

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

**EDELVAN HELLMANN ZANELLA**

**USO DE REDES NEURAIS E BAROPODÔMETRO PARA CLASSIFICAÇÃO DE  
ESCOLIOSE E DESVIO LATERAL.**

**Ilha Solteira  
2019**

**EDELVAN HELLMANN ZANELLA**

**USO DE REDES NEURAIS E BAROPODÔMETRO PARA CLASSIFICAÇÃO DE  
ESCOLIOSE E DESVIO LATERAL.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia - UNESP – Campus de Ilha Solteira, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área do Conhecimento: Automação

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

FICHA CATALOGRÁFICA  
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Z28u Zanella, Edelvan Hellmann.  
Uso de redes neurais e baropodômetro para classificação de escoliose e desvio lateral. / Edelvan Hellmann Zanella. – Ilha Solteira: [s.n.], 2019  
72 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia. Área de conhecimento: Automação, 2019

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho  
Inclui bibliografia



1. Escoliose. 2. Baropodômetro. 3. Redes neurais. 4. Ângulo de Cobb.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Uso de Redes Neurais e Baropodômetro para Classificação de Escoliose e Desvio Lateral

**AUTOR: EDELVAN HELLMANN ZANELLA**

**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. ADALBERTO VIEIRA CORAZZA  
Departamento de Anatomia Humana / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Ilha Solteira, 15 de março de 2019

Aos meus pais, dos quais mesmo na  
minha busca por saberes sempre terão  
algo a me ensinar.

**DEDICO**

## **AGRADECIMENTOS**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

A minha família que me apoiou durante toda essa trajetória, dando o amor e carinho que me trouxeram paz nos momentos mais corridos e estressantes, em especial a minha mãe Jacinta e meu pai Zelmar.

Ao meu irmão por aqueles apoios estranhos a sua moda, mas que sempre ajudaram nesta trajetória.

Ao programa de pós-graduação, juntamente com seus professores excelentes que deixaram marcado seus saberes que levarei por toda vida.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho que me acolheu no programa e me guiou durante todo este tempo com sabedoria e paciência.

Aos guerreiros e guerreiras do LIEB (Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica), que proporcionaram bons momentos de descontração e ao mesmo tempo me levaram adiante.

Aos profissionais de saúde da HUMAP (Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian) que me acolheram e possibilitaram a coleta de voluntários.

A Secretária de Saúde Pública de Campo Grande - MS e todas as unidades que me ajudaram enviando voluntários, em especial UERD (Unidade Especializada em Reabilitação e Diagnóstico) e CENORT (Centro Ortopédico Municipal).

A minha amada, Regi, que acompanhou lado a lado minha luta diária, sendo compreensiva, atenciosa e amável.

## RESUMO

O desvio lateral da coluna e a escoliose alteram o equilíbrio corporal de uma pessoa e a distribuição de seu peso nos pés. Atualmente com o auxílio do baropodômetro é possível medir a distribuição do peso corporal nos pés, trazendo inovação no que concerne sobre os impactos da escoliose nos mesmos. As alterações da coluna vertebral não são visíveis pelo baropodômetro, logo apenas mensurando a pressão dos pés não é possível determinar uma escoliose e seus possíveis ângulos. Dessa forma, adota-se o objetivo de realizar três redes neurais para classificação de escolioses com dados obtidos pelo baropodômetro do Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB). No desenvolvimento das redes foram observadas vinte e cinco mil redes neurais feitas para cada proposta, sendo a rede neural A dividida em dois grupos que classificam o desvio lateral A1 ( $0^\circ$  a  $9^\circ$ ) e a escoliose A2 ( $10^\circ$  a  $20^\circ$ ), a rede B foi dividida em dois grupos, B1 ( $10^\circ$  a  $13^\circ$ ) e B2 ( $14^\circ$  a  $20^\circ$ ) e a rede C1 que abrange o grupos A1, B1 e B2. A rede A (1,2) obteve uma acurácia média de 70,06%, a rede B (1,2) teve uma acurácia média em 73,6% e a rede C (1,2,3) classificou em média 56,5% dos dados corretamente. Com os resultados obtidos conclui-se que uma classificação entre três grupos é inviável e a rede A e B podem ser utilizadas como métodos para acompanhamento de evolução ao longo do tempo.

**Palavras-chave:** Escoliose. Baropodômetro. Redes neurais. Desvio lateral. Ângulo de Cobb.

## ABSTRACT

The lateral deviation of the spine and scoliosis alter a person's body balance and the distribution of his weight in the feet. Nowadays, with the help of the baropodometer, it is possible to measure the distribution of body weight in the feet, bringing innovation in what concerns the impact of scoliosis on them. The changes in the spine are not visible by the baropodometer, so just by measuring the pressure of the feet it is not possible to determine a scoliosis and its possible angles. Thus, we adopted the objective of performing three neural networks to classify scoliosis with data obtained by the Baropodometer of the Laboratory of Instrumentation and Biomedical Engineering (LIEB). In the development of the networks twenty-five thousand neural networks were made for each proposal, the neural network A being divided into two groups that classified the lateral deviation A1 ( $0^{\circ}$  to  $9^{\circ}$ ) and the scoliosis A2 ( $10^{\circ}$  to  $20^{\circ}$ ), the network B was divided into two groups, B1 ( $10^{\circ}$  to  $13^{\circ}$ ) and B2 ( $14^{\circ}$  to  $20^{\circ}$ ), and the C1 network encompassing groups A1, B1 and B2. The network A (1,2) obtained an average accuracy of 70,06%, the network B (1,2) had an average accuracy of 73.6% and the network C (1,2,3) classified on average 56, 5% of the data correctly. With the results obtained it is concluded that a classification between three groups is not feasible and the network A and B can be used as methods to monitor evolution over time.

**Keywords:** Scoliosis. Baropodometer. Neural network. Lateral deviation. Cobb's angle.



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	- Coluna Vertebral .....	12
<b>Figura 2</b>	- Cálculo Ângulo de Cobb.....	14
<b>Figura 3</b>	- Estrutura da abóbada plantar.....	14
<b>Figura 4</b>	- Estrutura óssea do pé.....	15
<b>Figura 5</b>	- Distribuição da força planta.....	16
<b>Figura 6</b>	- Pedigrafia.....	17
<b>Figura 7</b>	- Podoscópio.....	17
<b>Figura 8</b>	- Baropodômetro Novel ®.....	18
<b>Figura 9</b>	- Modelo de um neurônio artificial.....	19
<b>Figura 10</b>	- Camadas de uma rede neural.....	20
<b>Figura 11</b>	- Curvas de diferentes ordens de grau – sensor 1.....	23
<b>Figura 12</b>	- Estrutura de calibração.....	24
<b>Figura 13</b>	- Configuração utilizada para calibrar regiões.....	25
<b>Figura 14</b>	- Resposta baropodômetro por região.....	26
<b>Figura 15</b>	- Resposta baropodômetro sensores unitários.....	27
<b>Figura 16</b>	- Baropodômetro montado em estrutura de EVA.....	29
<b>Figura 17</b>	- Tela inicial do programa BAROPODOMETRO LIEB.....	30
<b>Figura 18</b>	- Ficha de cadastro voluntário.....	30
<b>Figura 19</b>	- Janela baropodômetro.....	31
<b>Figura 20</b>	- Janela estabilometria.....	32
<b>Figura 21</b>	- Janela estatocinesigrama.....	32
<b>Figura 22</b>	- Janela estabilometria (adaptada).....	33
<b>Figura 23</b>	- Posição imposta ao voluntário.....	34
<b>Figura 24</b>	- Fluxograma de RNA.....	41
<b>Figura 25</b>	- Formato da rede neural.....	41
<b>Figura 26</b>	- Força plantar do voluntário.....	42
<b>Figura 27</b>	- Dado estabilometria de olhos abertos e olhos fechados.....	43
<b>Figura 28</b>	- Oscilação de COP com olhos abertos e olhos fechados.....	44
<b>Figura 29</b>	- Curva de acurácias com N=10 da rede A (1,2) .....	45
<b>Figura 30</b>	- Curva de treino RNA A (1,2) de neurônio.....	46
<b>Figura 31</b>	- Curva de teste RNA A (1,2) de neurônio.....	47
<b>Figura 32</b>	- Curva de acurácias com N=10 da rede A (1,2) .....	49
<b>Figura 33</b>	- Melhor matriz de confusão do teste da rede A (1,2) .....	49
<b>Figura 34</b>	- Curva de treino RNA B (1,2) de neurônio.....	50
<b>Figura 35</b>	- Curva de teste RNA B (1,2) de neurônio.....	51
<b>Figura 36</b>	- Curva de acurácias com N=15 da rede B (1,2) .....	53
<b>Figura 37</b>	- Melhor matriz de confusão do teste da rede B (1,2) .....	53
<b>Figura 38</b>	- Curva de treino RNA C (1,2,3) de neurônio.....	54
<b>Figura 39</b>	- Curva de teste RNA C (1,2,3) de neurônio.....	55
<b>Figura 40</b>	- Curva de acurácias com N=30 da rede C (1,2,3) .....	57
<b>Figura 41</b>	- Melhor matriz de confusão do teste da rede C (1,2,3) .....	57

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b>	- Valores obtidos do primeiro ciclo do Sensor 1.....	22
<b>Tabela 2</b>	- Representação das regiões calibradas.....	25
<b>Tabela 3</b>	- Dados de medida.....	35
<b>Tabela 4</b>	- Região de incidência de desvio lateral.....	35
<b>Tabela 5</b>	- Dados de medida do Banco de dados de Fanfoni.....	36
<b>Tabela 6</b>	- Dados do grupo A1 e A2.....	36
<b>Tabela 7</b>	- Matriz de sensores.....	38
<b>Tabela 8</b>	- Matriz de sensores com resultados normalizados arredondados.....	38
<b>Tabela 9</b>	- Divisão das amostras nas redes neurais.....	40
<b>Tabela 10</b>	- Resultados de acurácia de treino da rede A (1,2) .....	46
<b>Tabela 11</b>	- Resultados de acurácia de teste da rede A (1,2) .....	48
<b>Tabela 12</b>	- Resultados de acurácia de treino da rede B (1,2) .....	51
<b>Tabela 13</b>	- Resultados de acurácia de teste da rede B (1,2) .....	52
<b>Tabela 14</b>	- Resultados de acurácia de treino da rede C (1,2,3) .....	55
<b>Tabela 15</b>	- Resultados de acurácia de teste da rede C (1,2,3) .....	56

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>12</b>
2.1	AVALIAÇÃO DA PISADA.....	16
2.2	REDES NEURAIS.....	18
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>21</b>
3.1	CALIBRAÇÃO DO BAROPODÔMETRO.....	22
<b>3.1.1</b>	<b>Calibração individual do baropodômetro.....</b>	<b>22</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Calibração de distribuição de pesos.....</b>	<b>23</b>
3.2	AVALIAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS.....	27
<b>3.2.1</b>	<b>Procedimento realizado.....</b>	<b>27</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Baropodômetro.....</b>	<b>28</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Obtenção de dados.....</b>	<b>29</b>
3.3	DADOS OBTIDOS.....	34
<b>3.3.1</b>	<b>Divisão de dados para rede neural.....</b>	<b>36</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Tratamento de entradas.....</b>	<b>37</b>
<b>3.3.3</b>	<b>Desenvolvimento de múltiplas redes neurais.....</b>	<b>39</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>42</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>60</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>61</b>
	<b>ANEXO I – Avaliação Postural.....</b>	<b>63</b>
	<b>ANEXO II – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Para responsáveis).....</b>	<b>64</b>
	<b>ANEXO III – Termo de Assentimento (Para menor de idade).....</b>	<b>67</b>
	<b>ANEXO IV – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....</b>	<b>70</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral humana pode apresentar falhas estruturais e inclinações inadequadas para o ser humano. Dentre elas, a escoliose destaca-se por inclinar o corpo humano de maneira a criar um encurvamento lateral anormal da coluna, podendo ser classificada com menor ou maior gravidade, causando forças desproporcionais no decorrer de sua estrutura. O elemento final que recebe toda a variação do peso do corpo é o pé, órgão que sofre a força de todo corpo humano. (IIDA, 2000; JACOB, 1990).

Atualmente, para mensurar a distribuição de forças nos pés, o equipamento mais avançado é o baropodômetro, capaz de determinar oscilações no equilíbrio, picos de força e distribuição de forças na região plantar. A sua utilização possibilita uma melhor interpretação de como o corpo descarrega seu peso nos pés, mas apenas com estes dados isolados não é possível determinar de forma exata uma possível anomalia vertebral, como a escoliose, sem o auxílio de alguma técnica computacional, como as redes neurais.

Diversos estudos vêm sendo feitos ao longo do tempo em busca de correlacionar patologias com forças plantares, como Cordeiro *et al.* (2014) que avaliou as forças plantares de um voluntário antes e após passar por sessões de Pilates e o uso de palmilhas posturais, conseguindo afirmar com um baropodômetro uma melhora nas forças exercidas e de postura.

Utilizando um baropodômetro próprio Yildirim e Ersoy (2016) detectaram alterações significativas entre voluntários com fibromialgia e voluntários de controle. Encontrando correlação entre altas pontuações no questionário FIQ (*Fibromyalgia Impact Questionnaire*) e VAS (*Visual Analogue Scale*), com picos de pressões no antepé e retopé.

As análises de Castro (2016) verificaram alterações de equilíbrio entre um grupo de 30 pessoas nos grupos etários G1 (13-30 anos) e G2 (45-78 anos), afirmando que em idades mais avançadas há um aumento nos valores da estabilometria.

McKay *et al.* (2017) produziu um levantamento espaço-temporal de 1000 indivíduos saudáveis de 3 a 101 anos, onde é possível observar como a pressão

exercida pelos pés muda ao longo dos anos e sua correlação com características dos voluntários, como altura e peso por exemplo.

Os estudos de Wojtków, Szkoda-Poliszuk e Szotek (2018) trouxeram correlações entre alteração de postura e pressão dos pés em um grupo com 78 crianças de 6-8 anos, determinando que no grupo de meninas observou-se correlação média com as inclinações torácicas e lombares com o pé esquerdo, e nos meninos uma correlação média entre a inclinação lombossacro com o pé direito.

Tendo em vista os estudos mencionados, pode-se então afirmar que utilizando avaliação com baropodometria ao classificar escoliose apenas Fanfoni *et al.* (2017) em sua pesquisa desenvolveu uma rede neural *perceptron* de único neurônio para classificar escoliose em dois grupos, o primeiro dividido em faixas de  $1^{\circ}$  -  $9^{\circ}$  e o outro de  $10^{\circ}$  -  $19^{\circ}$ , obtendo uma acurácia de 91,9%. Além deste, não há mais estudos sendo feito na área.

Atualmente o LIEB (Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica) do Campus 3 da UNESP – Ilha Solteira possui um baropodômetro com 120 sensores, construído primeiramente por Urban (2015) e aprimorado posteriormente por Castro (2016). A utilização deste equipamento por Fanfoni *et al.* (2017) auxiliou na avaliação de pessoas com escoliose. E, com o auxílio de uma rede neural *backpropagation*, classificou faixas de escoliose de dois grupos: C1 (1 a  $9^{\circ}$ ) e C2 (10 a  $19^{\circ}$ ).

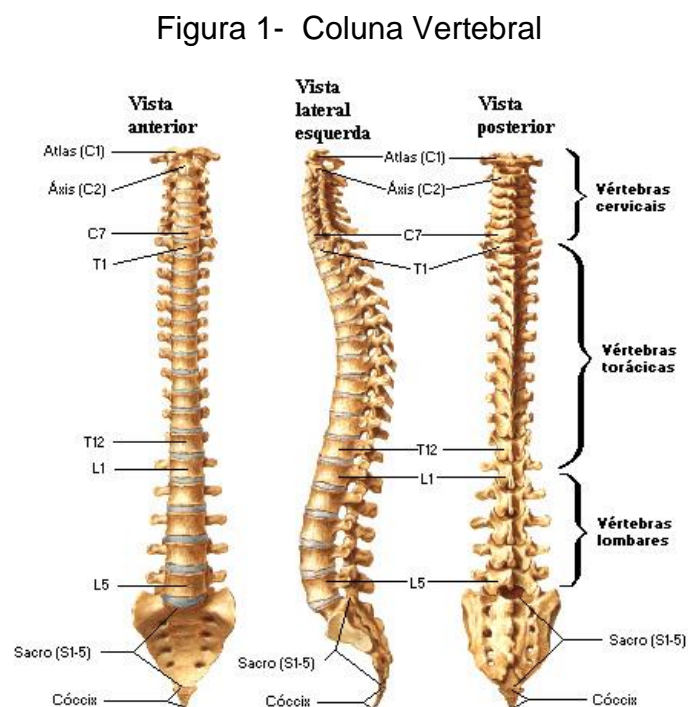
O desenvolvimento deste trabalho foi realizado utilizando o baropodômetro disponível no LIEB, sendo feitas mudanças para seu melhor desempenho nesta pesquisa, tais como: troca de sensores e novas calibrações para uma nova coleta de dados. O objetivo deste trabalho foi desenvolvido de forma a criar três redes neurais com diferentes neurônios e faixas de ângulo de escoliose, afim de obter uma melhor interpretação de quais faixas apresentam melhores acurácias nas suas classificações. Nesta pesquisa utilizou-se dois bancos de dados, um obtido neste trabalho e outro obtido por Fanfoni *et al.* (2017).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A coluna vertebral consiste de trinte e três vértebras, uma sobre as outras. As primeiras sete vértebras localizada na parte superior da coluna denominam-se vértebras cervicais, logo em seguida tem-se doze vértebras torácicas, cinco vértebras lombares, cinco vértebras sacrais fundidas que formam o sacro, e a união de quatro vértebras pouco desenvolvidas que constitui o cóccix (SOUZA, 2001).

Quando observado lateralmente, as vértebras cervicais e lombares possuem curvatura côncava posterior, na região torácica, no sacro e cóccix as curvaturas são convexas. Essas curvaturas garantem o equilíbrio da coluna, assim como uma elasticidade maior no andar (IIDA, 2005; SOUZA, 2001).

Para exemplificar melhor a coluna e suas curvaturas, a Figura 1 mostra a coluna vertebral como um todo em suas vistas anterior, lateral esquerda e posterior.



Fonte: Netter (2000).

A escoliose pode ser definida como uma curvatura lateral da coluna associada com a rotação das vértebras, ou seja, a coluna apresenta um desvio lateral causado pela rotação de suas vértebras. A causa pode ser congênita, mas também pode ser provocada por doenças, esforço físico e má postura (IITA, 2000; JACOB, 1990).

Para ser classificado como uma escoliose Rolton, Nnadi e Fairbank (2014) descrevem que o desvio lateral da coluna deve ser acima de  $10^\circ$ , e as curvas podem ser classificadas baseadas na região que abrange, que são:

- Cervical
- Cervotorácica
- Torácica
- Toracolombar
- Lombar
- Lombossacral

Segundo o autor Ricard (1996, citado por FANFONI *et al.*, 2017), a escoliose pode ser dividida em quatro grupos de angulação:

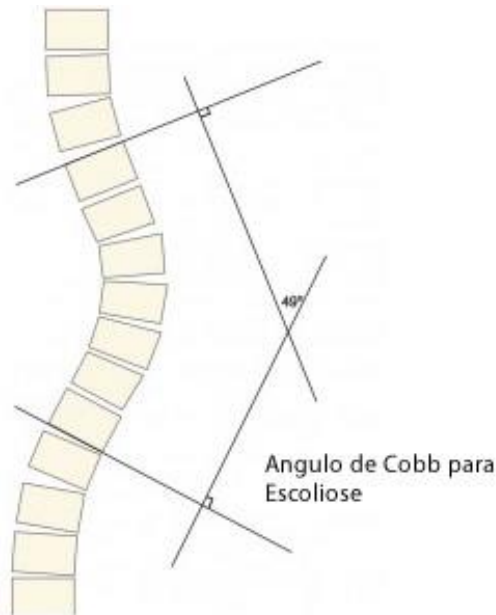
- Grau I: angulação inferior a  $20^\circ$ ;
- Grau II: angulação entre  $20^\circ$  a  $30^\circ$ ;
- Grau III: angulação entre  $31^\circ$  a  $50^\circ$ ;
- Grau IV: angulação superior a  $51^\circ$ ;

O tratamento em pacientes com escoliose idiopática de Grau I pode ser feito com ginásticas especiais, a partir do Grau II é recomendado utilizar coletes posturais e quando atingido o Grau IV uma abordagem cirúrgica é recomendada (FANFONI *et al.*, 2017).

Para Rolton, Nnadi e Fairbank (2014) toda curvatura acima de  $20^\circ$  é recomendado um acompanhamento adicional, e um tratamento deve ser iniciado quando há uma progressão na curvatura. Cirurgias são necessárias em casos que o paciente apresenta deformidade congênita e quando há alta progressão da curvatura na infância-juventude (10-16 anos).

A angulação da coluna pode ser obtida por um método chamado ângulo de Cobb, onde afere-se o ângulo utilizando-se de uma radiografia da coluna vertebral (anterior ou posterior) do paciente. O método (Figura 2) consiste em traçar uma reta sobre a primeira vértebra inclinada para a concavidade (vértebra apical) e outra reta na última vértebra inclinada para a concavidade (vértebra caudal), posteriormente traçam-se as retas perpendiculares em ambas as vértebras e o ângulo formado entre elas é a curvatura da escoliose (FANFONI *et al.*, 2017).

Figura 2- Cálculo Ângulo de Cobb

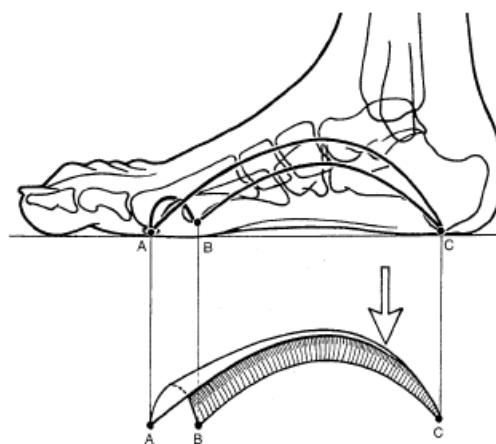


Fonte: Mentges (2017).

Como mostrado por Zabjek *et al.* (2008), a deformação causada pela escoliose causa uma alteração no equilíbrio e centro de massa do paciente, tendo então sua distribuição de massa afetada. A alteração na distribuição de massa devido a escoliose afeta a distribuição na abóbada plantar, alterando-se a pressão exercida em sua pisada.

A abóbada plantar é formada por elementos ósseos, articulações, ligamentos e músculos do pé. Sua estrutura lembra a uma abóbada sustentada por três arcos e com três pontos de fixação no solo, como pode ser observado na Figura 3 (KAPANDJI, 2000).

Figura 3- Estrutura da abóbada plantar



Fonte: Kapandji (2000).

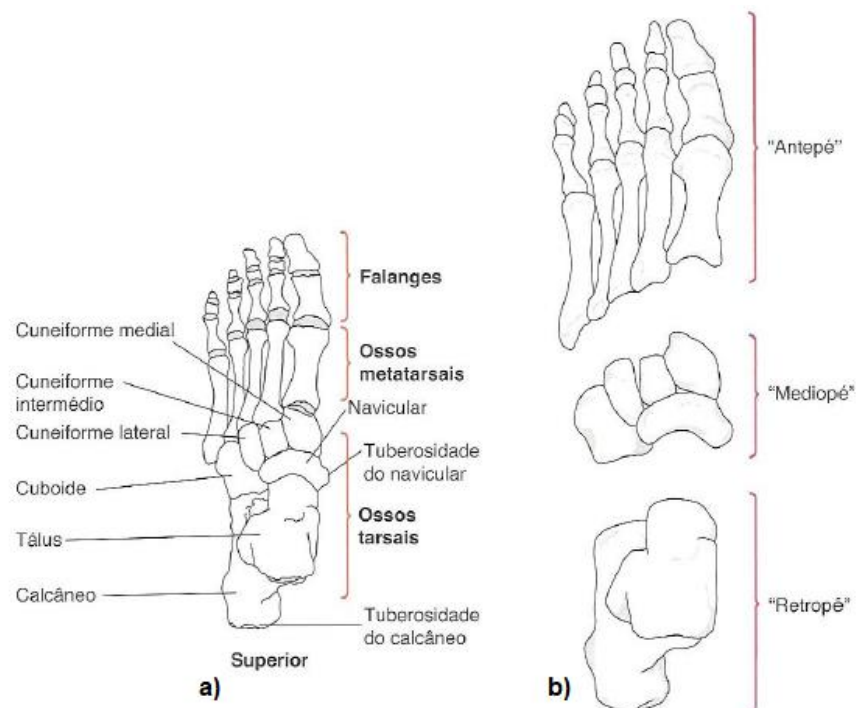


Dessa forma, compreender a estrutura do pé se faz necessário, uma vez que as alterações nos pés se relacionam com o surgimento de complicações na coluna. O pé humano forma a base apoio para o corpo e propulsão para a marcha, ou seja, impulsiona o corpo para o movimento de andar, sendo considerado um amortecedor dinâmico capaz de suportar, as cargas fisiológicas nele impostas (Kitaoka *et al.*, 1995).

Esta capacidade se deve ao arranjo anatômico dos ossos, ligamentos e músculos, e dinamicamente, seu formato. De acordo com Vianna e Grave (2006) os movimentos dos pés são responsáveis pela absorção dos impactos, manutenção do equilíbrio e distribuição das forças.

O pé em sua estrutura óssea pode ser observado na Figura 4.a, e sua divisão vista frontalmente em Figura 4.b, Segundo Lippert (2011) o retropé além de ser a primeira região a tocar o solo, influencia no movimento do mediopé para garantir estabilidade e mobilidade, e o antepé a adaptar-se ao nível do solo.

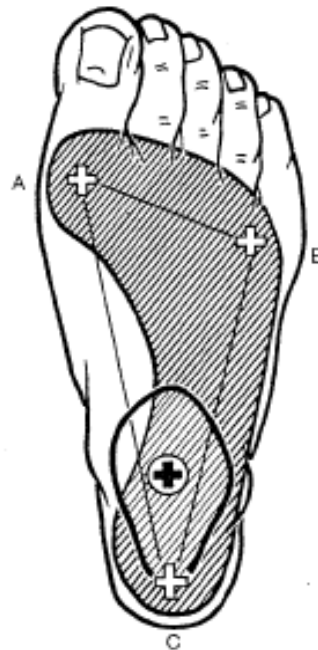
Figura 4- Estrutura óssea do pé.



Fonte: Adaptada de Lippert (2011).

Como forma de exemplificar a distribuição de peso na abóbada plantar, a região do calcanhar (C) é a que suporta mais peso, podendo chegar a 50% do peso da pessoa, a distribuição segue com pequena intensidade na parte mais próxima à cabeça do quinto osso do metatarso (B) e com média intensidade na região próxima à cabeça do primeiro osso do metatarso (A), como mostra a Figura 5 (KAPANDJI, 2000).

Figura 5- Distribuição da força plantar



Fonte: Kapandji (2000).

## 2.1 AVALIAÇÃO DA PISADA

Na década de noventa, um dos exames realizado pelos profissionais da saúde para analisar as pressões que os pés exerciam no solo, consistia em pintar as solas dos pés dos pacientes e logo após solicitavam que pisassem em uma folha de papel branco, de modo subjetivo analisavam quais disfunções o paciente poderia ter. Esse exame, conhecido como pedigrafia, ainda é utilizado nas unidades de saúde devido a sua simplicidade e baixo custo, vide Figura 6 (FREITAS, 2008).

Figura 6- Pedigrafia



Fonte: Scholl (2016).

Um procedimento semelhante, mas sem a necessidade de tinta é o uso de um podoscópio, um equipamento constituído de acrílico e espelhos, onde o paciente permanece em posição de pé no equipamento e o profissional realiza a avaliação observando a superfície espelhada. Atualmente o mercado traz modelos mais inovadores com LEDs que facilitam ainda mais a visualização, como no exemplo da Figura 7.

Figura 7- Podoscópio

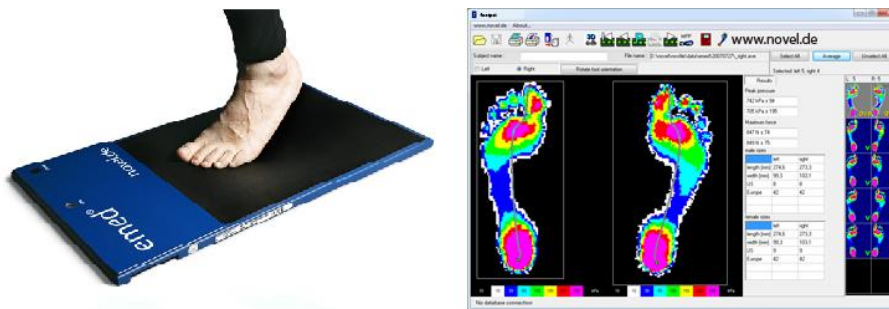


Fonte: Podotech (2017).

O baropodômetro é um equipamento disposto de uma plataforma composta de sensores, que mensuram as forças exercidas pela região plantar. Diferente dos outros métodos, o exame é objetivo, quantitativo e capaz de obter outros parâmetros além do formato do pé e sua pressão como por exemplo medir oscilações do centro de força (FREITAS, 2008).

Mesmo sendo um equipamento superior em relação aos outros, não é muito viabilizado devido ao seu custo elevado no Brasil, como por exemplo o modelo Emed® da Novel (2017), vide Figura 8, que no ano de 2015 segundo Castro (2016), seu pacote mais básico custava cerca de €20.000, hoje esse valor corresponde a aproximadamente R\$85.000,00.

Figura 8- Baropodômetro Novel®



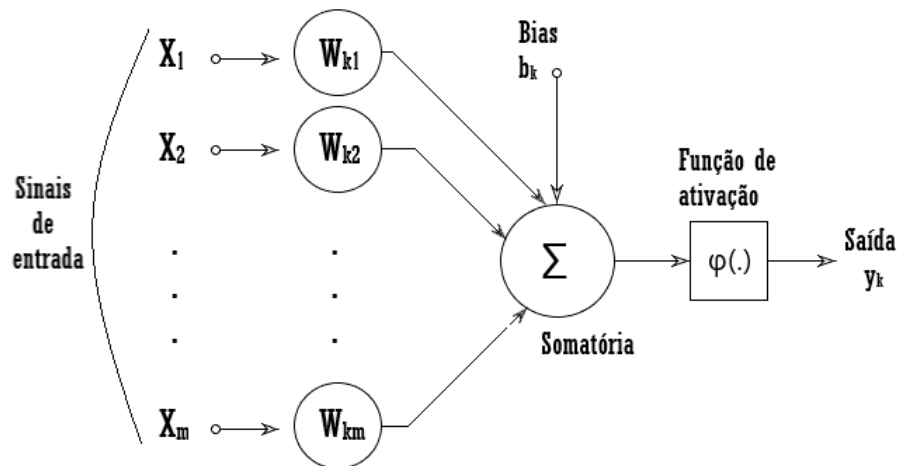
Fonte: Novel (2017).

## 2.2 REDES NEURAIS

Em busca de descobrir como o cérebro humano se organiza, Ramón y Cajál (1911, citado por HAYKIN,1999), foram pioneiros ao introduzirem a ideia de neurônios constituírem uma estrutura cerebral. A partir deste ponto, tornou-se mais fácil o entendimento dos processos realizados pelos neurônios e a forma como a informação se organiza no cérebro.

As redes neurais derivam da ideia de como o cérebro e seus neurônios atuam, porém, o cérebro possui uma organização única e característica, sendo assim, ainda não há meios computacionais e redes neurais capazes de recriá-los. O fundamento de uma rede neural é o neurônio, este é caracterizado como uma unidade de processo informativo e na Figura 9 pode-se observar um tipo de modelo neural (HAYKIN,1999).

Figura 9- Modelo de um neurônio artificial



Fonte: Adaptada de Haykin (1999).

Descrevendo melhor o modelo do neurônio mostrado na Figura 5, os sinais de entrada ( $x_1, x_2 \dots x_m$ ) multiplicam vetores de pesos ( $w_{k1}, w_{k2}, \dots w_{km}$ ), sendo  $k$  a referência ao neurônio e  $m$  a entrada interligada. Os valores dos pesos permanecem em intervalos negativos e positivos. Em seguida realiza-se uma soma de todos os sinais do neurônio e um *bias*, função que tem como característica aumentar ou diminuir a entrada ( $v_k$ ) para a função de ativação. A função de ativação atenua seu valor para valores finitos gerando uma saída. A saída normalizada de um neurônio, geralmente apresenta um intervalo fechado de  $[0,1]$  ou  $[-1,1]$  (HAYKIN, 1999).

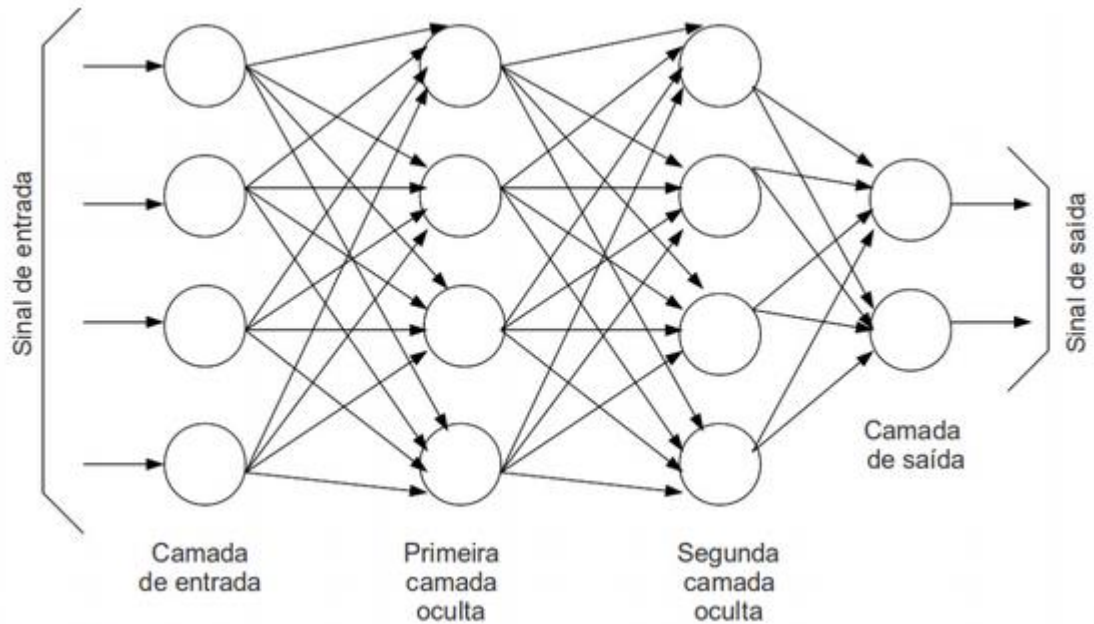
A rede *perceptron* utiliza apenas um neurônio e é considerado a forma mais simples de rede neural, basicamente é composta do neurônio, pesos sinápticos ajustáveis e o *bias*. A rede hipoteticamente só classifica duas classes de padrões, para um aumento de saídas é necessário um aumento na camada de saída. Tal procedimento só terá sucesso se houver uma separação linear entre as classes (HAYKIN, 1999).

Uma rede neural em camadas é disposta de maneira que as camadas de entrada se interligam com as camadas de neurônios. Subsequentemente, estes podem estar ligados com outras camadas de neurônios até chegarem na camada de saída. Esta característica de conexão direta com outras camadas e não possuir conexões com camadas anteriores caracterizam a chamada rede *feedforward* (HAYKIN, 1999).

Para sistemas que possuem duas ou mais camadas de neurônios, são chamados de redes de alimentação por multicamadas e as camadas de neurônios

que antecedem a de saída são denominadas camadas escondidas, vide Figura 10. Ao adicionar camadas escondidas em uma rede neural é possível obter uma estatística melhor, mas tal procedimento costuma a ser viável para camadas de entradas maiores (HAYKIN, 1999).

Figura 10- Camadas de uma rede neural



Fonte: Volpi (2015).

A rede *perceptron* de multicamadas, é uma das redes desenvolvidas com mais de uma camada de neurônios e geralmente treina-se de maneira supervisionada com o algoritmo conhecido como retropropagação de erro. O algoritmo essencialmente funciona de maneira que ao injetar inicialmente o vetor de entradas na rede, os pesos são fixos e uma saída é gerada. O erro gerado na saída em relação ao desejado é então propagado para trás pela rede neural, ajustando os pesos para se alcançar um valor estatisticamente próximo do desejado (HAYKIN,1999).

Para Moller (1991) quando utilizada um algoritmo de retropropagação para problemas de larga escala usualmente a rede comporta-se de maneira ruim. O autor propôs então uma criação de um algoritmo para redes supervisionadas, chamado de SCG (*Scaled Conjugate Gradiente*). Sua capacidade de aprendizado é mais efetiva que uma rede de retropropagação padrão e não há necessidade de parâmetros determinados pelo usuário.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O baropodômetro utilizado nesta pesquisa foi desenvolvido primeiramente por Urban (2015), que construiu duas plataformas com 60 sensores FSR 400 em cada, e uma estrutura capaz de suportar um peso de até 120 kg, medindo 200 mm de largura, 400 mm de comprimento e 60 mm de altura.

Posteriormente Castro (2016), utilizou-se do mesmo equipamento e desenvolveu melhorias na parte de hardware e software. Atualmente o equipamento faz parte do Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da UNESP. No início desta pesquisa o dispositivo encontrava-se com sensores danificados que foram repostos com novos sensores FSR 400 necessitando de uma nova calibração.

Na coleta de dados, os voluntários foram instruídos sobre o procedimento que iria ser realizado assim como explicou-se o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Os termos para pais ou responsáveis, menores de idade e adultos encontram-se no Anexo II, II e IV respectivamente. Após o consentimento e assinaturas no termo, foi realizado a coleta de dados pessoais e características físicas, conferência de radiografia e por fim, avaliação no baropodômetro.

A coleta de dados e avaliação de voluntários tem autorização do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP, Campus de Presidente Prudente sob protocolo CAAE: 59693616.9.1001.5402 de 2017.

O protocolo de avaliação utilizado segue similar ao do banco de dados produzido por Fanfoni *et al.* (2017), por haver a igualdade de procedimento e o equipamento ser o mesmo decidiu-se adicionar seu banco de dados com os coletados nesta pesquisa, para desenvolver três modelos de redes neurais.

O procedimento de manutenção e nova calibração do baropodômetro, assim como a coleta de dados dos voluntários e o desenvolvimento das redes neurais serão discutidos mais detalhadamente nas próximas seções deste capítulo.

### 3.1 CALIBRAÇÃO DO BAROPODÔMETRO

Antes da obtenção dos dados, fez-se necessária uma reestruturação do baropodômetro, o equipamento já apresentava inúmeros sensores sem resposta e ao realizar o procedimento de substituição dos mesmos, apresentou a necessidade de uma nova calibração. Primeiramente, realizou-se a calibração de cada sensor, submetendo-o a determinadas pressões para alcançar sua curva e suas constantes. Após realizada a calibração individual, foi necessária uma calibração em área para regularizar os valores obtidos por cada sensor quando observado uma distribuição uniforme numa área quadrada de 3x3 sensores.

#### 3.1.1 Calibração individual do baropodômetro

Para realizar a calibração individual dos sensores foi necessário exercer pressão em cada sensor com uma quantidade específica de pesos. O primeiro peso é da própria plataforma de calibração, 268 gramas, que permanece durante 30 segundos em cima do sensor e após esse tempo obteve-se o valor do sensor e se acrescia um peso de metal, o processo se repete até o último peso totalizando uma carga no sensor de 2,2 Kgf. Na Tabela 1, pode se observar um dos dados obtidos de um sensor e os valores de pesos exercidos.

Tabela 1- Valores obtidos do primeiro ciclo do Sensor 1.

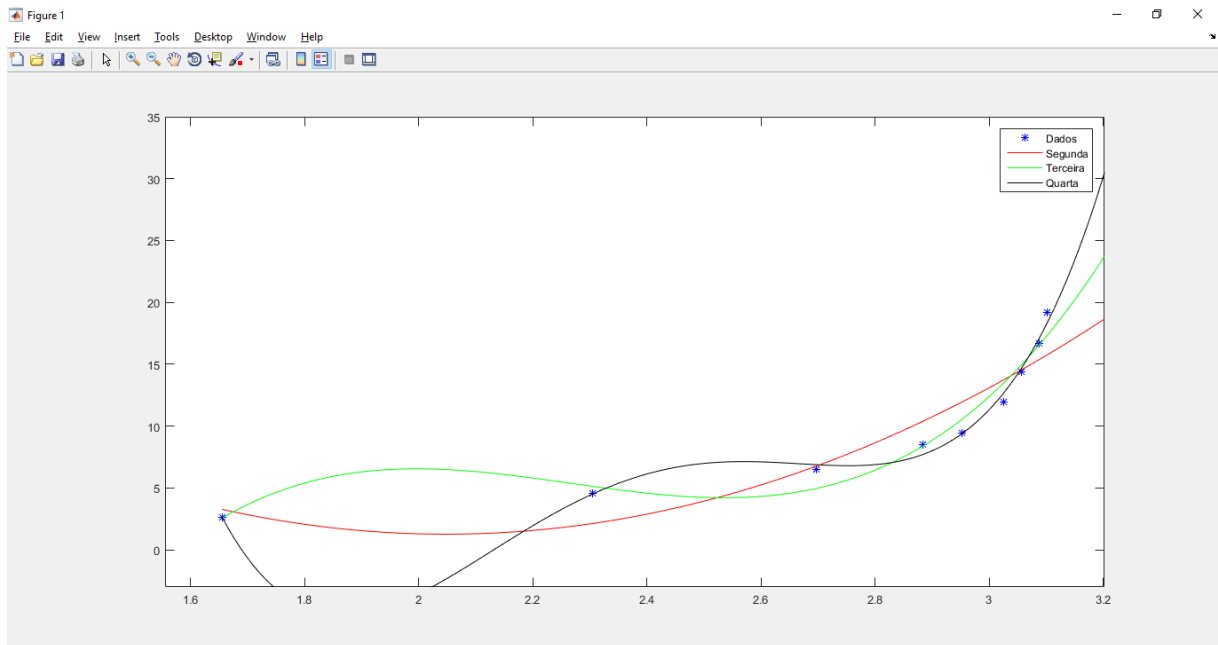
<i>Peso Exercido (gf)</i>	<i>Tensão do sensor (V)</i>
268	2,019
466	2,825
666	3,28
865	3,573
963	3,666
1215	3,754
1468	3,807
1703	3,837
1958	3,861
2200	3,891

Fonte: Elaboração do autor



No total, incluindo o peso da estrutura de calibração, são 10 medições que fizeram o ciclo de obtenção de dados do sensor. Ao fim de cada ciclo realizou-se um ciclo no sensor seguinte para deixar o sensor anterior voltar a posição normal. Obteve-se cinco ciclos de cada sensor, feito a média de seus valores e levantado uma curva de 2º grau, 3º grau e 4º grau pelo software MATLAB®, como pode ser observado na Figura 11

Figura 11- Curvas de diferentes ordens de grau – sensor 1



Fonte: Elaboração do autor

Observando as curvas do sensor, escolhe-se a curva mais adequada e que não levaria a uma saturação do sensor, obtêm-se os coeficientes da curva e altera-se pelos valores do coeficiente que se encontram no arquivo de texto do programa baropodômetro LIEB apresentado por Castro (2016). Realizada a substituição para todos os sensores, a calibração individual se conclui e o baropodômetro necessita da próxima calibração: a calibração de distribuição de pesos.

### 3.1.2 Calibração de distribuição de pesos

Mesmo cada sensor tendo sua calibração individual realizada, o equipamento precisa ser normalizado quando se aplica uma pressão uniforme sobre uma região de sensores. Para isso utilizou-se uma estrutura de calibração com uma

base capaz de abranger uma área de 3x3 sensores, como pode ser visto na Figura 12.

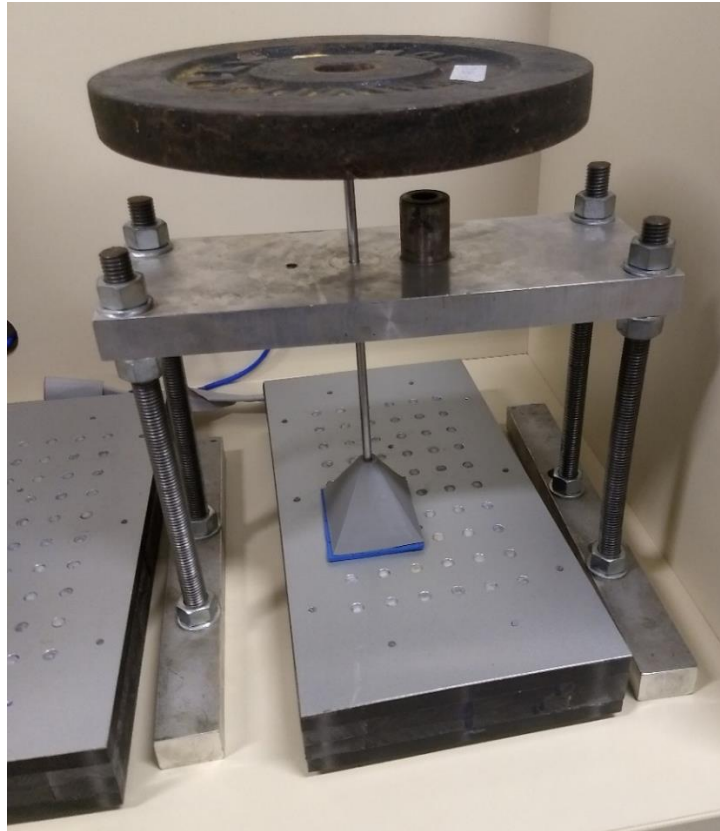
Figura 12- Estrutura de calibração



Fonte: Elaboração do autor

Adicionou-se duas partes de EVA embaixo da base para a pressão poder ser exercida de melhor maneira na plataforma, preenchendo as lacunas que não possuem sensor para aferir a pressão. Cada região submeteu-se a um peso, incluindo a haste, de 11,075 Kg durante 60 segundos, após esse tempo obteve-se os valores de cada sensor. Na Figura 12 observa-se a configuração utilizada para calibração.

Figura 13- Configuração utilizada para calibrar regiões



Fonte: Elaboração do autor

No total foram realizadas 64 calibrações e para exemplificar cada região analisada, na Tabela 2 é possível ver as regiões divididas pelo lado do pé esquerdo como A1 a A32 e o outro lado de B1 a B32. Onde a denominação da região representa o centro de uma área 3x3. Observando a região A3, sua área corresponde do sensor da 1ª Linha e 3º coluna até o sensor da 3ª Linha e 5ª Coluna.

Tabela 2- Representação das regiões calibradas

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1												
2		A1	A2	A3	A4			B1	B2	B3	B4	
3		A5	A6	A7	A8			B5	B6	B7	B8	
4		A9	A10	A11	A12			B8	B10	B11	B12	
5		A13	A14	A15	A16			B13	B14	B15	B16	
6		A17	A18	A19	A20			B17	B18	B19	B20	
7		A21	A22	A23	A24			B21	B22	B23	B24	
8		A25	A26	A27	A28			B25	B26	B27	B28	
9		A29	A30	A31	A32			B29	B30	B31	B32	
10												

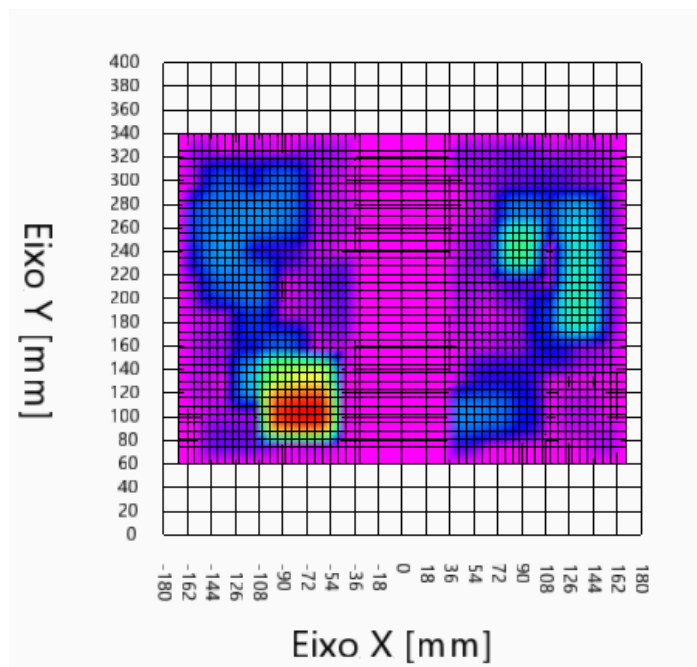
Fonte: Elaboração do autor

Nas intersecções de áreas, executou-se uma média aritmética com os valores obtidos do mesmo sensor em áreas diferentes. Com todos os valores dos sensores processados, obtêm-se para cada sensor com uma constante ( $\alpha$ ) própria dada pela Equação 1.

$$\alpha_{sensor} = \frac{\frac{Peso_{equip}(Kg) \times gravidade \left(\frac{m}{s^2}\right)}{Quantidade\ de\ sensores}}{Valor_{sensor}(V)} = \frac{\frac{11,075 \times 9,81}{9}}{Valor_{sensor}} = \frac{12,07175}{Valor_{sensor}} \left(\frac{N}{V}\right) Eq(1)$$

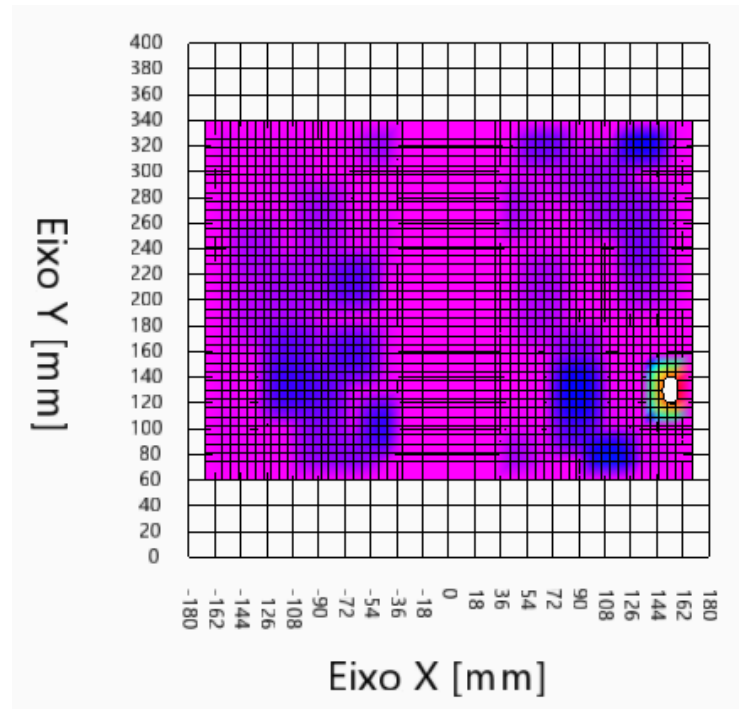
A constante  $\alpha$  é um escalar multiplicado na curva do sensor para melhorar a análise da distribuição de peso dos pés e adequar o baropodômetro para mensurar melhor o peso total do paciente. Na Figura 14 temos a resposta do baropodômetro usando a calibração por regiões, e na Figura 15 se o método permanecesse apenas calibrando os sensores unitariamente. Ambas figuras são do mesmo voluntário. Com este método implantado o equipamento não necessitou de mais nenhuma alteração e estava pronto para realizar a coleta de dados.

Figura 14- Reposta baropodômetro por regiões



Fonte: Elaboração do autor

Figura 15- Reposta baropodômetro sensores unitários



Fonte: Elaboração do autor

### 3.2 AVALIAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS

As avaliações foram realizadas no Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian (HUMAP) da Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) de Campo Grande – MS e também na mesma unidade da UFMS em um laboratório reservado para voluntários de fora. Todos os voluntários foram submetidos a avaliação de radiografia, anamnese e ao procedimento do baropodômetro.

#### 3.2.1 Procedimento realizado

No setor de Ortopedia do HUMAP da UFMS e em um laboratório na unidade de medicina foram realizadas as coletas. Os voluntários passaram por consultas médicas na própria instalação do hospital antes de serem avaliados pelo baropodômetro. Após suas consultas, caso ocorresse diagnóstico ângulo de desvio lateral pelo médico responsável do setor, o paciente era encaminhado para pesquisa, verificando seu interesse na participação da mesma.

Os demais voluntários participantes da pesquisa foram convidados para comparecerem na UFMS para se realizar a coleta de dados. O convite partiu do pesquisador e do SESAU (Secretária Municipal de Saúde Pública) de Campo Grande – Mato Grosso do Sul, que realizou a busca de voluntários em unidades que atendem complicações de coluna.

Para participar da pesquisa os critérios foram amplos, uma faixa de peso de 40 a 120Kg, para obtenção de um bom desempenho e como medida preventiva para não danificar o aparelho, qualquer idade, sexo e estar usando roupas de tecidos leves.

Os participantes diagnosticados com algum ângulo de desvio lateral foram convidados a participarem da coleta com o baropodômetro. Explicou-se o TCLE. Somente após o consentimento do paciente, um profissional de fisioterapia realizou uma anamnese contendo os seguintes dados: nome, sexualidade, lateralidade, idade, altura, peso, tamanho dos pés, profissão e telefone. O fisioterapeuta seguiu a ficha de anamnese do ANEXO I.

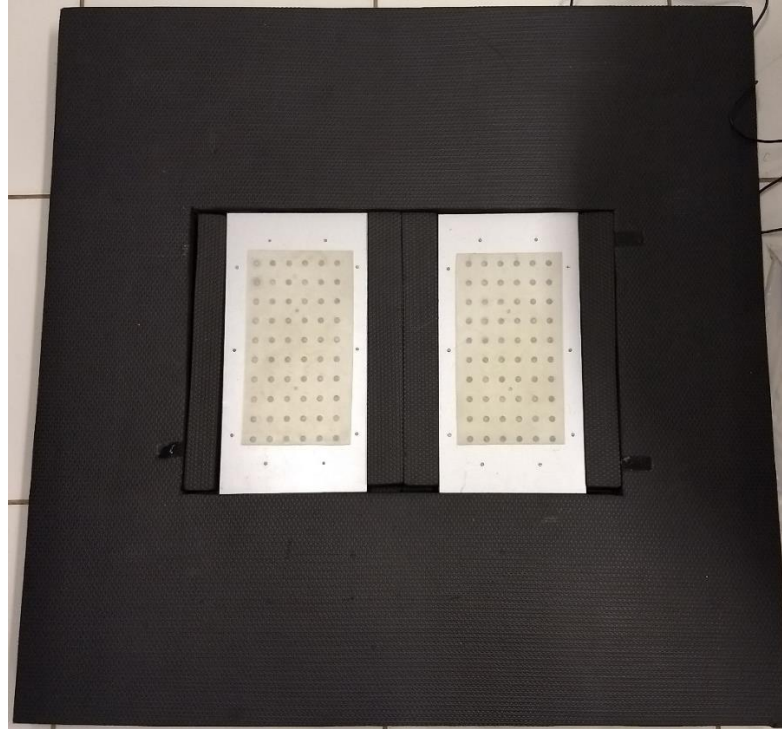
A avaliação radiográfica consistiu em observar ângulo de desvio lateral, a sua localização, a sua lateralidade e seu ângulo de Cobb. Para os casos nos quais não havia laudo ou uma radiografia, contendo os valores calculados, o profissional de saúde calculou o ângulo de Cobb. Com os dados de anamnese e ângulo da escoliose, o último procedimento foi a avaliação com o baropodômetro.

### **3.2.2 Baropodômetro**

Como já mencionado anteriormente, o baropodômetro utilizado foi desenvolvido Urban (2015), modificado por Castro (2016) e usado por Fanfoni *et al.* (2017) para uma rede neural classificatória de escoliose. O equipamento constitui-se de duas plataformas com 60 sensores FSR 400 e uma estrutura capaz de suportar um peso de até 120 kg, medindo 200 mm de largura, 400 mm de comprimento e 60 mm de altura.

O equipamento foi montado embutido no centro de uma estrutura de EVA e separados por hastes do mesmo material, garantindo a não movimentação do sensor e uma postura padronizada para os voluntários. Foi adicionado em cima do dispositivo uma placa de silicone em cada lado para auxiliar na distribuição de peso e preservar o equipamento, como pode ser visto na Figura 16.

Figura 16- Baropodômetro montado em estrutura de EVA



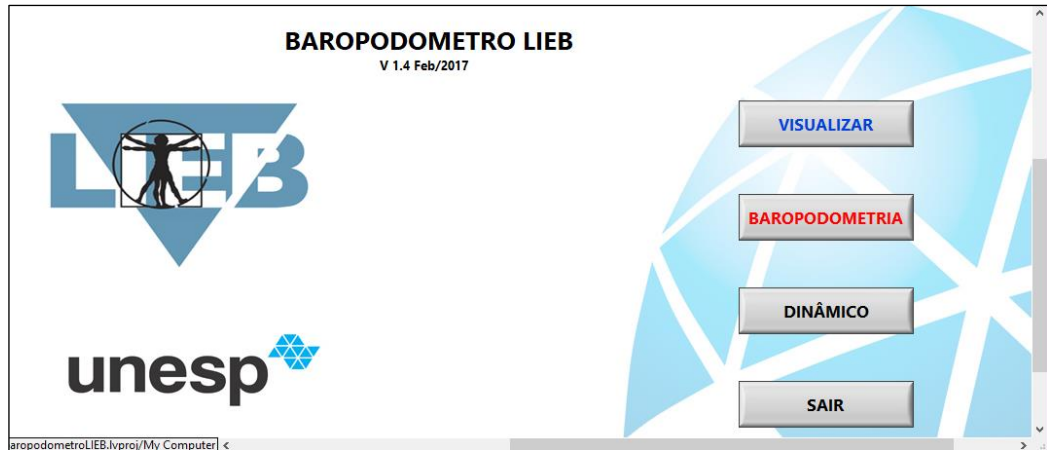
Fonte: Elaboração do autor

Por ter como fonte de alimentação uma porta USB (*Universal Serial Bus*), o equipamento não tem riscos de choques elétricos devido sua baixa tensão e corrente produzida. Além disso, toda a parte de hardware encontra-se no interior do baropodômetro, tendo apenas como componentes externos a saída USB e um cabo *ribbon* de 40 fios.

### 3.2.3 Obtenção de dados

Para a execução dos testes foi utilizado o programa desenvolvido no *LabVIEW* por Castro (2016) denominado BAROPODOMETRO LIEB, que tem como funções obter os dados de pressões dos pés e analisar as oscilações cometidas após os testes. Sua interface inicial, figura 17, tem como opções iniciais visualizar, baropodometria, dinâmico e sair.

Figura 17- Tela inicial do programa BAROPODOMETRO LIEB



Fonte: Elaboração do autor

Ao selecionar a opção **visualizar**, é possível observar o resultado médio da força dos pés e os dados de estabilometria de pacientes que já realizaram o teste. A opção **dinâmico**, possui a mesma funcionalidade que a anterior, com o acréscimo que é possível observar o comportamento da pressão dos pés durante o tempo de aquisição do teste.

A opção **baropodometria**, abre uma nova janela, figura 18, onde é necessário preencher os dados do voluntário. O programa não permitirá o avanço para a próxima etapa, caso haja algum nome igual já registrado ou se não foram preenchidos os dados do paciente.

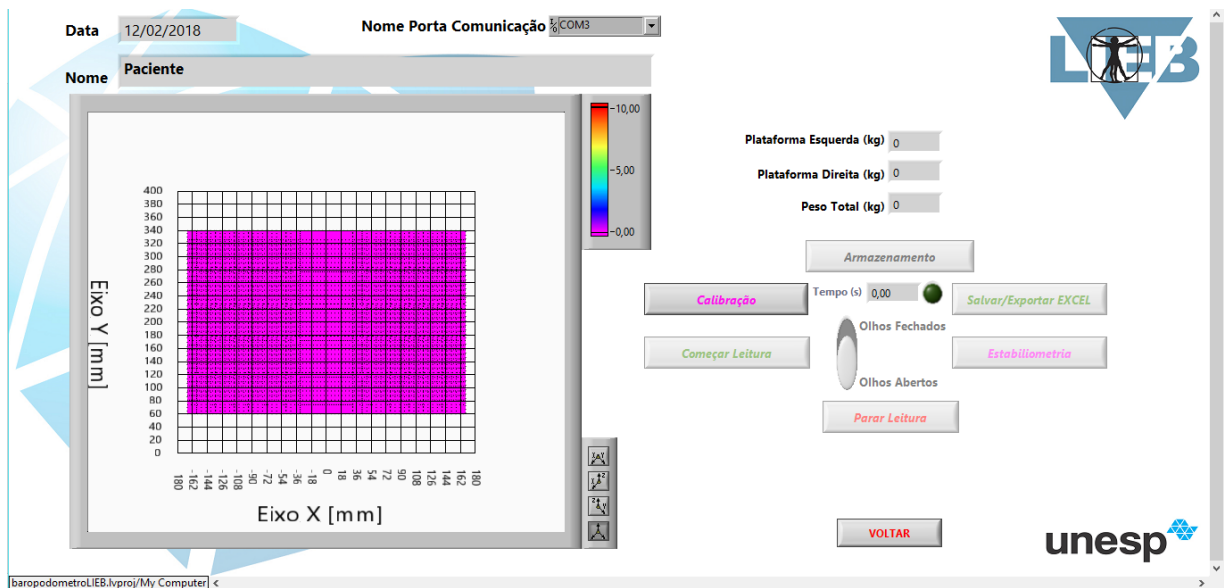
Figura 18- Ficha de cadastro voluntário

Fonte: Elaboração do autor



Com a ficha preenchida e selecionando a opção **baropodômetro**, a janela de realização dos testes será aberta, como ilustra a Figura 16, onde é necessário primeiramente selecionar a opção **calibração**, após o equipamento calibrar será habilitado a opção **começar leitura**. Nesta etapa é possível visualizar como o pé do voluntário comporta-se e é possível pedir para que o mesmo se posicione de forma a pisar no equipamento todo.

Figura 19- Janela baropodômetro



Fonte: Elaboração do autor

Para realizar a aquisição de dados é necessário selecionar a opção **Armazenamento**, que iniciará uma contagem em segundos e estará registrando toda oscilação no pé. Após 60 segundos, o indicador ao lado do tempo começará a piscar em verde, indicando que deverá alternar de **olhos abertos** para **olhos fechados**, isso é possível selecionando o botão ao lado esquerdo dos nomes. O indicador de tempo é apenas um auxílio, visto que a pesquisa foca em fazer 60 segundos em cada etapa. Mas caso desejado é possível permanecer obtendo qualquer dado no tempo que desejar.

Quando o usuário desejar encerrar o teste e obter os dados, seleciona-se a opção **parar leitura** e o paciente já poderá sair da plataforma. Após esta etapa a opção **exportar EXCEL** ficará disponível, selecionando-a, gravará todos os dados obtidos e será possível observar os dados de estabilometria.

Ao selecionar **estabilometria**, a janela mostrará os dados obtidos com o teste com os olhos abertos e fechados, e será possível observar com mais detalhes

selecionando as opções **estatocinesigrama** e **estabiliograma**, também é possível exportar os dados de estabiliometria selecionando a opção **exportar EXCEL**. Pela Figura 20 é possível observar a janela de estabiliometria de um dos voluntários.

Figura 20- Janela estabiliometria

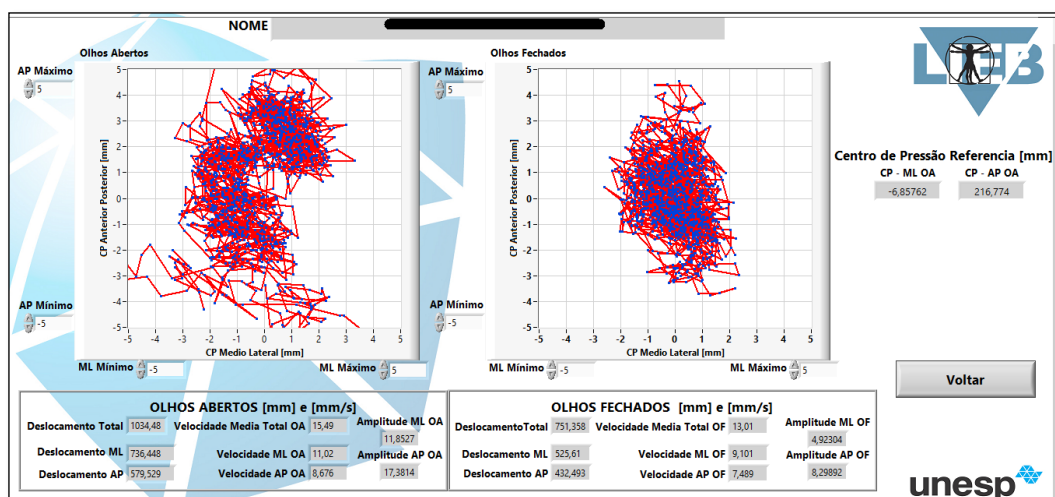
The screenshot displays the estabiliometry software interface. At the top, it shows the test date (07/03/2018) and the patient's name. Below this, patient demographics are listed: Age 12, Weight 46, Height 1,52, Laterality Destro, and Sex F. A section for observations is currently empty. The center of pressure reference is shown as ML [-6,85762] and AP [216,774] mm, with a sampling frequency of 20 Hz. The main results are divided into two columns: 'OLHOS ABERTOS' and 'OLHOS FECHADOS'. Each column lists various metrics such as Total Displacement, ML/AP Displacement, Average Velocity, ML/AP Velocity, Amplitude, and RMS values. At the bottom, there are buttons for 'Estatocinesigrama', 'Estabiliograma', 'Exportar EXCEL', and 'Voltar'. The UNESP logo is visible in the bottom right corner.

OLHOS ABERTOS		OLHOS FECHADOS	
Deslocamento Total [mm]	1034,48	Deslocamento Total [mm]	751,358
Deslocamento ML [mm]	736,448	Deslocamento ML [mm]	525,61
Deslocamento AP [mm]	579,529	Deslocamento AP [mm]	432,493
Velocidade Media Total [mm/s]	15,49	Velocidade Media Total [mm/s]	13,01
Velocidade ML [mm/s]	11,02	Velocidade ML [mm/s]	9,101
Velocidade AP [mm/s]	8,676	Velocidade AP [mm/s]	7,489
Amplitude ML [mm]	11,8527	Amplitude ML [mm]	4,92304
Amplitude AP [mm]	17,3814	Amplitude AP [mm]	8,29892
RMS ML	1,569	RMS ML	0,8821
RMS AP	3,353	RMS AP	1,385

Fonte: Elaboração do autor

A figura 21 ilustra a janela quando selecionado a opção **estatocinesigrama**, onde no lado esquerdo mostra a oscilação do corpo com os olhos abertos e do lado direito com os olhos fechados.

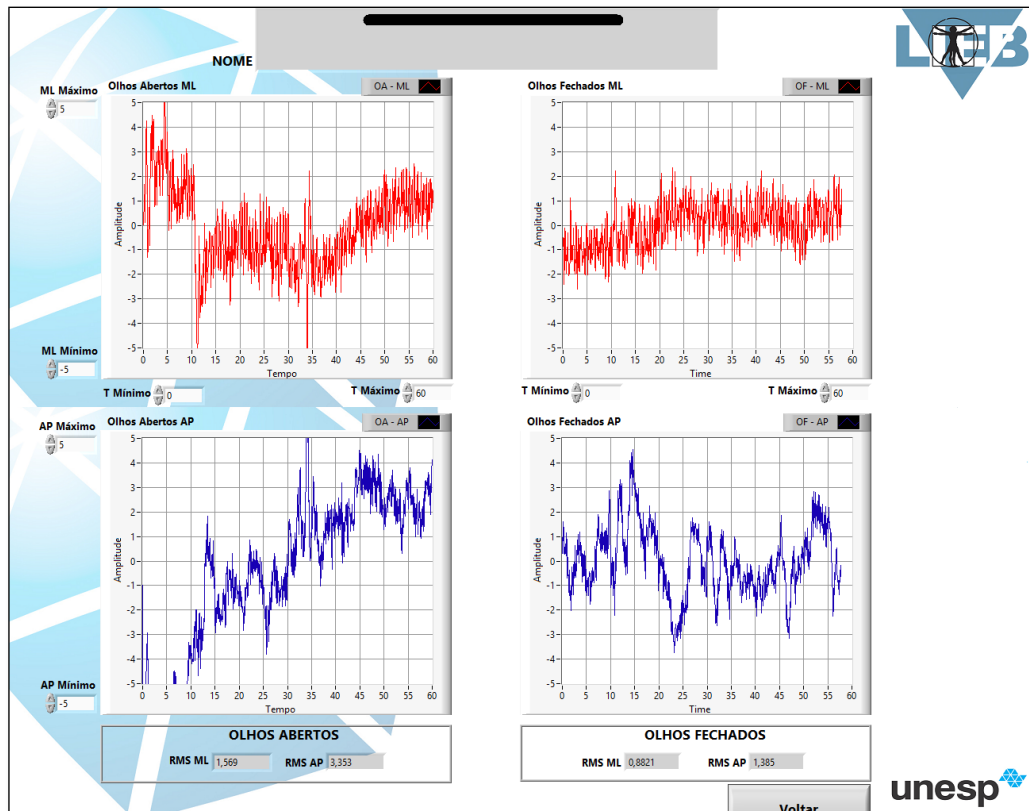
Figura 21- Janela estatocinesigrama



Fonte: Elaboração do autor

Na figura 22, mostra de forma adaptada a janela correspondente a opção establiograma, onde é possível observar a oscilação Médio-Lateral (MP) e Amplitude (AP) em relação ao tempo em ambos os testes.

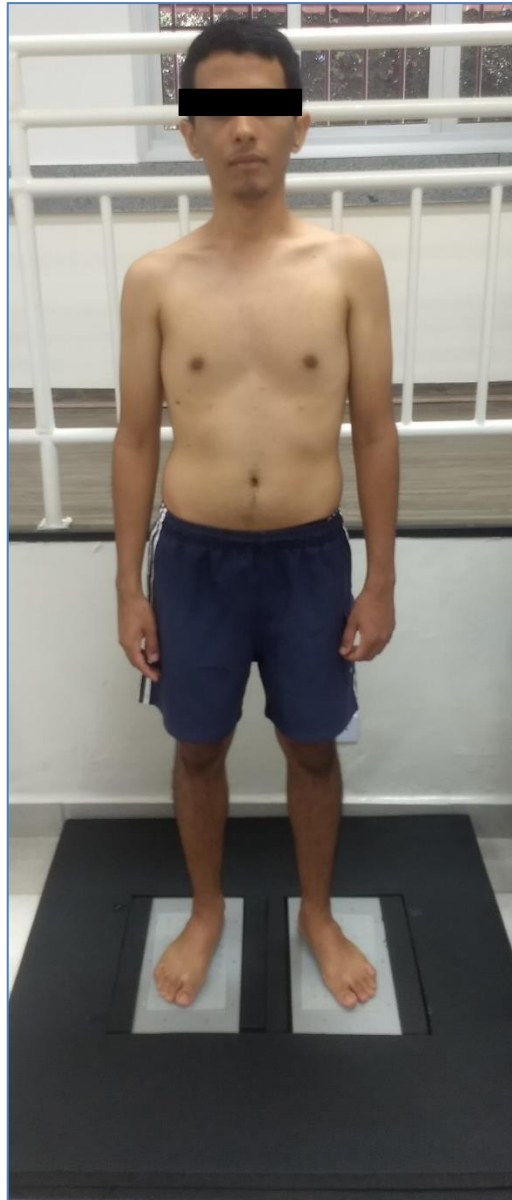
Figura 22- Janela establiograma (adaptada)



Fonte: Elaboração do autor

Para a obtenção de dados fez-se necessário a permanência do voluntário por três vezes seguidas com um intervalo de tempo no equipamento. Durante 60 segundos o voluntário esteve em uma posição com os braços paralelos ao corpo e olhando fixamente para um alvo a frente (Figura 23) , após o tempo indicado, o mesmo permaneceu com os olhos fechados durante 60 segundos. Após o término, seleciona-se a opção **parar leitura** e **exportar EXCEL**, que salvará uma matriz 10x12 correspondente aos 120 sensores e suas respectivas pressões. Na janela de establiograma escolhe-se a mesma opção e todos os dados relevantes são salvos numa pasta própria do indivíduo.

Figura 23- Posição imposta ao voluntário



Fonte: Elaboração do autor

### 3.3 DADOS OBTIDOS

No total foram avaliadas 56 pessoas, sendo 35 do sexo feminino (63,5%) e 21 do sexo masculino (37,5%). Os ângulos das curvaturas dos voluntários variam de 2º até 65,9º, sendo que 14 participantes estão acima de 20º. Por isso quando se observa na Tabela 3, o seu desvio padrão está bem elevado, devido aos altos ângulos de Cobb dos voluntários.

Tabela 3- Dados de medida

	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
<i>Idade</i>	36,2	15,96
<i>Massa Corporal (kg)</i>	67,2	14,45
<i>Altura (cm)</i>	166	8,8
<i>Ângulo de curvatura (Cobb)</i>	16,04	14,71

Fonte: Elaboração do autor

Em relação a dados da radiografia observou-se uma maior ocorrência de curvaturas do tipo “C”, com 42 voluntários (75%) e 14 voluntários (25%) com tipo “S”. A lateralidade da convexidade quando observada no tipo “C” permanece dividida igualmente em 50%, com 21 amostras de cada. Utilizando a lateralidade do tipo “S” com maior ângulo de curvatura, há um pequeno acréscimo a direita, com 30 dados (52,57%) voltados a direita e 26 (47,43%) voltados a esquerda. Na Tabela 4 pode-se observar a proporção de incidência do desvio lateral em diversas regiões da coluna vertebral.

Tabela 4- Região de incidência de desvio lateral

<i>Região de incidência</i>	<i>Quant.</i>	<i>%</i>
<i>Toracolombar</i>	31	55,36
<i>Torácica</i>	17	30,36
<i>Lombar</i>	5	8,93
<i>Cervical</i>	2	3,57
<i>Cervicotoracolombar</i>	1	1,79

Fonte: Elaboração do autor

Adicionalmente importou-se o banco de dados de Fanfoni *et al.* (2017), que possui uma quantidade de 61 voluntários, sendo 47(77,05%) do sexo feminino e 14(22,95%) do sexo masculino. Na Tabela 5 pode-se observar os dados gerais do grupo.

Tabela 5- Dados de medida do banco de dados de Fanfoni

	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
<i>Idade</i>	38,2	19,8
<i>Massa Corporal (kg)</i>	64,9	16,4
<i>Altura (cm)</i>	161,6	9,4
<i>Ângulo de Curvatura</i>	9,8	4,1

Fonte: Fanfoni *et al.* (2017).

### 3.3.1 Divisão de dados para rede neural

Antes de desenvolver a rede neural de fato, é necessário selecionar e dividir os dados para poder classificar. Como o termo escoliose se aplica apenas para curvaturas acima de  $10^{\circ}$ , e a quantidade de dados obtidos para ângulos acima de  $20^{\circ}$  não é significativa para adicionar na rede, 14 voluntários, opta-se por utilizar os dados até  $20^{\circ}$ . Assim pode-se dividir a rede em dois grupos, o Grupo A que constitui de dados até  $9^{\circ}$ , e o Grupo B que considera de  $10^{\circ}$  até  $20^{\circ}$ .

Reitera-se que o tipo “S” de escoliose possui duas angulações e para integrar o banco de dados geral considerou-se a curva com maior angulação. Com isso realizado, somando os dois bancos de dados, removendo os dados acima de  $20^{\circ}$  e dividindo em dois grupos, obtêm-se a Tabela 6 com os dados do Grupo A1 e A2.

Tabela 6- Dados dos grupos A1 e A2

	<i>Grupo A1 (“Desvio Lateral”)</i>	<i>Grupo A2 (“Escoliose”)</i>
<i>Número de Voluntários</i>	49	54
<i>Idade</i>	37,9±16,8	40,2±18,2
<i>Massa Corporal (kg)</i>	67,1±14,5	68±16,2
<i>Altura (cm)</i>	164,5±9,3	164,3±9,9
<i>Ângulo de Curvatura</i>	5,52±2,21	12,91±2,95

Fonte: Elaboração do autor

Como outra proposta, também se desenvolveu outros grupos a fim de testar e interpretar melhor os dados em redes neurais. Adicionalmente criou-se um Grupo

B1 e Grupo B2, o primeiro representado por voluntários de 10º a 13º e o segundo de 14º a 20º. Tal divisão se deu forma devido a um grande número de dados na região em torno de 10º, uma divisão mais centrada resultaria em poucos dados de um lado da análise.

Outra divisão é a proposta de uma classificação em três grupos, sendo que o Grupo C1 é a mesma divisão feita para Grupo A1, desvio lateral, e o Grupo C2 e C3 são idênticos ao Grupo B1 e Grupo B2.

Resumindo, temos:

- Grupo (A1,A2) = (0º - 9º) ; (10º - 20º)
- Grupo (B1,B2) = (10º - 13º) ; (14º - 20º)
- Grupo (C1,C2,C3) = (0º - 9º) ; (10 - 13) ; (14º - 20º)

### 3.3.2 Tratamento de entradas

As entradas usadas nas redes neurais correspondem aos 120 sensores do baropodômetro, obtidos do arquivo Excel explicado anteriormente, sendo a força média encontrada durante todo o procedimento. Cada coleta considera-se como uma amostra, então como foram realizadas três vezes, o esperado é que sejam o triplo do valor de voluntários, o que não ocorre devido ao fato que houve dados que não foram computados, tanto por descarte por alguma anomalia ou não estarem presentes no banco de dados.

Todo o procedimento de normalização até o desenvolvimento das redes neurais, utilizou-se do Matlab R2015b como ferramenta de processamento.

A matriz de 10x12 que corresponde aos 120 sensores pode ser vista em exemplo na Tabela 7, onde é possível observar os valores na unidade de Newton (N), sem tratamento.

Tabela 7- Matriz de sensores

Plataforma Esquerda						Plataforma Direita					
3,013	0	3,083	8,621	12,578	2,59	3,26	4,163	13,328	4,1	3,242	2,416
0	0	8,364	12,069	10,164	3,38	0	3,386	6,302	12,183	4,512	2,879
0,018	3,762	11,444	20,931	14,365	4,497	1,948	6,281	9,671	26,128	23,795	2,666
0	2,401	6,016	4,405	5,389	0	1,771	3,874	2,728	1,15	15,051	1,806
0	0,953	10,092	1,319	2,524	12,437	2,629	2,226	2,225	9,439	12,573	0
0	1,243	17,67	7,206	2,365	5,248	0,071	0	6,486	25,667	9,169	1,504
1,58	2,783	8,43	25,677	8,287	2,441	0,001	2,878	23,073	19,448	2,445	0,101
1,777	0	0	26,492	46,387	0	0	10,02	28,974	6,445	1,657	0
0	1,934	2,825	35,902	42,989	2,488	0	8,067	25,494	2,361	2,01	0
0	4,26	4,819	2,28	1,963	0	5,778	0	0	0	0,985	1,839

Fonte: Elaboração do autor

Para cada grupo desenvolvido foi submetido o mesmo tratamento de dados, o primeiro é o mesmo utilizado por Fanfoni *et al.* (2017) para equiparar os dados atuais com a mesma normalização realizada. A normalização por maior pressão, visa buscar o maior valor na matriz e depois dividir todos os valores por ele, assim cria-se uma matriz normalizada de [0;1]. Na Tabela 8 pode se observar o resultado arredondado em quatro casas decimais desta normalização que tomou como base a Tabela 7.

Tabela 8- Matriz de sensores com resultados normalizados arredondados

Plataforma Esquerda						Plataforma Direita					
0,0650	0,0000	0,0665	0,1858	0,2712	0,0558	0,0703	0,0897	0,2873	0,0884	0,0699	0,0521
0,0000	0,0000	0,1803	0,2602	0,2191	0,0729	0,0000	0,0730	0,1359	0,2626	0,0973	0,0621
0,0004	0,0811	0,2467	0,4512	0,3097	0,0969	0,0420	0,1354	0,2085	0,5633	0,5130	0,0575
0,0000	0,0518	0,1297	0,0950	0,1162	0,0000	0,0382	0,0835	0,0588	0,0248	0,3245	0,0389
0,0000	0,0205	0,2176	0,0284	0,0544	0,2681	0,0567	0,0480	0,0480	0,2035	0,2710	0,0000
0,0000	0,0268	0,3809	0,1553	0,0510	0,1131	0,0015	0,0000	0,1398	0,5533	0,1977	0,0324
0,0341	0,0600	0,1817	0,5535	0,1786	0,0526	0,0000	0,0620	0,4974	0,4193	0,0527	0,0022
0,0383	0,0000	0,0000	0,5711	1,0000	0,0000	0,0000	0,2160	0,6246	0,1389	0,0357	0,0000
0,0000	0,0417	0,0609	0,7740	0,9267	0,0536	0,0000	0,1739	0,5496	0,0509	0,0433	0,0000
0,0000	0,0918	0,1039	0,0492	0,0423	0,0000	0,1246	0,0000	0,0000	0,0000	0,0212	0,0396

Fonte: Elaboração do autor

A partir deste ponto, as normalizações foram feitas em ambos os bancos de dados, visto que o antigo não passou por este procedimento. A segunda normalização visa normalizar toda a matriz para valores de [-1;1], este procedimento é realizado juntamente com a transformação da matriz em uma linha. A matriz é transformada em uma linha 120x1 e a normalização atribui o menor valor como [-1] e o maior valor como [1] e linearmente altera os demais.



O último processamento, chamado de padronização de dados, altera o vetor para que tenha uma média igual a zero e um desvio padrão igual a 1, mantendo suas características. O procedimento se desenvolve pela Equação 2, onde temos que  $z$  é o valor obtido da padronização de cada ponto calculado.

$$z = \frac{x - \bar{X}}{S}, \quad x = \text{ponto de dados}; \bar{X} = \text{média de dados}; S = \text{Desvio Padrão (Eq. 2)}$$

### 3.3.3 Desenvolvimento de múltiplas redes neurais

Como última parte do projeto, as redes neurais projetadas utilizaram dos dados já tratados e uma criação de um vetor classificatório, este com função de determinar qual dado corresponde a qual resposta.

Por coerência, as redes projetadas mantem a mesma nomenclatura dos grupos criados. Assim, para as redes A (1,2) e B (1,2) a matriz de classificação se caracteriza como:

- [1 0] = Classe 1;
- [0 1] = Classe 2;

E para a rede C (1,2,3):

- [1 0 0] = Classe 1;
- [0 1 0] = Classe 2;
- [0 0 1] = Classe 3;

Desta maneira, a rede treinará tentando se classificar com os dados como referência.

Para ambas as redes os parâmetros de configuração e treinamento são idênticos, utilizou-se da função de treinamento *'trainscg'*, seu algoritmo foi desenvolvido por Moller (1993) e é um algoritmo desenvolvido para fazer aprendizado supervisionado rapidamente.

Como modelo de rede neural utilizou-se do *'patternnet'* uma modificação da rede de feedforward caracterizada por reconhecer padrões e usar também treinamento com retropropagação (backpropagation).

Para a simulação optou-se por desenvolver um algoritmo que calculasse a acurácia da rede diversas vezes e com varias randomizações de dados, com a

finalidade de observar se há diferença significativa entre treinos e os bons rendimentos não foram apenas exceções.

Complementando a ideia, repetiu-se o procedimento para outros números de neurônios. Começando os treinamentos com 5 neurônios e em intervalos de cinco em cinco, até 50 neurônios. Totalizando dez treinamentos de redes neurais.

Para cada treinamento da rede, randomizou-se os dados e separou cerca de 15% dos dados para testar a rede futuramente. Com os 85% restantes do banco de dados 80% foram destinados para treinamento da rede e 20% para a validação da rede. O processo de validação não interfere nos valores dos pesos da rede neural, apenas compara seus dados com o treinamento da rede e assim tenta otimizar o tempo de simulação parando o treinamento quando este tende a ir para valores indesejáveis.

Dos 49 voluntários que compreendem o Grupo A1, obteve-se 122 amostras, enquanto para o Grupo A2 que representa a escoliose de 10° a 20°, 150 amostras. A divisão realizada destes dados na rede neural pode ser observada com mais detalhe na Tabela 9.

Tabela 9- Divisão das amostras nas redes neurais

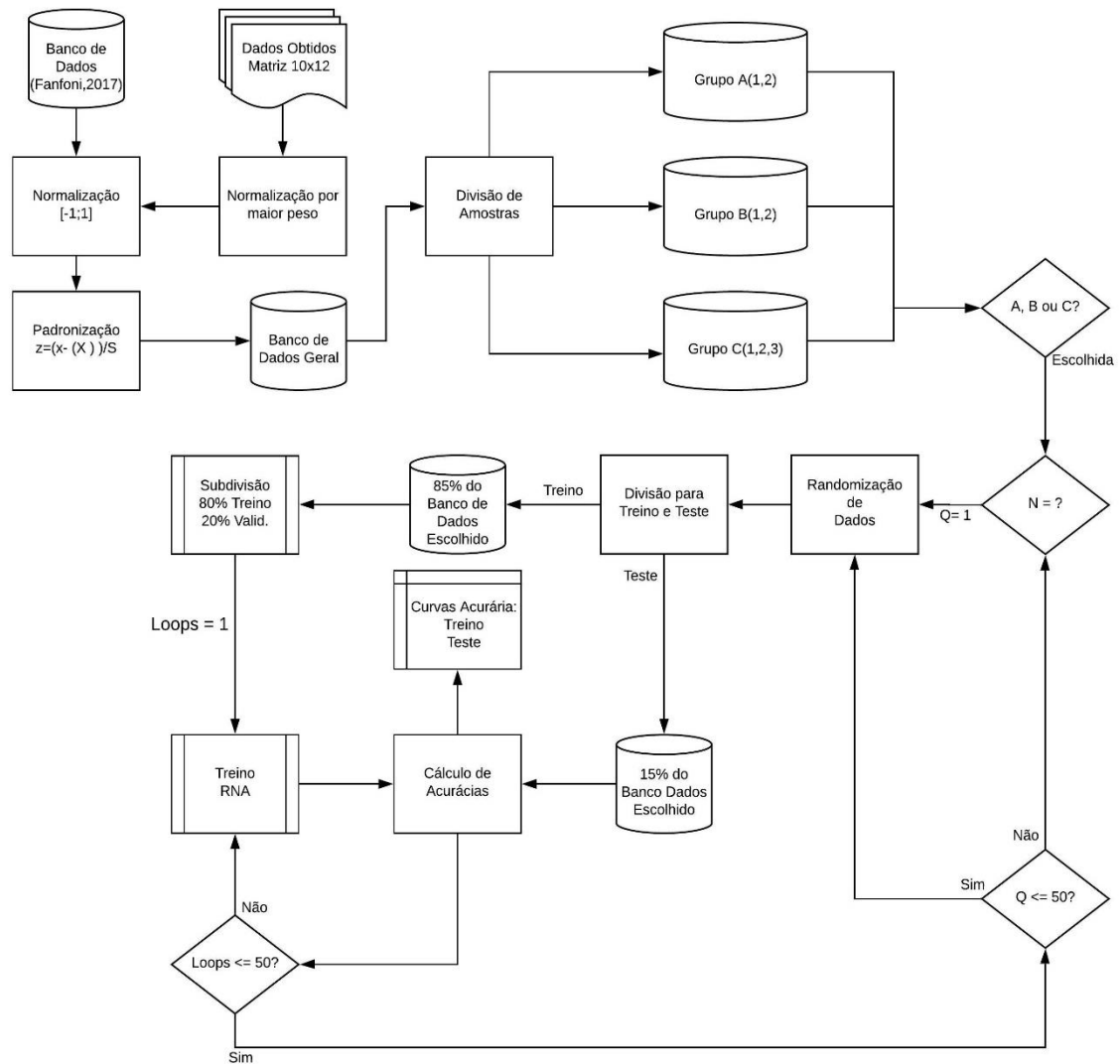
	<i>Amostras</i>				<i>Quantidade utilizada para:</i>	
	Classe 1	Classe 2	Classe 3	Total	Treino da Rede	Teste da Rede
<i>REDE A</i>	122	150	---	272	231	41
<i>REDE B</i>	89	61	---	150	127	23
<i>REDE C</i>	122	89	61	272	231	41

Fonte: Elaboração do autor

Após a divisão do banco de dados, para cada emulação de um neurônio, foram feitas 50 randomizações e destas, 50 redes neurais. Totalizando um total de 2500 redes por neurônio. Como foram 10 valores de neurônios temos 25000 redes neurais criadas.

O procedimento inteiro salvou as redes em arquivos para consulta futura, e se repetiu em todos os três modelos de redes neurais. Outra maneira de observar e entender o processo como um todo é simplificado em um fluxograma do processo representado pela Figura 24.

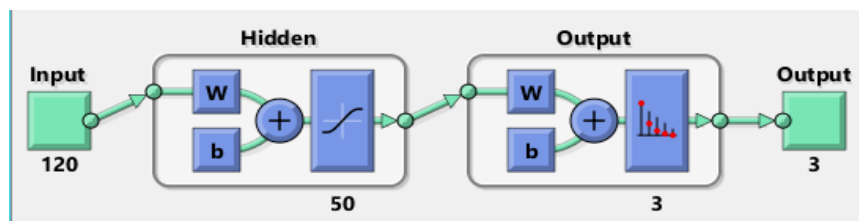
Figura 24- Fluxograma RNA



Fonte: Elaboração do autor

O formato da rede desenvolvida pode ser ilustrada na Figura 25, representada pela rede C(1,2,3) com neurônio = 50. Tendo 120 entradas, a quantidade de neurônios da rede na camada escondida, e a quantidade de saídas. Para o caso das redes A(1,2) e B(1,2), a quantidade de saídas são 2 em vez de 3.

Figura 25- Formato da Rede Neural



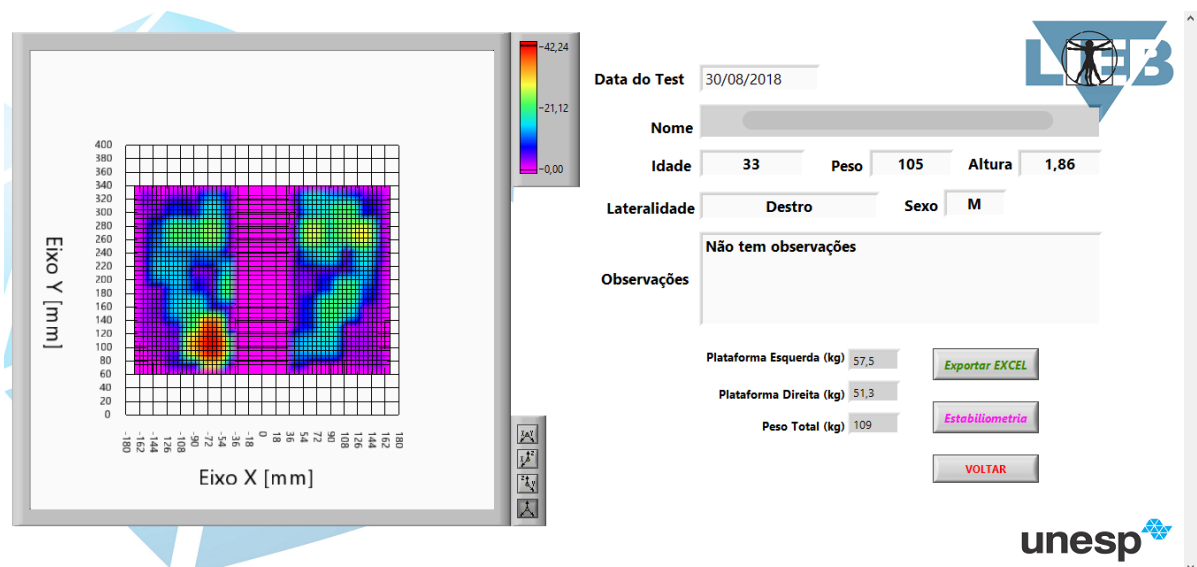
Fonte: Elaboração do autor

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Quando encerrada a coleta de dados, utilizando a ferramenta “visualizar” no programa BAROPODOMETRO Labview, foi possível resgatar os dados para análise e discussão. Desta maneira pode-se observar se o equipamento estava operando conforme foi proposto na calibração e se não havia irregularidades na coleta.

Na Figura 26, observa-se os pés de um voluntário na plataforma do baropodômetro pela janela do comando “visualizar”. Analisando a parte mais avermelhada no calcâneo esquerdo, percebe-se que nesta região encontram-se as maiores forças da pisada, mas o mesmo não ocorre no pé direito observando que a tonalidade amarelada permanece na parte do antepé, mostrando assim um desequilíbrio de forças na região plantar. É possível também observar que o peso do voluntário e o peso medido pelo equipamento variam cerca de 3,81%, trazendo o valor medido próximo do real.

Figura 26- Força plantar do voluntário



Fonte: Elaboração do autor

Continuando a análise pelo mesmo voluntário, observa-se na Figura 27 os seus dados de estabilimetria para olhos abertos e olhos fechados e seu COP (Centro de Pressão). Como descrito anteriormente, a rede utilizou apenas dos valores das pressões nos pés, os dados apresentados sobre estabilimetria não foram anexados na rede neural devido o fato que o mesmo procedimento feito no banco de dados anterior não garante uma igualdade com as oscilações deste

trabalho. Isto se explica com base que os sensores podem ter variações de erros diferentes e qualquer sensor inativo modifica todos os valores desta análise.

Figura 27- Dados de estabilometria de olhos abertos e olhos fechados

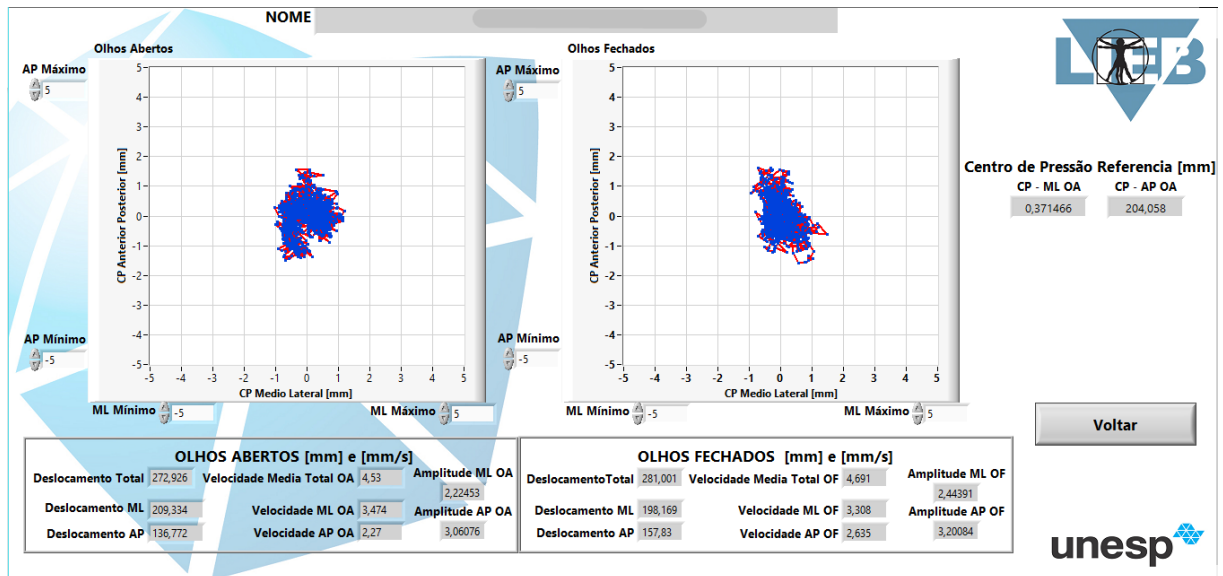
Dados do Teste		NOME	
Data do Teste	30/08/2018		
Idade	33	Peso	105
Altura	1,86	Lateralidade	Destro
Sexo	M	Observações	Não tem observações
Centro de Pressão Referência		<b>OLHOS ABERTOS</b>	
ML [mm]	0,371466	AP [mm]	204,058
Frequência de Amostragem		Deslocamento Total [mm]	
20 Hz		272,926	
		Deslocamento ML [mm]	
		209,334	
		Deslocamento AP [mm]	
		136,772	
		Velocidade Média Total [mm/s]	
		4,53	
		Velocidade ML [mm/s]	
		3,474	
		Velocidade AP [mm/s]	
		2,27	
		Amplitude ML [mm]	
		2,22453	
		Amplitude AP [mm]	
		3,06076	
		RMS ML	
		0,4626	
		RMS AP	
		0,5124	
		<b>OLHOS FECHADOS</b>	
		Deslocamento Total [mm]	
		281,001	
		Deslocamento ML [mm]	
		198,169	
		Deslocamento AP [mm]	
		157,83	
		Velocidade Média Total [mm/s]	
		4,691	
		Velocidade ML [mm/s]	
		3,308	
		Velocidade AP [mm/s]	
		2,635	
		Amplitude ML [mm]	
		2,44391	
		Amplitude AP [mm]	
		3,20084	
		RMS ML	
		0,3605	
		RMS AP	
		0,5689	

[Estatocinesigrama](#)
[Estabilograma](#)
[Exportar EXCEL](#)
[Voltar](#)

Fonte: Elaboração do autor

Como forma ilustrativa, na Figura 28 analisa-se a oscilação do COP com os olhos abertos e olhos fechados. Percebe-se que a variação do COP é pouca e os valores ficam concentrados próximo ao centro, para os dois casos, indicando uma baixa oscilação das pressões no pé. A oscilação além de representar o equilíbrio do voluntário também pode ser vista como uma alteração da média nas forças plantares, visto que altas oscilações representam uma mudança significativa nas forças dos sensores alterando a média final que calcula a matriz de 120 sensores.

Figura 28- Oscilação do COP com os olhos abertos e olhos fechados



Fonte: Elaboração do autor

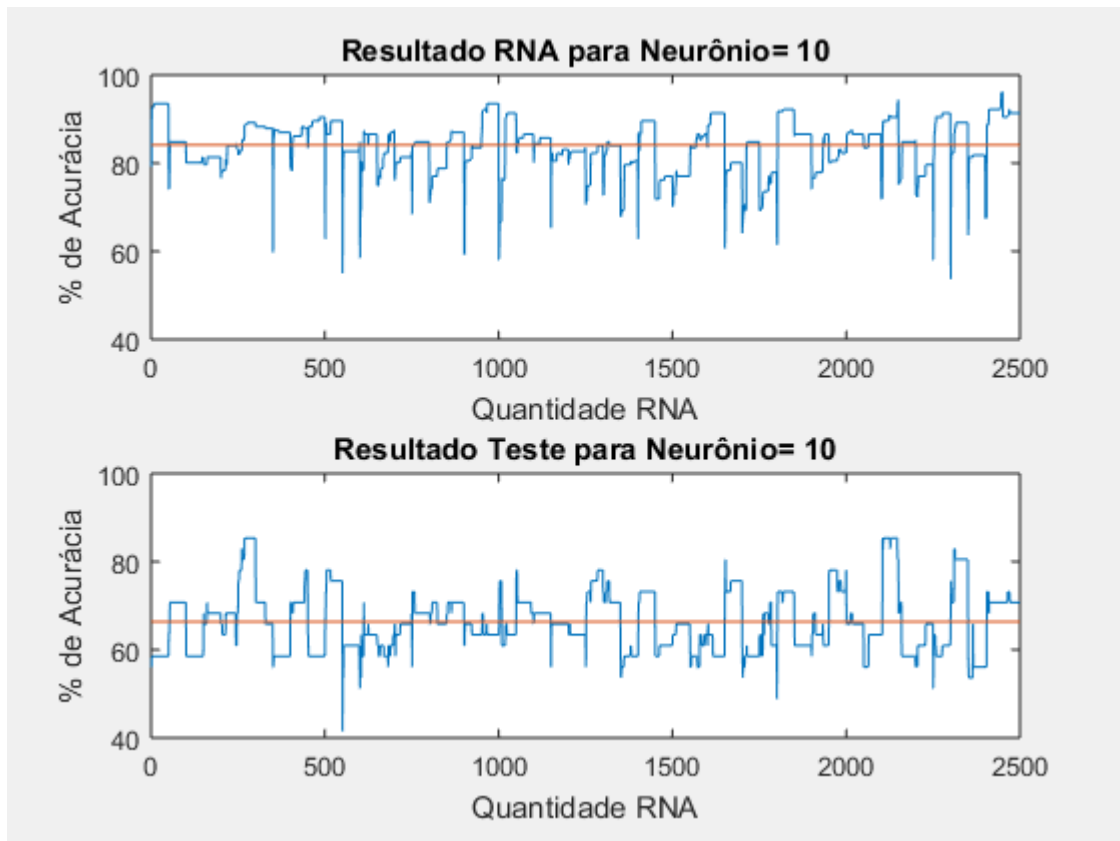
Exemplificada a parte de baropodometria, os próximos resultados a serem discutidos são os das três redes neurais que foram abordadas no capítulo anterior. Primeiramente começando pela rede A(1,2) que na Classe 1 são os dados com desvio lateral ( $0^\circ$  a  $9^\circ$ ) e na Classe 2 os dados com escoliose ( $10^\circ$  a  $20^\circ$ ).

A programação desenvolvida calculou ao todo:

- Determinação de 10 neurônios: N= 5; 10; 15; 20; 25; 30; 35; 40; 45; 50.
- 50 criações de randomizações e separações de dados (Q) para cada N.
- Uma rede neural (RNA) com neurônio N e com separação Q treinada 50 vezes.
- Para cada treino de RNA salvou-se sua acurácia de treino e acurácia de teste.

No geral, para cada neurônio calculado obteve-se 2500 redes neurais e conseqüentemente o mesmo valor de acurácias. Assim cada conjunto de 50 valores corresponde a uma curva de acurácia de uma RNA. Na Figura 29, exemplifica uma curva de acurácia das 50 RNAs calculadas para um neurônio 10 da Rede A (1,2). Em azul corresponde as acurácias obtidas ao longo de processo, e na linha vermelha a média de todos esses valores.

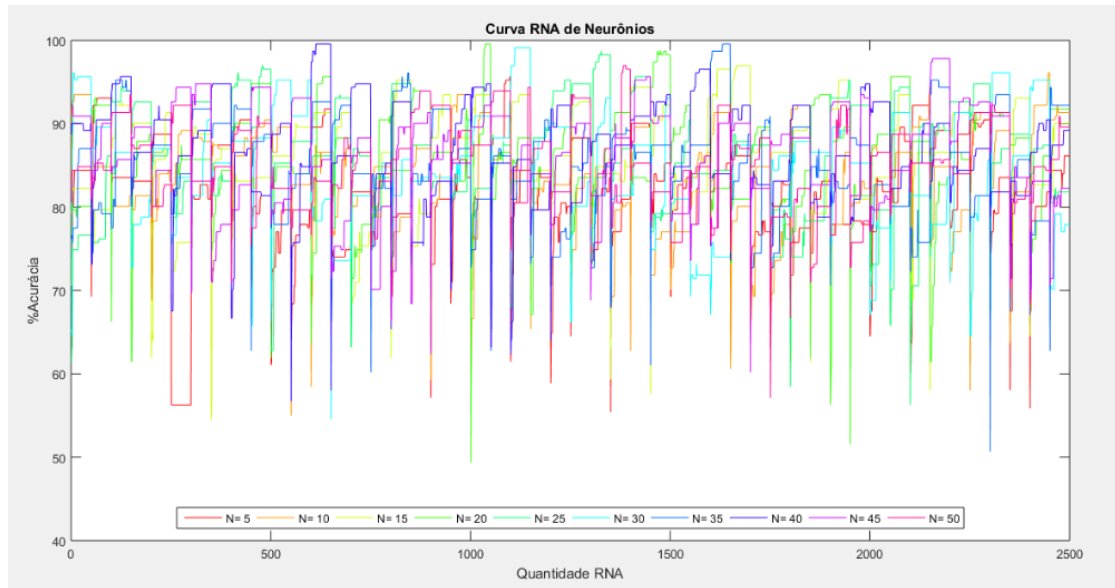
Figura 29- Curvas de acurácias com N=10 da Rede A (1,2)



Fonte: Elaboração do autor

Para a Rede A(1,2), obteve um gráfico com todas as curvas de todos os Ns. Como resultado obteve-se a Figura 30, que mostra as diversas acurácias e suas oscilações. É possível observar que houve redes que chegaram em determinados momentos próximas a 100% de acurácia, e visualmente todas parecem estar oscilando em torno de uma mesma faixa de valores.

Figura 30- Curvas treino RNA A (1,2) de neurônios



Fonte: Elaboração do autor

De fato, o treinamento da rede em média permaneceu em valores próximos para diferentes neurônios, onde vemos na Tabela 10 a média de acurácia para cada neurônio, seu desvio padrão, máxima acurácia atingida pelo treinamento e a mínima.

Tabela- 10: Resultados de acurácias de treino da rede A (1,2)

<i>Neurônio</i> (N)	<i>Média</i> Acurácia (%)	<i>Desvio</i> Padrão (%)	<i>Máxima</i> Acurácia (%)	<i>Mínima</i> Acurácia (%)
5	82,07	6,60	95,67	55,41
10	84,16	5,77	96,10	53,68
15	86,73	6,05	96,97	54,54
20	86,14	5,96	99,57	49,35
25	86,39	6,69	98,70	56,28
30	84,66	6,51	99,13	54,54
35	85,43	5,93	99,57	50,65
40	87,11	5,67	99,57	56,71
45	86,39	5,90	97,84	60,17
50	85,38	4,91	96,97	57,14

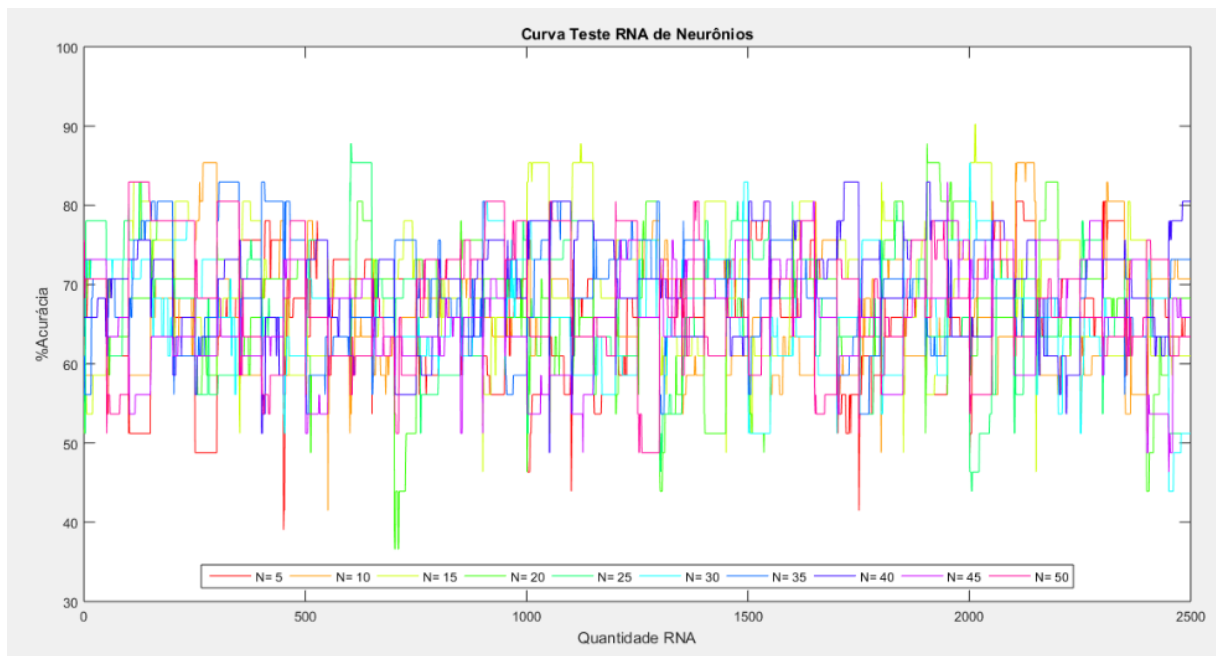
Fonte: Elaboração do autor



Temos então que a rede treinada com 40 neurônios obteve na média uma melhor classificação, 87,11% tendo como máxima 99,57% de acurácia. Sendo esta uma boa candidata a ser escolhida para testar os dados separados para testes.

Como descrito previamente no capítulo anterior, cada processo da rede neural separava uma quantidade de 15% do banco de dados original para testes. Estes valores são usados após o treinamento da rede, na função de representarem dados novos a rede. Seguindo a mesma metodologia para determinar a acurácia de treinamento, levantou-se as curvas para as acurácias de teste, como pode ser observada na Figura 31.

Figura 31- Curvas teste RNA A (1,2) de neurônios



Fonte: Elaboração do autor

Nota-se uma queda da acurácia da rede, e seguindo um mesmo comportamento que o treinamento, os valores visualmente oscilam em torno de algum valor. Pelo Tabela 11 é possível observar os mesmos parâmetros observados na Tabela 10.

Tabela 11- Resultados de acurácias de teste da rede A (1,2)

<i>Neurônio</i> (N)	<i>Média</i> Acurácia (%)	<i>Desvio</i> Padrão (%)	<i>Máxima</i> Acurácia (%)	<i>Mínima</i> Acurácia (%)
5	66,48	7,41	80,49	39,02
10	66,34	7,01	85,37	41,46
15	69,68	7,65	90,24	46,34
20	67,53	8,00	87,80	36,59
25	67,34	7,78	87,80	43,90
30	66,40	6,73	85,37	43,90
35	68,88	6,48	82,93	53,66
40	70,06	6,36	82,93	48,78
45	65,87	6,55	82,93	46,34
50	67,78	7,77	82,93	48,78

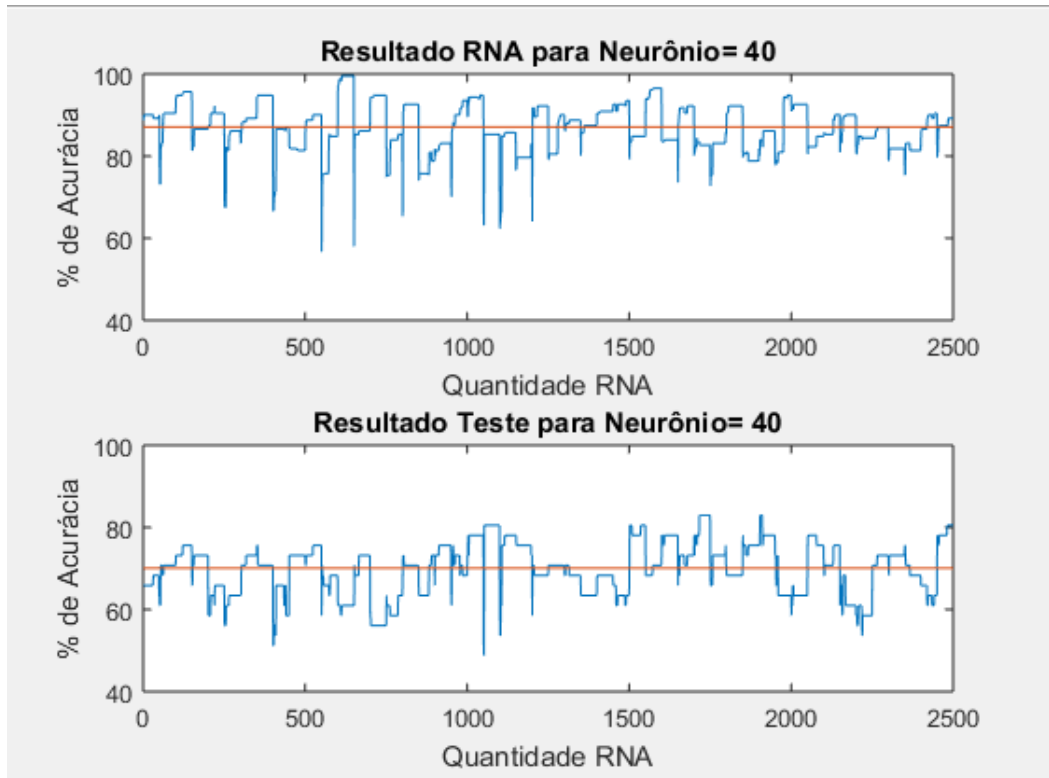
Fonte: Elaboração do autor

A rede treinada com 40 neurônios que apresentava uma média alta de 87,11% de acurácia no treino e valor máximo alcançado de 99,57% mantêm a melhor média de teste em relação as outras, com 70,06% , mas não atinge a maior acurácia máxima, sendo esta pertencente a com 15 neurônios que obteve um valor de 90,24% e uma média de 69.68%. Pode-se pensar em duas escolhas, uma voltada em tentar utilizar a rede neural de 15 neurônios, que obteve uma alta acurácia ou utilizar a rede com 40, que tem uma melhor média e também menor desvio padrão.

A melhor escolha neste caso, é usar a com média elevada devido a existir uma certa estabilidade por causa do desvio padrão. A técnica de randomização e fragmentação de dados proporcionou 50 probabilidades de dados diferentes de teste, isso implica que uma alta acurácia pode ser uma obra do acaso, e não algo realmente funcional. Observar a média neste cenário onde os dados de treino e teste sempre mudam, determina que esse modelo tende a obter bons resultados quando for de fato utilizados dados novos.

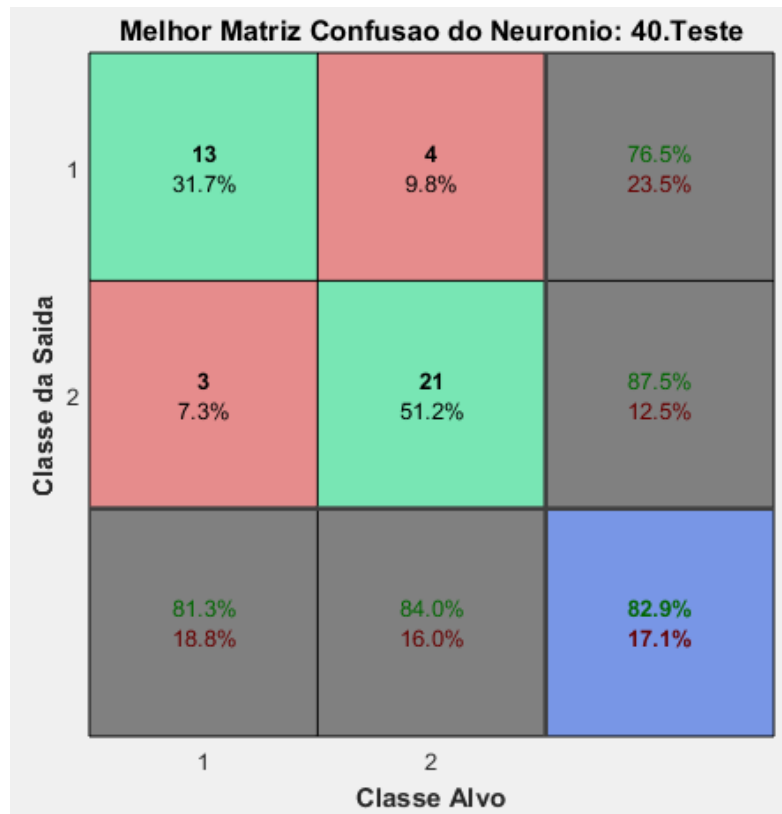
Como forma ilustrativa, pode-se observar na Figura 32 a curva comparativa de acurácia da rede com 40 neurônios de treinamento e teste. E na Figura 33 a matriz de confusão da máxima acurácia de teste encontrada nesta rede.

Figura 32- Curvas de acurácias com N=40 da Rede A (1,2)



Fonte: Elaboração do auto

Figura 33- Melhor matriz de confusão do teste da rede A (1,2)



Fonte: Elaboração do autor

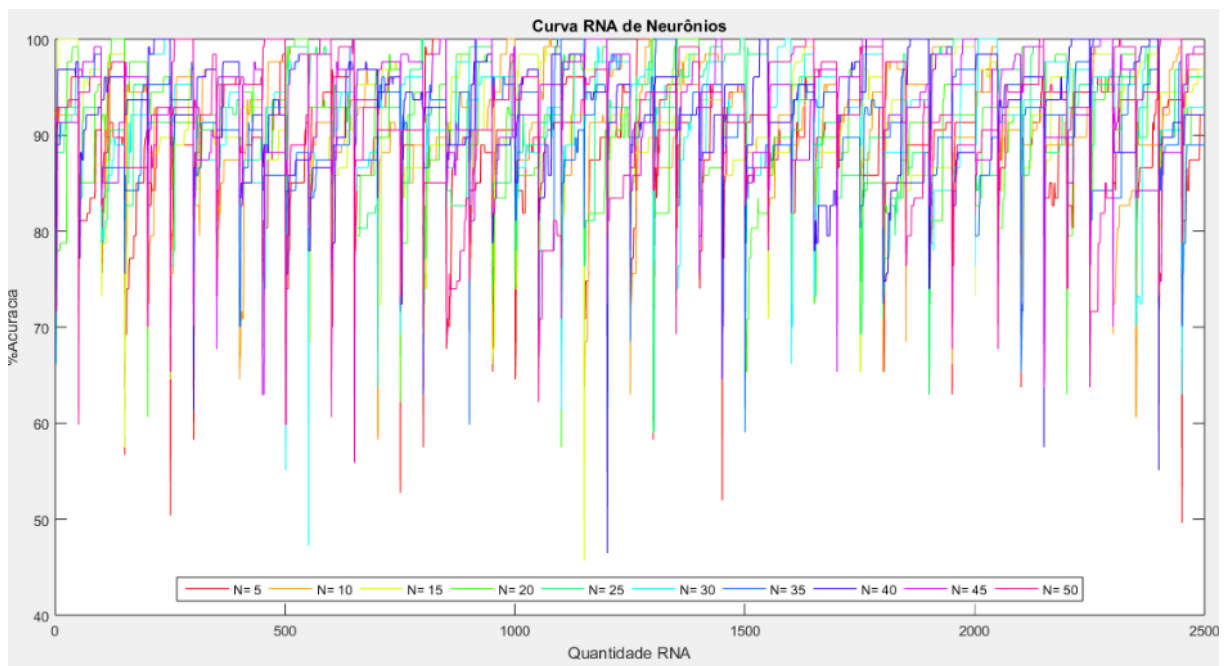
A Figura 33, representa como foi classificada as saídas em relação ao valor desejado, no canto inferior direito temos a acurácia total do teste, no quadrado diagonalmente a esquerda, temos uma matriz 2x2 que corresponde a Classe 1 e Classe 2. No primeiro quadrado superior a esquerda temos o acerto da Classe 1, representado por 13 dados e ao seu lado temos uma quantidade de 4 dados que são da Classe 2 e foram classificados incorretamente. Na linha abaixo temos 3 dados da Classe 1 que foram categorizados erroneamente e 21 dados da Classe 2 que ficaram precisos a sua classe.

O uso de matriz de confusão para observar acurácia se torna útil devido ao fato que é possível observar aonde ocorre maiores erros de classificação. Que no caso discutido é a Classe 2, que teve 4 dados classificados incorretamente. Então uma tentativa de correção para a rede seria uma melhor filtragem dos dados de Classe 2.

Como o procedimento de treino é igual para todas as redes e para não proporcionar uma discussão repetitiva e cansativa, os dados das próximas redes neurais terão discussões mais suscintas.

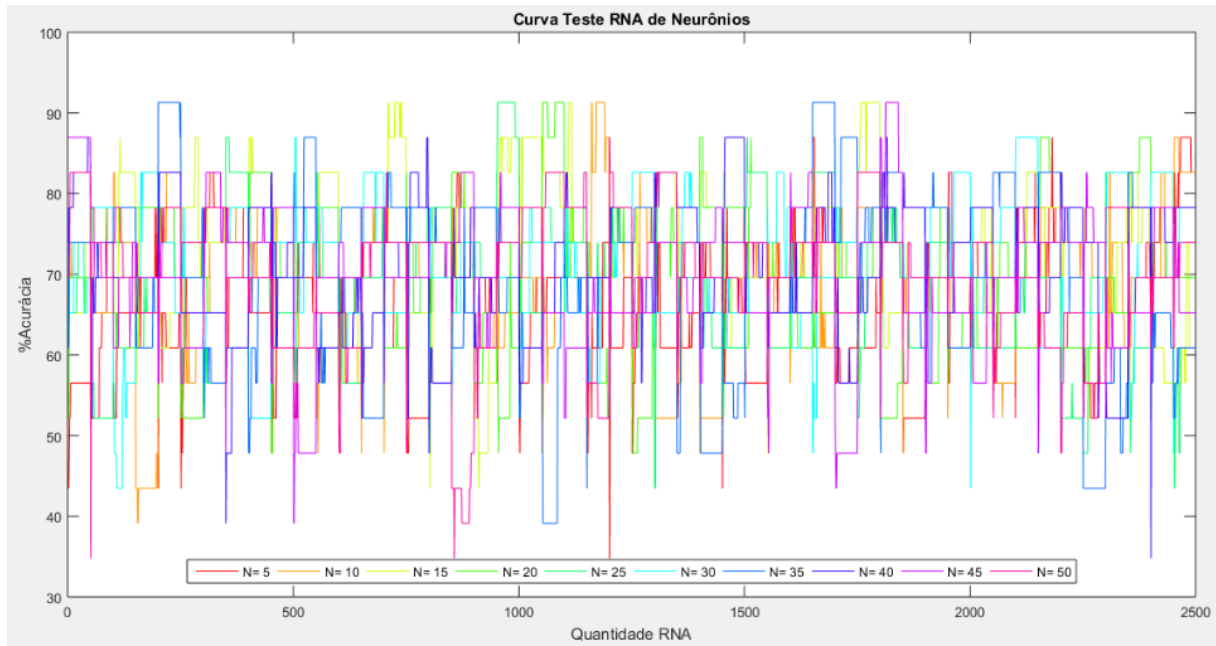
Para a rede B (1,2), temos na Figura 34 a acurácia média do treino da rede e na figura 35 a acurácia média do teste da rede.

Figura 34- Curvas treino RNA B (1,2) de neurônios



Fonte: Elaboração do autor

Figura 35- Curvas teste RNA B (1,2) de neurônios



Fonte: Elaboração do autor

Na mesma forma das tabelas apresentadas anteriormente, temos a Tabela 12 e Tabela 13, que representam os dados mais detalhados do treino da rede e seu teste, respectivamente.

Tabela 12- Resultados de acurácias de treino da rede B (1,2)

Neurônio (N)	Média Acurácia (%)	Desvio Padrão (%)	Máxima Acurácia (%)	Mínima Acurácia (%)
5	89,58079	6,041435	100	49,6063
10	91,68567	6,001639	100	58,26772
15	91,97669	5,804137	100	45,66929
20	91,01827	6,32047	100	57,48031
25	91,83118	5,853584	100	59,05512
30	92,38079	5,446384	100	47,24409
35	90,77701	5,149055	100	59,05512
40	92,97134	5,493719	100	46,45669
45	93,50992	5,204737	100	62,99213
50	92,08913	6,620811	100	55,90551

Fonte: Elaboração do autor

Tabela 13- Resultados de acurácias de teste da rede B (1,2)

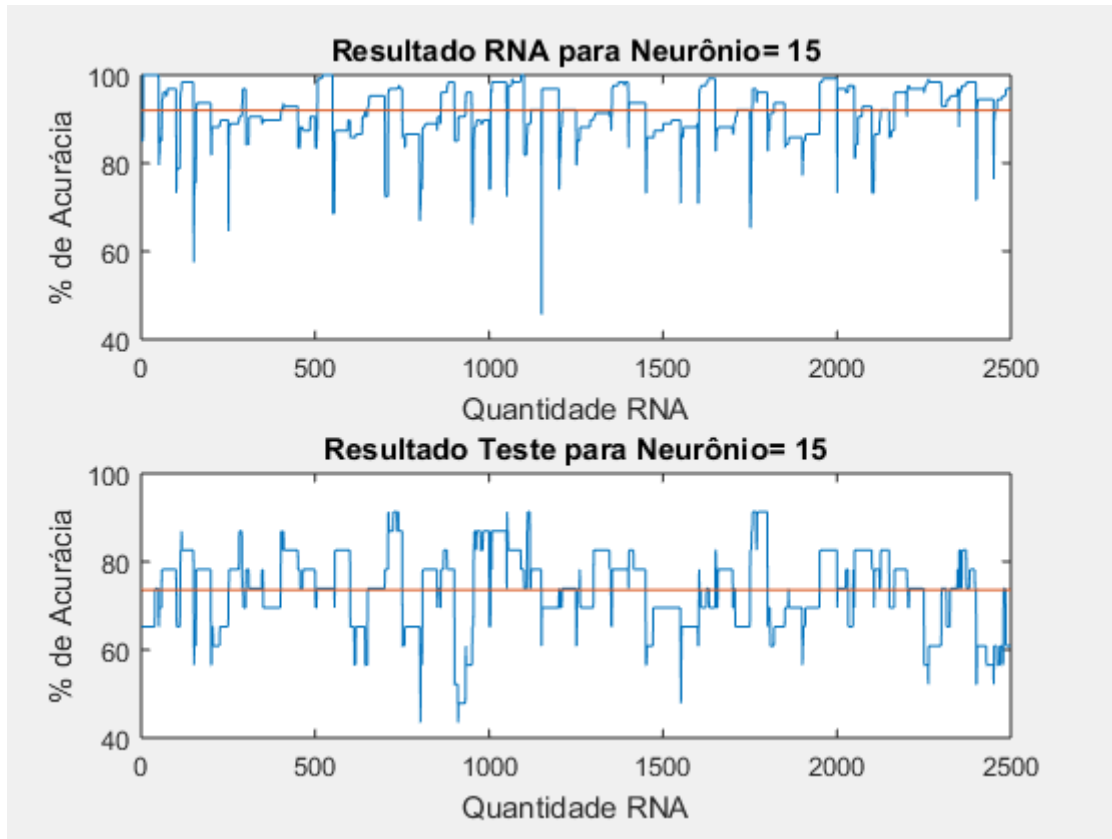
<i>Neurônio (N)</i>	<i>Média Acurácia (%)</i>	<i>Desvio Padrão (%)</i>	<i>Máxima Acurácia (%)</i>	<i>Mínima Acurácia (%)</i>
5	67,15	7,74	86,96	34,78
10	68,91	8,56	91,30	39,13
15	73,60	8,71	91,30	43,48
20	69,50	9,39	91,30	47,83
25	69,20	8,62	91,30	43,48
30	71,22	8,18	86,96	43,48
35	69,56	11,16	91,30	39,13
40	71,04	8,11	86,96	34,78
45	70,10	8,19	91,30	39,13
50	70,05	8,12	86,96	34,78

Fonte: Elaboração do autor

Observando a Tabela 12, o melhor neurônio se caracteriza por 45 devido a uma alta média de acurácia, 93,51%. Mas quando observado o Tabela 13, sua média fica abaixo de com 15 neurônios. A rede neural com 15 neurônios atende ao que já foi discutido anteriormente, uma média alta e neste caso também obteve o maior valor de acurácia máxima, empatando com outros neurônios.

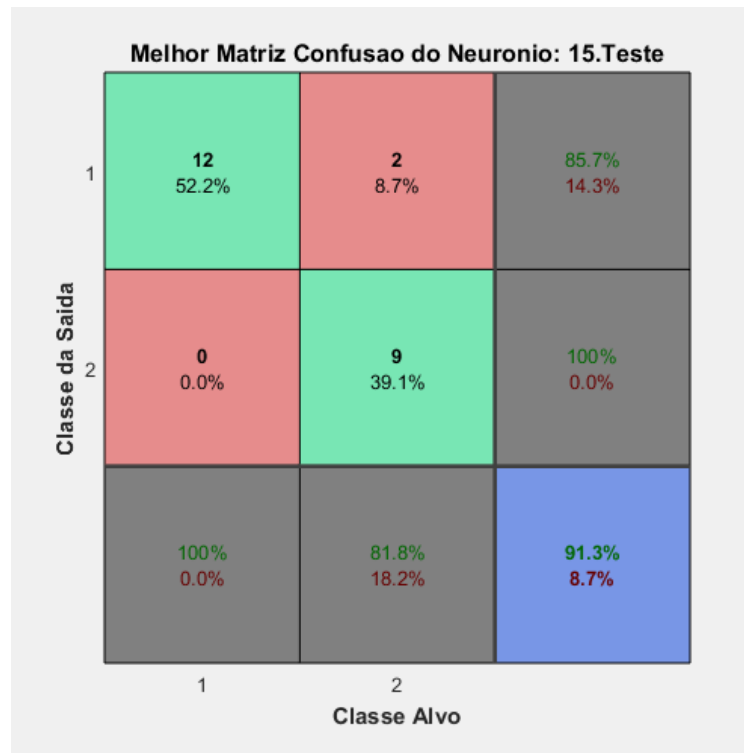
Ilustrativamente, nas Figura 36 e 37, pode ser observado com mais detalhes as curvas de acurácia para a rede com 15 neurônios e a matriz de confusão da maior acurácia.

Figura 36- Curvas de acurácias com N=15 da Rede B (1,2)



Fonte: Elaboração do autor

Figura 37- Melhor matriz de confusão do teste da rede B (1,2)



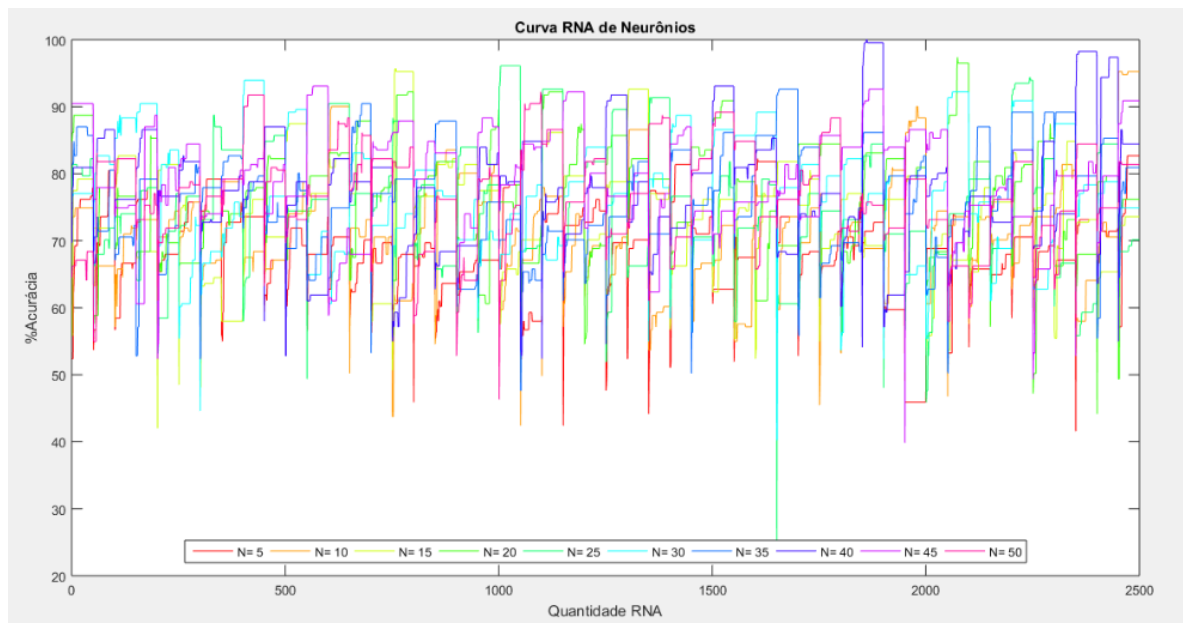
Fonte: Elaboração do autor

Observa-se pela Figura 37 que onde os treinos obtiveram 100% de acurácia não impactou diretamente na acurácia de teste, e os valores de testes mais elevados correspondem as redes treinadas perto da faixa média de treinamento. Observando a matriz de confusão observa-se 2 dados da Classe 2 classificados erroneamente, isso leva a hipótese que há dados na faixa de 14<sup>o</sup>-20<sup>o</sup> que não estão classificando corretamente, mas por outro lado determina que a faixa de 10<sup>o</sup>-13<sup>o</sup> está bem dividida da outra classe, pois não houve nenhum erro.

Na ultima rede desenvolvida, a rede C (1,2,3) classificou uma divisão em três classes, uma mistura da proposta da rede A (1,2) e B (1,2), podendo até ser descrita como rede C (A1, B1, B2).

Na Figura 38, temos a acurácia do treino da rede C (1,2,3) e a Figura 39 representa a acurácia utilizando os dados de teste nas redes neurais prontas.

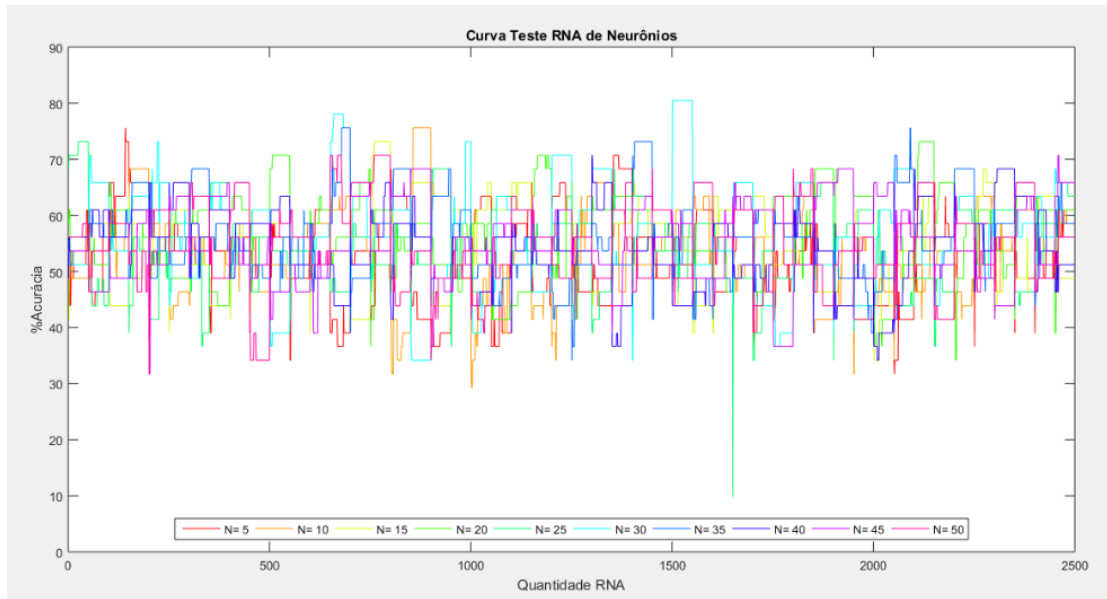
Figura 38- Curvas treino RNA C (1,2,3) de neurônios



Fonte: Elaboração do autor



Figura 39- Curvas teste RNA C (1,2,3) de neurônios



Fonte: Elaboração do autor

Observa-se na Figura 39 que a faixa de oscilação teve uma queda em relação aos modelos anteriores e para especificar mais essa diferença a Tabela 14 e Tabela 15 apresentam os valores significativos para o treinamento e teste da rede, respectivamente.

Tabela 14- Resultados de acurácias de treino da rede C (1,2,3)

<i>Neurônio</i> (N)	<i>Média</i> Acurácia (%)	<i>Desvio</i> Padrão (%)	<i>Máxima</i> Acurácia (%)	<i>Mínima</i> Acurácia (%)
5	69,11203	6,881763	84,84848	41,55844
10	72,30182	7,951926	95,2381	42,42424
15	74,7316	7,963453	95,671	41,99134
20	77,33351	8,183724	97,4026	44,15584
25	75,99844	9,215002	96,1039	25,10823
30	77,53887	8,34516	93,93939	40,25974
35	76,81143	7,808812	92,64069	47,61905
40	78,00312	8,634766	100	52,38095
45	79,42095	7,405256	93,07359	39,82684
50	77,14528	7,099701	92,20779	46,32035

Fonte: Elaboração do auto

Tabela 15- Resultados de acurácias de teste da rede C (1,2,3)

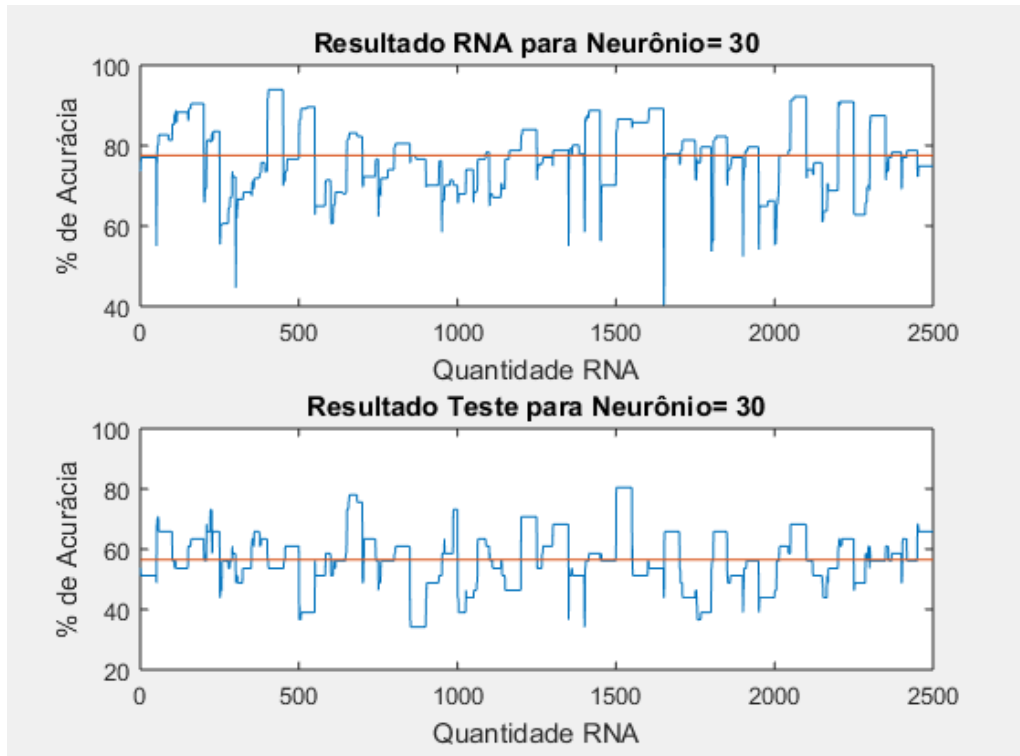
<i>Neurônio (N)</i>	<i>Média Acurácia (%)</i>	<i>Desvio Padrão (%)</i>	<i>Máxima Acurácia (%)</i>	<i>Mínima Acurácia (%)</i>
5	52,32098	7,485312	75,60976	31,70732
10	53,60195	7,503339	75,60976	29,26829
15	54,81171	7,21092	73,17073	34,14634
20	56,49951	7,548799	73,17073	34,14634
25	54,46634	7,230472	73,17073	9,756098
30	56,49463	9,492022	80,4878	34,14634
35	55,71902	7,04741	75,60976	34,14634
40	54,36293	6,663663	70,73171	34,14634
45	55,1678	7,110284	70,73171	31,70732
50	54,93659	7,559743	70,73171	31,70732

Fonte: Elaboração do autor

Comparando com as redes anteriores, utilizar três classificações diminuiu brusquemente a média de acurácias de teste, sendo seu valor máximo de 56,50% obtido com 20 neurônios, e a máxima acurácia de 80,49% obtida com 30 neurônios. Sabe-se que uma acurácia em torno de 50% não é efetiva, a única opção neste caso seria utilizar a rede com 30 neurônios com a acurácia máxima de 80,49%.

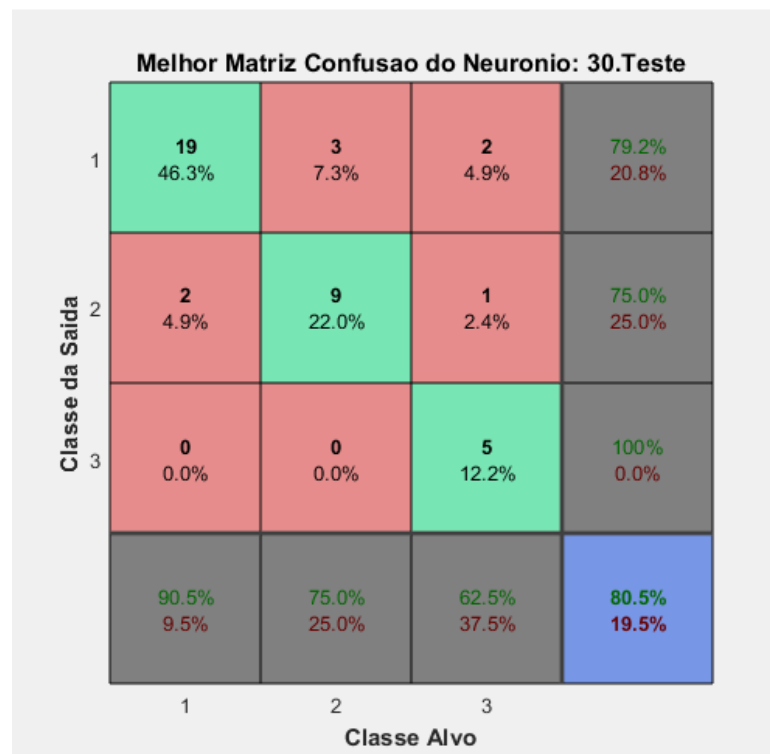
Para aclarar um pouco mais sobre a rede com 30 neurônios, na Figura 40 temos as curvas de acurácia para treino e teste. Na Figura 41, temos a matriz de confusão de três classes, que difere um pouco das apresentadas anteriormente, mas segue a mesma análise.

Figura 40- Curvas de acurácias com N=30 da Rede C (1,2,3)



Fonte: Elaboração do autor

Figura 41- Melhor matriz de confusão do teste da rede C (1,2,3)



Fonte: Elaboração do autor

Na Figura 40 observa-se que mesmo em acurácia de treino baixas, foi possível encontrar valores de acurácias de teste acima de 60%, representando que a randomização dos dados e a forma como são dispostos podem causar uma classificação boa por acidente. Na Figura 41 vemos que a divisão de dados na matriz de confusão é bem maior na parte da Classe 1, que possuía mais dados que as demais. Analisa-se também o fato que as Classes 1 e 2 não se classificaram erroneamente como Classe 3. Por outro lado, a Classe 3 foi classificada 37,5% como outras classes, diminuindo a acurácia total da rede, mesmo esta sendo alta.

As redes neurais A (1,2) e B (1,2) obtiveram bons resultados na parte de treinamento, alguns casos chegando a 100% de acurácia, mas quando testadas com os dados separados suas acurácias médias caíram na faixa de 65% a 70% para a primeira rede, e 67% a 73% para a segunda.

É notório que a rede neural B (1,2) obteve valores melhores que A (1,2), podemos dizer então que há uma diferença mais significativas entre voluntários de 10º a 13º e de 14º a 20º. É recomendado para a rede B (1,2) utilizar as redes neurais desenvolvidas com 15 neurônios. Sua acurácia média ficou em 73,6% com um desvio padrão de 8,71%, isso garante que a rede em diversos testes manterá um padrão razoável de acerto, quase 3 acertos a cada 4 voluntários.

Para a rede A (1,2) recomenda-se o uso das redes neurais desenvolvidas com 40 neurônios, sua acurácia média ficou em 70,06% e seu desvio padrão em 6,36%, o desvio padrão menor em relação a rede B garante uma oscilação de acurácias menores, mas no geral seu desempenho é inferior que a rede B.

Podemos dizer que a classificação entre um grupo de desvio lateral e um com escoliose é menos efetiva que uma classificação entre faixas de escoliose. Isto pode ser resultado de que a medida que se agrava a inclinação da coluna mais anormal pode ficar a pisada, enquanto em grupos que não possuem curvaturas elevadas essas anormalidades podem ser mais discretas assim um voluntário que possua alguma anomalia no pé ou corpo não relacionada a escoliose pode alterar totalmente o resultado do procedimento.

Quando observamos a rede C (1,2,3) os valores de acurácia médias ficam na faixa de 52% a 56,5%, sendo inviável utilizar tal classificação neste método desenvolvido. Houve acurácias que chegaram a ultrapassar a casa de 70% de acurácia. Há a possibilidade de buscar a utilização das redes com altas acurácias

obtidas, mas utilizar especificadamente essa rede sem haver uma média geral boa não garante um resultado desejável.

Quando se observa a acurácia obtida por Fanfoni *et al.* (2017) de 91,9% para uma classificação de 1<sup>o</sup>-9<sup>o</sup> e 10<sup>o</sup>-19<sup>o</sup> com o resultado obtido pela rede A (1,2) de 70,06%, aparenta uma queda de rendimento em relação com o trabalho anterior. Mas os autores ao descrevem o procedimento realizam apenas uma rede neural com uma classificação bem-sucedida, isto em comparação ao que foi feito neste trabalho, representa um ponto de randomização da rede neural. Então, o estudo anterior abordou um fragmento do problema e este, buscou uma compreensão mais ampla.

## 5 CONCLUSÃO

Sugere-se o uso da rede A (1,2) com a quantidade de 40 neurônios, que obteve uma acurácia média de 70,06%, e a rede B (1,2) com 15 neurônios tendo sua acurácia média em 73,6%. Com os rendimentos obtidos nestas redes, podem ser implementadas para avaliar a evolução ou regressão de escoliose de maneira comparativa com o tempo. Ainda não substituindo a radiografia, mas podendo ser observada em faixa de tempos que normalmente não se refaz o exame.

Para a rede C (1,2,3) o melhor resultado obtido foi de 56,5% de acurácia média utilizado 20 neurônios, tornando-o uma opção inviável devido seu valor não trazer confiabilidade. Desenvolver uma rede que classifica diretamente entre três classes não é possível com uma quantidade de dados baixa, os dados utilizados para testes ficam no melhor dos cenários na casa das dezenas, sendo que cada erro diminui a acurácia significativamente. A baixa quantidade de testes se aplica em todas as redes neurais desenvolvidas e no caso da rede C (1,2,3), os dados de testes foram 41, isso indica que a cada erro de teste 2,44 pontos percentuais caem na acurácia da rede.

Faz-se necessário um grande volume no banco de dados, não apenas para obter melhores classificações, mas para filtrar futuramente os dados com base na localidade da curvatura do voluntário.

A utilização futura de um baropodômetro com mais sensores pode ser algo necessário para o aumento da acurácia, caso contrário não se projeta maiores expectativas para este equipamento, visto que há espaçamentos entre os sensores e pressões estão sendo projetadas onde não há nenhuma medição.

## REFERÊNCIAS

- CASTRO, F. R. **Aprimoramento de um baropodômetro eletrônico e análise de estabilometria em voluntários com escoliose**. 2016. 95 f. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho” - UNESP, Ilha Solteira, 2016.
- CORDEIRO, T. *et al.* Baropodometer as a clinical tool for evaluating and following treatment of postural deviations: a case report. **Journal of Spine**, Philadelphia, v. 3, n. 4, p. 1000175, 2014.
- FANFONI, M. C. *et al.* Evaluation of scoliosis using baropodometer and artificial neural network. **Research on Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, v. 33, n. 2, p. 121-129, 2017.
- FREITAS, R. L. B. de. **Plataforma de força para aplicações biomédicas**. 2008. 137 f. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista Paulista “Julio de Mesquita Filho” - UNESP, Ilha Solteira , 2008.
- HAYKIN, S. **Neural networks: a comprehensive foundation**. 2. ed. New Jersey: Prentice – Hall, 1999. 823 p.
- IIDA, I. **Ergonomia: projeto e produção**. 2. ed. São Paulo: Edgar Blucher, 2005. 614 p.
- JACOB, S. W. **Anatomia e fisiologia humana**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1990. 588 p.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana** São Paulo: Panamericana, 2000. v. 2, 280 p.
- KITAOKA, H. B. *et al.* Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading. **Foot Ankle**, Thousand Oaks, v. 16, n. 8, p. 492-99. 1995.
- LIPPERT, L. **Clinical kinesiology and anatomy**. 5. ed. Philadelphia: FA Davis Company, 2011. 432 p.
- MCKAY, M. J. *et al.* Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3-101 years. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 58, p. 78- 87, 2017.
- MENTGES, I. P. **Angulo de Cobb, o que é?** Barra da Tijuca: mentges, 2017. Disponível em: <https://www.projetoescoliose.org/tratamento-da-escoliose/angulo-de-cobb-que-e/>. Acesso em: 18 maio 2017.
- MOLLER, M. F. A scaled conjugate gradient algorithm for fast supervised learning. **Neural Networks**, Elmsford, v. 6, n. 4, p. 525-533, 1993
- NETTER, H. F. **Atlas de anatomia humana**. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 600 p.

NOVEL. **The emed®-systems**. Berlin: novel, 2017. Disponível em: <http://novel.de/novelcontent/emed>. Acesso em: 18 maio 2017.

PODOTECH. **Podoscópio**. Londrina: Podotech, 2017. Disponível em: <http://www.podotech.com.br/podoscopio>. Acesso em: 18 maio 2017.

RICARD, F.; SALLE, J. L. Tratamento osteopático da pelve. In: RICARD, F.; SALLE, J. L. **Tratado de osteopatia teórico e prático**. São Paulo: Robel, 1996. p. 122-26.

ROLTON, D.; NNADI, C.; FAIRBANK, J. Scoliosis: a review. **Paediatrics and Child Health**, Kidlington, v. 24, n. 5, p. 197-203, 2014.

SCHOLL. **Dr. Scholl's Barranquilla**. Barranquilla: scholl, 2016. Disponível em: <http://www.drschollsbarranquilla.com/pedigrafia.html>. Acesso em: 18 maio 2017.

SOUZA, R. R. de. **Anatomia humana**. Barueri: Manole, 2001. 425 p.

VIANNA, D. L.; GREVE, J. M. D. Relação entre a mobilidade do tornozelo e pé e a magnitude da força vertical de reação do solo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 339-345, 2006

VOLPI, A. **Ferramentas de python para aprendizado de máquina**. São Paulo: Volpi, 2015. Disponível em: <https://alexandrevolpi.wordpress.com/2015/10/02/ferramentas-de-python-para-aprendizado-de-maquina/>. Acesso em: 18 maio 2017.

URBAN, M. F. R. **Implementação de um sistema eletrônico para avaliar a distribuição da força na região plantar de pacientes**. 2015. 95 f. Tese (Doutorado)- Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista "Julio de Mesquita Filho"- UNESP, Ilha Solteira, 2015.

WOJTKÓW, M.; SZKODA-POLISZUK, K.; SZOTEK, S. Influence of body posture on foot load distribution in young school-age children. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, Wroclaw, v. 20, n. 2, p. 101-107 , 2018.

YILDIRIM, T.; ERSOY, Y. Distribution of plantar pressure in fibromyalgia patients. **Medicine Science**, Malatya, v. 6, n. 3, p. 398-400, 2017.

ZABJEK, K. *et al.* Estimation of the centre of mass for the study of postural control in Idiopathic Scoliosis patients: a comparison of two techniques. **European Spine Journal**, Heidelberg, v. 17, n. 3, p. 355-360, 2008.



## ANEXO I – Avaliação Postural

FICHA DE AVALIAÇÃO				Data:	Nº ( )
Nome:				Idade:	
Sexo: F ( ) M ( )	Lateralidade: Destro ( ) Canhoto ( )		Peso:	Altura:	
End.:					
Tel:		Prof.:		Esc.:	
VISTA NTERIOR		VISTA POSTERIOR		VISTA LATERAL	
Cabeça:	( ) Alinhada ( ) Rodada p/ D ( ) Rodada p/ E ( ) Inclínada p/ D ( ) Inclínada p/ E	Cabeça:	( ) Alinhada ( ) Rodada p/ D ( ) Rodada p/ E ( ) Inclínada p/ D ( ) Inclínada p/ E	Cabeça:	( ) Normal ( ) Anteriorizada ( ) Posteriorizada
Ombro:	( ) Nivelados ( ) Elevado à D ( ) Elevado à E	Ombro:	( ) Nivelados ( ) Elevado à D ( ) Elevado à E	Cervical:	( ) Normal ( ) Hiperlordose ( ) Retificada
Clavícula:	( ) Simétricas ( ) Oblíquas p/baixo	Escápulas:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta ( ) Rot. Sup. á D ( ) Rot. Sup. á E ( ) Rot. Inf. á D ( ) Rot. Inf. á E ( ) Abduzidas ( ) Aduzidas ( ) Alada à D ( ) Alada à E	Ombro:	( ) Normais ( ) Anteriorizado ( ) Posteriorizado
Linha Alba:	( ) Retilínea ( ) Desvio à D ( ) Desvio à E			Mãos:	( ) Normais ( ) Anteriorizado ( ) Posteriorizado
Triângulo de Thalles:	( ) Simétricos ( ) Maior à D ( ) Maior à E			Dorso:	( ) Normal ( ) Hiperlordose ( ) Retificada
Teste de Adams:	( ) Sem Gibosidade ( ) Gibosidade à D ( ) Gibosidade à E			Abdomen:	( ) Normal ( ) Protuso ( ) Ptose
Altura das mãos:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta	Teste de Adams: Local -	( ) Convexidade D ( ) Convexidade E ( ) Cervical ( ) Torácica ( ) Lombar ( ) Em "S"	Lombar:	( ) Normal ( ) Hiperlordose ( ) Retificada
Cristas Ilíacas:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta			Pelve:	( ) Normal ( ) Retroversão ( ) Anteversão
EIAs:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta	EIPs:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta	Tronco:	( ) Normal ( ) Antepulsão ( ) Retropulsão
Joelhos:	( ) Normais ( ) Valgo ( ) Varo	Prega Glútea:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta	Joelho:	( ) Normal ( ) Recurvatum ( ) Fletido
Patelas:	( ) Normais ( ) Convergente ( ) Divergente	Linha Poplítea:	( ) Simétricas ( ) D mais alta ( ) E mais alta		
Pés:	( ) Normais ( ) Planos ( ) Cavos	Calcâneo:	( ) Alinhados ( ) Valgo ( ) Varo		
Hálux:	( ) Alinhados ( ) Valgo ( ) Varo				
Radiografia	( ) Sim ( ) Não	Grau da Escoliose	( ) Graus	Classificação:	( ) Grau I ( ) Grau II ( ) Grau III ( ) Grau IV
Observação:					

## **ANEXO II – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Para responsáveis)**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

(Responsável do menor de idade)

Título da Pesquisa: **“AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS UTILIZANDO O BAROPODÔMETRO ELETRÔNICO”**

Nome do Pesquisador Responsável: **Fabian Rodrigo Castro Forero**

Nome dos Pesquisadores: **Edelvan Hellmann Zanella**

**Josivaldo Godoy da Silva**

**Marcelo Augusto Assunção Sanches**

Nome do Orientador: **Aparecido Augusto de Carvalho**

- 1. Natureza da pesquisa:** Informamos à Sra (Sr.) responsável do menor de idade, que ela (e) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade efetuar medições da distribuição de forças na região plantar (pé) utilizando um Baropodômetro. O Baropodômetro é um equipamento que permite mensurar a força exercida pelos pés ao contato com o solo através de numerosos sensores. Os testes consistirão de análise de radiografia toraco-lombar; foto da região dorsal; avaliação postural e avaliação sobre o Baropodômetro. A radiografia e a foto serão requeridas quando a avaliação esteja focada na escoliose. A foto da região dorsal é voluntária e a identificação do menor de idade será preservada em sigilo. O menor de idade deverá descobrir unicamente a região dorsal do tronco inferior e superior (costas). As informações coletadas serão gravadas no computador e os resultados serão analisados objetivando o desenvolvimento de uma nova metodologia para avaliação de diferentes patologias através do Baropodômetro.
- 2. Participantes da pesquisa:** 500 Participantes. A população alvo será constituída por voluntários com diferentes graus de escoliose e diferentes faixas etárias, também como voluntários com possíveis patologias nos pés e em geral voluntários com problemas posturais, de estabilidade e de controle corporal.
- 3. Envolvimento na pesquisa:** ao participar deste estudo a Sra (Sr) permitirá que o pesquisador **Fabian Rodrigo Castro Forero** meça a distribuição de forças na região plantar do menor de idade do qual a Sra (Sr.) é responsável. A Sra (Sr.) tem liberdade de recusar a participação e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a Sra (Sr.) ou o menor de idade. Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através dos dados de contato dispostos ao final deste documento.

4. **Sobre as entrevistas:** Na anamnese serão coletados dados de identificação do menor de idade e dados característicos do mesmo como lesões, atividade física, tratamentos fisioterapêuticos, etc. Igualmente, será explicada a natureza da pesquisa, os procedimentos a serem realizados durante a avaliação e as informações contidas neste documento.
5. **Riscos e desconforto:** a participação nesta pesquisa traz um desconforto e risco mínimo para aos participantes, como desorientação ou sensação de instabilidade. O equipamento NÃO está conectado à rede elétrica e como tal, não apresenta risco de descarga elétrica. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à dignidade do menor de idade.
6. **Acompanhamento e assistência:** Caso o profissional da área da saúde e/ou os pesquisadores evidenciem alguma patologia que precise de tratamento, serão providenciadas as informações básicas sobre a patologia em questão, e você será acompanhada(o) e encaminhada(o) para o tratamento adequado ao tipo da doença da seguinte maneira a) contato direto com centro de saúde e/ou especialista na área, e b) acompanhamento durante processo de diagnóstico, tratamento e recuperação, garantindo uma assistência integral e gratuita caso seja necessário.
7. **Confidencialidade:** todas as informações pessoais do menor de idade coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados.
8. **Benefícios:** ao participar desta pesquisa a Sra (Sr.) e o menor de idade quem representa, não terão nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes sobre o sistema desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, onde o pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos.
9. **Custos da participação, ressarcimento e indenização por eventuais danos:** a Sra (Sr.) e o menor de idade quem representa, não terão nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação. Fica, também, garantida indenização em casos de danos comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, por meio de decisão judicial ou extrajudicial.

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para a participação do menor de idade nesta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem: Confiro que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

Declaro que assinei duas vias deste termo, original e cópia, sendo uma delas retida pelo pesquisador responsável.

Obs: Não assine esse termo se ainda tiver dúvida a respeito.

**CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, e como representante legal do menor \_\_\_\_\_ manifesto meu consentimento para sua participação no projeto de pesquisa arriba citado, caso ela (ele) deseje, após ter sido devidamente esclarecido.

\_\_\_\_\_  
Nome do responsável pela(o) menor participante da pesquisa

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável pela(o) menor participante da pesquisa

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Orientador

Em caso de dúvidas pode entrar em contato com o pesquisador responsável, o orientador ou o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNESP - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus de Presidente Prudente. O CEP é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos das pesquisas que, de uma forma ou de outra, envolvem seres humanos e as suas atribuições são de caráter consultivo, deliberativo e educativo.

Os dados de contato dos responsáveis mencionados anteriormente são:

**Pesquisador Responsável: Fabian Rodrigo Castro Forero - Tel.: (18) 99743-2458**

**E-mail [fcastro12@gmail.com](mailto:fcastro12@gmail.com)**

**Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho – Tel.: (18) 3743-1223**

**E-mail [carvalho.aparecido@gmail.com](mailto:carvalho.aparecido@gmail.com)**

**Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo**

**Vice-Coordenadora: Profa. Dra. Andreia Cristiane Silva Wiezzel**

**Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526**

**E-mail [cep@fct.unesp.br](mailto:cep@fct.unesp.br)**

Cidade: \_\_\_\_\_.

Data: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ (DD/MM/YYYY).

## **ANEXO III – Termo de Assentimento (Para menor de idade)**

### **TERMO DE ASSENTIMENTO**

*(No caso do menor de idade)*

Você está sendo convidada (o) como voluntária (o) a participar da pesquisa **“AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS UTILIZANDO O BAROPODÔMETRO ELETRÔNICO”**. Nesta pesquisa pretendemos **“Desenvolver metodologias de diagnóstico e avaliação de diferentes problemas relacionados aos pés e a coluna, utilizando exames que podem precisar ficar em pé ou caminhar sobre o Baropodômetro feito no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica - LIEB”**.

O Baropodômetro é um equipamento que permite mensurar a força exercida pelos pés ao contato com o solo através de numerosos sensores.

O motivo que nos leva a estudar esse assunto é **“A relação direta existente entre a distribuição de forças na parte inferior dos pés e as diferentes doenças associadas à coluna, postura e idade entre outras”**.

Para esta pesquisa adotaremos o seguinte procedimento:

**“Inicialmente é feita uma entrevista sob supervisão de um profissional da área da saúde, onde serão coletadas informações de identificação e dados característicos do voluntário como lesões, atividade física, tratamentos fisioterapêuticos, etc. Igualmente, será explicada a natureza da pesquisa, os procedimentos a serem realizados durante a avaliação e as informações contidas neste documento. Se for o caso, radiografia e/ou fotografia das costas do participante são requeridas. A seguir é feita a avaliação de baropodometria que é constituída por duas partes, sendo a primeira uma avaliação com Olhos Abertos (OA) onde o voluntário fica por 60 segundos em pé com os braços esticados ao longo do corpo e observando um alvo fixo a uma distância que oscila entre 1 e 2 metros. Posteriormente, é feita uma avaliação com Olhos Fechados (OF), onde o voluntário permanece 60 segundos em pé com os braços esticados ao longo do corpo e sobre o equipamento. Em relação à radiografia e à foto, serão requeridas quando a avaliação esteja focada na escoliose. A foto da região dorsal é voluntária e a identificação do voluntário não será revelada. O menor de idade deverá descobrir unicamente as costas”**.

Para participar desta pesquisa, o responsável por você deverá autorizar e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido.

Você será esclarecida (o) em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se. O responsável por você poderá retirar o consentimento ou interromper a sua participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendida (o) pelo pesquisador que irá manter a sua identidade em sigilo.

A participação nesta pesquisa traz um Desconforto e Risco Mínimo para aos participantes, como desorientação ou sensação de instabilidade, isto pelo teste feito com os olhos fechados. O equipamento NÃO está conectado à rede elétrica e como tal, não apresenta risco de descarga elétrica ou perigo de tomar algum choque elétrico. Os resultados estarão à sua disposição quando finalizada a avaliação. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.

Caso o profissional da área da saúde e/ou os pesquisadores evidenciem alguma doença que precise de tratamento, serão providenciadas as informações básicas sobre a doença em questão, e você será acompanhada(o) e encaminhada(o) para o tratamento adequado ao tipo da doença da seguinte maneira a) contato direto com centro de saúde e/ou especialista na área, e b) acompanhamento durante processo de diagnóstico, tratamento e recuperação, garantindo uma assistência integral e gratuita caso seja necessário.

Você não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação. Fica, também, garantida indenização em casos de danos comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, por meio de decisão judicial ou extrajudicial.

Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 anos, e após esse tempo serão destruídos. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo e sua identidade não será revelada, atendendo a legislação brasileira (Resolução Nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

Eu, \_\_\_\_\_, portadora (or) do Documento de Identidade \_\_\_\_\_ **(se já tiver documento)**, fui informada (o) dos objetivos da presente pesquisa, de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento o meu responsável poderá modificar a decisão de participar se assim o desejar. Tendo o consentimento do meu responsável já assinado, declaro que concordo em participar dessa pesquisa.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias: uma via será arquivada pelo pesquisador responsável, e a outra será fornecida a você.

---

Assinatura do (a) menor

---

Assinatura do pesquisador

Em caso de dúvidas, pode entrar em contato com o pesquisador responsável, o orientador ou o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual Paulista UNESP, Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus de Presidente Prudente. O CEP é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos das pesquisas que, de uma forma ou de outra, envolvem seres humanos e as suas atribuições são de caráter consultivo, deliberativo e educativo.

Os dados de contato dos responsáveis mencionados anteriormente são:

**Pesquisador Responsável: Fabian Rodrigo Castro Forero - Tel.: (18) 99743-2458**

**E-mail [fcastro12@gmail.com](mailto:fcastro12@gmail.com)**

**Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho – Tel.: (18) 3743-1223**

**E-mail [carvalho.aparecido@gmail.com](mailto:carvalho.aparecido@gmail.com)**

**Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo**

**Vice-Cordenadora: Profa. Dra. Andreia Cristiane Silva Wiezzel**

**Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526**

**E-mail [cep@fct.unesp.br](mailto:cep@fct.unesp.br)**

Cidade: \_\_\_\_\_.

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ (DD/MM/YYYY).

## **ANEXO IV – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título da Pesquisa: **“AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS UTILIZANDO O BAROPODÔMETRO ELETRÔNICO”**

Nome do Pesquisador Responsável: **Fabian Rodrigo Castro Forero**

Nome dos Pesquisadores: **Edelvan Hellmann Zanella**  
**Josivaldo Godoy da Silva**  
**Marcelo Augusto Assunção Sanches**

Nome do Orientador: **Aparecido Augusto de Carvalho**

10. **Natureza da pesquisa:** A Sra (Sr.) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade efetuar medições da distribuição de forças na região plantar (pé) utilizando um Baropodômetro. O Baropodômetro é um equipamento que permite mensurar a força exercida pelos pés ao contato com o solo através de numerosos sensores. Os testes consistirão de análise de radiografia toraco-lombar; foto da região dorsal; avaliação postural e avaliação sobre o Baropodômetro. A radiografia e a foto serão requeridas quando a avaliação esteja focada na escoliose. A foto da região dorsal é voluntária e a sua identificação será preservada em sigilo. A Sra (Sr.) deverá descobrir unicamente a região dorsal do tronco inferior e superior. As informações coletadas serão gravadas no computador e os resultados serão analisados objetivando o desenvolvimento de uma nova metodologia para avaliação de diferentes patologias através do Baropodômetro.
11. **Participantes da pesquisa:** 500 Participantes. A população alvo será constituída por voluntários com diferentes graus de escoliose e diferentes faixas etárias, também como voluntários com possíveis patologias nos pés e em geral voluntários com problemas posturais, de estabilidade e de controle corporal.
12. **Envolvimento na pesquisa:** ao participar deste estudo a Sra (Sr.) permitirá que o pesquisador **Fabian Rodrigo Castro Forero** meça a distribuição de forças na região plantar. A Sra (Sr.) tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a Sra (Sr.). Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através dos dados de contato dispostos ao final deste documento.



13. **Sobre as entrevistas:** Na anamnese serão coletados dados de identificação da Sra (Sr.) e dados característicos da mesma (o) como lesões, atividade física, tratamentos fisioterapêuticos, etc. Igualmente, será explicada a natureza da pesquisa, os procedimentos a serem realizados durante a avaliação e as informações contidas neste documento.
14. **Riscos e desconforto:** a participação nesta pesquisa traz um desconforto e risco mínimo para aos participantes, como desorientação ou sensação de instabilidade. O equipamento NÃO está conectado à rede elétrica e como tal, não apresenta risco de descarga elétrica. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.
15. **Acompanhamento e assistência:** Caso o profissional da área da saúde e/ou os pesquisadores evidenciem alguma patologia que precise de tratamento, serão providenciadas as informações básicas sobre a patologia em questão, e você será acompanhada(o) e encaminhada(o) para o tratamento adequado ao tipo da doença da seguinte maneira a) contato direto com centro de saúde e/ou especialista na área, e b) acompanhamento durante processo de diagnóstico, tratamento e recuperação, garantindo uma assistência integral e gratuita caso seja necessário.
16. **Confidencialidade:** todas as informações pessoais coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados.
17. **Benefícios:** ao participar desta pesquisa a Sra (Sr.) não terá nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes sobre o sistema desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, onde o pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos.
18. **Custos da participação, ressarcimento e indenização por eventuais danos:** a Sra (Sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação. Fica, também, garantida indenização em casos de danos comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, por meio de decisão judicial ou extrajudicial.

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem: Confiro que recebi o termo de consentimento e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

Declaro que assinei duas vias deste termo, original e cópia, sendo uma delas retida pelo pesquisador responsável.

Obs: Não assine esse termo se ainda tiver dúvida a respeito.

**CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar da pesquisa.

---

Nome do Participante da Pesquisa

---

Assinatura do Participante da Pesquisa

---

Assinatura do Pesquisador

---

Assinatura do Orientador

Em caso de dúvidas, pode entrar em contato com o pesquisador responsável, o orientador ou o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNESP - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus de Presidente Prudente. O CEP é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos das pesquisas que, de uma forma ou de outra, envolvem seres humanos e as suas atribuições são de caráter consultivo, deliberativo e educativo.

Os dados de contato dos responsáveis mencionados anteriormente são:

**Pesquisador Responsável: Fabian Rodrigo Castro Forero - Tel.: (18) 99743-2458**

**E-mail [fcastro12@gmail.com](mailto:fcastro12@gmail.com)**

**Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho – Tel.: (18) 3743-1223**

**E-mail [carvalho.aparecido@gmail.com](mailto:carvalho.aparecido@gmail.com)**

**Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo**

**Vice-Coordenadora: Profa. Dra. Andreia Cristiane Silva Wiezzel**

**Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526**

**E-mail [cep@fct.unesp.br](mailto:cep@fct.unesp.br)**

Cidade: \_\_\_\_\_.

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ (DD/MM/YYYY).