



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

Faculdade de Engenharia

Campus de Ilha Solteira

FABIAN RODRIGO CASTRO FORERO

**APRIMORAMENTO DE UM BAROPODÔMETRO ELETRÔNICO E ANÁLISE DE
ESTABILIMETRIA EM VOLUNTÁRIOS COM ESCOLIOSE**

Ilha Solteira

24 de maio de 2016

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

FABIAN RODRIGO CASTRO FORERO

**APRIMORAMENTO DE UM BAROPODÔMETRO ELETRÔNICO E ANÁLISE DE
ESTABILOMETRIA EM VOLUNTÁRIOS COM ESCOLIOSE**

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

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Ilha Solteira

24 de maio de 2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

- C355a Castro, Fabian Rodrigo.
 Aprimoramento de um baropodômetro eletrônico e análise de
 estabiliometria em voluntários com escoliose / Fabian Rodrigo Castro. -- Ilha
 Solteira: [s.n.], 2016
 93 f. : il.
- Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
 Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Instrumentação Eletrônica,
 2016
- Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
 Inclui bibliografia
1. Baropodômetro. 2. Sensor resistivo. 3. Estabiliometria. 4. Distribuição de
 força. 5. Escoliose.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Aprimoramento de um Baropodômetro Eletrônico e Análise de Estabiliometria em Voluntários com Escoliose

AUTOR: FABIAN RODRIGO CASTRO FORERO

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. JOSIVALDO GODOY DA SILVA
Centro de Tecnologia / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Ilha Solteira, 30 de março de 2016

À minha família, mas especialmente aos meus pais:

Regulo Castro e Nubia Forero

pelo exemplo, dedicação e

amor que recebi.

Definitivamente à melhor irmã que tenho:

Lina Castro

E ao melhor sobrinho;

Sebastian Saavedra

Aos meus amigos.

Ofereço

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente aos meus pais, pela ajuda, compreensão e amor que recebi, mesmo na distância eles nunca deixaram de me socorrer e apoiar quando tudo parecia não dar certo.

A minha irmã que sempre com a maior alegria empenhou-se em me dar forças, ao meu sobrinho que sempre expressava a saudade do tio e me lembrava o valor da família. À família inteira, que nunca esqueceu de mim, sempre realizando orações pelo meu bem-estar, sempre apoiando e sempre torcendo.

A Angela pelo carinho, paciência e por todo incentivo que sempre demonstrou, pelas alegrias e gratos momentos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela confiança em mim, pela orientação, por me receber e me dar a oportunidade de trabalhar junto à maravilhosa família LIEB.

A família LIEB, em especial ao Ricardo T, Luiz, Renato, Mateus, Carol, ao professor Sanches e todos no laboratório com quem a gente trabalha e estão sempre dispostos a ajudar, compartilhando conhecimentos e experiências que garantem o crescimento pessoal e profissional.

Aos meus amigos Jorge, Camilo e Ronaldo que se converteram em família e com quem são compartilhadas alegrias, tristezas, vitórias e derrotas. Aos meus amigos na Colombia que sempre com boa energia me deram forças para continuar.

De um modo geral, a todos os que de uma ou outra forma compartilharam este sono de me formar como mestre e me tornar um melhor profissional.

RESUMO

O pé é o órgão base da sustentação do corpo humano que está constantemente submetido a esforços para garantir a estabilidade deste. Analisando-se a distribuição de força na região plantar de indivíduos, pode-se inferir a respeito de patologias nos pés, problemas posturais e de equilíbrio. O estudo da distribuição de força na região plantar é feito com o baropodômetro, um equipamento composto por sistemas de hardware e software. Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um baropodômetro implementado no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Elétrica, UNESP – Campus Ilha Solteira, constituído por 120 sensores resistivos, tipo *Force Sensing Resistor* (FSR), dispostos matricialmente em duas plataformas, e por circuitos de aquisição de dados, comunicação e interfaceamento. Com as informações obtidas, por meio do software é possível identificar deformidades na região plantar e locais desta região submetidos a forças elevadas. Foram feitos testes em um grupo de 30 voluntários com diferentes faixas etárias e diferentes graus de escoliose. Inicialmente os voluntários foram divididos em dois grupos, sendo que o grupo G2 (45-78 anos) apresentou valores de estabiliometria maiores quando comparados com o G1 (13-30 anos). De forma similar, foi segmentada a mesma população (N=30) em dois grupos, segundo o grau de escoliose, GrA (0-9°) e GrB (10-32°). O grupo GrB mostrou maiores valores de estabiliometria do que o GrA e foi possível determinar que quanto maior o grau de escoliose menor a dependência das variáveis de estabiliometria com a idade.

Palavras-chave: Baropodômetro. Distribuição de força. Sensor Resistivo. Escoliose. Estabiliometria.

ABSTRACT

The foot is the main support organ of the human body that is constantly subjected to efforts to ensure the stability of the body. Analyzing the distribution of force in the plantar region of individuals, it is possible to infer about feet pathologies, postural and balance problems, among others. The study of foot force distribution is made with the baropodometer, an equipment composed by hardware and software systems. This work describes the baropodometer developed at the Instrumentation and Biomedical Engineering Laboratory at the Department of Electrical Engineering, UNESP – Ilha Solteira, composed of 120 resistive sensors (Force Sensing Resistor - FSR) arranged in matrix on two platforms. Furthermore, acquisition and communication boards and software made in LabVIEW were developed. With the information obtained, with the software it is possible to identify deformities in the plantar region and sites of this region subjected to high forces. Tests in 30 volunteers with different ages and different scoliosis angles were made. Firstly, the volunteers were divided into two groups according to ages. The second group G2 (45-78 years old) had higher stabilometry values than first group G1 (13-30 years old). Secondly, the 30 volunteers were divided in two groups according scoliosis angles, GrA (0-9°) e GrB (10-32°). The GrB group showed higher stabilometry values than the GrA group, and it was possible to determine that the higher the degree of scoliosis the lower the dependency of stabilometry variables with the age.

Keywords: Baropodometer. Force Distribution. Resistive sensor. Scoliosis. Stabilometry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura da coluna vertebral normal e com escoliose.....	14
Figura 2 - Divisão das regiões do pé.....	15
Figura 3 - Arcos da abóbada plantar	16
Figura 4 - Pedigrafia.....	17
Figura 5 - Podoscópio	18
Figura 6 - Baropodômetro comercial Emed® da Novel.	19
Figura 7 - Equipamentos comerciais in-shoe. (a) F-Scan®, (b) pedar®.....	20
Figura 8 - Deslocamentos do Centro de Pressão.....	21
Figura 9 - Estatocinesigrama.....	22
Figura 10 - Estabilograma.	24
Figura 11 - Plataformas do equipamento desenvolvido.	29
Figura 12 - Baropodômetro desenvolvido.	30
Figura 13 - Baropodômetro desenvolvido junto com as plataformas de E.V.A.....	31
Figura 14 - Equipamento final para testes com pacientes.....	32
Figura 15 - Sensor FSR 400.....	33
Figura 16 - Esquema de construção do sensor FSR com domo de PVC.....	33
Figura 17 - Circuito de condicionamento de sinais recomendado pelo fabricante.....	34
Figura 18 - Tensão de saída em função da força aplicada e da resistência RM.	35
Figura 19 - Esquema geral do circuito implementado.	36
Figura 20 - Modo de leitura dos sensores FSR.	37
Figura 21 - Fluxograma de dados do dsPic.....	38
Figura 22 - Placa de conversão RS-232 para USB.	39
Figura 23 - Período de amostragem.....	40
Figura 24 - Tempos de processamento e transmissão de dados.....	41

Figura 25 - Placa de controle, aquisição e comunicação do baropodômetro.	42
Figura 26 - Base de calibração de sensores.	43
Figura 27 - Tela inicial do Baropodômetro LIEB.	44
Figura 28 - Ficha de cadastro do paciente.	45
Figura 29 - Interface de avaliação da distribuição de força na região plantar de pacientes.	46
Figura 30 - Fluxo operação no painel de controle do aplicativo em LabVIEW.	47
Figura 31 - Imagens tridimensionais geradas pelo aplicativo em LabView.	48
Figura 32 - Dados de estabiliometria.	49
Figura 33 - Estabiliometria aplicativo LabVIEW a) Estatocinesigrama, b) Estabilograma.	50
Figura 34 - Curvas de carregamento e descarregamento dos valores médios dos 120 sensores.	53
Figura 35 - Curva de calibração obtida para um sensor do equipamento.	53
Figura 36 - Calibração e distribuição de pesos em sensores com objetos rígidos. ...	54
Figura 37 - Calibração e distribuição de pesos em sensores com objetos não rígidos	55
Figura 38 - Plataformas com as capas de silicone.	56
Figura 39 - Cilindro de aço posicionado sobre um grupo de sensores.	57
Figura 40 - Distribuição de forças com pesos conhecidos. (a) Massa de 5,0kg sem materiais de amortização nem fatores de correção de altura, (b) Massa de 5,0kg com materiais de amortecimento e fatores de correção de altura.	58
Figura 41 - Distribuição de forças na região plantar de voluntários hemiplégicos, a) voluntário 1 , b) voluntário 2.	61

Figura 42 - Distribuição de forças na região plantar de voluntários hígidos, a)	
voluntário 1 , b) voluntário 2.	62
Figura 43 - Medição da distância de separação entre os pés.	63
Figura 44 - Valores médios e desvio padrão de dados de estabiliometria nos grupos	
G1 e G2.....	67
Figura 45 - Valores médios e desvio padrão de dados de estabiliometria nos grupos	
GrA e GrB.....	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados do centro de pressão dos voluntários hemiplégicos e hígidos.	60
Tabela 2 - Caracterização dos grupos amostrados segundo a idade.	64
Tabela 3 - Dados de estabiliometria do G1.	65
Tabela 4 - Dados de estabiliometria do G2.	66
Tabela 5 - Correlações do G1.	68
Tabela 6 - Correlações do G2.	69
Tabela 7 - Caracterização dos grupos amostrados segundo o grau de escoliose. .	71
Tabela 8 - Dados médios de estabiliometria do GrA.	72
Tabela 9 - Dados médios de estabiliometria do GrB.	73
Tabela 10 - Correlações do GrA.....	75
Tabela 11 - Correlações do GrB.....	76
Tabela 12 - Correlações do grupo de voluntários.....	77

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	ABÓBADA PLANTAR.....	14
1.2	MÉTODOS E EQUIPAMENTOS TRADICIONAIS DE MEDIÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE FORÇAS NA REGIÃO PLANTAR.....	17
1.3	CENTRO DE PRESSÃO	20
1.3.1	Estatocinesigrama	22
1.3.2	Estabilograma.....	24
1.4	REQUISITOS PARA INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO	25
1.5	SENSORES PARA MEDIÇÃO DE FORÇAS NA REGIÃO PLANTAR	26
1.5.1	Extensômetro	26
1.5.2	Sensor Capacitivo	26
1.5.3	Sensor FSR	27
1.6	OBJETIVO GERAL.....	27
1.7	ESTRUTURA DO TRABALHO	27
2	MATERIAIS E MÉTODOS	29
2.1	O EQUIPAMENTO	29
2.2	SENSOR FSR	32
2.3	CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS E DE INTERFACEAMENTO.....	34

2.4	CALIBRAÇÃO DO EQUIPAMENTO.....	42
3	INTERFACEAMENTO DE DADOS.....	44
4	RESULTADOS OBTIDOS.....	52
4.1	EQUIPAMENTO DESENVOLVIDO	52
4.2	CALIBRAÇÃO DOS SENSORES.....	52
4.3	RESULTADOS COM MASSAS CONHECIDAS	56
4.4	RESULTADOS COM VOLUNTÁRIOS	59
4.4.1	Avaliações Estáticas.....	59
4.4.2	Avaliações Dinâmicas	63
5	CONCLUSÃO	78
	REFERÊNCIAS	81
	ANEXO A – PROGRAMA dsPIC	86
	ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO	90

1 INTRODUÇÃO

O homem pode ser considerado como uma máquina viva, possuindo diferentes e complexos sistemas (muscular, ósseo, nervoso, etc), que interligados fornecem ao corpo, equilíbrio e estabilidade. É importante saber como o corpo se move e como é a interação do mesmo com a superfície externa (LIPPERT, 2003).

O pé é a parte final de uma corrente cinemática na locomoção humana. Em posição ortostática, o pé ajuda na delicada atividade muscular e óssea necessária para manter o equilíbrio. Possui duas funções, atuar passivamente como amortecedor de impactos no caminhar ou correr, e transferir ativamente as forças internas produzidas pelos músculos ao contato com o solo (ROSENBAUM; BECKER, 1997).

A distribuição de forças na região plantar de cada indivíduo pode fornecer informação valiosa para profissionais da saúde, uma vez que estas forças são um parâmetro crítico para a avaliação de patologias nos pés (pé valgo, pé varo, pé plano, pé cavo, etc), permitindo a compreensão do seu funcionamento ao realizar atividades funcionais como caminhar e correr (HARRISON; FOLLAND, 1997). A informação obtida após a avaliação permite, além de diagnosticar pacientes, avaliar a eficiência dos tratamentos.

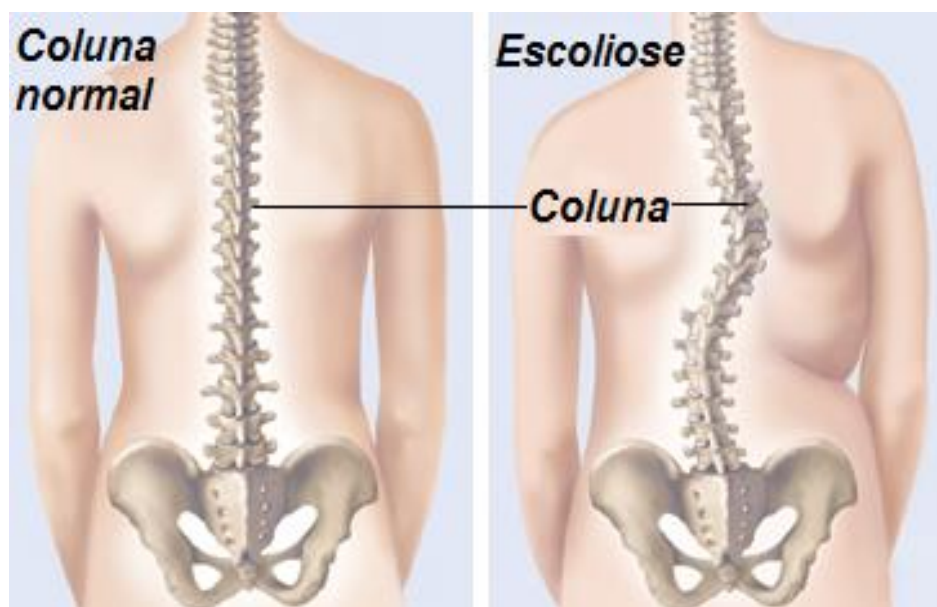
De forma similar, Manfio (1991) afirma que o pé é o órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo. As primeiras preocupações dos terapeutas e médicos, nos tratamentos da reeducação estática, devem ser com este órgão, uma vez que variações na base ou na estática do corpo, normalmente ocasionam desvios na postura que podem gerar problemas complexos no futuro.

Assim, realizar um processo simples como caminhar, com uma postura errada, pode gerar problemas fisiológicos como fadiga de músculos e articulações, causando distúrbios vertebrais (PARK et al., 2008). Estes distúrbios vertebrais podem causar escoliose, definida como uma deformidade tridimensional da coluna vertebral, caracterizada por alterações geométricas na cavidade torácica (DE SANTIAGO; REIS et al., 2013).

A escoliose é caracterizada por desvios laterais no plano frontal, rotação vertebral no plano axial e lordoses no plano sagital (ABREU et al., 2012). Como é possível visualizar na Figura 1, quando um sujeito tem escoliose, a posição natural da

coluna vertebral é modificada, alterando o centro de massa e ocasionando uma menor estabilidade e controle postural, além de oscilações corporais como mostrado por Zabjek et al., (2008) e De Santiago et al. (2013).

Figura 1 - Estrutura da coluna vertebral normal e com escoliose.



Fonte: Costa e Soares (2014).

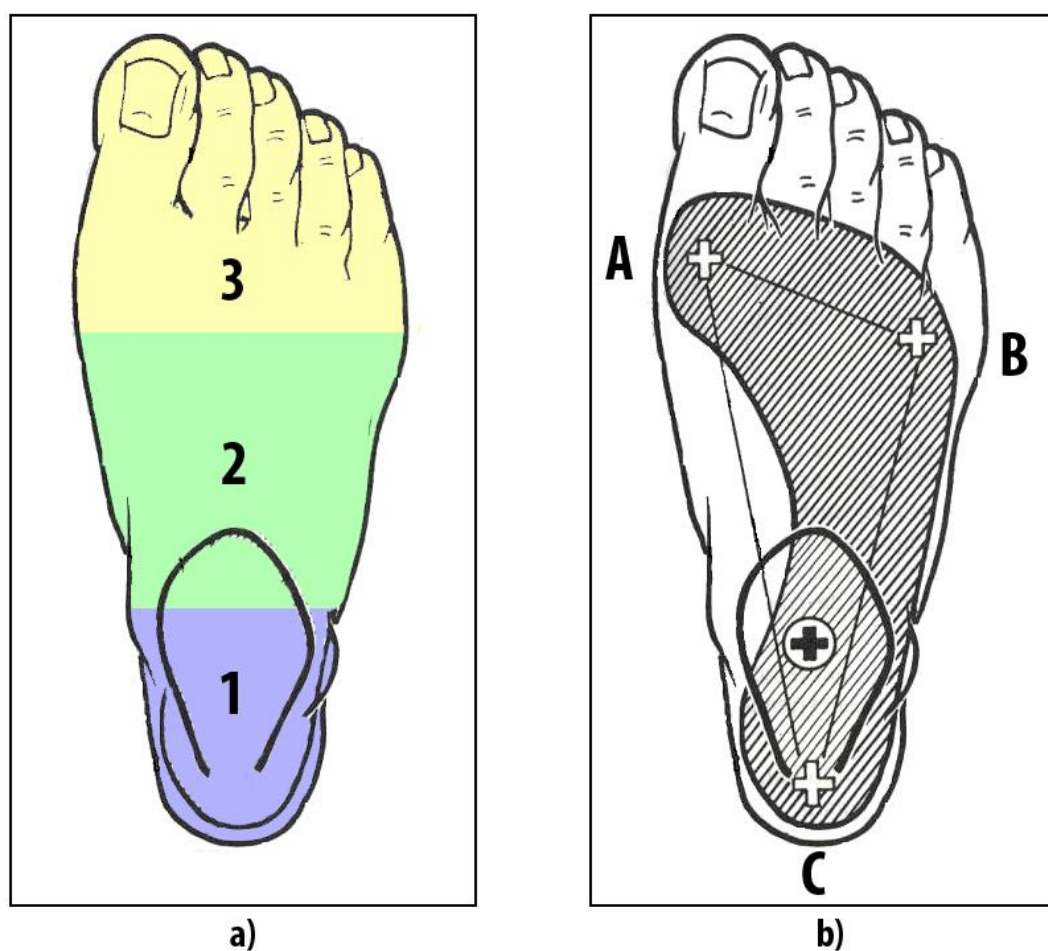
Além disso, as medições de força na região plantar têm sido utilizadas para entender e avaliar o funcionamento fisiológico de pacientes nas diferentes faixas etárias na busca por uma melhor qualidade de vida (COUSINS; MORRISON; DRECHSLER, 2012). Com o decorrer dos anos, há um declínio inevitável das funções associadas ao equilíbrio. Segundo Silva, et al. (2008) estima-se que um terço da população acima de 65 anos sofre quedas a cada ano.

1.1 ABÓBADA PLANTAR

A abóbada plantar é composta por elementos ósseos, ligamentares e musculares. Esta estrutura é uma área de contato direto com o solo e de interação do corpo humano com a superfície externa. A abóbada deve funcionar como amortecedor de impactos e se adaptar às diferentes condições do terreno, transferindo ao solo, os esforços e peso do corpo, garantindo sua estabilidade (KAPANDJI, 1990; LIPPERT, 2003).

Para interpretar as alterações no apoio plantar, os pés são geralmente divididos em três regiões distintas, como apresentado na Figura 2a: região posterior (1), composta do tálus e do calcâneo que ao caminhar é a primeira parte que entra em contato com o solo; região do médio pé (2), que representa os apoios exercidos, geralmente, pela parte externa do arco do pé e fornece estabilidade ao pé à medida que transmite os esforços ao solo; região anterior do pé (3), que representa os apoios exercidos principalmente pelas cabeças dos cinco metatarsos e das falanges. Esta parte se adapta ao nível do solo para garantir estabilidade e é a última parte que faz contato com o solo ao caminhar (KAPANDJI, 1990; LIPPERT, 2003).

Figura 2 - Divisão das regiões do pé.

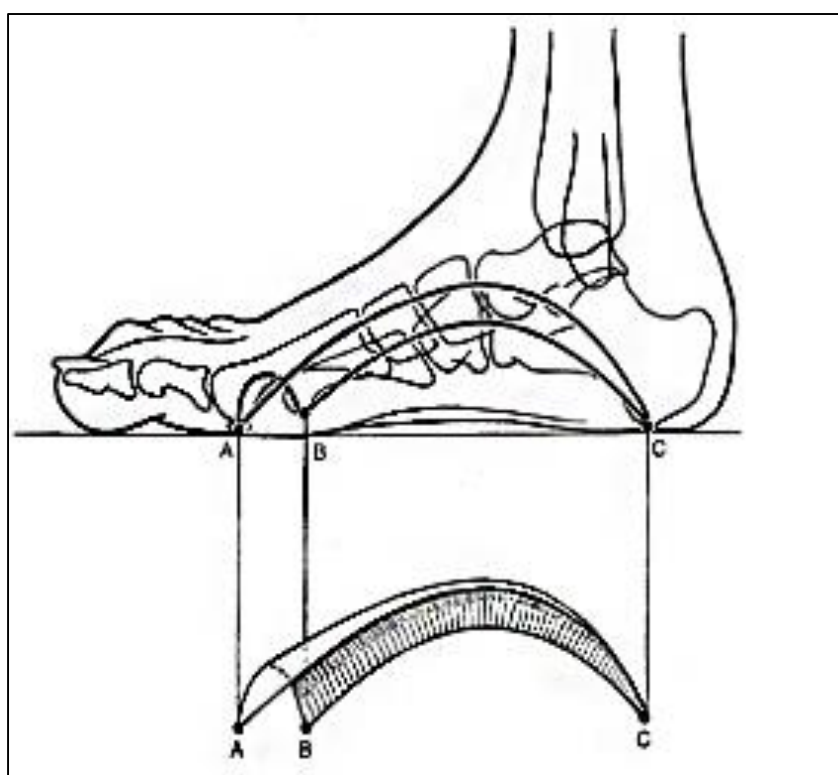


Fonte: Adaptado de Kapandji (1990).

Kapandji (1990) explica a fisionomia do pé e a interação deste com o solo. O autor evidencia, por exemplo, a forma com a qual o pé apoia-se no solo através de três pontos principais chamados de A, B e C, Figura 2b, dispostos como os vértices

de um triângulo que cobre a superfície do pé. Estes pontos estão conectados por arcos permitindo ao pé se adaptar às mudanças de terreno e absorver os impactos produzidos pela movimentação do corpo humano sobre a sua base de sustentação. Os arcos são o longitudinal lateral, do ponto B para o C, o longitudinal medial, do ponto A para o C, e o transverso, do ponto A para o B (vide Figura 3). As curvaturas destes arcos afetam diretamente a forma como o pé se apoia sobre o plano horizontal, o que pode gerar deformidades no membro inferior tais como pé plano ou pé cavo (KAPANDJI, 1990; LIPPERT, 2003).

Figura 3 - Arcos da abóbada plantar



Fonte: Kapandji (1990)

Segundo Mohammed et al. (2013) e Kapandji (1990), a distribuição do peso ou distribuição das cargas na região plantar de uma pessoa sem deformidades nos pés ocorre da seguinte forma: região do calcâneo 40-50% do peso, região média do pé 10-20%, e na região dos metatarsos e falanges 30-40%.

1.2 MÉTODOS E EQUIPAMENTOS TRADICIONAIS DE MEDIÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE FORÇAS NA REGIÃO PLANTAR

Tradicionalmente o exame de descarga de peso nos pés tem sido avaliado de forma subjetiva, uma vez que o resultado depende inteiramente dos conhecimentos e julgamento do avaliador.

As primeiras avaliações eram feitas pintando a sola dos pés dos pacientes, para pisarem sobre folhas de papel, fazendo como uma fotocópia do pé. Em função da quantidade e intensidade da tinta transferida ao papel, é possível determinar as regiões do pé que estão sendo submetidas a maiores esforços, além de permitir detectar deformidades nos membros inferiores, vide Figura 4. Esta técnica é conhecida como pedigrafia e pelo seu baixo custo é a mais utilizada entre os profissionais da área da saúde.

Figura 4 - Pedigrafia.



Fonte: Tubesalud (2011).

Outro método para avaliação da distribuição de força na região plantar é por meio de um podoscópio, equipamento feito de material acrílico e espelhos que possibilita ao avaliador visualizar a interação do pé com uma superfície plana, como apresentado na Figura 5. No entanto, o podoscópio é um equipamento que depende de uma avaliação subjetiva, uma vez que não quantifica medida alguma do paciente.

Figura 5 - Podoscópio

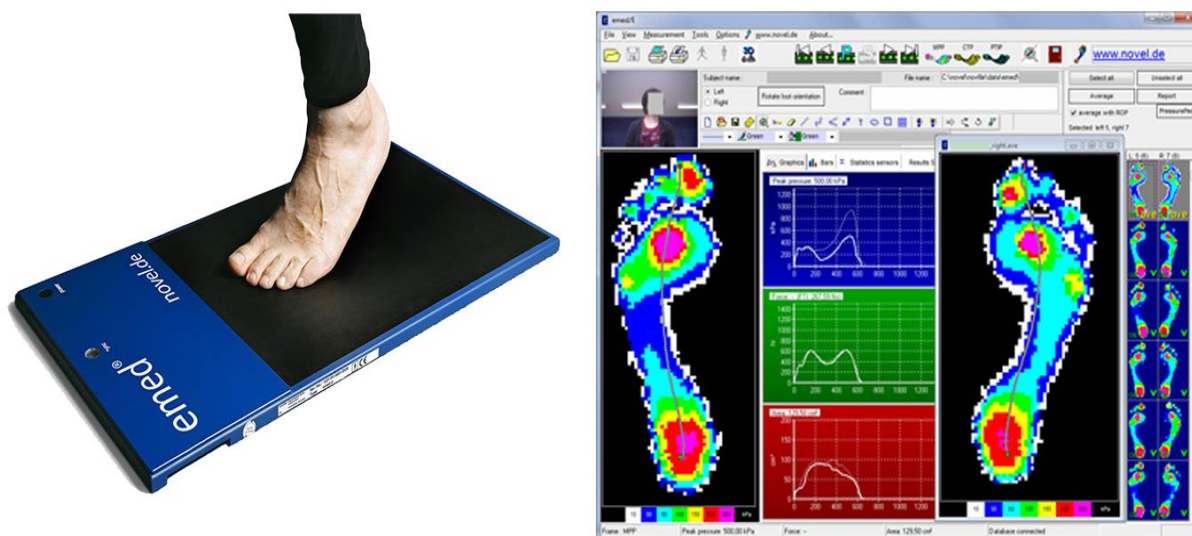


Fonte: Chinesport (2015)

Os dois métodos citados são altamente utilizados nos principais centros de atendimento à saúde, uma vez que são técnicas de baixo custo (no caso da pedigrafia) ou de fácil aquisição por grandes estabelecimentos (podoscópio); entretanto, estes são métodos subjetivos e dependentes do julgamento do avaliador.

Visando obter exames objetivos, qualitativos e quantificados, foram desenvolvidos equipamentos denominados de baropodômetros, que apresentam custo elevado, como, por exemplo o da NOVEL (NOVEL, 2015), mostrado na Figura 6. O pacote mais básico custa aproximadamente 20.000 euros (R\$ 90.000,00) tornando sua aquisição inviável para a maioria das instituições de saúde brasileira.

Figura 6 - Baropodômetro comercial Emed® da Novel.



Fonte: Novel (2015).

O baropodômetro é um aparelho constituído principalmente por sensores de pressão ou força, sendo utilizado para medir a distribuição pressórica estática durante a posição ortostática e para analisar comportamentos dinâmicos durante a marcha. Com ele, pode-se analisar diversos parâmetros, como a assimetria de descarga de peso nas regiões plantares, os deslocamentos e oscilações do centro de pressão dos pés, entre outros (ESTREMOTE, 2010; FREITAS, 2008).

Além de plataformas fixas sobre o solo como as apresentadas anteriormente, existem equipamentos desenvolvidos para a análise de forças em ambientes dinâmicos como equipamentos portáteis, localizados diretamente no calçado do paciente. Inúmeras pesquisas têm sido desenvolvidas nesta área; entretanto, as tecnologias e sensores utilizados são similares aos encontrados nos equipamentos fixos. Na Figura 7 são apresentados equipamentos comerciais *in-shoe*, sendo a Figura 7a o equipamento F-Skan® da Tekscan (2015) e a Figura 7b o equipamento pedar® da Novel (2015).

Figura 7 - Equipamentos comerciais *in-shoe*. (a) F-Scan®, (b) pedar®.



Fonte: Tekscan (2015) e Novel (2015)

1.3 CENTRO DE PRESSÃO

As forças verticais na região plantar geram o chamado Centro de Pressão (COP) (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 1995).

Segundo Tai, Nam e Min (1999) e Lafond, Duarte e Prince (2004), o COP pode ser calculado a partir de plataformas de força e matematicamente como:

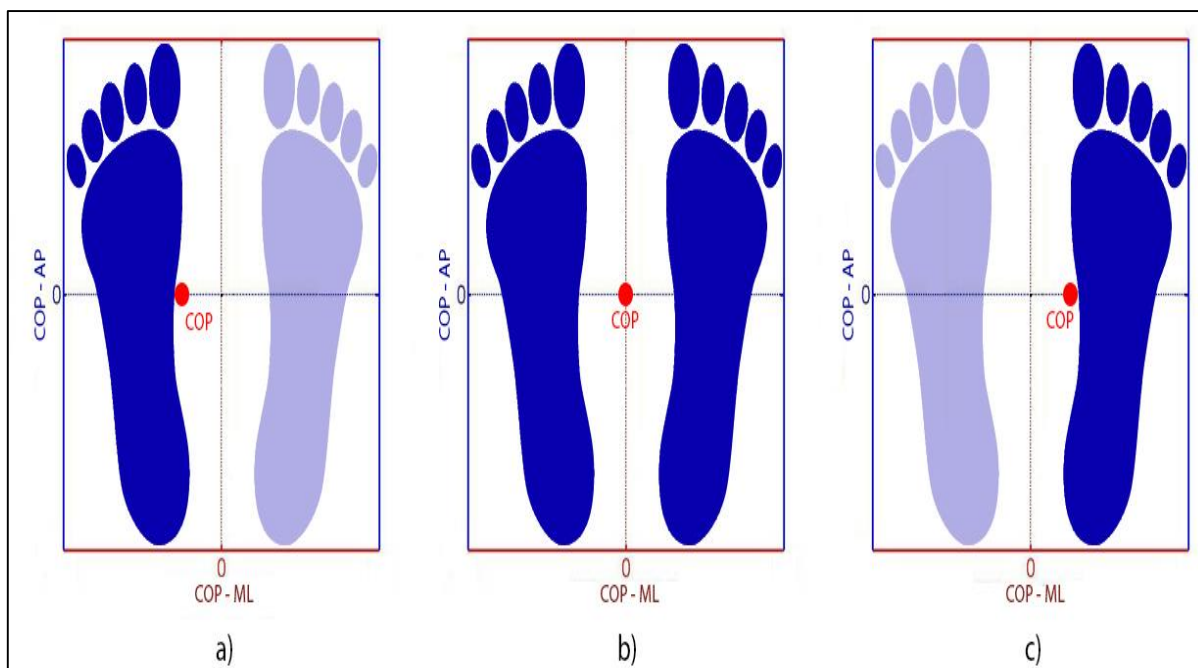
$$COP(x, y) = (COPX, COPY) = \left(\frac{\sum_{i=0}^N (F_i * x_i)}{\sum_{i=0}^N F_i}, \frac{\sum_{i=0}^N (F_i * y_i)}{\sum_{i=0}^N F_i} \right) \quad (1)$$

sendo x_i a coordenada do sensor no eixo X, y_i a coordenada do sensor no eixo Y, F_i a força exercida sobre cada sensor e N a quantidade de sensores.

Na Figura 8 é apresentado um exemplo, possibilitando identificar com maior clareza o conceito de Centro de Pressão (COP). Considere que as áreas mais escuras das figuras representam a força exercida pela região plantar de uma pessoa sobre uma área definida; no caso da Figura 8a, a pessoa exerce maior pressão com o pé esquerdo, assim, o COP identificado com o ponto vermelho encontra-se deslocado à esquerda sobre o eixo horizontal. Se a pessoa exerce a mesma pressão nos dois pés,

o COP vai ficar na origem como apresentado na Figura 8b. Já no caso da Figura 8c, a pessoa exerce maior pressão com o pé direito deslocando o COP na mesma direção.

Figura 8 - Deslocamentos do Centro de Pressão.



Fonte: Dados do próprio autor.

O estudo do comportamento do COP é chamado de establiometria. Devido às oscilações próprias do corpo para se manter na posição ortostática e junto com as forças internas (por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração), é gerado um deslocamento do COP quase imperceptível ao olho humano; assim, são utilizados equipamentos especializados para mensurar o deslocamento do COP, como plataformas de força e até equipamentos de entretenimento como o *Wii Balance Board* (LEAL et al., 2015).

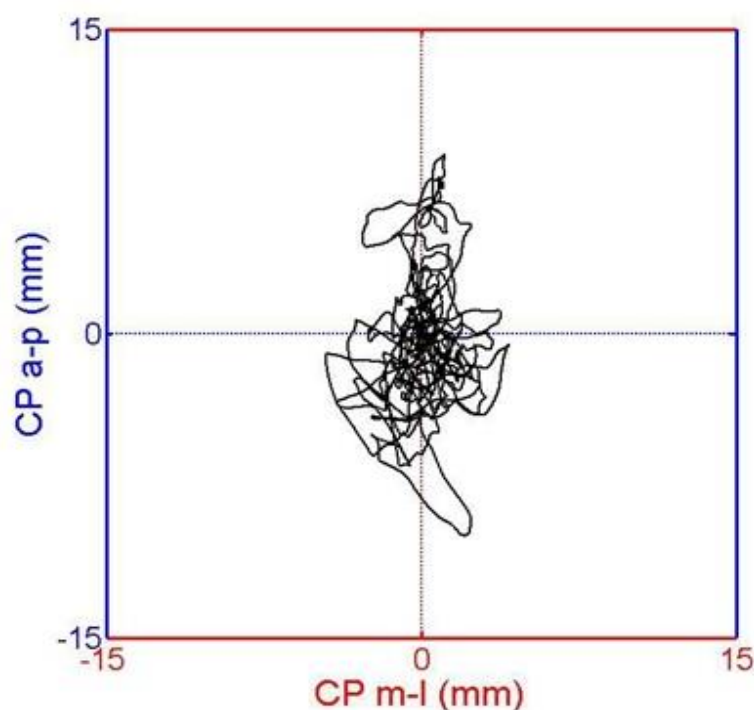
Para a análise do COP, é preciso descompô-lo em duas componentes ou direções, chamadas de médio-lateral (ML), normalmente o eixo X e anterior-posterior (AP), normalmente o eixo Y.

O estudo de establiometria é feito utilizando-se dois métodos gráficos, o estatocinesigrama e o establograma (DUARTE; FREITAS, 2010).

1.3.1 Estatocinesigrama

O estatocinesigrama é o gráfico que apresenta o deslocamento do COP no plano AP vs ML, Figura 9. Neste gráfico é possível, além de visualizar o deslocamento do COP, encontrar o tamanho do deslocamento total, valores máximos e mínimos nas direções AP e ML, entre outros (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002).

Figura 9 - Estatocinesigrama.



Fonte: Duarte e Freitas (2010).

Alguns dos dados que podem ser determinados em função da informação obtida do estatocinesigrama são:

1.3.1.1 Deslocamento da Oscilação Total

O deslocamento da oscilação total (DOT), refere-se ao tamanho ou comprimento total da trajetória do COP nas direções AP e ML (DUARTE e FREITAS, 2010). Para calcular o DOT, utiliza-se o teorema de Pitágoras para calcular a distância entre dois pontos no plano cartesiano.

$$DOT = \sum_{i=0}^{M-1} \sqrt{(COPX_{i+1} - COPX_i)^2 + (COPY_{i+1} - COPY_i)^2} \quad (2)$$

sendo M o número total de amostras.

É possível achar os deslocamentos em cada direção (ML e AP), utilizando a equação (2) e separando a direção de interesse como segue:

$$DOT_{ML} = \sum_{i=0}^{M-1} |COPX_{i+1} - COPX_i| \quad (3)$$

$$DOT_{AP} = \sum_{i=0}^{M-1} |COPY_{i+1} - COPY_i| \quad (4)$$

1.3.1.2 Velocidade Média Total

A velocidade média total (VMT) é a velocidade de deslocamento do COP. Toda vez que for obtido o Deslocamento da Oscilação Total (DOT), é possível obter a velocidade de deslocamento quando conhecido o tempo do procedimento, ou a frequência de amostragem e a quantidade de amostras obtidas (DUARTE; FREITAS, 2010). Utiliza-se o mesmo princípio para obter as velocidades de deslocamento nas direções ML e AP.

$$VMT = \frac{f * DOT}{M - 1} = \frac{f * \sum_{i=0}^{M-1} \sqrt{(COPX_{i+1} - COPX_i)^2 + (COPY_{i+1} - COPY_i)^2}}{M - 1} \quad (5)$$

$$VMT_{ML} = \frac{f * DOT_{ML}}{M - 1} = \frac{f * \sum_{i=0}^{M-1} |COPX_{i+1} - COPX_i|}{M - 1} \quad (6)$$

$$VMT_{AP} = \frac{f * DOT_{AP}}{M - 1} = \frac{f * \sum_{i=0}^{M-1} |COPY_{i+1} - COPY_i|}{M - 1} \quad (7)$$

sendo f a frequência de amostragem e M o número total de amostras.

1.3.1.3 Amplitude do Deslocamento

Outro fator relacionado na literatura é a amplitude do deslocamento (AD), que é a maior distância do deslocamento, encontrada entre o valor máximo e o valor mínimo nas duas direções (DUARTE; FREITAS, 2010).

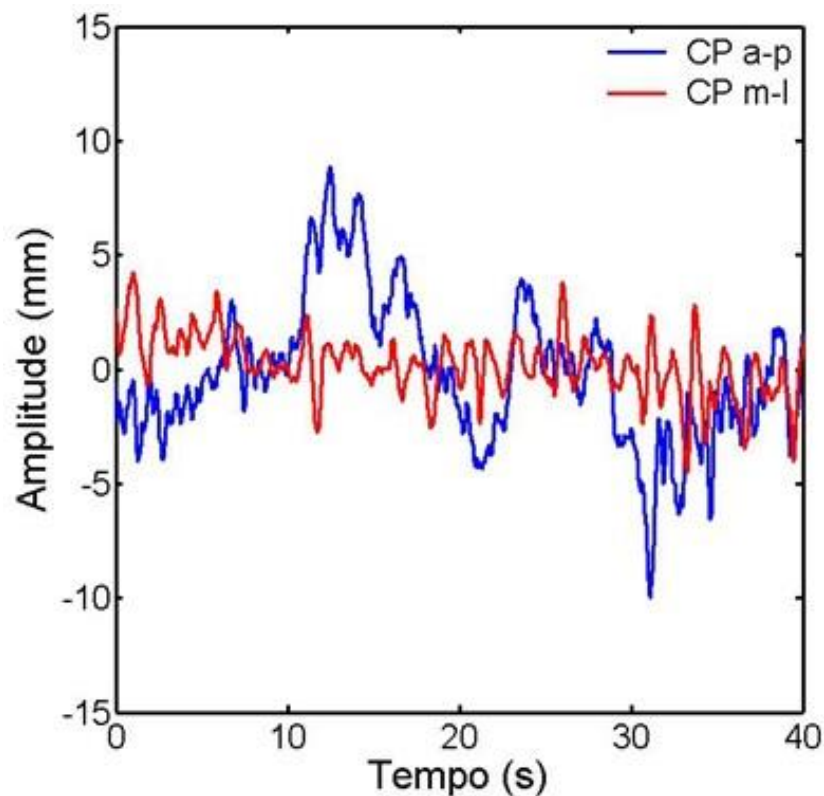
$$AD_{ML} = \max(COPX) - \min(COPX) \quad (8)$$

$$AD_{AP} = \max(COPY) - \min(COPY) \quad (9)$$

1.3.2 Estabilograma

O estabilograma é a representação gráfica do deslocamento do COP nas duas direções AP e ML, em função do tempo, como pode ser visualizado na Figura 10.

Figura 10 - Estabilograma.



Fonte: Duarte e Freitas (2010)

1.3.2.1 Root Mean Square

Os sinais representados no establiograma são em função do tempo e com período fixo, é possível achar os valores eficazes (RMS) de cada sinal, na respectiva direção (AP e ML) (DUARTE; FREITAS, 2010).

$$RMS_{ML} = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^M COPX_i^2}{M}} \quad (10)$$

$$RMS_{AP} = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^M COPY_i^2}{M}} \quad (11)$$

sendo M o número total de amostras.

1.4 REQUISITOS PARA INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO

Segundo Urry (1999), o desenvolvimento de um equipamento capaz de medir a distribuição de peso na região plantar deve considerar, resumidamente, algumas das seguintes características:

- Utilizar unidades em conformidade com as definidas no SI;
- Possuir um sensor de força que trabalhe o mais próximo possível do ideal, respondendo de maneira idêntica para duas forças iguais, independentemente da área sobre a qual a força é aplicada ou o ponto de aplicação da força;
- O tamanho e o posicionamento do sensor devem ser selecionados cuidadosamente, pois influenciam na determinação correta de picos de força;
- Deve-se considerar a resposta dinâmica dos transdutores, uma vez que a frequência natural e o amortecimento característico do sensor podem causar uma distorção da amplitude e/ou atrasos na determinação da força aplicada;
- Um sinal elétrico como resposta do sensor à aplicação de força é desejável, principalmente por permitir o processamento, armazenamento, análise e exibição da medida obtida.

1.5 SENSORES PARA MEDIÇÃO DE FORÇAS NA REGIÃO PLANTAR

Os equipamentos atuais para medição de forças na região plantar estão divididos em dois grupos. O primeiro grupo tem os equipamentos fixos com áreas determinadas, como baropodômetros, podoscópios digitais e plataformas de força. O segundo grupo está voltado para os equipamentos portáteis e muitas vezes chamados de *in-shoe*, uma vez que o equipamento é localizado principalmente no interior do calçado. No entanto, os dois grupos dependem e baseiam seu funcionamento nos sensores utilizados. A seleção dos sensores é o fator principal para o desenvolvimento do projeto (WANG; LIU; CHEN, 2009).

Razak, Zayegh et al. (2012), mencionam que os sensores para medir a distribuição de força na região plantar devem apresentar as seguintes características: resposta linear, pequena histerese, baixa sensibilidade à temperatura, faixa de força adequada para suportar os esforços aos quais vai ser submetido; área ativa não menor que 5mm x 5mm, frequência de operação em função das especificações do projeto, sendo que para análises estáticas a frequência pode ser baixa quando comparada com as frequências para análises dinâmicas, que podem variar entre 20Hz e 200Hz.

A seguir, são apresentados os sensores mais utilizados para medição de forças na região plantar.

1.5.1 Extensômetro

No Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) da UNESP-Ilha Solteira, foi implementado um baropodômetro com 48 células de carga e instrumentadas com extensômetros (FREITAS et al., 2008). No entanto, estes sensores são pouco utilizados devido ao elevado custo.

1.5.2 Sensor Capacitivo

O sensor capacitivo é construído com duas placas condutoras carregadas eletricamente e separadas por um material dielétrico. Ao ser aplicada pressão sobre o sensor, a distância entre as placas fica menor fazendo com que a tensão no sensor

mude proporcionalmente com a força exercida (RAZAK et al., 2012). Estes sensores são utilizados em plataformas comerciais como a Emed® (NOVEL, 2015).

1.5.3 Sensor FSR

O sensor *Force Sensing Resistor* (FSR) é um dispositivo polimérico que apresenta diminuição da resistência elétrica quando se aplica uma força mecânica sobre a sua área ativa. Este é um sensor muito difundido, utilizado em plataformas comerciais como a MatScan® (TEKSCAN, 2015). Além disso, é o sensor que apresenta o menor custo em relação aos apresentados neste capítulo, e amplamente utilizado por sua robustez e simplicidade.

1.6 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho foi aprimorar o baropodômetro desenvolvido por Urban (2015), no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da UNESP, cuja maior limitação é não ser apto para realizar avaliações dinâmicas. As alterações realizadas no baropodômetro implementado por Urban (2015), possibilitam que o equipamento realize avaliações dinâmicas e análise de establiometria em voluntários, descritas neste trabalho.

1.7 ESTRUTURA DO TRABALHO

Neste capítulo, foram apresentados os conhecimentos básicos necessários para o desenvolvimento de um equipamento de medição de forças na região plantar.

No Capítulo 2, serão apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento e aprimoramento do baropodômetro LIEB.

No Capítulo 3 descreve-se o desenvolvimento de um aplicativo, em LabVIEW, para o baropodômetro e as condições gerais de seu funcionamento.

No Capítulo 4, serão apresentados os resultados e discussões relacionados às medições da distribuição de força efetuadas com o baropodômetro, inicialmente com massas conhecidas, que servem para calibrar e avaliar o equipamento, e depois com voluntários, de várias faixas etárias, que apresentam diferentes graus de escoliose.

No Capítulo 5, são apresentadas as principais conclusões deste trabalho e as sugestões de trabalhos futuros.

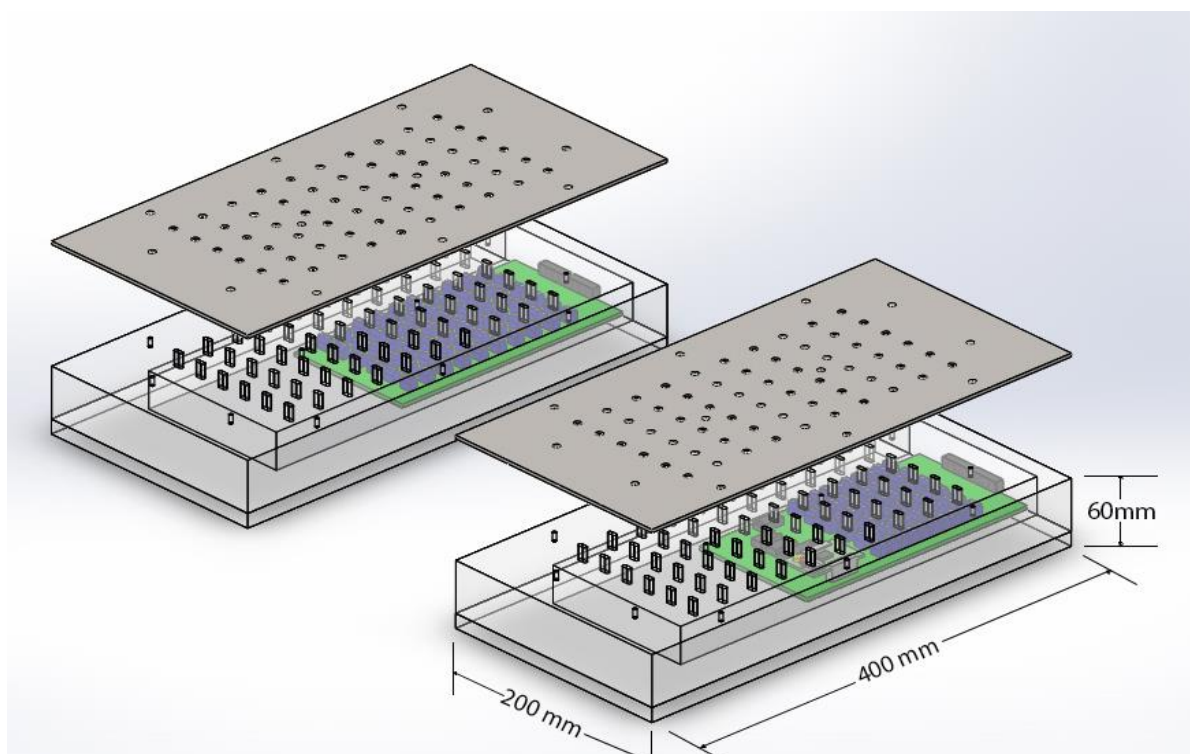
2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 O EQUIPAMENTO

O equipamento implementado possui duas plataformas feitas de policarbonato e alurevest. As dimensões das plataformas são 200 mm de largura, 400 mm de comprimento e 60 mm de altura. É possível realizar avaliações em pacientes com números de calçado até 42 (segundo os gabaritos da empresa Podaly).

Os sensores, em um total de 120, foram dispostos matricialmente em 10 linhas e 6 colunas, em 2 plataformas, conforme mostrado na Figura 11. Os circuitos de condicionamento de sinais, aquisição de dados e de interfaceamento foram alojados no interior das plataformas, tornando o equipamento portátil e robusto.

Figura 11 - Plataformas do equipamento desenvolvido.

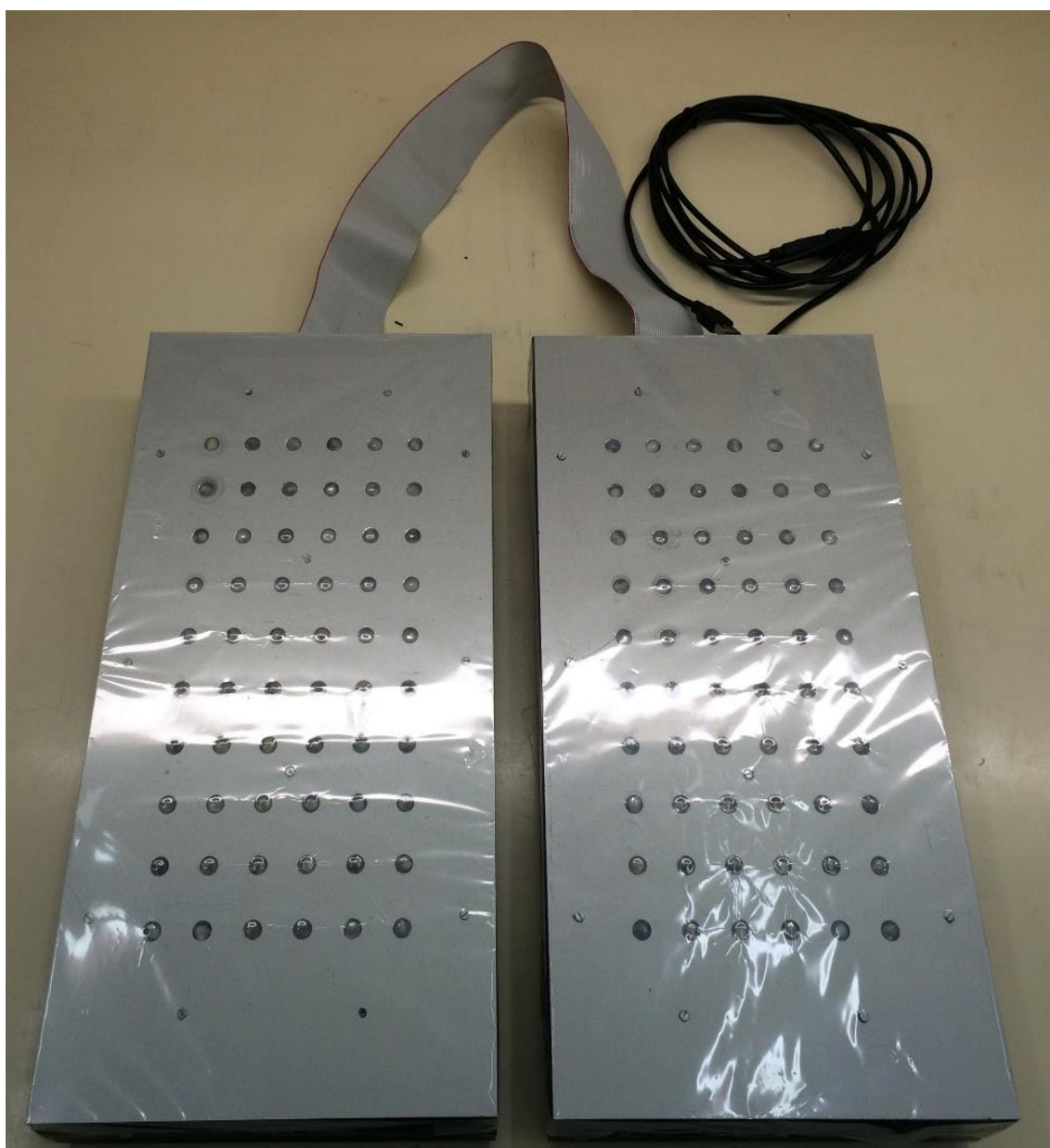


Fonte: Dados do próprio autor.

A massa total do equipamento é 8,5 kg. Não há necessidade de baterias ou fonte de alimentação externa, uma vez que a energia é fornecida pela porta USB do computador através da placa de comunicação que possui o chip FT232.

As duas plataformas implementadas, conectadas por meio de um cabo *ribbon* de 40 fios não apresentam excesso de componentes externos que possam deixar os indivíduos temerosos em relação à segurança do equipamento. Uma foto do equipamento é apresentada na Figura 12.

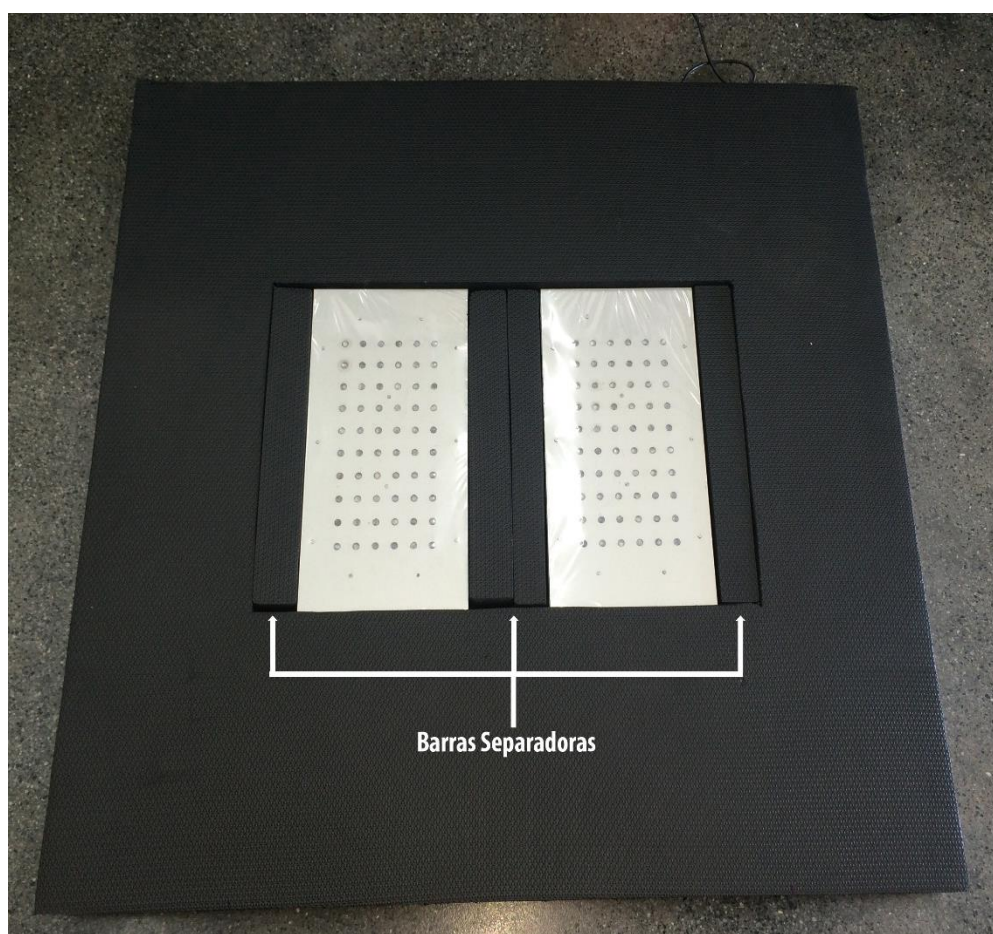
Figura 12 - Baropodômetro desenvolvido.



Fonte: Dados do próprio autor.

Visando dar o maior conforto e proteção ao paciente, as plataformas do equipamento foram inseridas em uma estrutura de E.V.A. (Estrutura Vinílica Acetinada, sendo Ethylene Vinyl Acetate o seu nome científico) conforme pode ser visualizado na foto da Figura 13. Como as pessoas mantêm diferentes distância entre os pés, quando na posição ortostática, são utilizadas barras separadoras de EVA para definir a distância das plataformas, além de garantir a estabilidade e segurança ao paciente sobre o equipamento.

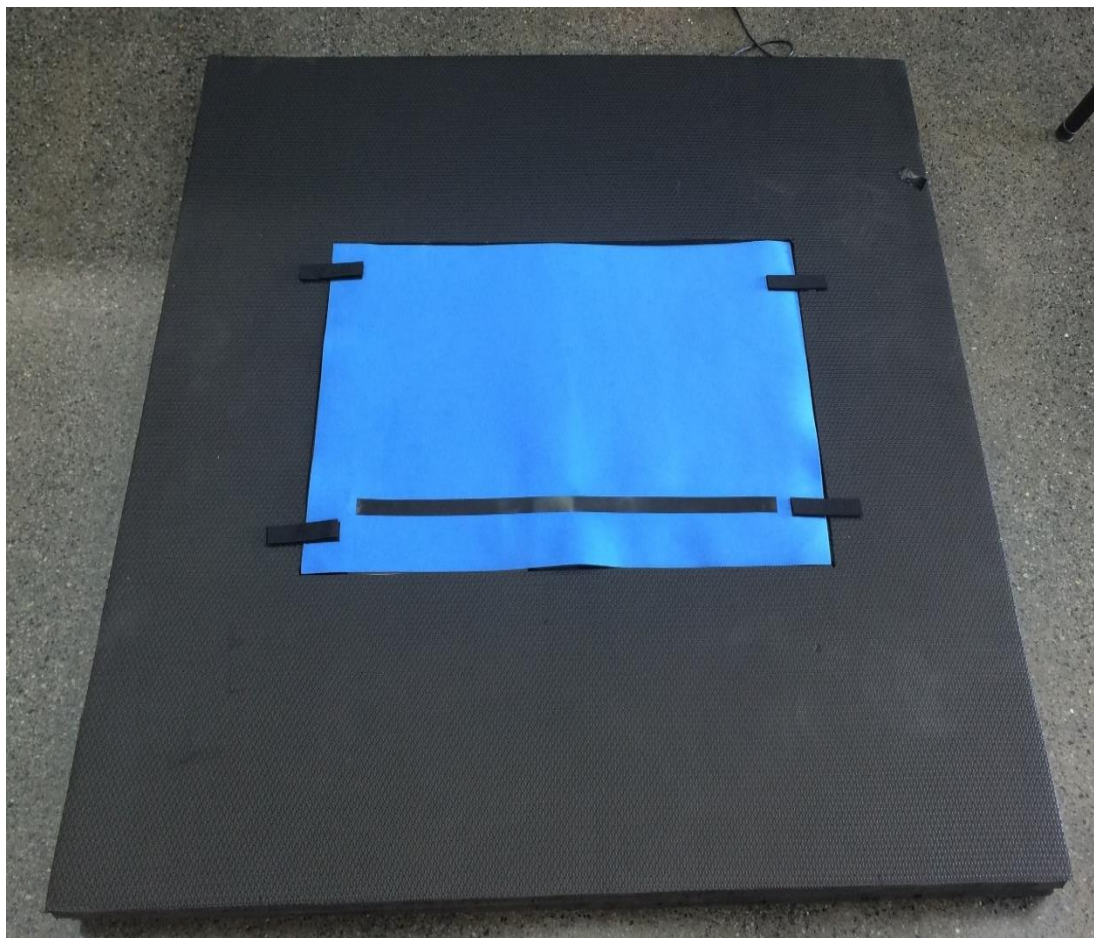
Figura 13 - Baropodômetro desenvolvido junto com as plataformas de E.V.A.



Fonte: Dados do próprio autor.

Além disso, utiliza-se uma película de EVA para cobrir as plataformas, preservando a higiene do equipamento. Na Figura 14 mostra-se uma foto da estrutura que foi utilizada para a realização das medições com os voluntários.

Figura 14 - Equipamento final para testes com pacientes.

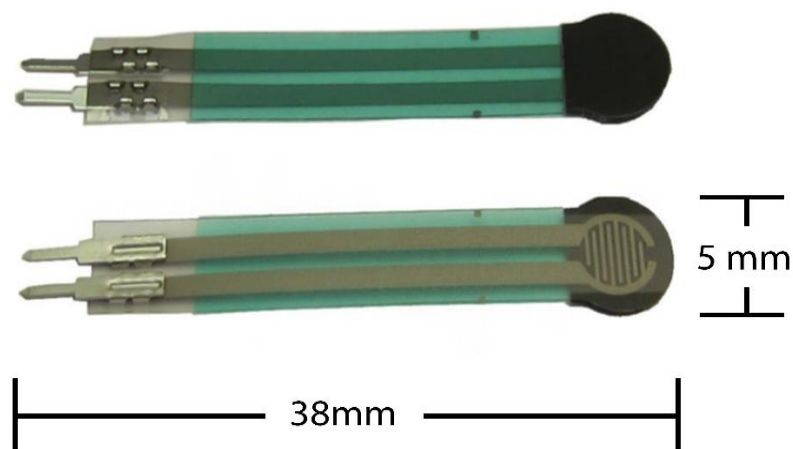


Fonte: Dados do próprio autor.

2.2 SENSOR FSR

Escolheu-se o sensor FSR 400 da Interlink Electronics (INTERLINK ELECTRONICS, 2015). Na Figura 15, é apresentada uma foto do sensor FSR400 disponibilizada pelo fabricante.

Figura 15 - Sensor FSR 400

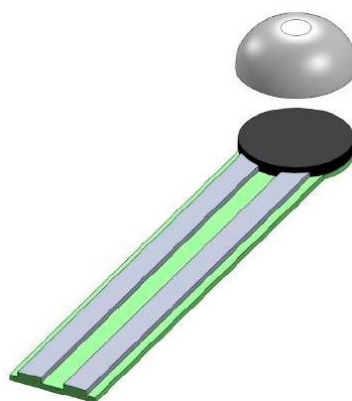


Fonte: Interlink Electronics (2015).

Para distribuir uniformemente a força na área ativa do sensor (CARVALHO; RADWIN, 1996), utilizou-se um domo de PVC colado à superfície do sensor, conforme ilustrado na Figura 16. Verificou-se que o domo melhorou a sensibilidade do sensor para forças de pequenas magnitudes (URBAN et al., 2014).

O domo foi fixado ao FSR com um adesivo epóxi-bicomponente e um molde em polietileno de baixa densidade para centralização das partes. O domo foi fabricado pela empresa EngeDom, sendo utilizado originalmente como protetor de superfícies. Foi construído com um material rígido, uma vez que materiais maleáveis contribuiriam para o aumento da histerese do sensor.

Figura 16 - Esquema de construção do sensor FSR com domo de PVC.

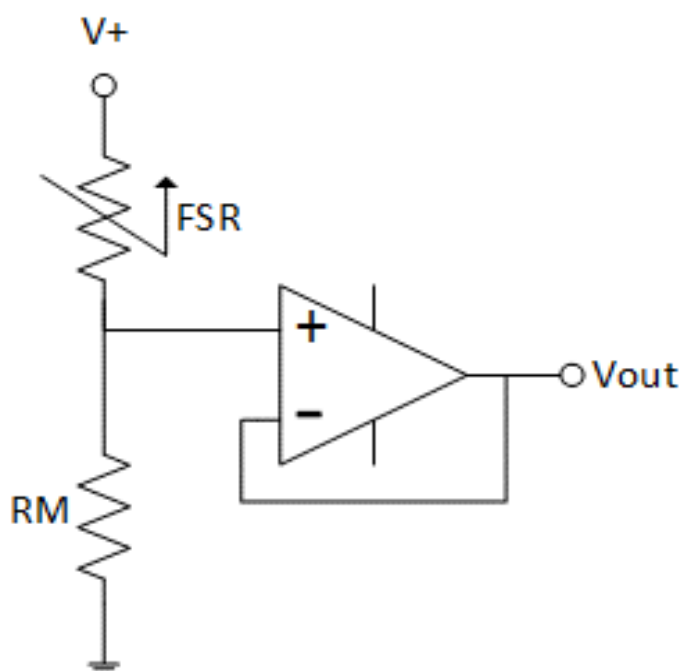


Fonte: Urban et al. (2014)

2.3 CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS E DE INTERFACEAMENTO

O diagrama do circuito recomendado pelo fabricante do sensor é mostrado na Figura 17. É um circuito constituído por uma fonte de alimentação, um sensor conectado em série com um resistor, e por um seguidor de tensão com um amplificador operacional.

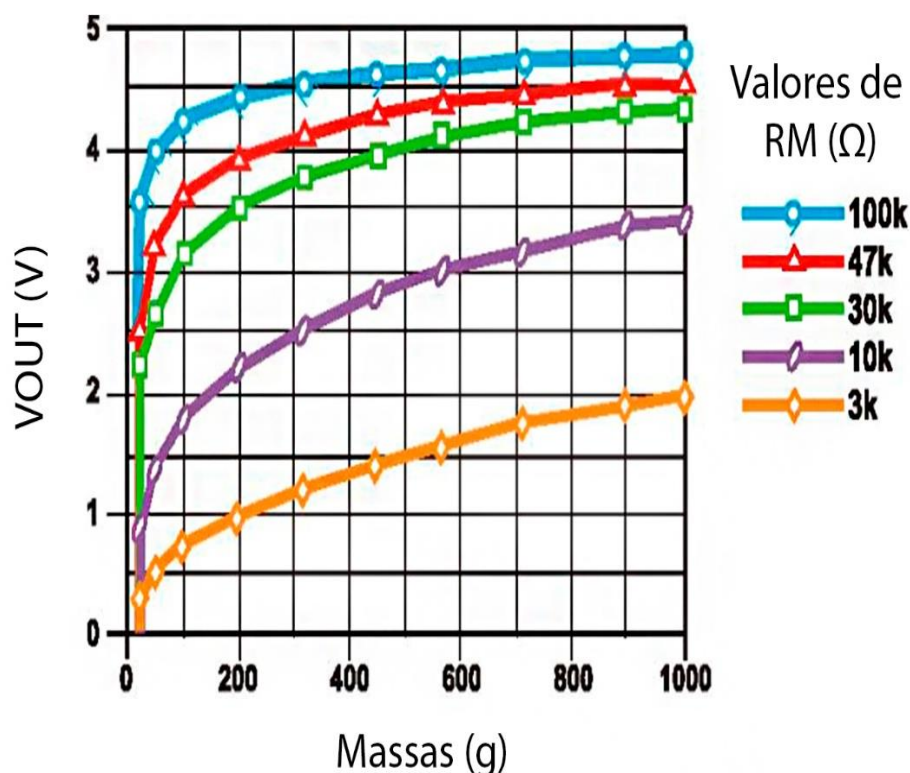
Figura 17 - Circuito de condicionamento de sinais recomendado pelo fabricante.



Fonte: Interlink Electronics (2015).

A tensão na saída do circuito depende da força aplicada sobre a área ativa do sensor, da resistência R_M e da tensão fornecida pela fonte de alimentação. Na Figura 18 são apresentadas as curvas de tensão de saída em função da massa aplicada e da resistência R_M , com uma tensão de alimentação de 5V. Escolheu-se a resistência R_M de 10 k Ω , porque com esta resistência o circuito apresenta a maior sensibilidade, segundo informações do fabricante. Segundo Rana (2009), porém, em suas medições, a resistência que apresentou melhores resultados foi a de 8,2 k Ω .

Figura 18 - Tensão de saída em função da força aplicada e da resistência RM.

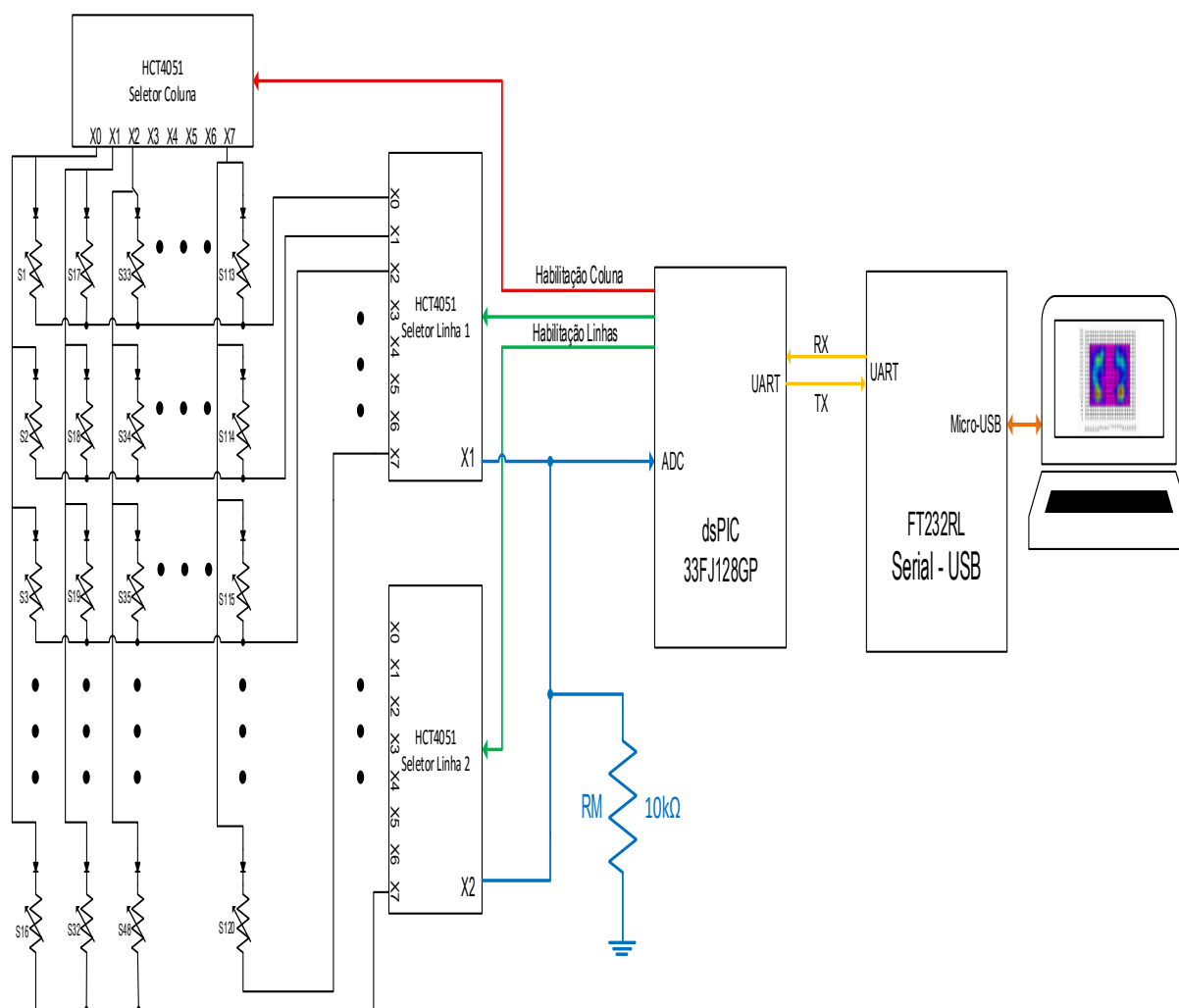


Fonte: Interlink Electronics (2015).

Na Figura 19 é apresentado o esquema do circuito de aquisição de dados, que possui como principal componente o dsPIC33FJ128GP, da Microchip (2012). Sua velocidade de aquisição e comunicação de dados satisfaz às condições do projeto.

Considerando a disposição matricial dos sensores, utiliza-se como método de leitura o mesmo usado em um teclado matricial de computador (PALACIOS; REMIRO; LOPEZ, 2004). Além disso, o circuito mostra-se semelhante com o circuito proposto por equipamentos comerciais, como mostrado por Papakostas, Lima e Lowe (2002). Com este intuito, adicionou-se ao circuito multiplexadores/demultiplexadores analógicos de referência HCT4051.

Figura 19 - Esquema geral do circuito implementado.



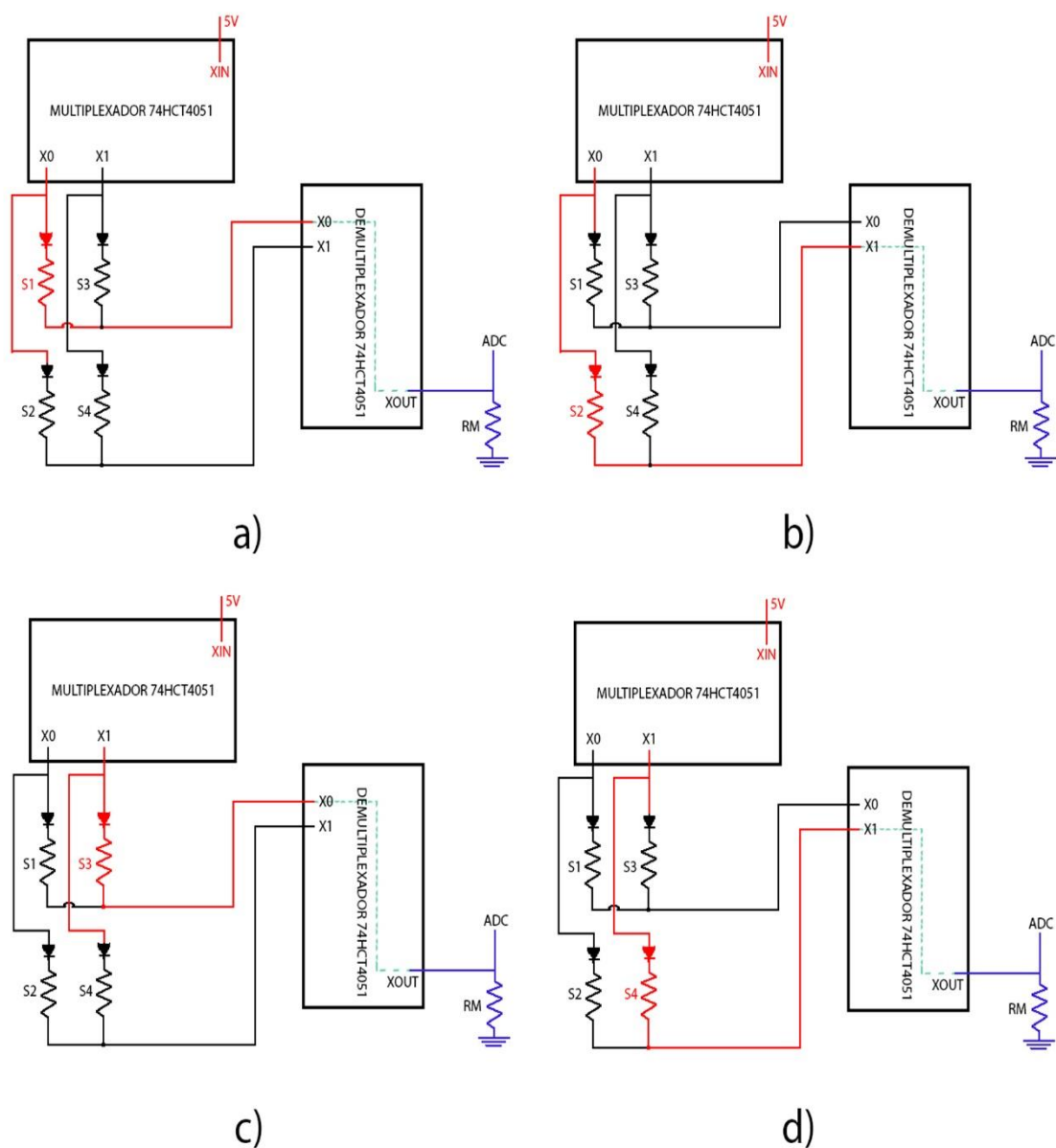
Fonte: Dados do próprio autor.

Na Figura 20 é apresentada a forma como é feita a leitura dos diferentes sensores aproveitando a disposição matricial. Por exemplo, para fazer leitura no sensor 1 (S1), seleciona-se o canal X0 do multiplexador analógico, o que leva a tensão de 5V aos sensores conectados a este canal; igualmente, é selecionado o canal X0 do demultiplexador analógico que conecta o sensor com a resistência RM, fazendo assim o divisor de tensão que será lido pelo conversor analógico digital (ADC) do dsPic, vide Figura 20a. Para fazer a leitura dos sensores 2, 3 e 4 sucessivamente, utiliza-se as combinações do multiplexador e do demultiplexador, vide Figura 20.

Conecta-se um diodo em serie com cada sensor para diminuir o efeito *ghost*, gerado pelo tipo de leitura em forma de teclado matricial (DESKTHORITY, 2014).

Com a utilização de um multiplexador e dos demultiplexadores é possível fazer leitura em um total de 128 sensores, o que satisfaz às condições do projeto, uma vez que o equipamento possui 120 sensores.

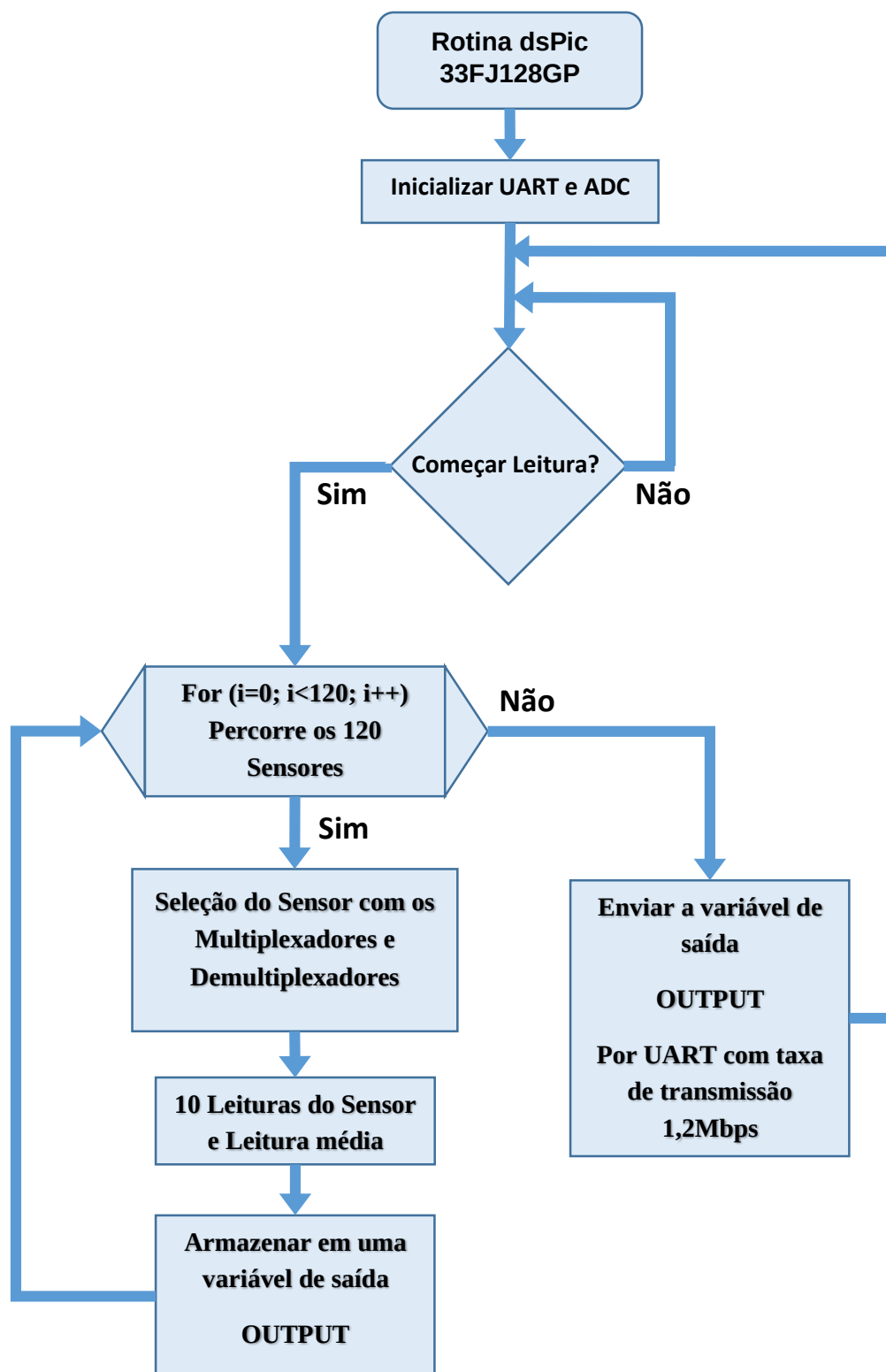
Figura 20 - Modo de leitura dos sensores FSR.



Fonte: Dados do próprio autor.

O dsPic é o componente principal da plataforma desenvolvida, uma vez que ele controla a aquisição e comunicação de dados. Na Figura 21, é apresentado o fluxograma de dados da rotina desenvolvida para atingir os requisitos do projeto (Anexo A).

Figura 21 - Fluxograma de dados do dsPic.



Fonte: Dados do próprio autor.

O dsPic começa a aquisição e comunicação de dados quando for recebida uma solicitação feita pelo usuário do sistema. São lidos os 120 sensores, por um dos conversores analógicos digitais (ADC) de 10 bits do dsPic. Cada sensor é lido 10 vezes com o intuito de ter uma leitura mais precisa e estável; logo é armazenada a média aritmética destes 10 valores em uma variável, onde pelas características elétricas do dsPic é possível armazenar em uma variável só, os dados dos 120 sensores.

Uma vez os dados são armazenados e organizados em uma variável tipo char, são enviados à interface do usuário. Utilizou-se o módulo de comunicação serial UART, com velocidade de transmissão de 1,2 milhões de bits por segundo (1,2 Mbps). Como os computadores atuais não têm portas RS-232 de comunicação serial, mas têm portas USB, utiliza-se uma placa de conversão RS-232 para USB com o chip FT232RL (SIGMA, 2016), como apresentada na Figura 22.

Figura 22 - Placa de conversão RS-232 para USB.

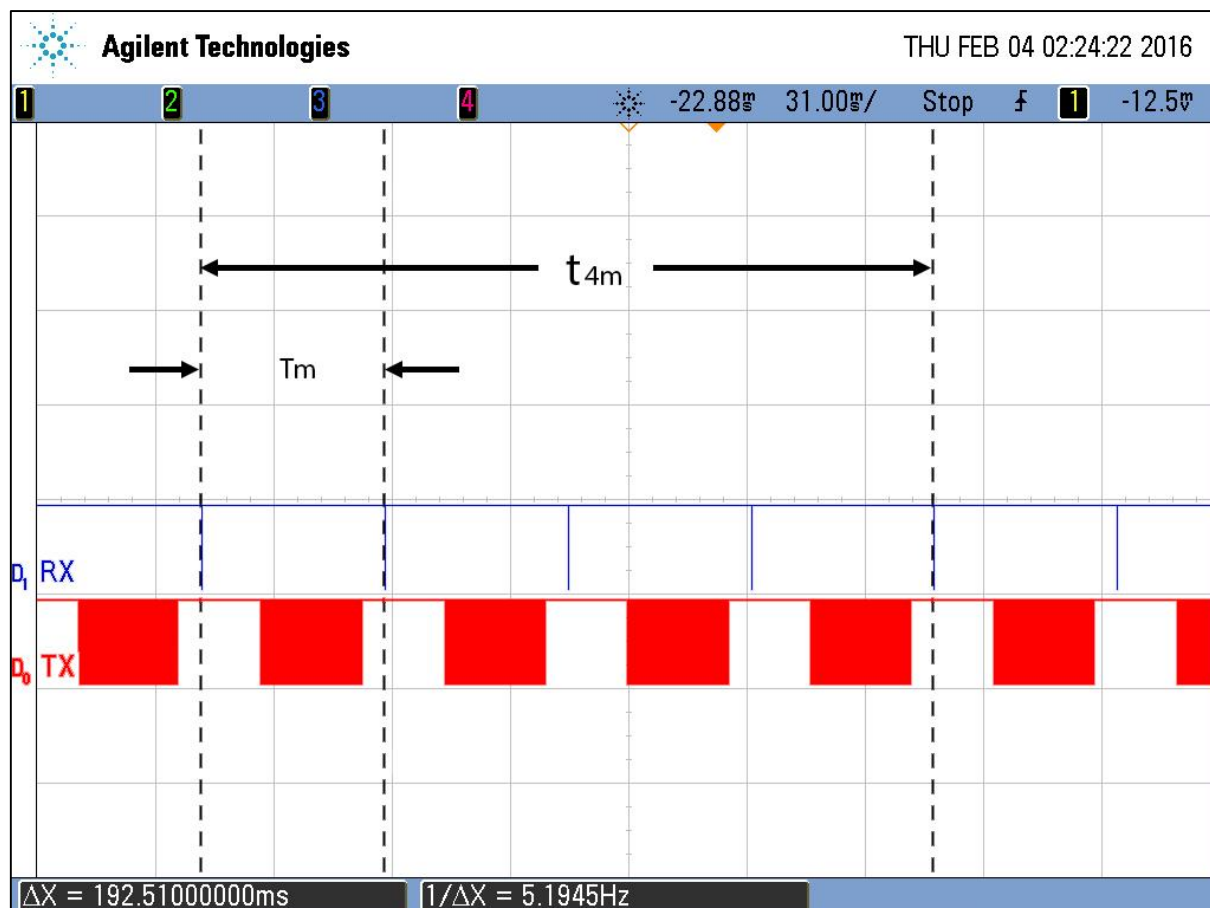


Fonte: Sigma (2016).

Baseado na capacidade de processamento de dados do dsPic e na taxa de transmissão por UART, foi possível realizar uma comunicação dos dados dos 120 sensores em um tempo menor que 50ms, conforme apresentado na Figura 23, onde são mostrados diferentes ciclos de leitura do equipamento. O sinal azul RX, é a ordem de início de leitura comandada pelo software por meio do computador. O sinal

vermelho é a transmissão de dados da plataforma ao computador. Um ciclo de leitura e comunicação precisa de 48,1ms, representado como T_m ou período de amostragem.

Figura 23 - Período de amostragem.



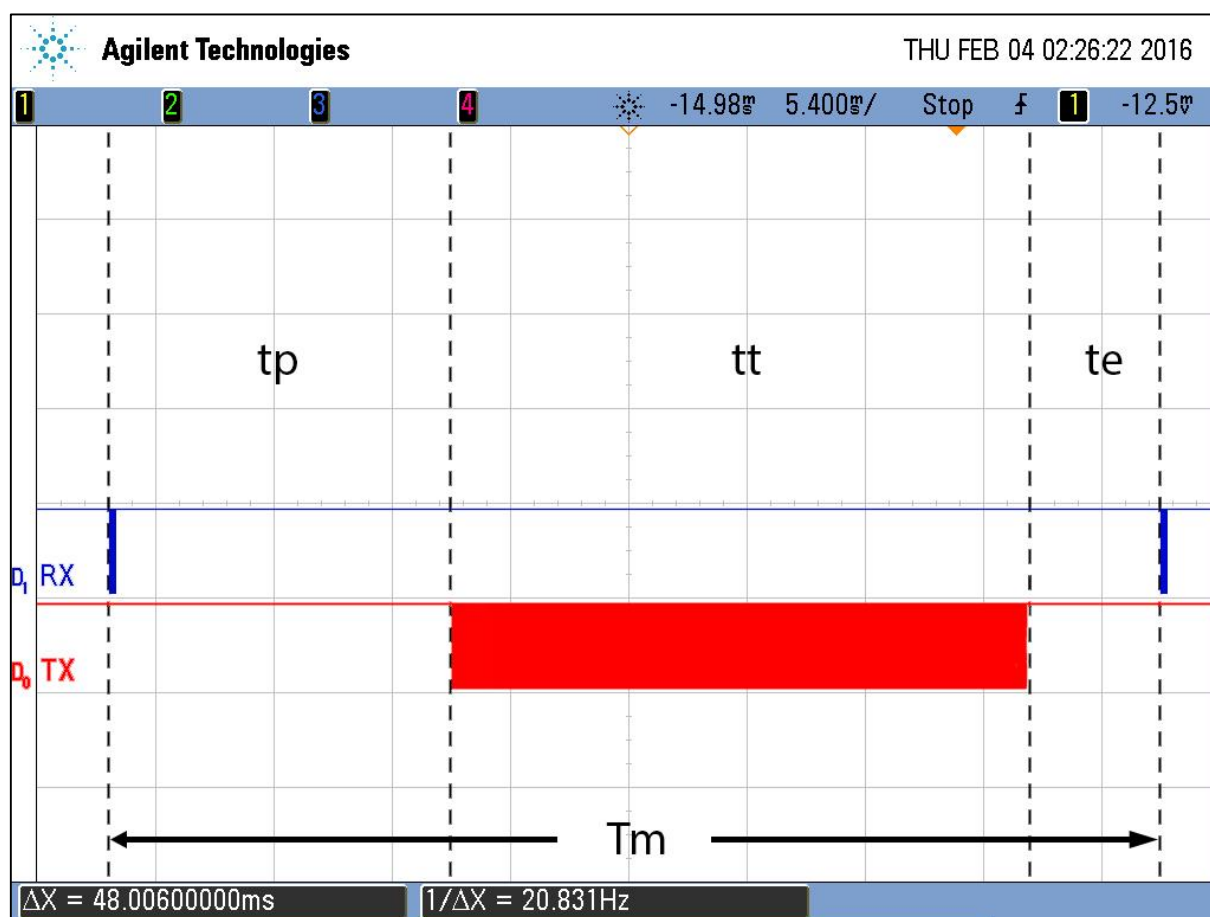
Fonte: Dados do próprio autor

O período de amostragem é conformado por: t_p , tempo de processamento e aquisição de dados, onde são lidos os 120 sensores em um tempo aproximado de 15,5ms; t_t , tempo de transmissão de dados com taxa 1,2Mbps em um tempo aproximado de 26,5ms; t_e , tempo de espera de 6ms. O tempo de espera é utilizado para fechar e abrir a porta de comunicação, além de garantir a sincronização da comunicação, vide Figura 24.

Assim, é estabelecido que o equipamento pode operar com período de amostragem de até 50ms, ou seja com frequência de amostragem de 20Hz. Equipamentos comerciais operam na faixa de 20-100Hz, no entanto e segundo a

literatura, equipamentos para avaliações dinâmicas precisam de pelo menos frequências de amostragem iguais ou superiores a 5Hz, uma vez que a análise por frequência demonstrou que os sinais relacionados ao COP possuem componentes fundamentais menores do que 2Hz (VIERA; OLIVEIRA; NADAL, 2009).

Figura 24 - Tempos de processamento e transmissão de dados.



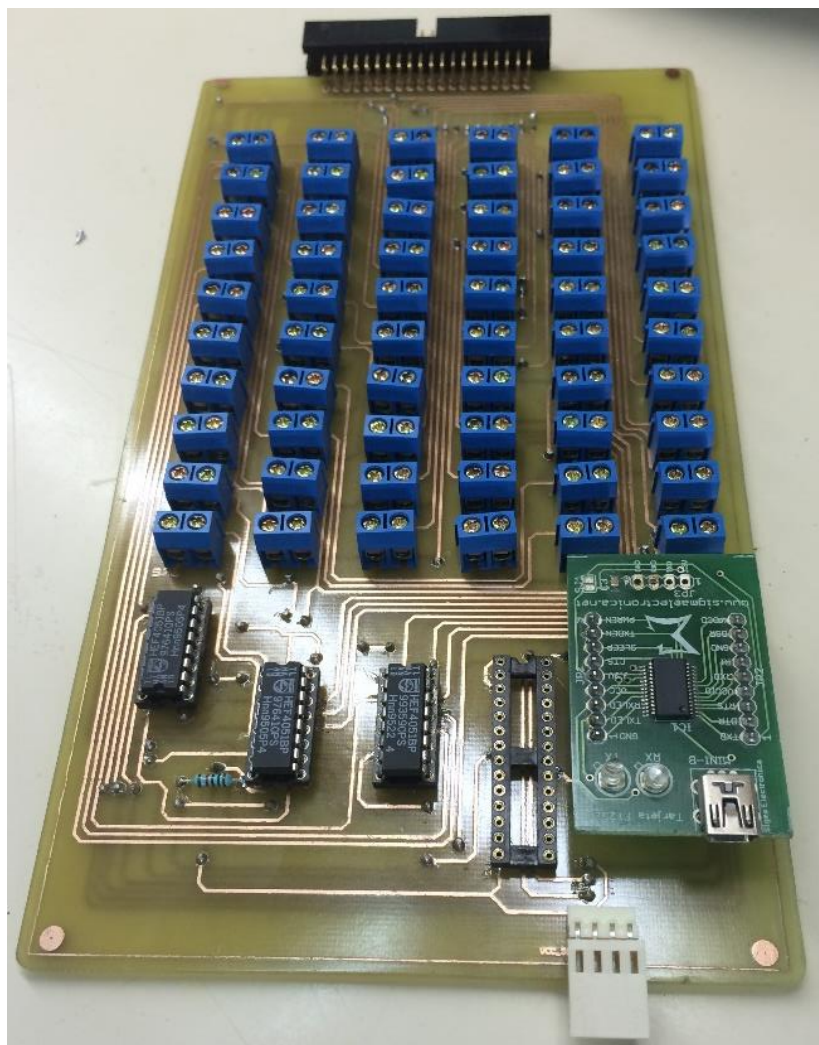
Fonte: Dados do próprio autor

A interface gráfica foi desenvolvida utilizando o programa LabVIEW, que possui grande versatilidade e facilidade no desenvolvimento de aplicações gráficas e processamento de dados. O programa desenvolvido possui formulários de cadastro de pacientes e sistema de aquisição de dados.

Para avaliação subjetiva e objetiva de pacientes, o sistema possui imagens em três dimensões dos dados adquiridos, possibilitando maior entendimento da distribuição de peso na região plantar de pacientes. Além disso, o aplicativo apresenta dados de establiometria relacionados no Capítulo 1.

Na Figura 25 é mostrada uma foto da placa de controle, aquisição e comunicação do baropodômetro.

Figura 25 - Placa de controle, aquisição e comunicação do baropodômetro.

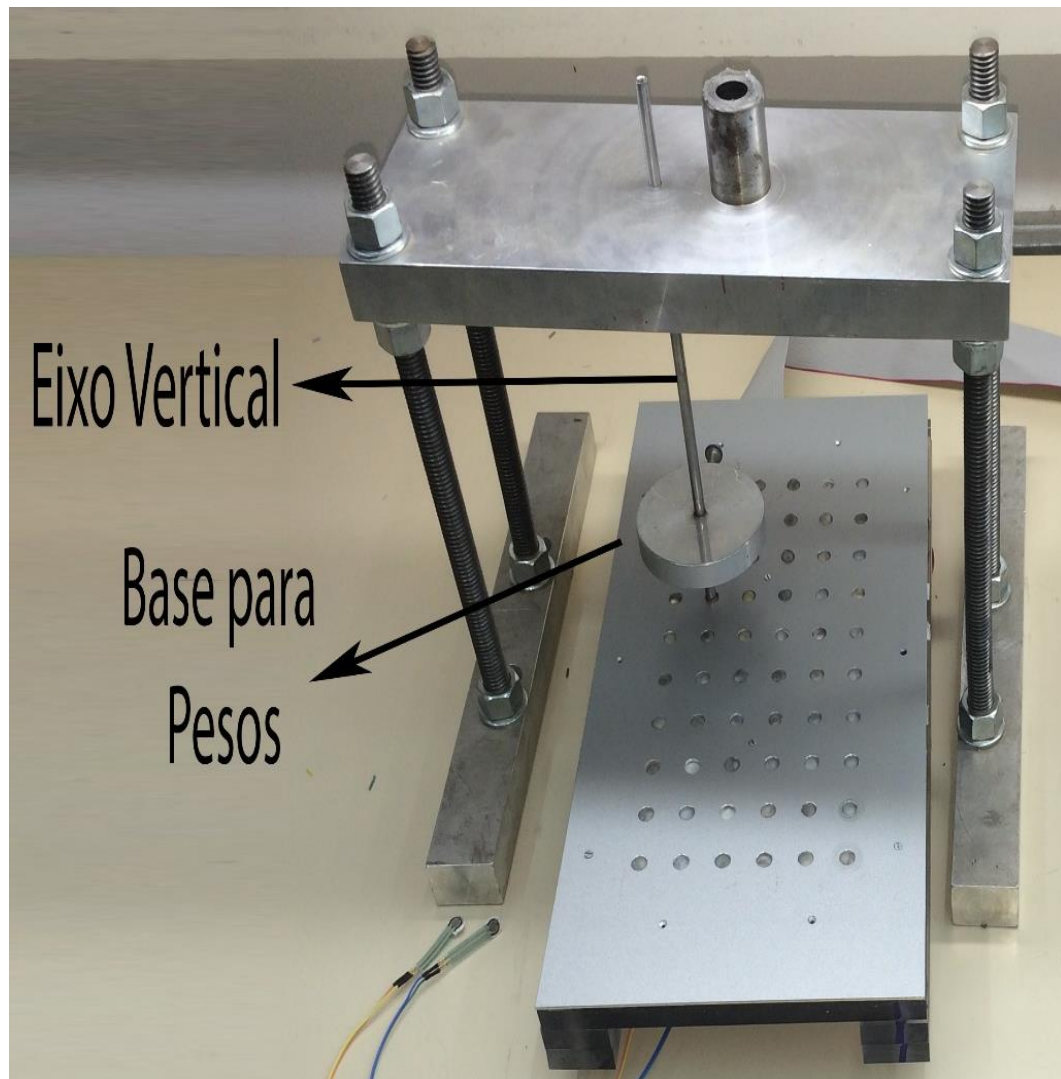


Fonte: Dados do próprio autor.

2.4 CALIBRAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Todos os sensores foram calibrados individualmente, aplicando-se nos mesmos, forças conhecidas na faixa de 0,0 a 14,3 N, com massas conhecidas e mensuradas com uma balança eletrônica MARTE, modelo AS5500C, com resolução de 0,01 gramas e carga máxima de 5 kg. Aplicaram-se as massas em ordem crescente e logo depois em ordem decrescente, obtendo as curvas de carregamento e descarregamento de cada sensor. Uma foto do dispositivo utilizado na calibração é apresentada na Figura 26.

Figura 26 - Base de calibração de sensores.



Fonte: Dados do próprio autor.

3 INTERFACEAMENTO DE DADOS

O interfaceamento de dados foi feito com um aplicativo desenvolvido no LabVIEW 2013 e possui módulos de comunicação para se conectar com as plataformas desenvolvidas, utilizando protocolo serial, com uma velocidade de transmissão de 1,2Mbps.

A tela inicial do aplicativo chamado Baropodômetro LIEB, é mostrada na Figura 27. O aplicativo tem 2 opções principais além da opção Sair, que são Visualizar e Baropodometria. A opção Visualizar possibilita ao usuário do sistema avaliar testes feitos anteriormente; a opção Baropodometria, permite iniciar um novo teste com um novo paciente ou voluntário.

Figura 27 - Tela inicial do Baropodômetro LIEB.



Fonte: Dados do próprio autor.

Quando selecionada a opção Visualizar, o aplicativo abre uma janela onde são apresentados os valores médios das forças exercidas pelo paciente ou voluntário durante o processo de avaliação. Além disso, permite ao avaliador ver os resultados obtidos após análises de estabiliometria.

Ao selecionar a opção Baropodometria na tela inicial, o aplicativo abre uma janela de cadastro do novo paciente, salvando dados importantes e característicos de cada um deles como idade, massa corporal, altura, entre outros (Figura 28). Cada novo paciente gera uma única pasta em um diretório raiz com o nome do mesmo.

Além disso, os dados da ficha de cadastro assim como os dados obtidos na avaliação, são salvos como arquivos de texto simples dentro da pasta de cada paciente.

Os dados Nome, Idade e Massa Corporal são obrigatórios em cada novo cadastro; portanto, o sistema confere se estes dados foram preenchidos para permitir ou não fazer o cadastro.

Figura 28 - Ficha de cadastro do paciente.

Ficha de Cadastro

Data 13/04/2016

Nome Baropodômetro LIEB **Idade** 27

Sexo F ☐ M ☒ **Lateralidade** Destro ☒ Canhoto ☐ **Massa Corporal** 80 **Altura** 178

Observação
Não tem observações

BAROPODOMETRO **SAIR**

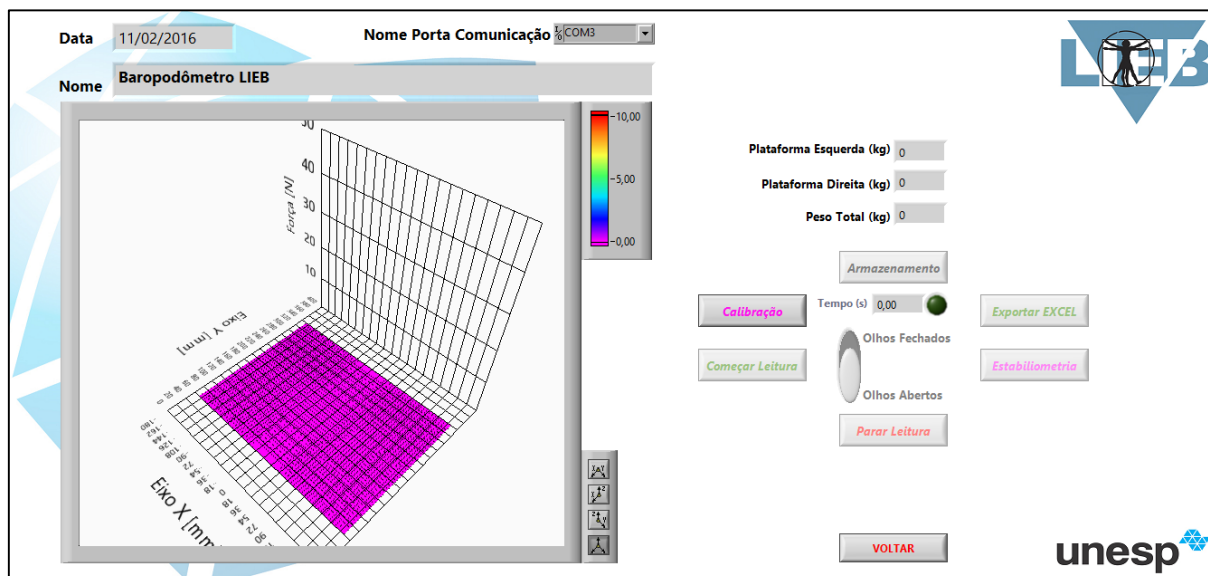
unesp

Fonte: Dados do próprio autor.

Para avaliar a distribuição da força na região plantar de pacientes o aplicativo tem uma interface, como apresentado na Figura 29. O aplicativo é intuitivo para o usuário uma vez que não possui configurações avançadas ou complexas; a interface mostra o nome do paciente e a data em que é feita a avaliação. Na parte superior é encontrado um seletor de portas do computador em uso. Como foi mencionado anteriormente, o equipamento comunica-se com o aplicativo por comunicação serial.

Do lado lateral direito encontram-se os botões de navegação e de ações do aplicativo, sendo que eles têm pré-condições de funcionamento, por exemplo, o botão que dá início à leitura dos sensores (Começar Leitura) está inativo até o sistema fazer a calibração (Calibração). A calibração é importante para verificar se há um *offset* e para se determinar os coeficientes da interpolação linear de cada sensor.

Figura 29 - Interface de avaliação da distribuição de força na região plantar de pacientes.

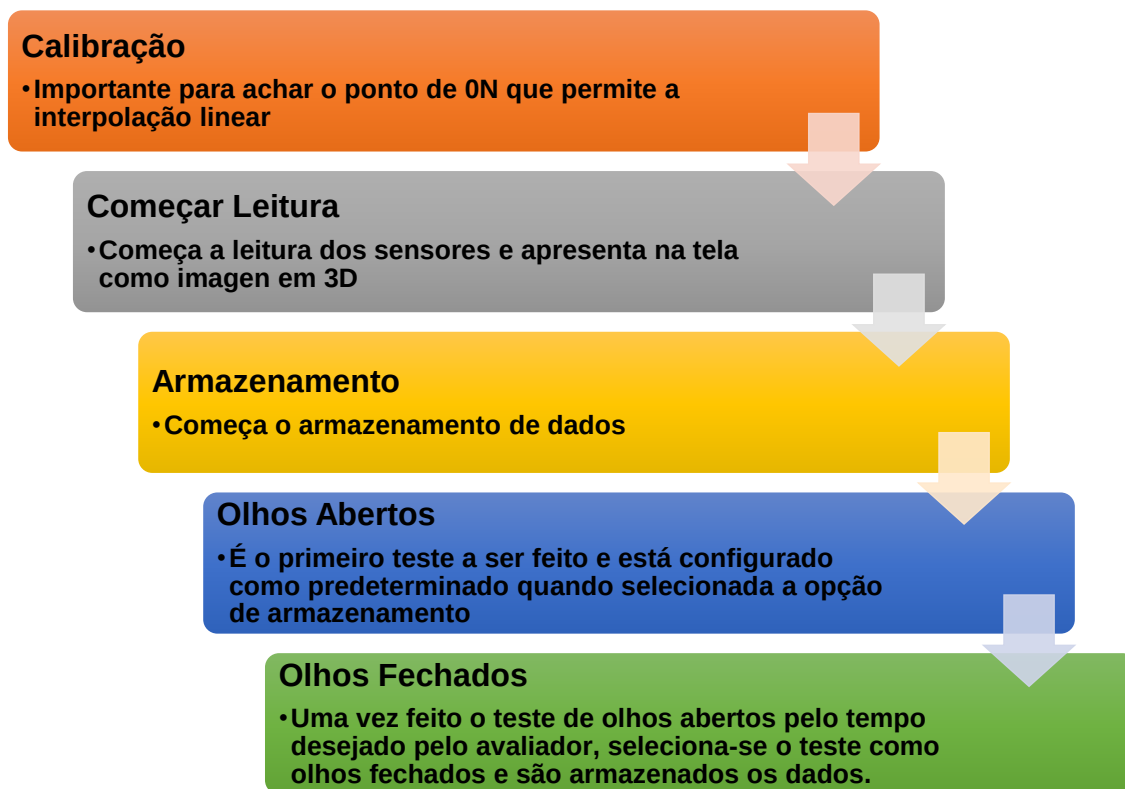


Fonte: Dados do próprio autor.

Iniciada a leitura dos sensores, o botão de Armazenamento é ativado. Quando selecionada esta opção, o armazenamento de dados é feito continuamente com duas opções de testes, Olhos Abertos (OA) e Olhos Fechados (OF). Adicionalmente, o sistema mostra a variável tempo, em segundos, que permite ao avaliador conhecer e controlar o tempo de aquisição de dados em cada teste. Quando feito o teste de OF, só é possível selecionar o final do teste com a opção Parar Leitura. Deve-se salientar que o aplicativo foi desenvolvido para evitar erros no fluxo de operação do mesmo, ativando e desativando os diferentes botões e opções oferecidas ao usuário. Na Figura 30 é apresentado o fluxo de operação do painel de controle.

No final do teste, o sistema tem duas opções, Exportar EXCEL, que gera um documento em formato “.XLS” com os dados médios das forças obtidas durante o teste e Estabiliometria, que permite ao avaliador analisar as diferentes variáveis de estabiliometria junto com o comportamento e localização do COP.

Figura 30 - Fluxo operação no painel de controle do aplicativo em LabVIEW.



Fonte: Dados do próprio autor.

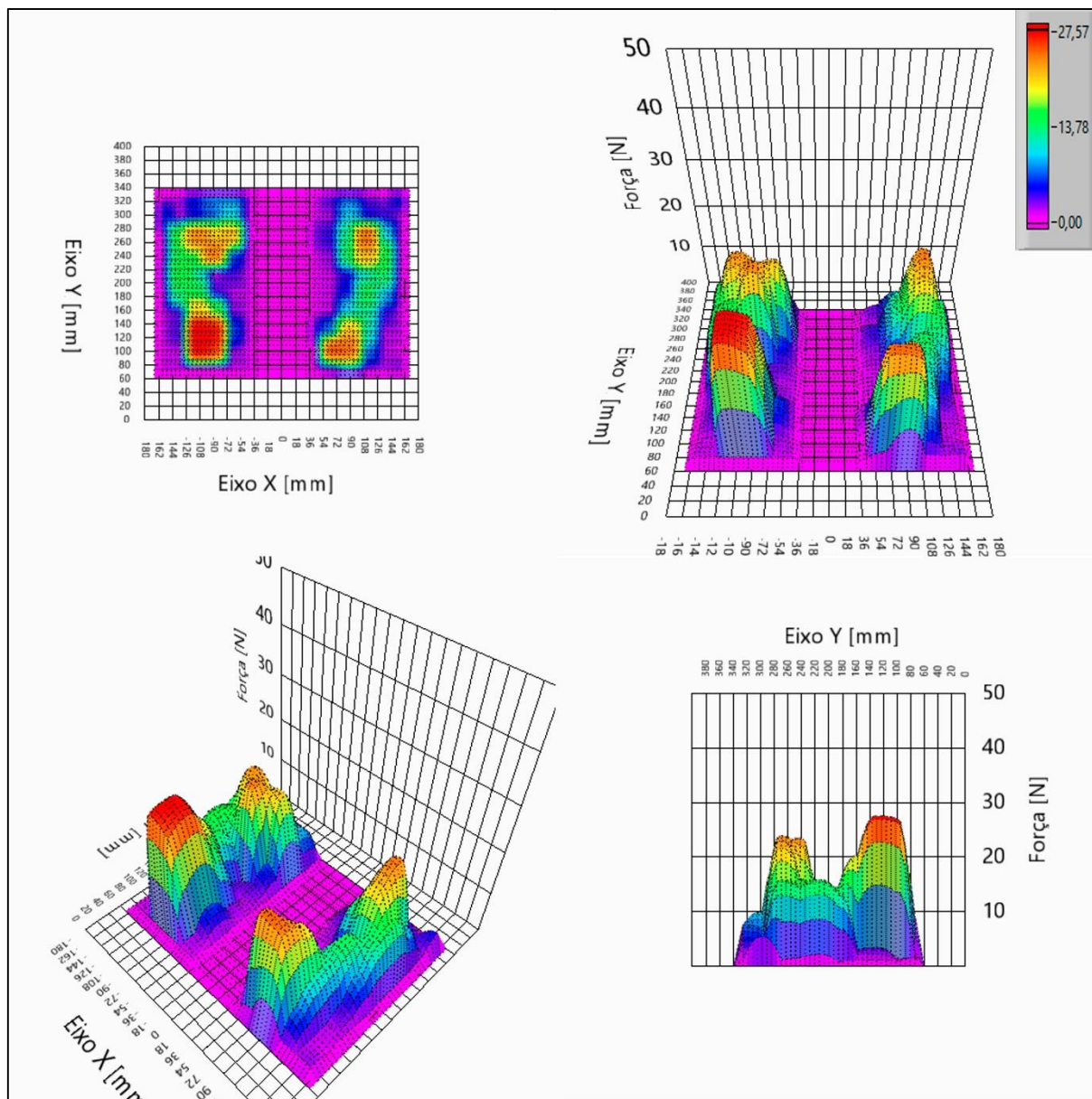
Em relação ao armazenamento de dados, a cada segundo são gerados 20 arquivos de texto com os dados das tensões lidas nos 120 sensores do equipamento. Os arquivos são gerados em uma pasta inserida dentro da pasta de cada sujeito avaliado com o nome do teste em execução, sendo estes, Olhos Abertos ou Olhos Fechados. São gerados 20 arquivos por segundo em função do tempo de amostragem de 50ms; ou seja, a geração destes arquivos depende da frequência de amostragem do equipamento e não da capacidade de processamento do computador, embora um computador com maior capacidade tenha maior fluência de operação.

Assim, a leitura dos sensores é feita continuamente durante o teste, permitindo ao avaliador visualizar em tempo real a distribuição das forças na região plantar dos pacientes.

Na parte inferior esquerda, encontram-se os gráficos que apresentam os dados coletados do equipamento. Os dados são apresentados em três dimensões e há possibilidade de movimentos rotacionais que facilitam ao profissional de saúde determinar de forma objetiva e subjetiva as características ou deformidades próprias

de cada pé. Na Figura 31 são mostradas algumas imagens da distribuição de forças na região plantar em um voluntário, com diferentes ângulos de vista.

Figura 31 - Imagens tridimensionais geradas pelo aplicativo em LabView.



Fonte: Dados do próprio autor.

O aplicativo desenvolvido, além de apresentar na tela do computador a distribuição de forças na região plantar, faz a análise do comportamento do COP do indivíduo avaliado. Ao ser selecionada a opção Estabiliometria, é aberta uma janela contendo as variáveis de estabiliometria com os resultados do sujeito avaliado (vide Figura 32).

Além das variáveis de estabiliometria, são apresentados, na parte inferior esquerda, os dados do Centro de Pressão de Referência, que é o COP médio, determinado com os valores médios das distribuições de força exercidas sobre o equipamento durante o teste de avaliação. Este dado é importante, uma vez que com a localização deste ponto médio, são analisados e obtidos os dados de estabiliometria.

Figura 32 - Dados de estabiliometria.

The screenshot displays the 'Baropodômetro LIEB' software interface. At the top, it shows 'Data do Test' as 03/02/2016 and 'NOME' as Baropodômetro LIEB. Below this, a section for personal data includes 'Idade' (27), 'Peso' (83,1), 'Altura' (178), 'Lateralidade' (Canhoto), and 'Sexo' (M). There is a field for 'Observações' with the text 'Não tem observações'. To the right, two columns of data are presented for 'OLHOS ABERTOS' and 'OLHOS FECHADOS'. Each column lists various metrics such as 'Deslocamento Total [mm]', 'Deslocamento ML [mm]', 'Deslocamento AP [mm]', 'Velocidade Media Total [mm/s]', 'Velocidade ML [mm/s]', 'Velocidade AP [mm/s]', 'Amplitude ML [mm]', 'Amplitude AP [mm]', 'RMS ML', and 'RMS AP'. At the bottom left, a section for 'Centro de Pressão Referência' shows 'ML [mm]' as -11,1826 and 'AP [mm]' as 200,316, with a 'Frequência de Amostragem' of 20 Hz. At the bottom, there are four buttons: 'Estatocinesigrama', 'Estabilograma', 'Exportar EXCEL', and 'Voltar'. The 'unesp' logo is visible in the bottom right corner.

Dados Pessoais		OLHOS ABERTOS		OLHOS FECHADOS	
Data do Test	03/02/2016	NOME	Baropodômetro LIEB		
Idade	27	Deslocamento Total [mm]	150,505	Deslocamento Total [mm]	175,7
Peso	83,1	Deslocamento ML [mm]	109,168	Deslocamento ML [mm]	120,652
Altura	178	Deslocamento AP [mm]	85,534	Deslocamento AP [mm]	107,503
Lateralidade	Canhoto	Velocidade Media Total [mm/s]	2,641	Velocidade Media Total [mm/s]	3,083
Sexo	M	Velocidade ML [mm/s]	1,915	Velocidade ML [mm/s]	2,117
Observações	Não tem observações	Velocidade AP [mm/s]	1,501	Velocidade AP [mm/s]	1,886
		Amplitude ML [mm]	2,07749	Amplitude ML [mm]	1,86425
		Amplitude AP [mm]	3,04578	Amplitude AP [mm]	2,81207
		RMS ML	0,3807	RMS ML	0,4393
		RMS AP	0,4973	RMS AP	0,4571
Centro de Pressão Referência					
ML [mm]		AP [mm]			
-11,1826		200,316			
Frequência de Amostragem					
20 Hz					

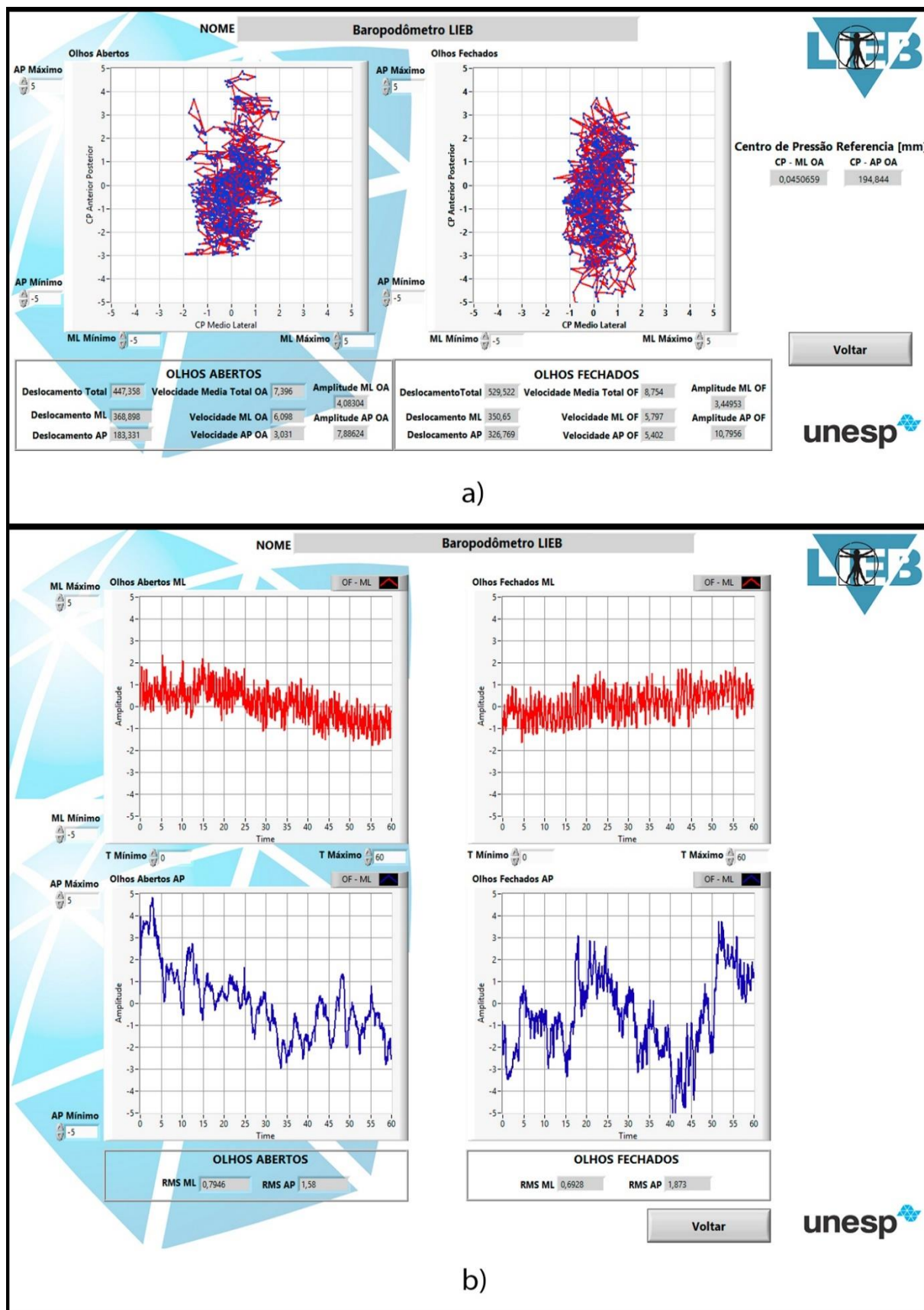
Fonte: Dados do próprio autor.

Na parte inferior da janela de Estabiliometria, estão disponíveis para o avaliador as opções Estatocinesigrama e Estabilograma.

O Estatocinesigrama abre uma janela contendo as informações do deslocamento do COP nas direções ML e AP, além dos gráficos com os deslocamentos, quando feitos os testes de Olhos Abertos e Olhos Fechados (Figura 33a).

O Estabilograma abre uma outra janela com as informações e gráficos dos deslocamentos do COP nas direções ML e AP em função do tempo, associadas aos testes de Olhos Abertos e Olhos Fechados (Figura 33b). Os gráficos dos deslocamentos são apresentados com unidades em mm.

Figura 33 - Estabiliometria aplicativo LabVIEW a) Estatocinesigrama, b) Estabilograma.



Fonte: Dados do próprio autor.

Para evitar a presença de ruído nos sinais do COP, foi utilizado um filtro Butterworth passa baixas com frequência de corte de 8Hz, uma vez que a frequência de amostragem é de 20Hz. A frequência de corte do filtro foi selecionada considerando as configurações utilizadas em equipamentos comerciais nos quais são utilizadas indistintamente frequências de corte entre 8Hz e 12Hz dependendo das frequências de amostragem que estão na faixa de 20Hz a 100Hz. Viera, Oliveira e Nadal (2009), comprovaram que as frequências fundamentais de oscilação do COP são inferiores a 2Hz. Assim, frequências de amostragem maiores que 5Hz e frequências de corte superiores a 2Hz, garantem a integridade do sinal.

4 RESULTADOS OBTIDOS

4.1 EQUIPAMENTO DESENVOLVIDO

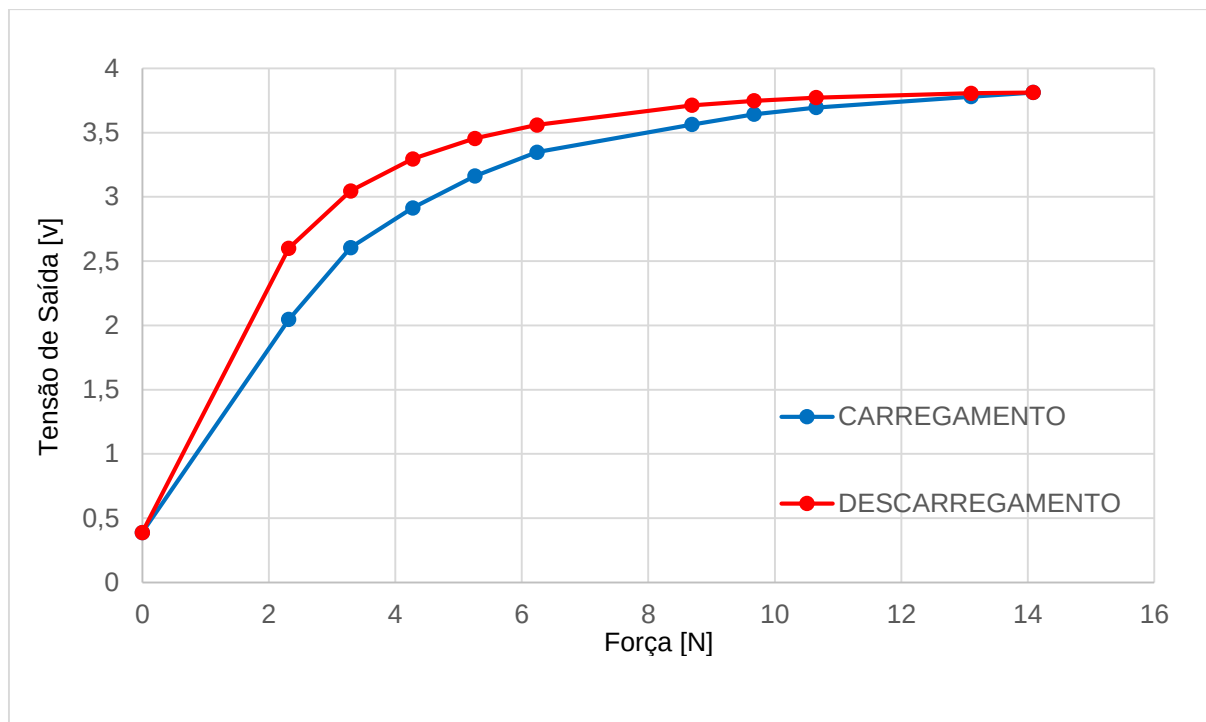
A tensão obtida na porta USB do computador foi de $5,0 \pm 0,1V$, garantindo a estabilidade da alimentação. Além disso, a corrente necessária para a operação do equipamento drenada da porta USB é de aproximadamente 90mA, o qual supõe um requerimento mínimo à porta de comunicação, sem arriscar a vida útil do computador.

4.2 CALIBRAÇÃO DOS SENSORES

Na Figura 34 são apresentadas as curvas de carregamento e descarregamento dos valores médios obtidos após os experimentos com os 120 sensores.

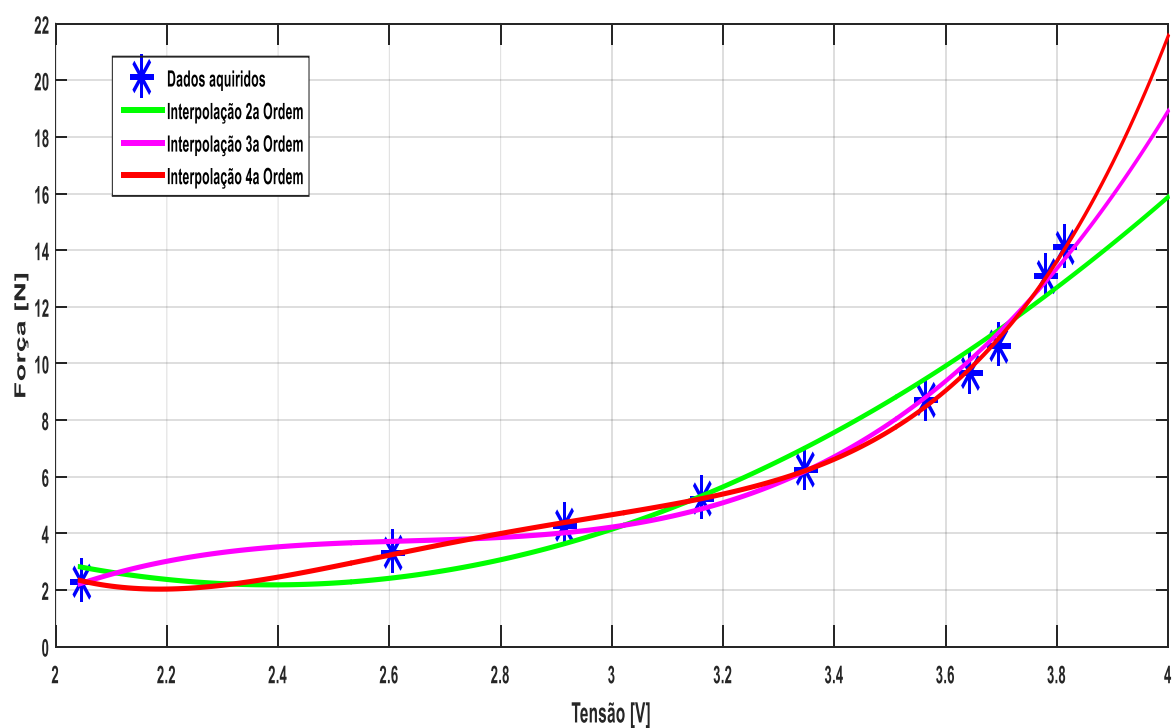
As curvas de calibração dos sensores foram interpoladas por partes, sendo utilizada uma reta para descrever o comportamento do sensor de 0,0 N a 2,3 N, que representa o peso do aplicador; acima deste valor, especificamente neste caso, foi utilizada uma curva de quarta ordem (Figura 35). Com esta interpolação o erro máximo encontrado entre a curva de calibração e os dados obtidos foi de 0,44%.

Figura 34 - Curvas de carregamento e descarregamento dos valores médios dos 120 sensores.



Fonte: Dados do próprio autor.

Figura 35 - Curva de calibração obtida para um sensor do equipamento.



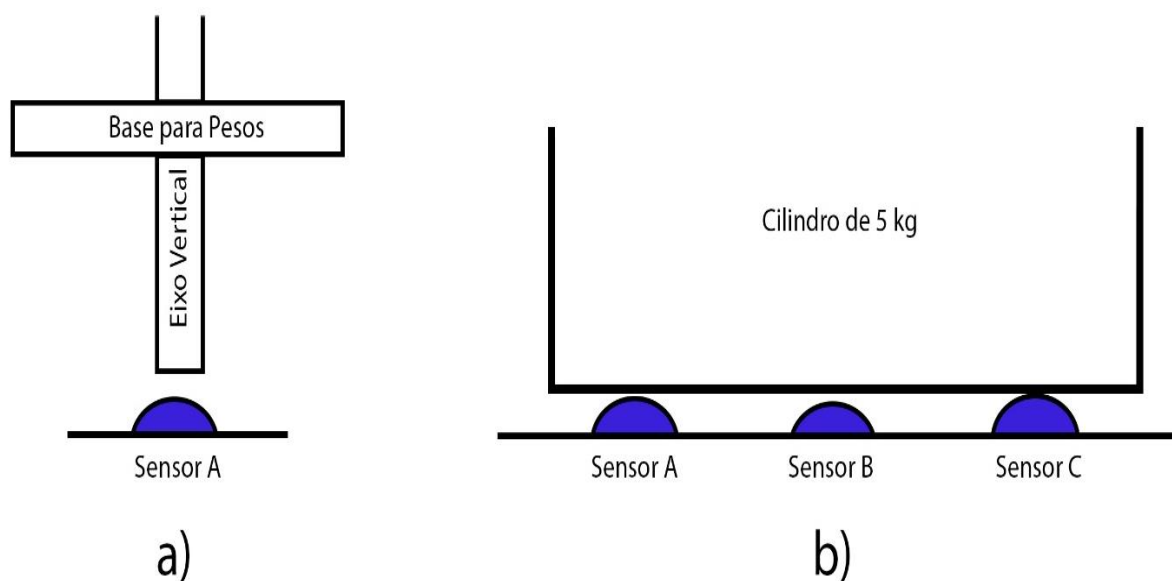
Fonte: Dados do próprio autor.

Conforme se observa na Figura 35, há um *offset* que não interfere nas medições, porque o seu valor é eliminado nas curvas de calibração dos sensores.

Como mencionado no item 2.4, no processo de calibração de sensores, são aplicadas forças diretamente sobre o sensor (Figura 36a). No entanto, como será discutido posteriormente neste documento, quando foram utilizados objetos com formas, massas conhecidas e superfície rígida, para avaliar o funcionamento do equipamento, foi possível perceber diferentes alturas dos sensores, devido ao processo de fabricação e colagem dos domos. Essa diferença observada acarretou uma distribuição não uniforme do peso conhecido sobre os sensores (vide Figura 36b).

Para diminuir o efeito gerado pela diferença de alturas dos sensores, foram obtidos fatores de correção que possibilitam compensar as diferenças nas alturas dos sensores e uma melhor visualização da distribuição de forças em cada região das plataformas.

Figura 36 - Calibração e distribuição de pesos em sensores com objetos rígidos.



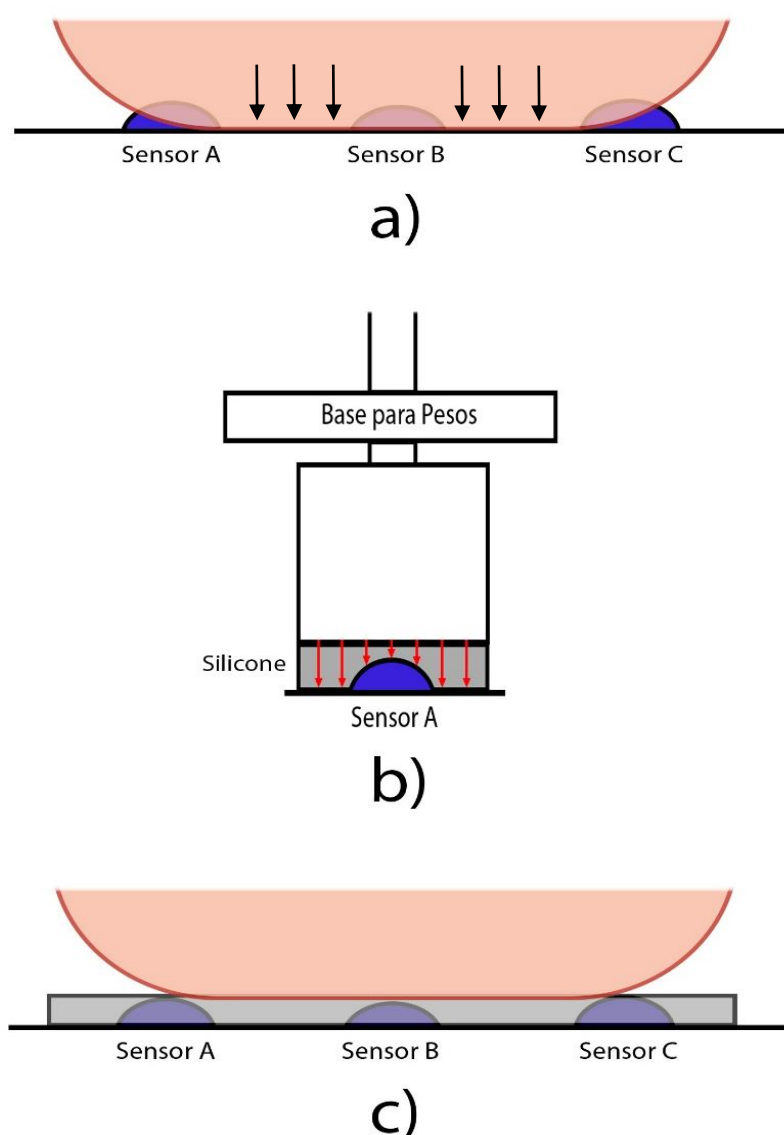
Fonte: Dados do próprio autor.

Desta forma, a calibração de sensores e a utilização de fatores de correção de altura, possibilitam mensurar adequadamente forças exercidas com objetos rígidos e com superfície de contato plana.

Entretanto, como o objetivo do projeto é mensurar a distribuição de forças na região plantar, foram feitos testes com voluntários, no qual foi possível verificar a

existência de pontos cegos na plataforma, que correspondem às zonas entre os sensores onde o equipamento não consegue realizar medições (vide Figura 37a. Como o pé não possui uma superfície rígida na região plantar e sim uma estrutura que se adapta às condições do terreno para garantir a estabilidade da pessoa, esta descarrega peso nestes pontos cegos. Ao se comparar o valor do peso real com o peso mensurado, foram encontradas diferenças de até 50%.

Figura 37 - Calibração e distribuição de pesos em sensores com objetos não rígidos

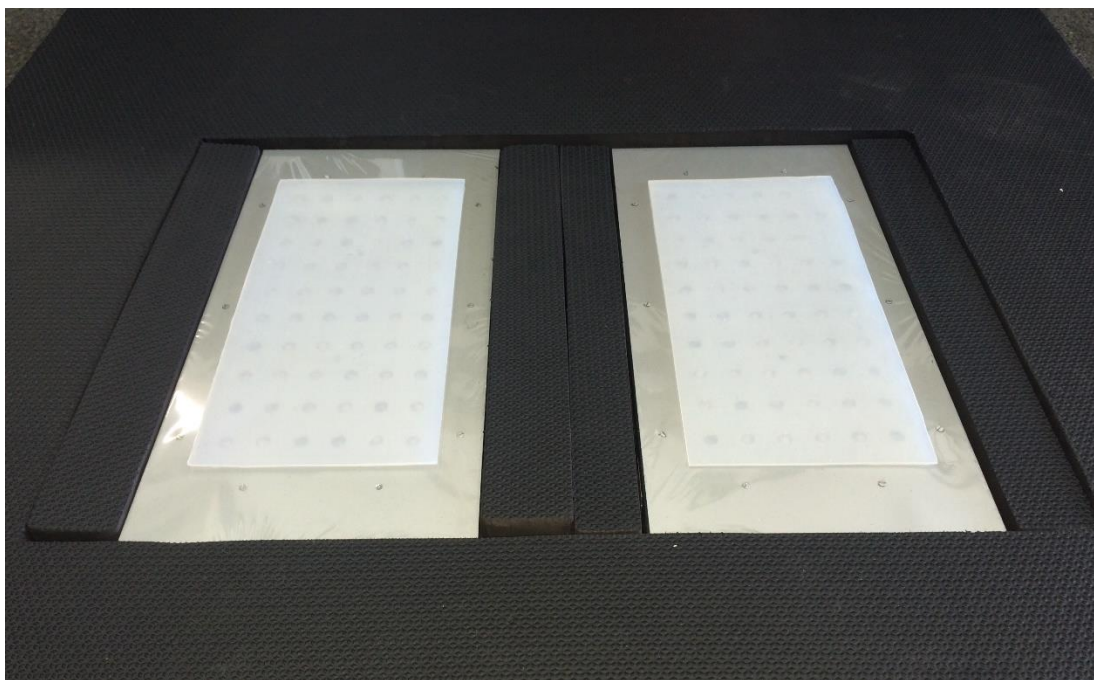


Fonte: Dados do próprio autor.

Com o intuito de estabelecer como é o descarregamento de peso em cada sensor e na sua vizinhança quando aplicada uma força com um material não rígido, foi feita uma nova calibração de sensores, desta vez realizando uma adaptação no equipamento de calibração (Figura 37b). Foi utilizada uma borracha de silicone, e assim a força foi aplicada no sensor e na plataforma; desta forma é possível conhecer o comportamento de descarregamento de peso em cada sensor e na sua vizinhança.

Ao utilizar o silicone sobre a plataforma, o descarregamento de peso é mais homogêneo nos sensores, diminuindo o efeito gerado pelos pontos cegos, como é mostrado na Figura 37c. Uma foto final do equipamento com a capa de silicone sobre os sensores é mostrada na Figura 38.

Figura 38 - Plataformas com as capas de silicone.

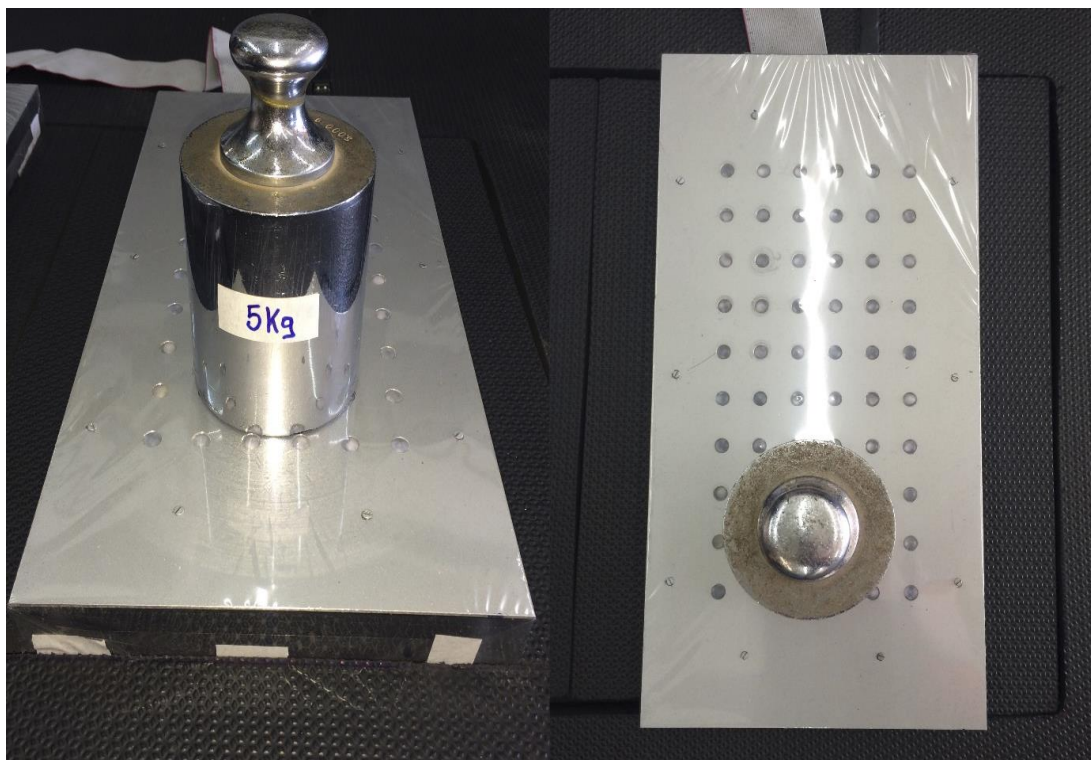


Fonte: Dados do próprio autor.

4.3 RESULTADOS COM MASSAS CONHECIDAS

Para avaliar como ocorre a descarga de peso nos sensores do equipamento, utilizou-se cilindros de aço com massas de 2kg, 5kg e 10kg, mensurados com uma balança eletrônica TOLEDO, com resolução de 5 gramas e carga máxima de 25 kg. Na Figura 39 ilustra-se como um cilindro de aço de 5,0kg foi posicionado sobre um grupo de sensores

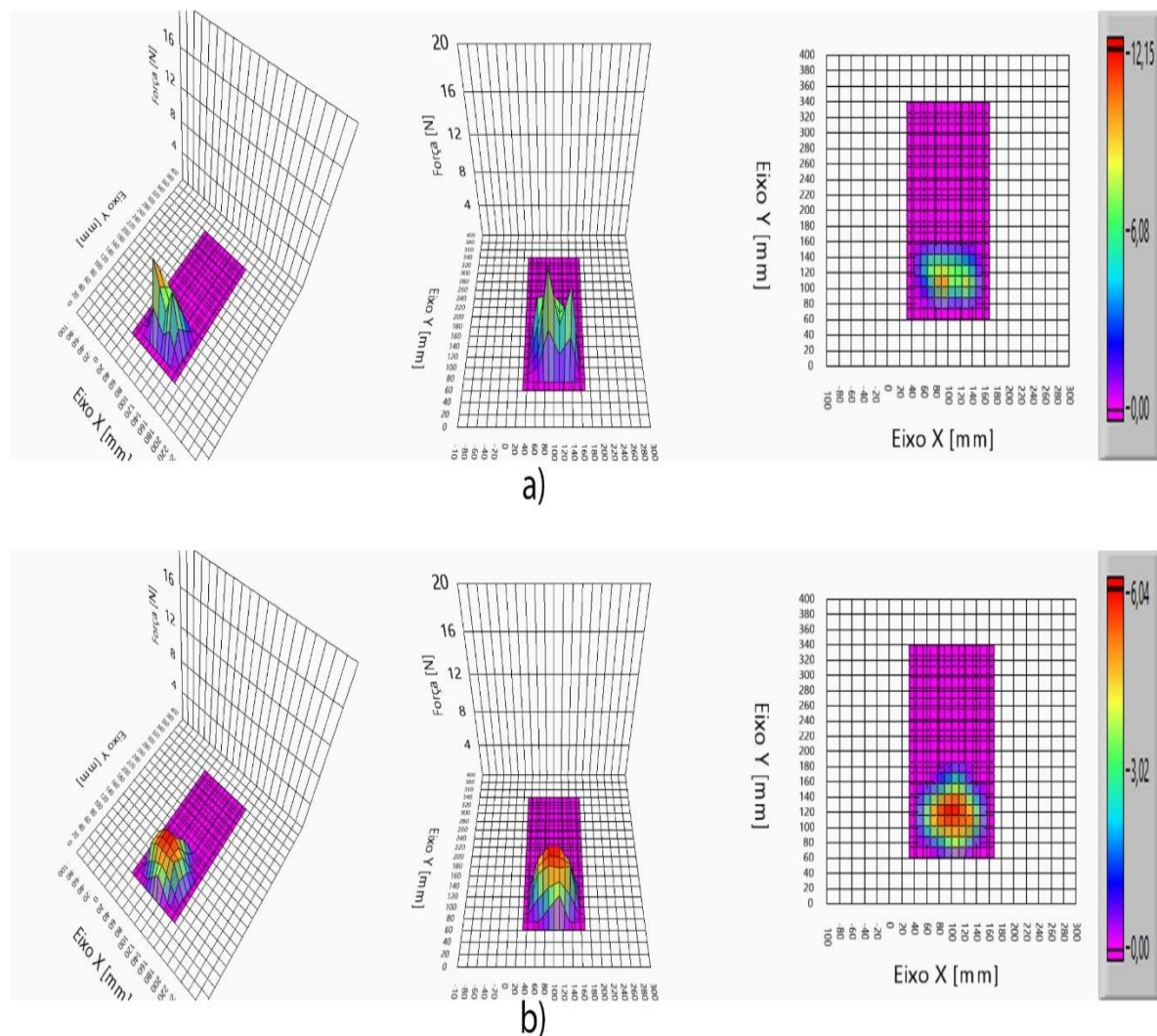
Figura 39 - Cilindro de aço posicionado sobre um grupo de sensores.



Fonte: Dados do próprio autor.

Posicionou-se o cilindro de aço de 5,0kg sobre um grupo de 12 sensores. Na Figura 40 é possível visualizar a distribuição de forças mensuradas utilizando as duas técnicas de análise: na Figura 40a sem compensação de altura nem materiais para simular a textura do pé e sem silicone; na Figura 40b com capa de silicone e capas de EVA além da introdução de fator de correção de altura. Neste caso, o valor total mensurado pelos sensores foi de 5,1kg (erro de 1,2%), sendo que a diferença, entre o sensor que apresentou o máximo valor medido e o que apresentou valor mínimo, foi de 8,9%. A discrepância observada pode ser explicada devido à diferença nas alturas dos domos dos sensores (cerca de 0,01mm) e imperfeições na superfície de contato do cilindro com os sensores.

Figura 40 - Distribuição de forças com pesos conhecidos. (a) Massa de 5,0kg sem materiais de amortização nem fatores de correção de altura, (b) Massa de 5,0kg com materiais de amortecimento e fatores de correção de altura.



Fonte: Dados do próprio autor.

O COP da figura anterior está localizado nas coordenadas ML-AP (100,4;115,8) mm, sendo que o ponto de referência (0,0 ; 0,0) mm está localizado no ponto médio da parte anterior das plataformas.

4.4 RESULTADOS COM VOLUNTÁRIOS

Após a implementação do sistema, foram realizados testes com voluntários, com autorização do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP, Campus de Presidente Prudente (Protocolo nº27/2011). Todos os participantes foram informados sobre os objetivos e procedimentos executados no experimento através da leitura de um texto informativo. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), autorizando o uso de seus dados para a presente pesquisa (Anexo B).

4.4.1 Avaliações Estáticas

Como método de avaliação de funcionamento do equipamento, foram realizadas medições da distribuição de forças nas regiões plantares de 10 voluntários hígidos (sem histórico de dores ou problemas no sistema neuro-músculo-esquelético) e 10 voluntários hemiplégicos crônicos (mais de 1 ano de hemiplegia). As avaliações realizadas nestes dois grupos de voluntários foram avaliações estáticas, ou seja, sem coleta de dados de estabiliometria.

No entanto, neste documento são apresentadas 4 das avaliações feitas nos 20 voluntários. Na Figura 41, são apresentadas as distribuições de força na região plantar de voluntários com hemiplegia, sendo que o voluntário da Figura 41a possui idade de 58 anos e tempo de lesão 10 anos, apresentando uma distribuição lateral do lado esquerdo, com pouco ou nenhum apoio na região posterior do pé direito (região do calcâneo).

Igualmente, na Figura 41b, é apresentada a distribuição de forças na região plantar do voluntário com maior idade (80 anos) e tempo de lesão de 8 anos. Este voluntário possui um maior descarregamento de peso na região posterior e pouca distribuição na região do antepé, principalmente nas falanges e metatarsos.

As características de distribuição de peso na região plantar dos voluntários hemiplégicos fazem com que a estabilidade dos indivíduos esteja comprometida.

Por outra parte, nos voluntários hígidos não foram encontrados problemas relacionados à estabilidade; no entanto, com a distribuição de força na região plantar

foi possível identificar, em alguns casos, patologias associadas a deformidades nos pés, como no voluntário da Figura 42a, que possui uma distribuição de peso característica de pé plano, enquanto o voluntário da Figura 42b, possui uma distribuição de pé cavo. O voluntário da Figura 42a tinha conhecimento sobre sua patologia de pé plano.

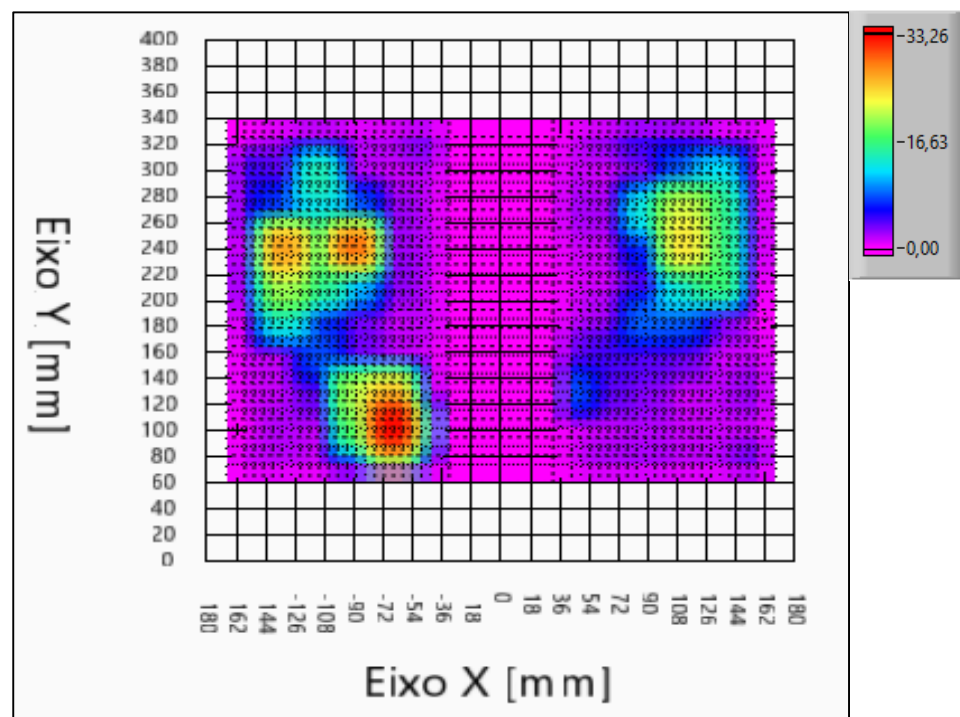
As distribuições laterais estão relacionadas com a localização do centro de pressão sobre a plataforma, conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 - Dados do centro de pressão dos voluntários hemiplégicos e hígidos.

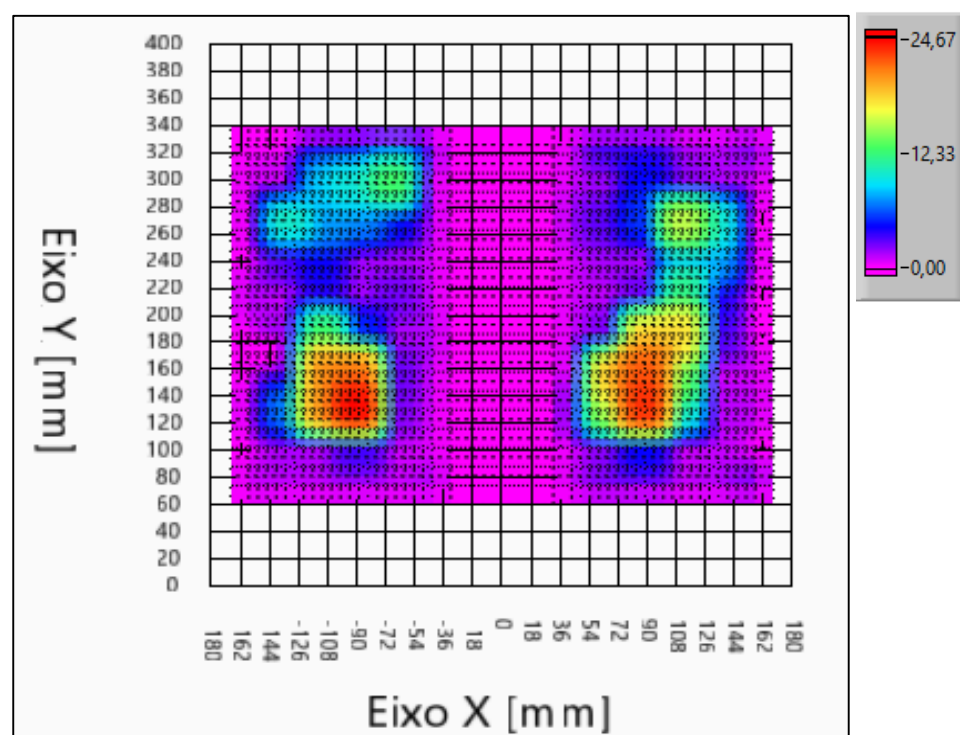
Hemiplégicos	Centro de Pressão	
	ML (mm)	AP (mm)
Voluntário hemiplégico 1	- 22,06	205,38
Voluntário hemiplégico 2	5,03	196,67
Voluntário hígido 1	-16,98	200,88
Voluntário hígido 2	13,8271	209,68

Fonte: Dados do próprio autor.

Figura 41 - Distribuição de forças na região plantar de voluntários hemiplégicos, a) voluntário 1 , b) voluntário 2.



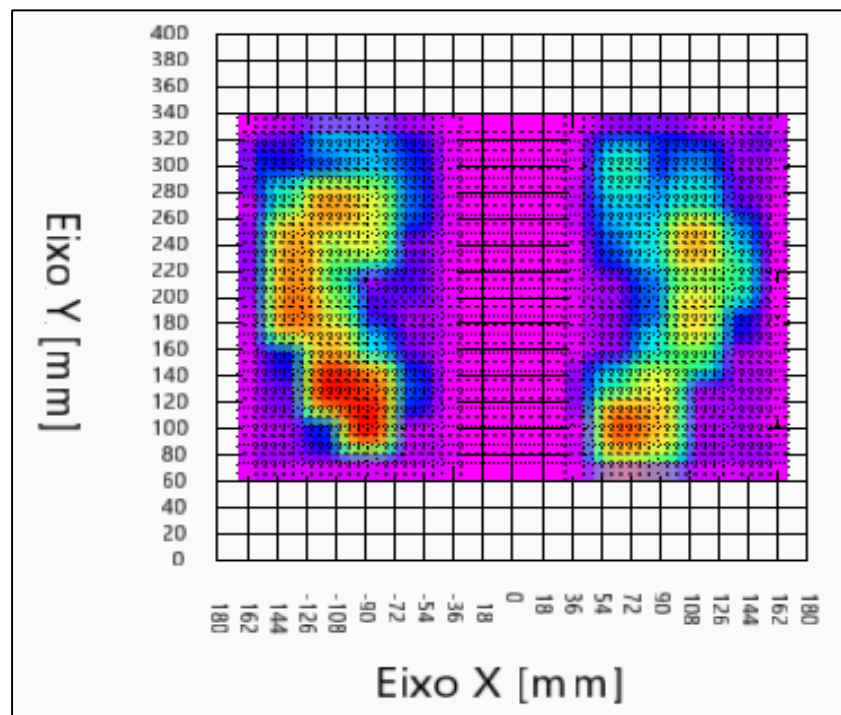
a)



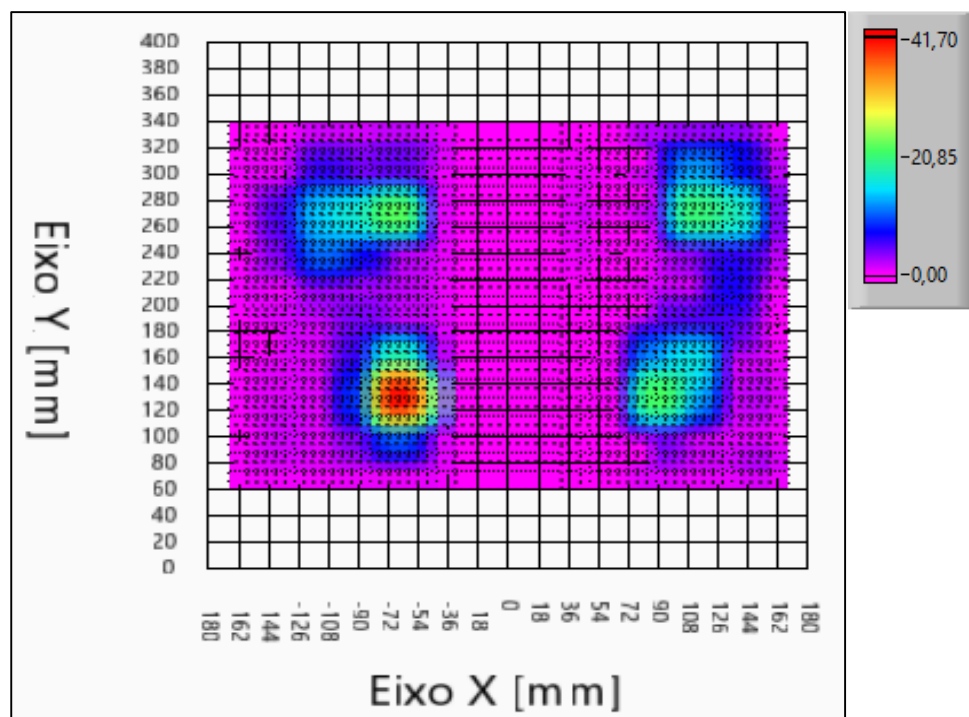
b)

Fonte: Dados do próprio autor.

Figura 42 - Distribuição de forças na região plantar de voluntários hígidos, a) voluntário 1, b) voluntário 2.



a)



b)

Fonte: Dados do próprio autor.

4.4.2 Avaliações Dinâmicas

Para avaliar o funcionamento do equipamento quando realizadas análises dinâmicas, foram feitas medições de distribuição de força na região plantar de 30 voluntários em diferentes faixas etárias, além de mensurar os dados de establiometria relacionados com o deslocamento do COP. Os 30 voluntários possuem algum grau de escoliose; assim, os testes foram feitos visando relacionar a idade e os graus de escoliose com dados de establiometria.

4.4.2.1 Metodologia de Avaliação

Cada teste feito em cada voluntário foi realizado sob supervisão de um profissional da área da saúde, que fez uma avaliação postural e uma avaliação do grau de escoliose, garantindo a segurança e a integridade do teste e do voluntário.

Quando é realizada a avaliação postural, o voluntário fica em posição ortostática e confortável sobre uma área de EVA quadriculada. Isto permite ao avaliador calcular a distância de separação entre os pés (Figura 43). Assim, alterando as barras separadoras de EVA é possível posicionar o equipamento com o intuito de não comprometer a posição ortostática do voluntário e sua distribuição natural de forças na região plantar.

Figura 43 - Medição da distância de separação entre os pés.



Fonte: Dados do próprio autor.

Uma vez conhecida a distância entre os pés e configurado o equipamento com as barras separadoras, o voluntário posiciona-se sobre as plataformas em posição ortostática, com braços estendidos na parte lateral do corpo.

A avaliação dinâmica é constituída por duas partes, sendo a primeira avaliação com olhos abertos (OA) na qual o voluntário fica por 60 segundos na posição ortostática mirando um alvo fixo situado a uma distância de 1 metro. Posteriormente, realiza-se a avaliação com olhos fechados (OF), na qual o voluntário permanece 60 segundos na posição ortostática. A metodologia utilizada é a adotada por vários pesquisadores em trabalhos relacionados à análise de estabiliometria, como Raymakers, Samson e Verhaar (2005); Freitas, Prado e Duarte (2005); Rocchi, Chiari e Capello (2004); Viera, Oliveira e Nadal (2009).

4.4.2.2 Resultados Obtidos Relacionados à Idade

Os voluntários foram divididos em dois grupos com 15 sujeitos cada, classificando-os segundo a idade: o grupo 1 (G1) com voluntários na faixa etária de 13 a 30 anos e o grupo 2 (G2) na faixa etária de 45 a 78 anos (vide Tabela 2).

Tabela 2 - Caracterização dos grupos amostrados segundo a idade.

Variável	G1 M ± (DP)	G2 M ± (DP)
Idade (anos)	19,1 ± (4,6)	56,7 ± (10,0)
Graus Escoliose	11,5 ± (9,2)	9,57 ± (4,0)
Massa Corporal (kg)	63,7 ± (14,4)	63,1 ± (11,6)
Altura (cm)	171,1 ± (9,0)	158,3 ± (5,3)
N (número de voluntários)	15	15

Nota: M ± (DP) = Média ± Desvio Padrão

Fonte: Dados do próprio autor.

Os resultados obtidos em relação às avaliações dinâmicas são referidos aos dados de estabiliometria. Para analisar os resultados de estabiliometria, utiliza-se o software de estatística *IBM SPSS Statistics*, principalmente para achar correlações entre as diferentes variáveis mensuradas.

No G1, foi possível conferir que há uma correlação direta entre as variáveis mensuradas quando feitos os dois tipos de testes, com olhos abertos e olhos fechados (vide Tabela 3). Há uma correlação significativa quando $p < 0,05$ e significativamente alta quando $p < 0,01$; em todos os casos a relação foi positiva, ou seja, diretamente proporcional. As maiores correlações foram achadas entre o deslocamento total, o deslocamento na direção ML e velocidade de deslocamento na direção ML, assim como no valor RMS na direção AP. Os dados com menor correlação foram a amplitude e o valor RMS na direção ML.

Tabela 3 - Dados de establiometria do G1.

G1 (13-30 ANOS)			
Variável	Olhos Abertos M $\pm$ (DP)	Olhos Fechados M $\pm$ (DP)	p
Deslocamento Total [mm]	312,5 $\pm$ (111,8)	352,9 $\pm$ (192,1)	<u>0,0027</u>
Deslocamento ML [mm]	215,1 $\pm$ (92,3)	227,9 $\pm$ (131,5)	<u>0,0005</u>
Deslocamento AP [mm]	186,2 $\pm$ (67,7)	229,5 $\pm$ (138,6)	0,0183
Velocidade Média Total [mm/s]	5,4 $\pm$ (1,9)	6,1 $\pm$ (3,3)	<u>0,0027</u>
Velocidade ML [mm/s]	3,7 $\pm$ (1,6)	3,9 $\pm$ (2,3)	<u>0,0004</u>
Velocidade AP [mm/s]	3,2 $\pm$ (1,2)	3,9 $\pm$ (2,3)	0,0204
Amplitude ML [mm]	5,8 $\pm$ (2,2)	4,6 $\pm$ (2,2)	0,1029
Amplitude AP [mm]	8,8 $\pm$ (4,5)	9,7 $\pm$ (6,0)	0,0160
RMS ML	1,0 $\pm$ (0,4)	0,9 $\pm$ (0,5)	0,0622
RMS AP	1,5 $\pm$ (0,7)	1,5 $\pm$ (0,6)	<u>0,0005</u>

Nota: $p < 0,05$ correlação alta. $p < 0,01$ correlação significativamente alta.

M $\pm$ (DP) = Média $\pm$ Desvio Padrão

Fonte: Dados do próprio autor.

Analogamente, na Tabela 4 são apresentados os dados de establiometria do G2, nos quais similarmente aos obtidos no G1, existem correlações altas entre algumas das variáveis mensuradas, como é o caso da velocidade média total e a velocidade de deslocamento na direção AP. No entanto, no caso da amplitude na direção AP e o valor RMS na mesma direção, a correlação é baixa. A relação neste caso mostra-se positiva (diretamente proporcional).

Tabela 4 - Dados de establiometria do G2.

G2 (45-78 ANOS)			
Variável	Olhos Abertos M ± (DP)	Olhos Fechados M ± (DP)	p
Deslocamento Total [mm]	334,6 ± (133,4)	356,9 ± (98,2)	0,0539
Deslocamento ML [mm]	238,0 ± (95,2)	238,2 ± (76, 7)	0,0751
Deslocamento AP [mm]	194,9 ± (89,3)	223,0 ± (65,1)	0,0538
Velocidade Média Total [mm/s]	5,9 ± (2,9)	6,2 ± (1,8)	<u>0,0453</u>
Velocidade ML [mm/s]	4,2 ± (1,7)	4,2 ± (1,4)	0,0671
Velocidade AP [mm/s]	3,4 ± (1,6)	3, 9 ± (1,1)	<u>0,0442</u>
Amplitude ML [mm]	5,4 ± (3,7)	4,4 ± (2,6)	0,0724
Amplitude AP [mm]	6,6 ± (3,7)	8,7 ± (7,1)	0,1231
RMS ML	1,0 ± (0, 7)	0,8 ± (0,5)	0,0813
RMS AP	1,2 ± (0, 8)	1,5 ± (0, 9)	0,1411

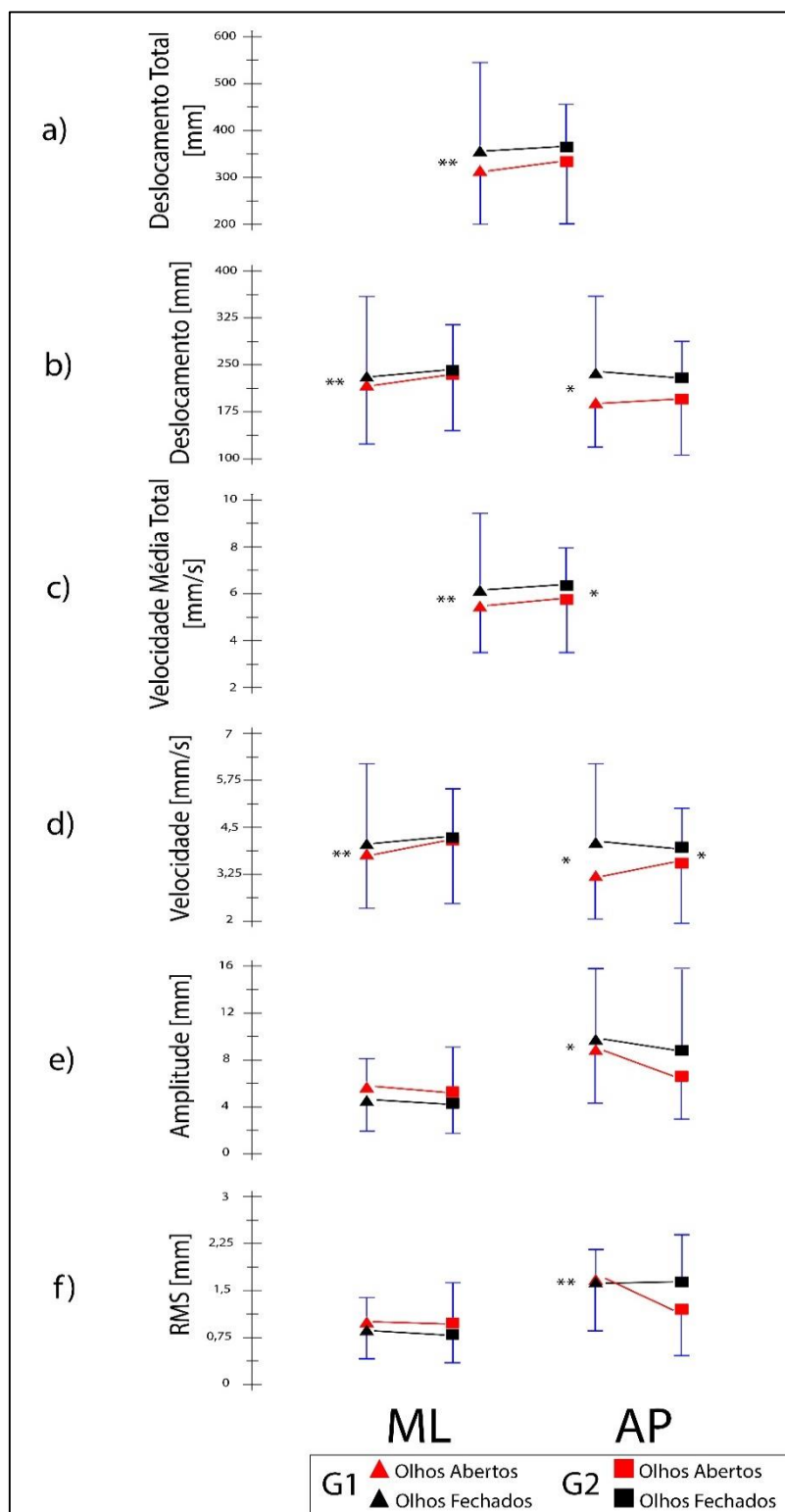
Nota: $p < 0,05$ correlação alta. M ± (DP) = Média ± Desvio Padrão

Fonte: Dados do próprio autor.

Comparando os dados de establiometria obtidos nos grupos G1 e G2, pode-se estabelecer que há uma elevada correlação entre os dados dos testes com OA e OF com um valor médio de $p = 0,049$ ($p < 0,05$), com uma relação positiva.

Na Figura 44 são apresentados os valores médios das variáveis de establiometria do G1 ao realizar o teste de OA. São menores do que G2 em variáveis como Deslocamento Total, Deslocamentos em ML e AP, Velocidade Média Total, Velocidade em ML e AP. Baseado nestas informações, pode-se dizer que há uma relação entre a idade dos voluntários (separada nos grupos) e as variáveis relacionadas anteriormente. Como mencionado por Leal, Vieira, et al., (2015), há um incremento nas instabilidades posturais e problemas de equilíbrio quando aumenta a idade dos sujeitos avaliados.

Figura 44 - Valores médios e desvio padrão de dados de establiometria nos grupos G1 e G2.



Nota: * $p < 0,05$ correlação alta. ** $p < 0,01$ correlação significativamente alta.
 Fonte: Dados do próprio autor.

No entanto, as variáveis Amplitude em ML e AP assim como os valores RMS em ML e AP obtidos no G2 mostram-se menores ou iguais que os valores obtidos em G1 quando em Olhos Abertos.

Contudo, o resultado ao fazer a comparação entre os dois grupos com os dados de OF não foi conclusivo quanto à relação entre as variáveis, uma vez que os resultados obtidos não têm um padrão de comportamento.

Entretanto, para obter maiores informações das relações entre os dados de establiometria e as características dos grupos, são apresentados na Tabela 5 os valores das correlações (p) entre as diferentes variáveis e características do G1. Para ter uma correlação significativa, o valor de p deve ser menor do que 0,05; porém, nenhuma das variáveis de establiometria no G1 apresenta uma correlação significativa com as características do grupo e de interesse de estudo como Idade e Graus de Escoliose.

Tabela 5 - Correlações do G1.

	G1					
	IDADE		GRAU DE ESCOLIOSE		MASSA CORPORAL	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
Deslocamento Total	0,9942	0,5605	0,7289	0,5067	0,2633	0,1057
Deslocamento ML	0,9582	0,4982	0,4406	0,5038	0,3986	0,2203
Deslocamento AP	0,9967	0,5885	0,5811	0,6225	0,2377	0,0690
Velocidade Média Total	0,9658	0,5902	0,8668	0,5941	0,3132	0,1204
Velocidade ML	0,9887	0,5307	0,5492	0,5962	0,4623	0,2562
Velocidade AP	0,9504	0,6141	0,4737	0,7008	0,2682	0,0727
Amplitude ML	0,6670	0,6808	0,6962	0,9773	<u>0,0511</u>	0,8346
Amplitude AP	0,5145	0,3813	0,6322	0,9570	0,2574	0,4056
RMS ML	0,5149	0,8421	0,7785	0,7646	0,3224	0,3718
RMS AP	0,3614	0,6775	0,7888	0,5633	0,3559	0,6031

Fonte: Dados do próprio autor.

Similarmente, na Tabela 6 é possível visualizar as correlações obtidas entre os dados de estabiliometria e as características do grupo G2. Neste caso, segundo valores de p , há variáveis que têm correlações altas com a característica de Idade como os Deslocamentos Total, ML e AP, além das Velocidades Total, ML e AP na condição de Olhos Abertos (OA). Contudo, as maiores correlações estão relacionadas ao Deslocamento em ML. Leal, Vieira, et al., (2015) comenta que em população idosa com e sem histórico de quedas, há um incremento no deslocamento e velocidade de COP na direção ML quando comparado com dados de população jovem e saudável, conferindo com os dados obtidos na presente pesquisa.

Tabela 6 - Correlações do G2.

	G2					
	IDADE		GRAU DE ESCOLIOSE		MASSA CORPORAL	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
Deslocamento Total	<u>0,0450</u>	0,3060	0,4050	0,3270	0,8000	0,3332
Deslocamento ML	<u>0,0377</u>	0,3583	0,4605	0,1813	0,8035	0,4720
Deslocamento AP	0,0735	0,3632	0,2899	0,7198	0,8373	0,2658
Velocidade Média Total	0,0523	0,3513	0,4454	0,2777	0,7280	0,4431
Velocidade ML	<u>0,0459</u>	0,4156	0,5014	0,1559	0,7300	0,5779
Velocidade AP	0,0781	0,3846	0,3192	0,6437	0,7757	0,3523
Amplitude ML	0,5214	0,9411	<u>0,0081</u>	0,7828	0,8412	0,1384
Amplitude AP	0,7589	0,4809	0,0841	0,4822	0,4822	0,2840
RMS ML	0,5553	0,6032	<u>0,0044</u>	0,9757	0,8357	0,1668
RMS AP	0,7653	0,3759	0,2554	0,6231	0,6542	0,4170

Nota: * $p < 0,05$ correlação alta. ** $p < 0,01$ correlação significativamente alta.

OA=Olhos Abertos; OF= Olhos Fechados.

Fonte: Dados do próprio autor.

Observa-se que as correlações quando feito o teste com olhos fechados são maiores, ou seja, a relação entre a variável de estabiliometria e a característica do grupo é frágil ou não existente. Isto pode estar relacionado à metodologia de avaliação, uma vez que o teste de OF é feito quando o teste de OA é finalizado, que

como mencionado por Duarte e Freitas (2010), pode gerar um efeito de aprendizagem na posição ortostática, diminuindo as oscilações corporais.

Do mesmo modo, na Tabela 6 observa-se correlações significativamente altas entre as variáveis de Amplitude e RMS na direção ML, assim como uma correlação significativa da Amplitude na direção AP, quando feito o teste de olhos abertos, com a característica de Graus de Escoliose e com uma relação positiva. Com esta informação é possível dizer que quanto maior o grau de escoliose em uma pessoa com idade igual ou superior a 45 anos, maior será a Amplitude nas direções ML e AP assim como o valor RMS na direção ML, quando feito o teste de olhos abertos.

4.4.2.3 Resultados Obtidos Por Grau de Escoliose

Há pouca literatura relacionando o grau de escoliose e alterações na estabilidade do corpo humano através de estabiliometria, e utilizando indivíduos nas diferentes faixas etárias. Contudo, Park, Park, et al., (2013), mostraram que grupos de sujeitos com escoliose têm maior instabilidade que grupos de controle sem escoliose ou com grau de escoliose baixo (menores do que 10°). Similarmente, Simoneau et al., (2006) verificaram que os dados de estabiliometria de um grupo de jovens com escoliose eram maiores quando comparados com um grupo de jovens saudáveis, considerando principalmente os valores RMS nas duas direções. Nestas duas pesquisas foram avaliados unicamente adolescentes.

Com o intuito de conferir a hipóteses de instabilidades associadas ao grau de escoliose, foram utilizados os 30 voluntários mencionados, que apresentam diferentes graus de escoliose e estão em várias faixas etárias. Foram divididos em dois grupos, (GrA), com 13 voluntários com escoliose na faixa de 1° a 9° graus e (GrB), com 17 voluntários com escoliose na faixa de 10° a 32° graus (vide Tabela 7).

Tabela 7 - Caracterização dos grupos amostrados segundo o grau de escoliose.

Variável	GrA M ± (DP)	GrB M ± (DP)
Idade (anos)	37,0 ± (21,7)	38,9 ± (20,5)
Grau de Escoliose	6,0 ± (2,2)	14,2 ± (7,1)
Massa Corporal (kg)	62,9 ± (8,2)	62,1 ± (14,6)
Altura (cm)	167,3 ± (9,8)	161,9 ± (9,3)
N (número voluntários)	13	17

Nota: M ± (DP) = Média ± Desvio Padrão

Fonte: Dados do próprio autor.

Na Tabela 8, são apresentados os valores médios e os desvios padrões de cada variável de establiometria ao realizar a aquisição de dados durante testes com OA e OF no GrA. Os dados entre OA e OF possuem uma elevada correlação com valor médio de 0,0545, evidenciando a correlação entre os dados obtidos na literatura e na presente pesquisa. Observa-se que as maiores relações estão associadas ao deslocamento do centro de pressão nas direções ML e AP, assim como às velocidades de deslocamento.

Tabela 8 - Dados médios de establiometria do GrA.

GrA (1° - 9°)			
Variável	Olhos Abertos M ± (DP)	Olhos Fechados M ± (DP)	p
Deslocamento Total [mm]	317,8 ± (90,4)	336,5 ± (114,2)	<u>0,0009</u>
Deslocamento ML [mm]	214,9 ± (67,7)	221,0 ± (92,3)	<u>0,0003</u>
Deslocamento AP [mm]	194,7 ± (63,1)	213,2 ± (71,6)	<u>0,0012</u>
Velocidade Média Total [mm/s]	6,0 ± (1,6)	6,0 ± (2,1)	<u>0,0005</u>
Velocidade ML [mm/s]	3,8 ± (1,2)	3,9 ± (1,7)	<u>0,0001</u>
Velocidade AP [mm/s]	3,4 ± (1,1)	3,8 ± (1,3)	<u>0,0011</u>
Amplitude ML [mm]	5,2 ± (2,5)	4,2 ± (2,3)	0,1002
Amplitude AP [mm]	7,8 ± (3,8)	9,1 ± (6,6)	0,0542
RMS ML	0,9 ± (0,4)	0,8 ± (0,5)	0,3031
RMS AP	1,4 ± (0,6)	1,4 ± (0,7)	0,0838

Nota: * p<0,05 correlação alta. ** p<0,01 correlação significativamente alta.

Fonte: Dados do próprio autor.

Os valores médios de establiometria do GrB são mostrados na Tabela 9, na qual as correlações entre os testes de OA e OF são altamente significativas, com média de 0,044.

Tabela 9 - Dados médios de estabilimetria do GrB.

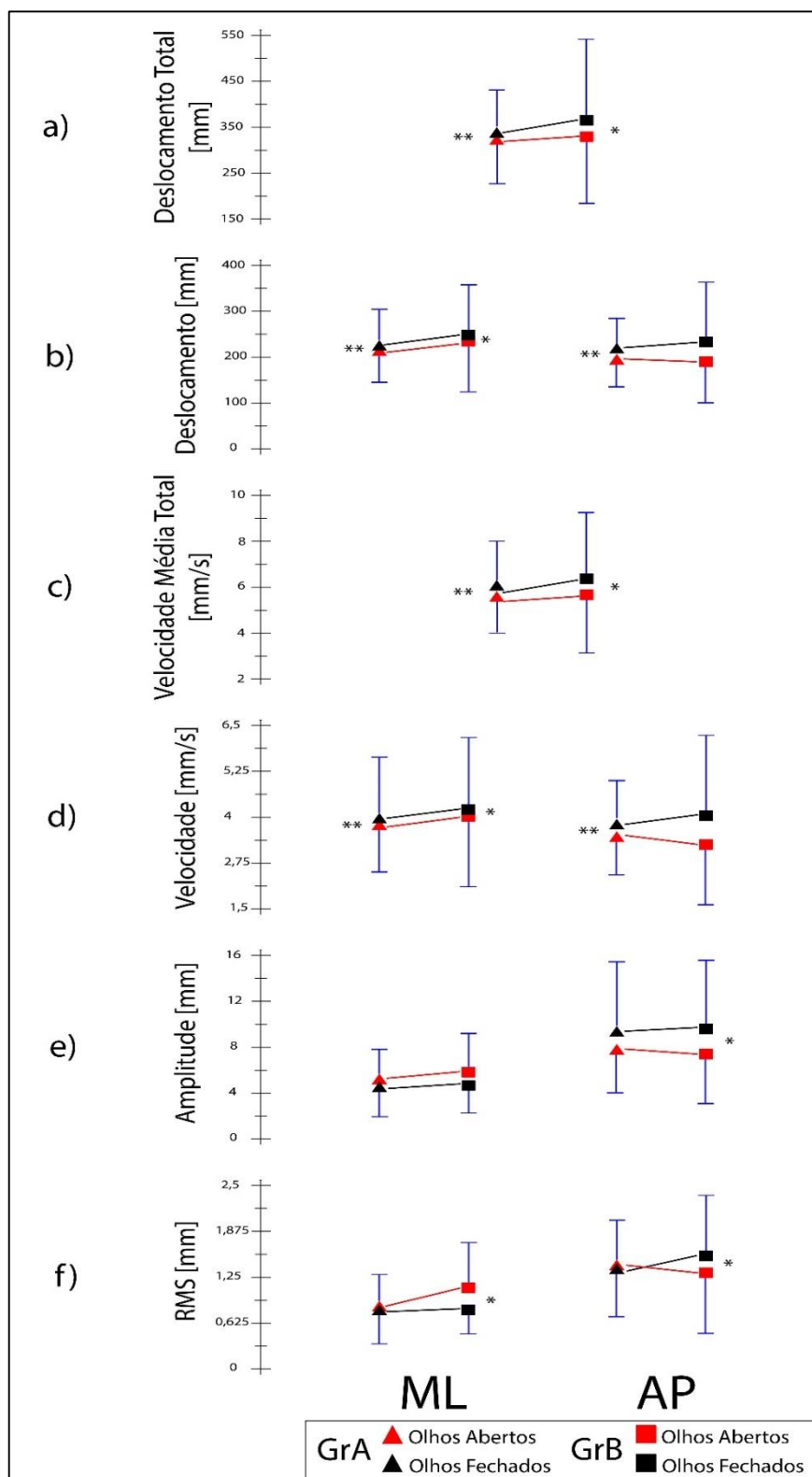
GrB (10° - 32°)			
Variável	Olhos Abertos M ± (DP)	Olhos Fechados M ± (DP)	p
Deslocamento Total [mm]	327,9 ± (143,4)	369,0 ± (174,6)	<u>0,0338</u>
Deslocamento ML [mm]	235,5 ± (109,5)	242,3 ± (117,1)	<u>0,0166</u>
Deslocamento AP [mm]	187,3 ± (89,4)	236,2 ± (128,2)	0,0905
Velocidade Média Total [mm/s]	5,6 ± (2,5)	6,3 ± (2,9)	<u>0,0363</u>
Velocidade ML [mm/s]	4,1 ± (1,9)	4,2 ± (2,0)	<u>0,0180</u>
Velocidade AP [mm/s]	3,2 ± (1,6)	4,0 ± (2,1)	0,0953
Amplitude ML [mm]	5,93 ± (3,44)	4,7 ± (2,4)	0,0726
Amplitude AP [mm]	7,6 ± (4,7)	9,3 ± (6,6)	<u>0,0452</u>
RMS ML	1,1 ± (0,6)	0,9 ± (0,4)	<u>0,0111</u>
RMS AP	1,3 ± (0,9)	1,5 ± (0,8)	<u>0,0203</u>

Nota: * p<0,05 correlação alta. ** p<0,01 correlação significativamente alta.

Fonte: Dados do próprio autor.

Com o intuito de verificar as diferenças obtidas entre os grupos GrA e GrB, utiliza-se o método gráfico mostrado na Figura 43, no qual é possível observar um incremento nos valores médios das variáveis relacionadas com a direção ML do GrB em relação aos valores do GrA. De forma similar, na direção AP quando realizado o teste com OF, apresenta-se um comportamento similar ao obtido nos testes com OA, com incremento nos valores médios de todas as variáveis de estabilimetria.

Figura 45 - Valores médios e desvio padrão de dados de establiometria nos grupos GrA e GrB.



Nota: * $p < 0,05$ correlação alta. ** $p < 0,01$ correlação significativamente alta.
 Fonte: Dados do próprio autor.

Para entender melhor as dependências entre as variáveis de estabiliometria e as características de cada grupo, são apresentados nas Tabelas 10 e 11, os dados p obtidos em cada caso. Deve-se salientar que quanto menor o valor de p, maior será a dependência entre variáveis.

No caso da Tabela 10 com os dados do GrA, é possível ver que quando os graus de escoliose são baixos, a dependência entre Idade e as variáveis de Amplitude nas direções ML e AP assim com o valor RMS na direção ML é significativa.

Similarmente, na Tabela 11 estão apresentados os dados das correlações das variáveis de estabiliometria com as características do GrB que é formado pelos sujeitos com grau de escoliose igual ou superior a 10°. Observa-se que a dependência entre as variáveis de estabiliometria e a Idade é reduzida ou quase inexistente.

Tabela 10 - Correlações do GrA.

	GrA					
	IDADE		GRAUS ESCOLIOSE		MASSA CORPORAL	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
Deslocamento Total	0,8773	0,4188	0,2781	0,6668	0,2052	0,1457
Deslocamento ML	0,4740	0,3464	0,2548	0,5921	0,3914	0,3606
Deslocamento AP	0,6002	0,6646	0,4456	0,8618	0,1539	0,0730
Velocidade Média Total	0,8116	0,4182	0,3579	0,7514	0,1985	0,1645
Velocidade ML	0,4497	0,3674	0,3282	0,6530	0,3968	0,3816
Velocidade AP	0,6472	0,6279	0,5358	0,9638	0,1345	0,0754
Amplitude ML	<u>0,0105</u>	0,5246	0,6553	0,6483	0,1566	0,2208
Amplitude AP	<u>0,0396</u>	0,3958	0,7869	0,4330	0,1514	0,2264
RMS ML	<u>0,0332</u>	0,9730	0,1540	0,3153	0,9065	0,2036
RMS AP	0,1665	0,9672	0,4265	0,7843	0,3645	0,5429

Nota: * $p < 0,05$ correlação alta. ** $p < 0,01$ correlação significativamente alta.

Fonte: Dados do próprio autor.

Tabela 11 - Correlações do GrB.

	GrB					
	IDADE		GRAUS ESCOLIOSE		MASSA CORPORAL	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
Deslocamento Total	0,7046	0,5727	0,7784	0,8663	0,5488	0,4270
Deslocamento ML	0,6179	0,5976	0,6824	0,9951	0,5641	0,5350
Deslocamento AP	0,9277	0,6128	0,9550	0,8489	0,6181	0,3711
Velocidade Média Total	0,7521	0,6089	0,8408	0,9317	0,5664	0,4286
Velocidade ML	0,6659	0,6378	0,7471	0,9260	0,5830	0,5470
Velocidade AP	0,9610	0,6452	0,9182	0,9009	0,6285	0,3651
Amplitude ML	0,5248	0,8830	0,5935	0,9587	0,4916	0,1690
Amplitude AP	0,6774	0,6653	0,1560	0,6226	0,5153	0,5314
RMS ML	0,4232	0,8890	0,5396	0,9666	0,7129	0,4226
RMS AP	0,5401	0,6940	0,2123	0,6645	0,5987	0,6624

Nota: * $p < 0,05$ correlação alta. ** $p < 0,01$ correlação significativamente alta.

Fonte: Dados do próprio autor.

Como foi apresentado nos dois métodos de análises, há uma relação entre a Idade, o Grau de Escoliose e os dados de Estabiliometria. Entretanto, a dependência entre elas não foi avaliada diretamente. Assim, com o intuito de avaliar esta dependência, foi feita a análise estatística dos 30 voluntários sem fazer divisão por idades ou graus de escoliose, os resultados destas dependências são mostrados na Tabela 12.

Tabela 12 - Correlações do grupo de voluntários.

Variáveis	OLHOS ABERTOS		OLHOS FECHADOS	
	Idade	Graus Escoliose	Idade	Graus Escoliose
Deslocamento Total	0,8057	0,5709	0,9676	0,5663
Deslocamento ML	0,9580	0,3602	0,8801	0,6750
Deslocamento AP	0,6993	0,9450	0,8201	0,5794
Velocidade Média Total	0,8762	0,7109	0,9654	0,7166
Velocidade ML	0,9774	0,4763	0,8240	0,8299
Velocidade AP	0,7583	0,8314	0,8787	0,7044
Amplitude ML	0,4887	0,4210	0,7729	0,8658
Amplitude AP	0,1222	0,2304	0,7934	0,7806
RMS ML	0,7809	0,3688	0,9457	0,8054
RMS AP	0,2041	0,4211	0,7474	0,5112

Nota: * $p < 0,05$ correlação alta. ** $p < 0,01$ correlação significativamente alta.

Fonte: Dados do próprio autor.

Embora os fatores p sejam elevados e não apresentem uma dependência direta ou significativa entre as variáveis de establiometria e as características Idade e Grau de Escoliose dos voluntários avaliados, é possível verificar que quando realizados os testes com Olhos Abertos, as variáveis que utilizam dados na direção ML, possuem uma maior dependência do Grau de Escoliose do que da Idade. Isto é, 60% dos dados de establiometria quando realizado o teste de OA, é mais dependente do Grau de Escoliose do que da Idade. Da mesma forma, ao analisar os dados obtidos quando feito o teste de Olhos Fechados, 90% das variáveis têm maior dependência do Grau de Escoliose do que da Idade do voluntário; no entanto, é importante salientar que pela metodologia de avaliação adotada, os dados de establiometria com OF podem estar afetados pelo efeito de aprendizagem da posição ortostática mencionado por Duarte e Freitas (2010).

5 CONCLUSÃO

Foi implementado um baropodômetro robusto, portátil e de baixo custo. Os voluntários não relataram desconforto com as plataformas, característica importante, uma vez que o equipamento não deve influenciar as avaliações com ele realizadas.

O sistema eletrônico mensura a força exercida pela região plantar nos 120 sensores, com frequência de amostragem de 20Hz. Nas análises estáticas e dinâmicas, os circuitos de aquisição e interfaceamento de dados apresentaram um desempenho similar às características oferecidas pelos equipamentos comerciais, conforme informações disponibilizadas na literatura.

O custo final do equipamento implementado, de aproximadamente R\$6.000,00, é cerca de trinta vezes menor que o dos equipamentos comerciais. É importante salientar que o preço aqui apresentado não inclui o valor do software utilizado.

Na realização de testes com massas conhecidas, os resultados mostraram que a distribuição de peso nos sensores foi aproximadamente uniforme, quando se utilizou fatores de correção de altura e uma camada de silicone sobre os sensores para haver uma distribuição de força mais homogênea.

Com os dados coletados de pacientes de várias faixas etárias e graus de escoliose, foi possível verificar que os testes de Olhos Abertos e Olhos Fechados têm uma correlação significativamente alta, com relação positiva, ou seja, ao se realizar o teste de Olhos Fechados há um incremento na instabilidade do sujeito avaliado.

Quando se comparou os resultados de establiometria de 2 grupos de voluntários com diferentes faixas etárias, encontrou-se uma maior instabilidade no grupo com maior faixa etária, o que era de se esperar, uma vez que ao longo do tempo, o sistema neuromuscular do corpo humano vai-se deteriorando, gerando problemas de equilíbrio e risco de queda principalmente em população idosa.

Utilizando dados estatísticos foi possível verificar a pouca correlação entre idade e o grau de escoliose na população jovem, uma vez que nesta faixa etária o sistema neuromuscular geralmente encontra-se em ótimas condições.

Em população com faixa etária entre 45 e 78 anos, houve correlações significativamente altas entre tamanho, velocidade do deslocamento do COP

(principalmente na direção ML) e a idade do sujeito avaliado, conferindo com dados obtidos na literatura.

Encontraram-se correlações significativamente altas entre os graus de escoliose e os valores de Amplitude e RMS na direção ML na população com faixa etária entre 45 e 78 anos, que apresentou maior grau de escoliose e maior instabilidade.

Quando segmentada a população de avaliação por grau de escoliose, verificou-se um aumento nas instabilidades do grupo com maior grau de escoliose, havendo um incremento nas variáveis relacionadas à direção ML.

Em voluntários com grau de escoliose igual ou superior a 10°, verificou-se a pouca dependência do comportamento do COP com a idade do sujeito avaliado. De forma similar, foi possível verificar uma relação negativa em relação à idade nos voluntários com grau de escoliose inferior a 10°, ou seja, quando o grau de escoliose é baixo, quanto menor a idade, maiores serão as Amplitudes e valores RMS, principalmente na direção ML.

A análise da dependência das variáveis de estabiliometria com a idade e o grau de escoliose em voluntários evidenciou uma maior dependência entre as variáveis influenciadas ou relacionadas pela direção ML. Houve maior dependência das variáveis de estabiliometria com o grau de escoliose do que com a idade, embora as correlações não tenham sido altas.

Os dados coletados indicam haver uma alta correlação entre os testes de OA e OF. Entretanto, os dados obtidos no teste de OF não apresentam correlações significativas entre as variáveis e as características dos grupos, como Idade e Grau de Escoliose. Este fator pode ser ocasionado pela metodologia de avaliação de cada voluntário, uma vez que o teste de OF é feito imediatamente após o teste de OA, podendo apresentar um efeito de aprendizagem da posição ortostática e diminuir as instabilidades do corpo humano, segundo a literatura.

Em trabalhos futuros é importante estabelecer um protocolo de calibração do equipamento que possibilite monitorar ao longo do tempo o comportamento do sensor e possíveis deformações nos domos.

Para se atingir maiores frequências de amostragem, deve-se modificar os circuitos de comunicação e controle, utilizando novas metodologias de leitura de

sensores, como leitura por grupos, e novos conversores analógicos digitais. Além disso, ao invés de se utilizar comunicação serial, poder-se-ia utilizar comunicação direta USB que podem apresentar velocidades de transmissão superiores à 12Mbps.

É importante salientar que embora seja utilizado um diodo em série com cada sensor para reduzir o efeito *ghost*, o fenômeno ainda se encontra presente no equipamento. Assim, para desenvolvimentos futuros uma das prioridades deverá ser eliminação do efeito *ghost*.

Como há um espaço entre os sensores, há pontos cegos onde o equipamento não consegue mensurar a força exercida. Devido a este fato, sugere-se um aumento do número de sensores, mas que não precisa atingir a elevada quantidade encontrada nos equipamentos comerciais.

Mesmo que o aplicativo desenvolvido oferece informações da distribuição de forças na região plantar como imagens em 3D, a avaliação de patologias típicas dos pés como pé plano ou cavo, é feita pelo avaliador de forma subjetiva. Assim, o aplicativo poderia ter ferramentas que possibilitem fazer a avaliação objetiva ou ter redes neurais que permitam identificar automaticamente a existência da patologia.

Com a utilização de redes neurais, o equipamento teria uma alta versatilidade como ferramenta de diagnóstico, uma vez que poderia ser utilizado para avaliação de patologias nos pés, problemas posturais e de equilíbrio.

Na análise de establiometria, ficou evidenciado que os resultados obtidos com o equipamento implementado e com equipamentos comerciais são similares. Com estes têm sido feitas numerosas pesquisas relacionadas à posturologia e estabilidade em diferentes populações. Assim sendo, o baropodômetro implementado possui potencial para se investigar clinicamente patologias estudadas pela Podologia, Posturologia e Podoposturologia.

REFERÊNCIAS

- ABREU, D. et al. What is the influence of surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis on postural control? **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 36, p. 586–590, 2012.
- CARVALHO, A. A.; RADWIN, R. G. A new method for extending the range of conductive polymer sensors for contact force. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Amsterdam, v. 17, n. 3, p. 285-290, 1996.
- CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, Kidlington, v. 17, n. 9-10, p. 666-677, 2002.
- CHINESPORT. **Chinesport rehabilitation and medical equipment**. [S. l.: s. n.], 2015. Disponível em: <<http://www.chinesport.com/catalogue/diagnostics/posturology/02990-podoscope-lux-new/>>. Acesso em: 27 jul. 2015.
- COSTA, F.; SOARES, L.; LIMA, F. C. **Acupuntura, fisioterapia e quiropraxia**. [S. l.: s. n.], 2014. Disponível em: <<http://fredericofisioterapia.com.br/wp-content/uploads/escoliose.png>>. Acesso em: 16 fev. 2016.
- COUSINS, S. D.; MORRISON, S. C.; DRECHSLER, W. I. The reliability of plantar pressure assessment during barefoot level walking in children aged 7-11 years. **Journal of Foot and Ankle Research**, London, v. 5, n. 1, p. 8, 2012.
- DE SANTIAGO, H. et al. The influence of vision and support base on balance during quiet standing in patients with adolescent idiopathic scoliosis before and after posterior spinal fusion. **The Spine Journal**, Amsterdam, v. 13, n. 11, 2013.
- DESKTHORITY, W. **Rollover, blocking and ghosting**. [S. l.: s. n.], 2014. Disponível em: <https://deskthority.net/wiki/Rollover,_blocking_and_ghosting>. Acesso em: 29 jan. 2016.
- DUARTE, M.; FREITAS, S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.
- ESTREMOTE, M. M. **Medição da descarga de peso de indivíduos hemiplégicos e não hemiplégicos utilizando uma nova plataforma de força**. 2010. 112 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia - Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.
- FREITAS, R. **Plataforma de força para aplicações biomédicas**. 2008. 136 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia - Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.
- FREITAS, R. et al. Protótipo de uma plataforma de forças para aplicações biomédicas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21., 2008, São Pedro. **Anais...** São Pedro: [s. n.], 2008. p. 693-696.

- FREITAS, S.; PRADO, J.; DUARTE, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clinical Biomechanics**, Kidlington, v. 20, n. 3, p. 336–339, 2005.
- HARRISON, A. J.; FOLLAND, J. P. Investigation of gait protocols for plantar pressure measurement of non-pathological subjects using a dynamic pedobarograph. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 6, n. 1, p. 50-55, ago. 1997.
- INTERLINK ELECTRONICS. INTERLINK ELECTRONICS - FSR400. Site. Westlake Village, 2015. Disponível em: <<http://www.interlinkelectronics.com/FSR400.php>>. Acesso em: 28 jun. 2015.
- KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1990. v. 2.
- KARUKA, A. H.; SILVA, J. A. M. G.; NAVEGA, M. T. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 15, n. 6, p. 460-466, 2011.
- LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, Kidlington, v. 37, n. 9, p. 1421-1426, 2004.
- LEAL, K. et al. A Importância do centro de pressão (cop) no equilíbrio e na percepção de qualidade de vida durante o processo de envelhecimento. **Revista CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, São Paulo, v. 7, n. 1, 2015.
- LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- MANFIO, E. F. Análise da distribuição de pressão plantar em sujeitos normais. **Revista Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 1, p. 65-68, 1991.
- MICROCHIP TECHNOLOGY. Microchip technology. Site. 2012. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70292G.pdf>>. Acesso em: 27 Janeiro 2016.
- MIYAMOTO, S. T. et al. Brazilian version of the Berg balance escale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, Ribeirão Preto, v. 37, n. 9, p. 1411-1421, 2004.
- MOHAMMED, F. et al. Determination of Weight Distribution in the Foot. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTING, ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERING (ICCEEE), 2013, [S. l.]. **Proceedings...** [S.l. : s.n.]. 2013. p. 434.436.
- NOVEL. **Novel quality in measurement**. [S. l.], 2015. Disponível em: <<http://www.novel.de/novelcontent/emed>>. Acesso em: 02 ago. 2015.
- PALACIOS, E.; REMIRO, F.; LOPEZ, L. J. **Microcontrolador PIC16F84A Desarrollo de proyectos**. Ciudad del México: RA-MA, 2004.

-
- PARK, J. H. et al. The study of correlation between foot-pressure distribution and scoliosis. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 13., 2008, Singapore. **Proceedings...** Singapore: [s. n.], 2008. p. 974-978.
- PARK, J.-Y. et al. The Effect of Scoliosis Angle on Center of Gravity Sway. **Jornal Of Physical Therapy Science**, Tokyo, v. 25, n. 12, p. 1629–1631, 2013.
- PINHEIRO, H.; VILAÇA, K.; CARVALHO, G. Estabilidade postural, risco de quedas e medo de cair em idosos com neuropatia diabética que realizam exercícios terapêuticos. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 21, n. 2, p. 127-132, 2014.
- RANA, N. K. Application of Force Sensing Resistor (FSR) in Design of Pressure Scanning System for Plantar Pressure Measurement. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER AND ELECTRICAL ENGINEERING., 2., 2009, Dubai. **Proceedings...** Dubai: [s.n.], 2009. p. 678 - 685.
- RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 21, n. 1, p. 48–58, 2005.
- RAZAK, A. et al. Foot plantar pressure measurement system: a review. **sensors. Open Access Journal**, Irvine, v. 12, n. 7, p. 9884-9912, 2012.
- ROCCHI, L.; CHIARI, L.; CAPPELLO, A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Heidelberg, v. 42, n. 1, p. 71-79, 2004.
- ROSE, J. et al. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, Chichester, v. 44, n. 1, p. 58-63, 2002.
- ROSENBAUM, D.; BECKER, H. P. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. **Foot and Ankle Surgery**, London, v. 3, n. 1, p. 1-14, 1997.
- SAYURI, K. et al. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho. **Acta Ortopédica Brasileira**, Pinheiros, v. 13, n. 3, 2005.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle motor: teoria e aplicações praticas**. 2. ed. Barueri: Manole, 2003.
- SIGMA. Sigma Electronica Ltda. **Tarjeta**. Bogotá, 2016. Disponível em: <<http://www.sigmaelectronica.net/tarjeta-ft232-p-1110.html>>. Acesso em: 11 jul. 2016.
- SILVA, A. et al. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos resistidos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 14, n. 2, p. 88-93, 2008.

SIMONEAU, M. et al. Altered sensory-weighting mechanisms is observed in adolescents with idiopathic scoliosis. **BMC Neuroscience**, London, v. 7, n. 68, 2006.

STASSI, S. et al. **Wearable and flexible pedobarographic insole for continuous pressure monitoring**. Baltimore, MD: IEEE. 2013.

TAI, H.; NAM, J.; MIN, S. Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 10, n. 3, p. 248-254, 1999.

TEKSCAN. Tekscan pressure mapping, force measurement & tactile sensors. **Products: solutions**. [S. l.], 2015. Disponível em: <<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/matscan>>. Acesso em: 04 ago. 2015.

TUBESALUD. **Tipos de pies planos**. [S. l.], 2011. Disponível em: <<http://www.tubosalud.com/tipos-de-pies-planos/>>. Acesso em: 27 jul. 2015.

URBAN, M. **Implementação de um sistema eletrônico para avaliar a distribuição da força na região plantar de pacientes**. Ilha Solteira: Universidade Estadual Paulista, 2013. 39 p.

URBAN, M. **implementação de um sistema eletrônico para avaliar a distribuição da força na região plantar de pacientes**. 2015. 102 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2015.

URBAN, M. et al. Desenvolvimento de um protótipo de baropodômetro. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA – CBEB, 24., 2014. [S. l.]. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2014. p. 2687-2690.

URRY, S. Plantar pressure-measurement sensors. **Measurement Science and Technology**, Bristol, v. 10, n. 1, p. R16, 1999.

VIEIRA, T.; OLIVEIRA, L. Equilíbrio postural de atletas remadores. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 12, n. 3, p. 135-138, 2006.

VIERA, T.; OLIVEIRA, L.; NADAL, J. Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, Ribeirão Preto, v. 42, n. 7, p. 665-673, 2009.

WANG, H.; LIU, J.; CHEN, S. An intelligent 3D force platform for plantar pressure distribution measurement. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON MECHATRONICS AND AUTOMATION, 2009, Changchun. **Proceedings...** [S. l.: s. n.], 2009. p. 4479-4483.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gaiy & Posture**, Amsterdam, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

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 A – PROGRAMA dsPIC

/*****ROTINA DESENVOLVIDA PARA dsPic BAROPODOMETRO*****/

/*****
 *****Configurações dsPic*****
 *****/

```
#include <p33FJ128GP802.h>
#include <string.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
```

```
_FOSC(OSCIOFNC_ON & FCKSM_CSDCMD & POSCMD_NONE);
_FOSCSEL(FNOSC_FRCPLL);
_FWDT(FWDTEN_OFF);
_FGS(GCP_OFF);
_FPOR(FPWRT_PWR1);
```

```
void DelayNmSec(unsigned int N);
void DelayUsec(unsigned int N);
#define FCY 40000000
#define MILLISEC FCY/40000
#define MICROSEC FCY/40000000
```

/*****
 *****Declaração Variaveis*****
 *****/

```
int      vector[]={8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,40,41,42,43,44,45,
46,47,48,49,50,51,52,53,54,55,72,73,74,75,76,77,78,79,80,81,82,83,84,85,86,87,
104,105,106,107,108,109,110,111,112,113,114,115,116,117,118,119,136,137,138,1
39,140,141,142,143,144,145,146,147,148,149,150,151,168,169,170,171,172,173,17
4,175,176,177,178,179,180,181,182,183,200,201,202,203,204,205,206,207,208,209
,210,211,212,213,214,215,232,233,234,235,236,237,238,239};
int i=0;
int j=0;
char *entero;
char *RxDado;
char concatenar[512]="";
char inicio[]="I";
char final[]="F";
char meio[]="-";
int data;
int promedio=0;
```

/*****
 *****Configuração UART*****
 *****/

```
void InitUART1() {
```

```

    U1MODEbits.UARTEN = 0;
    U1MODEbits.USIDL = 0;
    U1MODEbits.IREN = 0;
    U1MODEbits.RTSMD = 0;
    U1MODEbits.UEN = 0;
    U1MODEbits.WAKE = 0;
    U1MODEbits.LPBACK = 0;
    U1MODEbits.ABAUD = 0;
    U1MODEbits.URXINV = 0;
    U1MODEbits.BRGH = 0;
    U1MODEbits.PDSEL = 0;
    U1MODEbits.STSEL = 0;
                                // U1BRG = (Fcy / (16 * BaudRate)) - 1
                                // U1BRG = (40000000 / (16 * 1200000)) - 1
                                // U1BRG = 1.08 //Round to 1
                                // 1 = 1200000 Mbps

    U1BRG = 1;
    U1STAbits.UTXISEL1 = 0;
    U1STAbits.UTXINV = 0;
    U1STAbits.UTXISEL0 = 0;
    U1STAbits.UTXBRK = 0;
    U1STAbits.UTXEN = 0;
    U1STAbits.UTXBF = 0;
    U1STAbits.TRMT = 0;
    U1STAbits.URXISEL = 0;
    U1STAbits.ADDEN = 0;
    U1STAbits.RIDLE = 0;
    U1STAbits.PERR = 0;
    U1STAbits.FERR = 0;
    U1STAbits.OERR = 0;
    U1STAbits.URXDA = 0;
    U1MODEbits.UARTEN = 1;
    U1STAbits.UTXEN = 1;
}

/*****
*****Configuração ADC*****
*****/
void InitAdcon(){
    AD1CON1bits.ADSIDL=0;
    AD1CON1bits.ADDMABM=0;
    AD1CON1bits.AD12B=0;
    AD1CON1bits.FORM=0;
    AD1CON1bits.SSRC=0;
    AD1CON1bits.ASAM=0;
    AD1CON2=0;
    AD1CON3bits.ADRC=0;
    AD1CON3bits.SAMC=0;
    AD1CON3bits.ADCS=2;
    AD1CHS0bits.CH0NA=0;

```

```

    AD1CHS0bits.CH0SA=0;
    AD1CSSL=0;
}

/*****
*****MAIN*****
*****/
int main() {
    CLKDIVbits.PLLPRE = 0;
    PLLFBDbits.PLLDIV = 40;
    CLKDIVbits.PLLPOST = 0;
    while(OSCCONbits.LOCK != 1);
    RCONbits.SWDTEN = 0;
    TRISA = 0xFFFF;
    TRISB = 0b100000000000; // RB11 ENTRADA PARA U1RX
    RPINR18bits.U1RXR = 0b01011; //RX RP11 PIN 22
    RPOR5bits.RP10R = 0b00011; // TX RP10 PIN 21
    InitUART1();
    InitAdcon();
    AD1CON1bits.ADON=1;
    LATB = 0;
    while(1)
    {
        char ReceivedChar;
        if(U1STAbits.URXDA)
        {
            ReceivedChar = U1RXREG;
            *(concatenar) = 0;
            strcat(concatenar,inicio);
            for(i=0;i<120;i++){
                LATB=vector[i];
                DelayUsec(5);
                promedio=0;
                for(j=0;j<10;j++)
                {
                    AD1CON1bits.SAMP=1;
                    DelayUsec(5);
                    AD1CON1bits.SAMP=0;
                    while(!AD1CON1bits.DONE);
                    promedio=promedio+ADC1BUF0;
                }
                LATB=24;
                DelayUsec(2);
                promedio=promedio/10;
                char str[4]="";
                sprintf(str, "%d", promedio);
                strcat(concatenar,meio);
                strcat(concatenar,str);
            }
        }
    }
}

```

```
        strcat(concatenar,meio);
        strcat(concatenar,final);
        int k=0;
        for(k=0;k<strlen(concatenar);k++)
        {
            U1TXREG=concatenar[k];
            while(!U1STAbits.TRMT);
        }
    }
    return 0;
}
```

/*Funções para gerar retardos de sistema*/

```
void DelayNmSec(unsigned int N)
{
    //26000 aprox 4 segundos
    unsigned int j;
    while(N--)
        for(j=0;j < MILLISEC;j++);
}
```

```
void DelayUsec(unsigned int N)
{
    unsigned int j;
    while(N--)
        for(j=0;j < MICROSEC;j++);
}
```

ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: **“ANÁLISE DE SINAIS DE UM BAROPODÔMETRO UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS EM PACIENTES COM ESCOLIOSE”**

Nome do (a) Pesquisador (a) Responsável: **Caroline Meireles Fanfoni**

Nome dos Pesquisadores: **Mateus Fernandes Réu Urban**
Fabian Rodrigo Castro Foreno
Jean Vitor de Paulo

Nome do (a) Orientador (a): **Aparecido Augusto de Carvalho**

1. **Natureza da pesquisa:** *o 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. Os testes consistirão de análise de radiografia toraco-lombar; avaliação postural; foto da região dorsal e avaliação sobre o baropodômetro. As informações serão gravadas no computador e os resultados serão avaliados objetivando o desenvolvimento de uma nova metodologia para avaliação da patologia de escoliose através do baropodômetro.*
2. **Participantes da pesquisa:** *A população alvo será constituída por pacientes com diferentes graus de escoliose*
3. **Envolvimento na pesquisa:** *ao participar deste estudo a sra (sr) permitirá que o pesquisadora **Caroline Meireles Fanfoni** 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 do telefone do (a) pesquisador (a) do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.*
4. **Sobre as entrevistas:** *serão coletados dados de identificação da pessoa e explicado a finalidade, além do modo como será realizada a pesquisa.*
5. **Riscos e desconforto:** *a participação nesta pesquisa não traz complicações legais e nem oferece riscos aos pacientes. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.*

-
6. **Confidencialidade:** *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados.*
7. **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.*
8. **Pagamento:** *a Sra (Sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.*

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 cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

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 ou Responsável

Assinatura do Pesquisador

Assinatura do Orientador