimento de um aplicativo Android e uma interface bluetooth para um dinamômetro biomédico**. 2014. 96 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira, 2014.

PORTNOI, M. **Extensometria: história, usos e aparelhos**. [Salvador: s.n., 200-]. Disponível em: <<https://www.eecis.udel.edu/~portnoi/academic/academic-files/extensometria.html>>. Acesso em: 1 fev. 2016.

RAMOS, T. M. S. **Projeto de um dinamômetro para avaliação da força preensora**. 2009. 109 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2009.

REIS, M. M.; ARANTES, P. M. M. Medida da força de preensão manual: validade e confiabilidade do dinamômetro Saehan. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 18, n. 2, p. 176-181, 2011.

REZENDE, F. N.; LANA, R. P.; SANTANA, H.; SOUZA, F. D.; SOUZA, A. O.; MOTA, G. R.; SILVA, B. V. C.; MAROCOLO, M. Comparação da força máxima de preensão palmar do membro dominante e não dominante de diferentes categorias do tênis de campo – utilizando dinamômetro JAMAR®. In: CONGRESSO BRASILEIRO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA, 23., 2012, Porto de Galinhas. **Anais...** Porto de Galinhas: CBEB, 2012. p. 85-88.

RODRIGUES JUNIOR, L. F.; SANTOS, F. F.; KETTERMANN, M. P.; BIAZUS, J. F.; ORSELLI, M. I. V. Desenvolvimento de dispositivo de medição da força muscular de preensão dos membros superiores. In: CONGRESSO BRASILEIRO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA, 24., 2014, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: CBEB, 2014. p. 1981-1984.

SANTOS, E. A. **Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos**. 2009. 104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira, 2009.

SILVA, G. J. **Implementações de sensores para aplicações industriais e biomédicas**. 2004. 106 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista - UNESP, Ilha Solteira, 2004.

SILVA, S. N. P. **Evolução fisiológica da sensibilidade e da força da mão com o envelhecimento**. 2013. 200 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo – USP, São Paulo, 2013.

STONE, C. K.; HUMPHRIES, R. L. **Current - medicina de emergência: diagnóstico e tratamento**. 7. ed. Porto Alegre: McGraw-Hill Brasil, 2013. 1024 p. (Lange).

TIMOSHENKO, S. P.; GERE, J. E. **Mecânica dos sólidos**. Rio de Janeiro: LTC, 1983. v. 2, 190 p. ISBN: 85-216-0247-2.

VARELLA, D. **Lesões por esforços repetitivos (L.E.R./D.O.R.T.)**. São Paulo: Estação Saúde – Educação e Cultura Ltda, 2011. Disponível em: <<http://drauziovarella.com.br/letras/l/lesoes-por-esforcos-repetitivos-l-e-r-d-o-r-t/>>. Acesso em: 2 dez. 2014.