



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Ilha Solteira

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

MATEUS FERNANDES RÉU URBAN

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO PARA
AVALIAR A DISTRIBUIÇÃO DA FORÇA NA REGIÃO PLANTAR DE
PACIENTES**

Ilha Solteira

2015

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MATEUS FERNANDES RÉU URBAN

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO PARA
AVALIAR A DISTRIBUIÇÃO DA FORÇA NA REGIÃO PLANTAR DE
PACIENTES**

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia - UNESP – Campus de Ilha
Solteira, para obtenção do título de Doutor
em Engenharia Elétrica.

Área de Conhecimento: Automação.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto
de Carvalho

Ilha Solteira
2015

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

U722i Urban, Mateus Fernandes Réu.
Implementação de um sistema eletrônico para avaliar a distribuição da força na região plantar de pacientes / Mateus Fernandes Réu Urban. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2015
95 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2015

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. Baropodômetro. 2. Instrumentação eletrônica. 3. Distribuição de forças.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Implementação de um Sistema Eletrônico para Avaliar a Distribuição da Força na Região
Plantar de Pacientes

AUTOR: MATEUS FERNANDES RÉU URBAN


ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de DOUTOR EM ENGENHARIA
ELÉTRICA, Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha



Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha



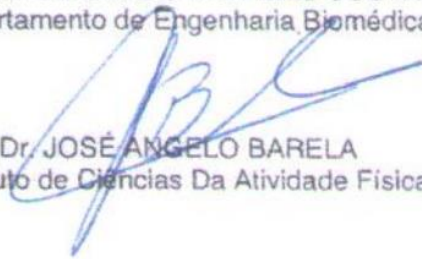
Prof. Dr. MARCIO ANTONIO BAZANI

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. EDUARDO TAVARES COSTA

Departamento de Engenharia Biomédica / Universidade Estadual de Campinas



Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA

Instituto de Ciências Da Atividade Física e Esporte / Universidade Cruzeiro do Sul

Data da realização: 04 de setembro de 2015.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por tudo e todos que colocou em meu caminho, sempre me dando forças direta ou indiretamente para realização deste trabalho.

Aos meus pais Luiz e Miriam, por todo carinho, dedicação e educação que me deram.

À minha noiva Patricia, pelo seu amor e cumplicidade.

Ao meu orientador Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela oportunidade, confiança e amizade.

À minha família, que nos momentos de minha ausência dedicados ao estudo e à pesquisa, sempre se fizeram entender que o futuro é feito a partir da constante dedicação no presente.

Aos meus amigos, por sempre estarem ao meu lado, auxiliando e incentivando.

À “família” LIEB, que me proporcionou grandes amizades e o companheirismo de todos que já passaram pelo laboratório de pesquisa. Espero que possamos continuar a desenvolver ainda mais trabalhos. Todos foram importantes para a conclusão deste projeto, entretanto, não posso deixar de destacar o mestrando Fabian, que trabalhou diretamente no projeto e sem sua dedicação, provavelmente não teríamos um trabalho tão completo.

À UNESP, seu corpo docente e funcionários, pela formação e infraestrutura que me proporcionaram as ferramentas necessárias à conclusão deste trabalho.

Ao IFSP e seus servidores, pela compreensão e apoio para o desenvolvimento deste projeto.

À empresa Excel Sensores, Sr. Celso, Fátima, Rosa e seus funcionários, que através da excelência de seus produtos e de sua *expertise* sempre estiveram presentes nos apoiando em nossos projetos pesquisa.

À FAPESP, pelo auxílio financeiro para o desenvolvimento deste trabalho.

“Não importa quanto a vida possa ser ruim, sempre existe algo que você pode fazer, e triunfar. Enquanto há vida, há esperança.” Stephen Hawking

RESUMO

O pé é um membro proprioceptivo, que transmite ao corpo forças estáticas e dinâmicas captadas a partir de seu contato com o solo. É através de sua coordenação intrínseca com o sistema vestibular, a visão e as informações táteis, que o sistema de controle postural está fundamentado. Neste trabalho, foi implementado o protótipo de um baropodômetro constituído por 2 plataformas, cada uma com 60 sensores de força resistivos, distribuídos matricialmente, circuitos de condicionamento de sinais, interfaceamento de dados e um computador pessoal. Com o auxílio do programa desenvolvido, pode-se determinar a amplitude da força aplicada em 240 pontos, a partir das medições dos 120 sensores e cálculos relacionados à estrutura mecânica das plataformas. Utilizando-se o método de elementos finitos foi possível validar resultados da análise analítica da estrutura e propor um novo método de interpolação. Assim, as informações sobre a distribuição de força na região plantar de pacientes são apresentadas na tela de um computador. O equipamento foi utilizado para medir a distribuição de peso na região plantar de 10 voluntários hígidos e 10 hemiplégicos. Com os hemiplégicos realizou-se os exercícios estabelecidos para classificá-los de acordo com a Escala de Equilíbrio de Berg. Os resultados obtidos mostram que o equipamento implementado possui potencial para investigar clinicamente patologias estudadas pela Podologia, Posturologia e Podoposturologia.

Palavras-Chave: Baropodômetro. Distribuição de peso. Protótipo.

ABSTRACT

The foot is an important proprioceptive member that transmits static and dynamic forces to the body, captured from its contact with the ground. The postural control system is based on an intrinsic coordination with the vestibular system, visual and tactile information. In this work, a baropodometer prototype was implemented consisting of two platforms, each with 60 force resistive sensors in matricial distribution, signal conditioning circuitry, data interfacing and a personal computer. With the aid of a computer program, one can determine the magnitude of the force applied at 240 points from the measurements of the 120 sensors and calculations related to the mechanical structure of the platforms. Using the finite elements method it was possible to validate the results of structural analytical analysis and propose a new methodology of interpolation. Thus, information about the force distribution on plantar region of patients are shown on a computer screen. The equipment was used to measure the weight distribution of 10 healthy volunteers and 10 hemiplegic in the plantar region. Hemiplegic performed exercises to establish their classification according to Berg balance scale. The results show that the implemented equipment has the potential to clinically investigate pathologies studied by Podology, Posturology and Podoposturology.

Keywords: Baropodometer. Force distribution. Plantar region. Prototype.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Exemplo de análise tridimensional da marcha humana com <i>software</i> Qualisys.	28
Figura 2 - Modelo de plataforma de forças comercializada pela empresa AMTI.	29
Figura 3 - Modelo de plataforma de forças de quatro apoios da empresa Kistler.	30
Figura 4 - Exemplo de exame realizado por um baropodômetro.	31
Figura 5 - Desenho do novo equipamento.	38
Figura 6 - Desenho das partes constituintes da base do novo equipamento.	39
Figura 7 - Exemplo de sistema aproximado e equivalente do equipamento.	40
Figura 8 - Viga biengastada com carregamento distribuído.	41
Figura 9 - Diagrama de corpo livre da viga biengastada.	41
Figura 10 - Segmentos de análise da viga indeterminada.	43
Figura 11 - Foto do sensor FSR 400.	45
Figura 12 - Desenho do transdutor com o sensor FSR400.	46
Figura 13 - Circuito para conversão força-tensão elétrica recomendado pelo fabricante.	47
Figura 14 - Circuito eletrônico do projeto do novo equipamento.	47
Figura 15 - Foto do protótipo implementado com sistema de referência.	48
Figura 16 - Aparato experimental utilizado na calibração dos sensores.	50
Figura 17 - Corpo de massa posicionado sobre o equipamento.	51
Figura 18 - Diagrama de força cortante ao longo da viga.	53
Figura 19 - Diagrama de momento fletor ao longo da viga.	53
Figura 20 - Valores de força cortante ao longa viga fletida.	54
Figura 21 - Valores de momento fletor ao longo da viga fletida.	54
Figura 22 - Deflexão de modelo de chapa.	55
Figura 23 - Foto do sistema implementado.	56
Figura 24 - Curva de calibração obtida para um sensor do equipamento.	57
Figura 25 - Distribuição de forças para corpo de massa 5kg.	58
Figura 26 - Localização do centro de pressão do cilindro de 5kg.	59
Figura 27 - Voluntário 1 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	61
Figura 28 - Voluntário 2 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	62

Figura 29 - Voluntário 3 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	63
Figura 30 - Voluntário 4 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	64
Figura 31 - Voluntário 5 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	65
Figura 32 - Voluntário 6 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	66
Figura 33 - Voluntário 7 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	67
Figura 34 - Voluntário 8 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	68
Figura 35 - Voluntário 9 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	69
Figura 36 - Voluntário 10 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).	70
Figura 37- Voluntário hemiplégico 1 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	72
Figura 38 - Voluntário hemiplégico 2 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	73
Figura 39 - Voluntário hemiplégico 3 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	74
Figura 40 - Voluntário hemiplégico 4 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	75
Figura 41 - Voluntário hemiplégico 5 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	76
Figura 42 - Voluntário hemiplégico 6 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	77
Figura 43 - Voluntário hemiplégico 7 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	78
Figura 44 - Voluntário hemiplégico 8 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	79
Figura 45 - Voluntário hemiplégico 9 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).....	80

Figura 46 - Voluntário hemiplégico 10 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c). 81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resumo das características dos elementos sensores do tipo capacitivo, piezoelétrico e resistivo utilizados para medição de forças.	33
Tabela 2 - Resumo das características dos elementos sensores do tipo capacitivo, folhas de pressão e piezocerâmico para medição da distribuição de forças.....	34
Tabela 3 - Valores máximos obtidos dos testes estáticos de cada sensor.....	57
Tabela 4 - Dados do centro de pressão de voluntários hígidos.	60
Tabela 5 - Dados do centro de pressão de voluntários hemiplégicos.....	71
Tabela 6 - Dados tabelados dos voluntários com a ficha de avaliação.....	83

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	OBJETIVOS	25
3	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	27
3.1	INSTRUMENTOS PARA MEDIÇÕES DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO ..	28
3.1.1	Plataformas de força	29
3.1.2	Baropodômetros	30
3.1.3	Outros métodos para quantificação da força de reação com o solo e distribuição de pressão.....	32
3.2	REQUISITOS PARA INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO	34
3.3	ANÁLISE MECÂNICA DE INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO	35
4	MATERIAIS E MÉTODOS	37
4.1	DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO	38
4.1.1	Análise da estrutura do equipamento por elementos finitos.....	39
4.1.2	Nova proposta de sensor	45
4.1.3	Circuito de condicionamento de sinais e interfaceamento de dados	46
4.1.4	Cálculo do centro de pressão.....	49
4.1.5	Calibração do circuito eletrônico.....	50
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	53
6	CONCLUSÃO	85
	REFERÊNCIAS	87
	APÊNDICE A – FICHA DE AVALIAÇÃO PROPOSTA	93
	ANEXO A - ESCALA DE BERG	95

1 INTRODUÇÃO

Diversos fatores podem contribuir para alterar o padrão de marcha ou a estática de um indivíduo. Dentre eles, o acidente vascular encefálico (AVE), ocasiona uma lesão na região encefálica, causando um *déficit* neurológico e, conseqüentemente, sequelas patológicas nos planos motor, cognitivo e sensorial de um indivíduo, sendo que sua incidência aumenta com a idade. Só no Brasil, o número de vítimas fatais por AVE chega a quase 100 mil pessoas por ano: passou de 84.713, em 2000, para 99.726, em 2010 (Bessa, 2012).

A instabilidade da marcha e os distúrbios neuromusculares causados pelo AVE constituem um dos principais fatores que resultam na queda (Puisieux, et al., 2001). Além do AVE, a idade também contribui para que haja um aumento no risco de queda de indivíduos. Independente dos fatores que resultam, uma queda é sempre prejudicial, pois em casos mais graves pode levar o indivíduo a óbito. Segundo dados da Secretaria Estadual de Saúde, no estado de São Paulo, cerca de 1500 idosos morreram em 2010 devido à quedas dentro e fora de casa (Mendes, 2012). Essa quantidade representa aproximadamente quatro mortes por dia no estado de São Paulo.

Com o desenvolvimento da tecnologia, vários equipamentos para avaliação do equilíbrio e da marcha foram propostos com o intuito de auxiliar profissionais no diagnóstico, tratamento e acompanhamento de um indivíduo. Cavanagh & Ae (1980), por exemplo, mencionam a existência de técnicas para o estudo da distribuição de pressão nos pés de humanos e animais há mais de 100 anos.

A biomecânica do movimento tem sido o foco de estudo de diversos pesquisadores. Dentre os diversos parâmetros utilizados nesta área, pode-se citar a distribuição de forças na região plantar e o deslocamento do centro de massa do paciente. Estes parâmetros são necessários para se realizar uma avaliação correta da marcha e da estática humana, uma vez que deles derivam a maioria das análises possíveis, como descrito por Gagey & Weber (2000).

Procurando-se normatizar as medições e os instrumentos utilizados, desde a década de 1970 existe um comitê internacional chamado *International Society for Posture and Gait Research*, ISPGR. O objetivo desse comitê é criar padrões, que permitam a comparação entre as diversas pesquisas sobre a avaliação da distribuição de peso na região plantar e os aspectos da oscilação corporal humana (ISPGR, 2013).

O primeiro instrumento normatizado para verificar a estabilidade postural de uma pessoa surgiu na França, por volta de 1985 (Gagey & Weber, 2000). Em 2012, a ISPGR

pretendia publicar padrões que abrangessem desde especificações para plataformas de força comerciais às normas de testes para cálculos de parâmetros da oscilação postural, através de um Comitê de Padronização (ISPGR, 2013). Entretanto, até os dias atuais o Comitê de Padronização, que teve sua formação iniciada em 2009, ainda não conseguiu chegar a um consenso.

Devido à falta de padronização, verifica-se, na literatura, que cada autor segue uma metodologia distinta, defendendo que um determinado parâmetro seja melhor para medir o risco de queda e/ou o equilíbrio em indivíduos. Com isso, diversos equipamentos e parâmetros têm sido propostos para análise da oscilação corporal humana.

Raymakers, Samson & Verhaar (2005), por exemplo, citam que muitos parâmetros derivados do registro das coordenadas do centro de pressão carregam informações similares, sendo importante analisar a metodologia empregada, de forma a caracterizar adequadamente os indivíduos analisados.

Outro aspecto relacionado à falta de padronização é a tentativa de aprimoramento de técnicas qualitativas para análise da distribuição de pressão na região plantar. Equipamentos antigos têm sido aprimorados através de técnicas computacionais de difícil aprendizado para um fisioterapeuta. Um exemplo é a análise da imagem da região plantar realizado por Ribeiro et al. (2006), no qual o *software* AutoCAD 2000 é utilizado como ferramenta para análise de imagens obtidas de um podoscópio por uma câmera fotográfica digital.

Há equipamentos desenvolvidos exclusivamente com finalidade científica, como a matriz de forças. Nesse equipamento, citado por Urry (1999), utiliza-se a tecnologia empregada nas plataformas de forças para a construção de um equipamento capaz de medir a distribuição de forças equidistantes formando-se uma matriz de pontos dispersos sobre uma determinada região. Porém, o funcionamento e as características elétricas desses equipamentos não são descritos de forma detalhada.

No mercado, há poucos equipamentos voltados para medição objetiva de parâmetros biofísicos relacionados com alterações do equilíbrio humano. Os equipamentos disponíveis possuem custos exorbitantes e são pouco robustos, tornando-os incompatíveis com a realidade dos profissionais de saúde brasileiros.

Com o acesso a esse tipo de tecnologia por profissionais da saúde, a sociedade será beneficiada. Na literatura, há numerosos exemplos de como a avaliação podoposturoológica pode auxiliar atletas na busca de melhores resultados, na busca por uma melhor qualidade de vida em diferentes faixas etárias (Swanenburg et al., 2008; Puisieux et al., 2001, Fabrício, Rodrigues & Junior, 2004; Stebbins et al., 2005), no desenvolvimento da ciência (Lockhart,

Smith & Woldstad, 2005; Heiden et al. 2006; McGorry, DiDomenico & Chang, 2010), aprofundando os conhecimentos sobre patologias que acometem o membro inferior ou influenciam seu correto funcionamento (Hill et al., 2010; Shumway-Cook & Woollacott, 2003).

Verificando-se os benefícios que o desenvolvimento de um equipamento para medir a distribuição de peso na região plantar poderia trazer aos profissionais de saúde brasileiros, no projeto financiado pela FAPESP “Sistema Informatizado para Medição de Forças na Região Plantar e Correlação com Escala de Equilíbrio de Berg em Pacientes Hemiplégicos”, Processo nº 2006/07298-1, implementou-se um baropodômetro com 48 extensômetros (Urban et al., 2010; Freitas et al., 2008; Freitas et al., 2008). Com este equipamento foram analisadas as distribuições de força na região plantar de pacientes hígidos e hemiplégicos.

Neste trabalho, a principal meta foi implementar um novo equipamento, com inovações tecnológicas melhor adaptadas às necessidades de clínicas e hospitais. O equipamento foi utilizado na avaliação postural de voluntários hígidos e hemiplégicos. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP de Presidente Prudente, Protocolo nº 27/2011.

2 OBJETIVOS

Os objetivos do trabalho foram:

- Implementar um baropodômetro eletrônico de baixo custo para medir a distribuição de peso e a posição do centro de pressão de indivíduos;
- Medir com o equipamento implementado a distribuição de peso na região plantar de voluntários hígidos e hemiplégicos.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Seres humanos possuem uma estrutura física única que os possibilita levantar, exercendo força contra a força da gravidade. Seres humanos e animais utilizam forças de contato para criar deslocamentos e movimentos (Tozeren, 2000).

Por apresentar uma forma complexa, o corpo pode ser subdividido, sendo o tronco a maior estrutura, compreendendo em média 43% do peso total do corpo. A cabeça e o pescoço são responsáveis por 7% e os membros superiores 13%. As coxas, partes inferiores das pernas e pés constituem os 37% restantes do peso total.

O corpo humano tem uma estrutura em forma de árvore, sendo os ossos unidos por ligamentos nas juntas chamadas de articulações. Existem 206 ossos no corpo humano, seu papel é dar sustentação, facilitar o movimento e proteger os tecidos frágeis do corpo (Tozeren, 2000).

A Biomecânica é a área de estudo que analisa as forças que atuam no corpo. Essas forças podem ser internas, de músculos e articulações, ou externas, como a força de reação com o solo.

Segundo Winter (2005), a biomecânica dos movimentos humanos pode ser definida como uma área interdisciplinar que descreve, analisa e avalia o movimento humano. Uma ampla variedade de movimentos físicos está envolvida nas diferentes atividades do ser humano, como a marcha de portadores de deficiência física, o levantamento de uma carga por um trabalhador de fábrica ou a melhora no desempenho de um atleta. O autor conclui a definição sobre biomecânica citando que os princípios físicos e biológicos aplicáveis são os mesmos em todos os casos. O que muda de caso para caso são as tarefas específicas do movimento e o nível de detalhe que é exigido sobre o desempenho de cada movimento.

Assim, a análise biomecânica da marcha é uma área de estudo muito importante, pois possibilita o desenvolvimento de tratamentos, a melhora do desempenho de atletas, o aperfeiçoamento de próteses e órteses, e propostas de novas tecnologias, como o desenvolvimento de robôs bípedes que auxiliem o ser humano em suas tarefas do dia-a-dia.

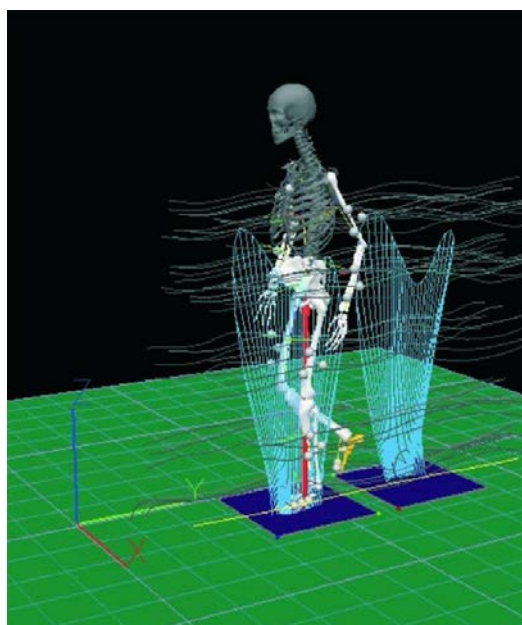
3.1 INSTRUMENTOS PARA MEDIÇÕES DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO

Os primeiros equipamentos para determinação da força de reação com o solo utilizavam mecanismos de impressão, como tintas e borrachas coloridas que, ao serem pressionados registravam sobre uma folha de papel os locais de maior pressão. O registro possibilitava ao profissional inferir a localização do vetor resultante da força de reação com o solo e os locais de maior descarga de força através das diferentes intensidades da cor dos mecanismos de impressão.

Atualmente, existem diversos instrumentos para quantificar a força de reação com o solo, como as plataformas de força que mensuram apenas a força resultante. Os baropodômetros são mais úteis, pois medem a distribuição de força na região plantar, processam as informações adquiridas, determinam a força resultante de reação com o solo e o deslocamento do centro de pressão.

Além da força de reação com o solo, esses equipamentos podem ser sincronizados com câmeras de vídeo, conforme diversos trabalhos encontrados na literatura. Assim, *softwares* específicos permitem análises avançadas da cinemática humana, alguns como exemplificado na Figura 1, o Qualisys (Carci, 2013) apresenta uma visualização tridimensional da postura humana.

Figura 1- Exemplo de análise tridimensional da marcha humana com o *software* Qualisys.



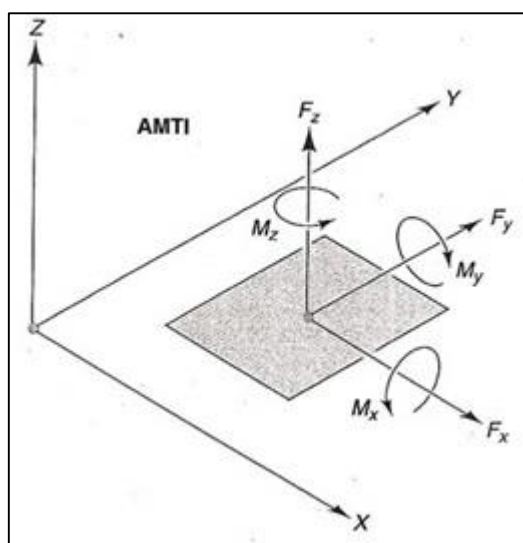
Fonte: Carci, 2013.

3.1.1 Plataformas de força

O uso de plataformas de força é o mais difundido entre profissionais da área de biomecânica e fisioterapeutas. Segundo Robertson (2004), uma plataforma de força pode ser definida como uma chapa nivelada com o solo e instrumentada para registro da força de reação do solo.

Segundo Robertson (2004), dentre as plataformas de força disponíveis comercialmente, verifica-se que existem basicamente dois modelos. O modelo que utiliza extensômetros (*strain gages*), comercializado pela empresa *Advanced Mechanical Technology, Inc* - AMTI (AMTI, 2013) possui um único apoio central instrumentado, conforme mostrado na Figura 2. A configuração dos extensômetros é capaz de quantificar o valor das componentes do vetor resultante da força de reação com o solo na direção x, y e z, além dos momentos produzidos por cada componente.

Figura 2 - Modelo de plataforma de forças comercializada pela empresa AMTI.

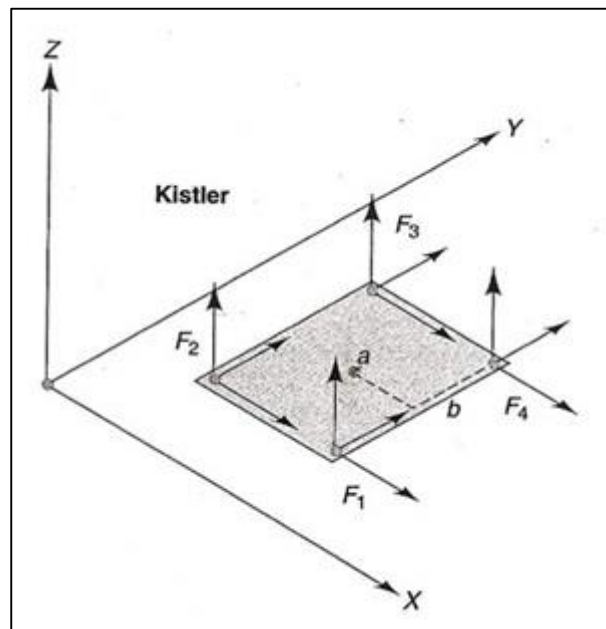


Fonte: Robertson, 2004.

O segundo modelo, baseado em sensores piezelétricos e comercializado pela empresa Kistler (Kistler, 2013), possui quatro apoios situados nas extremidades da chapa nivelada com o solo. A plataforma é instrumentada com 12 sensores de força piezelétricos, posicionados dentro de três cilindros ortogonais em cada um dos apoios. Como é possível observar na Figura 3, apenas as componentes x, y e z de cada apoio são mensuradas pela plataforma que,

posteriormente, processa esses sinais para obter o valor do vetor resultante da força de reação com o solo (Robertson, 2004).

Figura 3 - Modelo de plataforma de forças de quatro apoios da empresa Kistler.



Fonte: Robertson, 2004.

Comparando-se os dois modelos disponíveis comercialmente, Robertson (2004) afirma que o modelo de quatro apoios é mais preciso. No modelo da AMTI, as medições se tornam mais imprecisas quando as forças são aplicadas em áreas mais distantes do ponto de apoio. Entretanto, o modelo com um único apoio possui preço inferior ao da plataforma de força com quatro apoios.

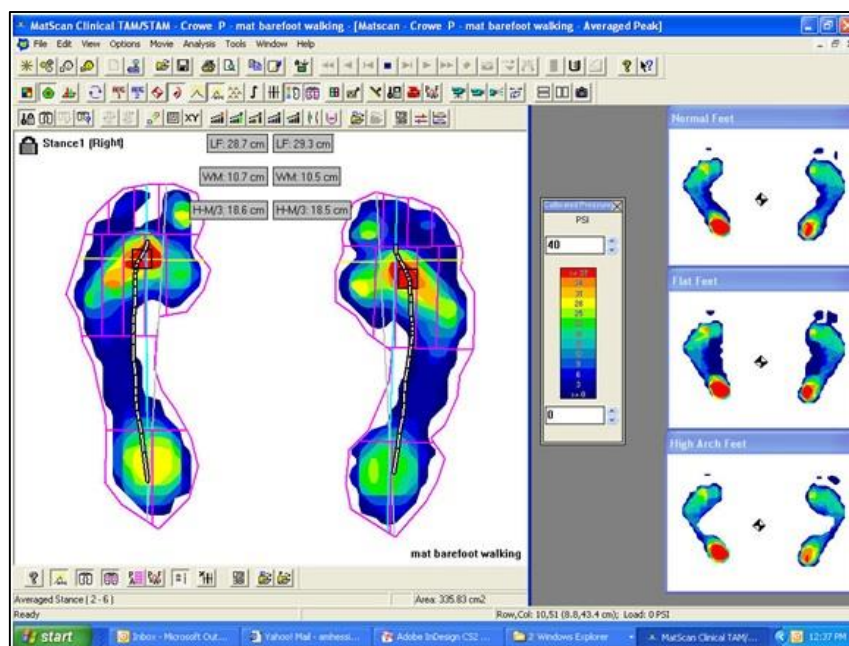
Devido à medição imprecisa nos modelos com um único apoio central, atualmente, independente da marca, todas as plataformas de força comerciais atuais utilizam o modelo de quatro apoios.

3.1.2 Baropodômetros

Outro equipamento disponível comercialmente é o baropodômetro, capaz de mensurar a distribuição de forças quando um indivíduo se encontra em contato com o mesmo. Como, na realidade há uma constante mudança do contato do pé do indivíduo com o solo durante um dado período, a força de reação com o solo é distribuída sobre a área de contato do pé, podendo ser quantificada e analisada utilizando o conceito de pressão (Robertson, 2004).

Os baropodômetros comerciais geralmente são constituídos por sensores capacitivos ou resistivos, mas também é possível encontrar modelos que utilizam tecnologia piezoelétrica. Independente do elemento sensor, neste tipo de implementação utiliza-se um arranjo matricial dos sensores, que normalmente possuem tamanhos reduzidos, além de unidades de processamento mais complexas dos sinais obtidos. Na Figura 4, é possível observar um exemplo de distribuição de forças e o deslocamento do centro de pressão no pé de um indivíduo utilizando o sistema baropodométrico.

Figura 4 - Exemplo de exame realizado por um baropodômetro.



Fonte: Tekscan, 2013

Comparando-se os modelos de plataformas de força e baropodômetros disponíveis comercialmente, verifica-se que, devido à utilização de uma tecnologia mais avançada, o baropodômetro apresenta preço, no mínimo, duas vezes maior que o de uma plataforma de forças. Entretanto, como é possível verificar em alguns exemplos na literatura, utilizando o baropodômetro é possível sensibilizar no mínimo aproximadamente 400 sensores para cada pé, fornecendo um maior detalhamento das forças atuantes entre o solo e os pés do indivíduo.

Outra observação importante é a quantidade de literatura disponível sobre esses dois tipos de equipamentos. Nos livros de biomecânica e instrumentação é possível encontrar grande quantidade de informações sobre plataformas de força, como os tipos de sensores empregados, modo de construção, modelos matemáticos, quais os parâmetros possíveis de serem observados

e como se relacionam entre si. Entretanto, informações sobre baropodômetros e/ou sensores que poderiam ser empregados são de difícil obtenção.

Realizando-se uma comparação utilizando os principais trabalhos da literatura, observa-se que devido à evolução no processo de fabricação de componentes eletrônicos, os baropodômetros apresentaram uma evolução principalmente no sentido de miniaturizar o tamanho dos sensores, aumentando-se sua densidade sobre o equipamento.

3.1.3 Outros métodos para quantificação da força de reação com o solo e distribuição de pressão

Além dos dois equipamentos citados nos itens 3.1.1 e 3.1.2, na literatura descreve-se uma grande diversidade de equipamentos que utilizam diferentes sensores. As características do sensor determinam o tipo de medição que poderá ser realizada com o equipamento, a distribuição de pressão ou a força resultante de reação com o solo.

Por se tratar de equipamentos comerciais, na literatura não é fácil encontrar uma descrição completa desses equipamentos, com suas características construtivas e o modo de funcionamento dos sensores. Dentre os sistemas descritos na literatura, Tabela 1, Nigg & Herzog (2007) reúnem as principais características dos equipamentos que utilizam sensores resistivos, capacitivos e piezoelétrico.

A medição da distribuição de pressão pode utilizar os mesmos tipos de sensores para a quantificação de força, mas distribuídos sobre uma superfície e utilizando-se a relação proporcional entre pressão e força aplicada em uma determinada área do elemento sensor. Diferentes sensores podem ser encontrados, os mais comuns são os resistivos, capacitivos, piezoelétricos e folhas de pressão. Suas características estão relacionadas na Tabela 2.

Tabela 1 - Resumo das características dos elementos sensores do tipo capacitivo, piezoelétrico e resistivo utilizados para medição de forças.

Característica	Tipo de Sensor		
	Capacitivo	Piezoelétrico	Resistivo
Faixa Dinâmica	Limitado	Quase ilimitado para aplicações biomecânicas	Quase ilimitado para aplicações biomecânicas
Linearidade	Depende do dielétrico, normalmente não linear	> 99,5% do fundo de escala. Altamente linear	> 96% do fundo de escala. Boa linearidade
Interferência	Dependendo da construção pode ser alta	Bastante baixa	Bastante baixa
Histerese	Pequena < 3%	Muito pequena < 0,5%	Pequena < 4%
Resolução	Poucos Newtons	< 5mN	50 a 100 mN
Sensibilidade a Temperatura	Pequena	Pequena	Pequena
Acurácia	Erros de até 20% dependendo da aplicação	Erros de até 5%	Erros de até 5%
<i>Drift</i>	Nenhum	0,01 N/s	Nenhum
Custo	Alto	Alto	Baixo

Fonte: Nigg & Herzog, 2007.

Tabela 2 - Resumo das características dos elementos sensores do tipo capacitivo, folhas de pressão e piezocerâmico para medição da distribuição de forças.

Característica	Tipo de Sensor		
	Capacitivo	Folha de Pressão	Piezocerâmico
Flexibilidade (dentro de calçados)	Limitado devido à suas dimensões	Alta, mas pode se dobrar	Boa
Linearidade	Depende do dielétrico, normalmente não linear	> 99,5% do fundo de escala. Altamente linear	> 96% do fundo de escala. Boa linearidade
Sensibilidade a Temperatura	Não sensível	Sensível	Deve ser levado em consideração
Medidas dinâmicas	Padrão	Não possível ainda	Padrão
Maiores Limitações	Somente forças perpendiculares e flexibilidade limitada	Direção da força não conhecida, apenas ondas estáticas e somente a medida da pressão máxima	Somente forças perpendiculares e sensibilidade à temperatura
Custo	Alto	Baixo	Alto

Fonte: Nigg & Herzog, 2007.

3.2 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;
- Utilizar sensor de força que trabalhe o mais próximo do ideal, respondendo de maneira idêntica para duas forças iguais, independentemente da área sobre qual 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 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.

3.3 ANÁLISE MECÂNICA DE INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE REAÇÃO COM O SOLO

Plataformas de força e baropodômetros são construídos por meio da instrumentação de estruturas mecânicas como chapas apoiadas sobre sensores ou sensores espalhados sobre uma superfície para uma caracterização adequada das cargas. Na literatura, observa-se uma predisposição para a utilização de complexos sistemas eletrônicos na determinação da força de reação com o solo ou da distribuição de peso na região plantar, utilizando-se sempre os mesmos conceitos e metodologias utilizadas para solucionar o mesmo problema.

Em contrapartida, interessantes análises de estruturas, pelo método dos elementos finitos, foram empregadas para a determinação de uma estrutura mecânica que apresentasse respostas mais próximas da ideal e o melhor posicionamento dos sensores, por exemplo (Urquiza, 2005; Boukhenous, 2011). Na literatura há vários trabalhos que comprovam a eficiência do método dos elementos finitos no cálculo de parâmetros de estruturas, quando estas são submetidas a esforços definidos, na resolução de situações em que a solução analítica seria inviável, em virtude da grande quantidade de cálculos ou pela complexidade da estrutura (Chen, Ju, & Tang, 2003; Pi et al., 2011).

Devido à rapidez na implementação de análises estruturais com elementos finitos, há trabalhos disponibilizados na literatura que utilizam essa ferramenta como uma “caixa preta” de entradas (estrutura mecânica, carregamentos, condições de contorno, entre outros) e saídas,

como comportamento da estrutura, dados de deformação, distribuição de tensões. Dessa forma, são produzidos trabalhos sem a base teórica ou metodologia científica necessária.

Além disso, o método dos elementos finitos ainda não foi utilizado em nenhum equipamento projetado para medir a distribuição de força ou de pressão na região plantar de pacientes.

Assim, pretende-se desenvolver um sistema eletrônico capaz de capturar informações de um número reduzido de sensores e propor um método de interpolação através da análise mecânica da estrutura, aumentando-se quantidade de dados sobre a distribuição de peso na região plantar de um indivíduo.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da UNESP, Campus de Ilha Solteira.

O novo sistema consiste de duas plataformas, uma para cada pé, com tamanho até 42, de acordo com os gabaritos da empresa Podaly (Podaly, 2013). Em cada uma das plataformas foram alojados 60 sensores comerciais do tipo *Force Sensing Resistive* (FSR) dispostos matricialmente e isolados mecanicamente entre si.

O circuito de condicionamento de sinais é responsável por adequar os sinais dos sensores para a faixa de tensão do sistema de aquisição de dados, além de multiplexar as informações dos sensores. O circuito foi desenvolvido baseando-se nas implementações de D'Alessio (1999) e Castellanos-Ramos, et al. (2009), com o intuito de evitar erros de medição de um sensor devido à alterações de força sobre outro, que esteja próximo.

Por meio do sistema de aquisição de dados é possível enviar os dados obtidos a um computador através da comunicação USB. O sistema consiste de um dispositivo Programmable System on Chip (PSoC), CY8C29466-24PXI (Cypress, 2013), e um circuito integrado MAX232. O dispositivo PSoC possibilita desenvolver aplicações versáteis por integrar funções periféricas configuráveis, como funções analógicas e digitais.

O LabVIEW (National Instruments, 2013) foi utilizado para implementar a interface gráfica devido a sua versatilidade no desenvolvimento de aplicações gráficas, que apresentam alta complexidade e quantidade de processamentos de informações.

Como Duarte & Freitas (2010) destacam, a medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o centro de pressão. Utilizando a metodologia demonstrada por Soutas-Little & Inman (1998), para cálculo de sistemas equivalentes de forças para problemas tridimensionais, foi desenvolvida uma rotina em LabVIEW para o cálculo do centro de pressão à partir dos dados adquiridos dos sensores das plataformas.

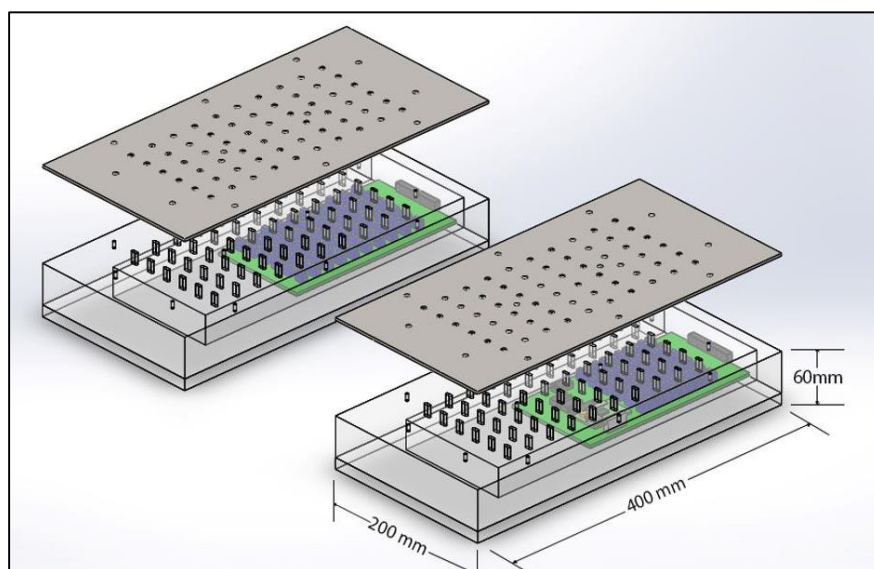
Assim, o equipamento implementado possui como recursos para análise da postura cadastro/alteração de banco de dados com informações e/ou consultas de pacientes, além da visualização da distribuição de peso na região plantar e do centro de pressão.

4.1 DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO'

Como se observa na Figura 5, os sensores foram dispostos de tal forma que ao unir-se às plataformas, estas parecerão uma única. Uma vez que cada plataforma consiste de 60 sensores, o equipamento apresenta no total 120 pontos para aquisição direta de forças das regiões plantares de um indivíduo.

A quantidade de sensores por plataforma foi determinada realizando-se a impressão da região plantar de 20 voluntários, sobre diferentes distribuições e quantidades de sensores.

Figura 5 - Desenho do novo equipamento.



Fonte: Elaboração do autor.

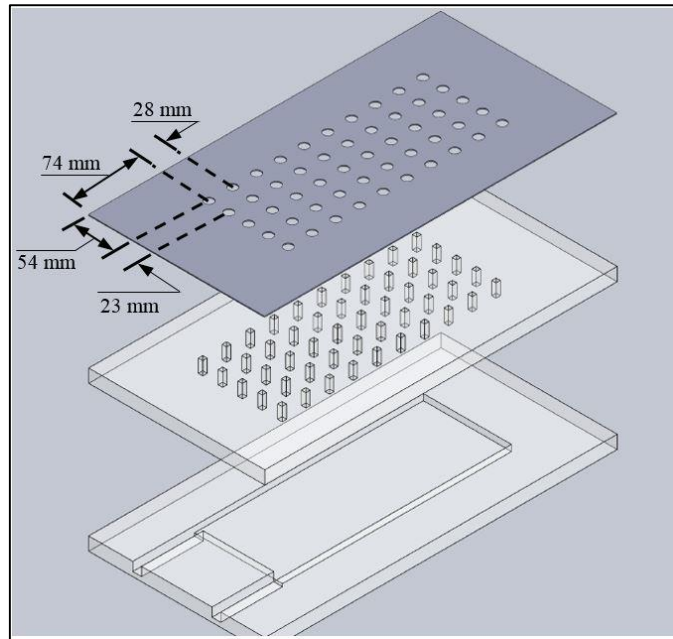
Cada base consiste de duas camadas de policarbonato, responsáveis pelo alojamento do circuito eletrônico e dos sensores, além de uma chapa de alurevest¹ com o objetivo de fixar os sensores, conforme ilustrado na Figura 6.

A escolha dos materiais baseou-se nas características mecânicas para suportar o peso de um indivíduo de até 120 kg e leveza para permitir o deslocamento do equipamento de forma ágil. Além disso, foram considerados os custos de aquisição do material e para fabricação das peças do equipamento.

A distância entre os sensores e suas localizações no equipamento foram calculadas para se obter uma distribuição simétrica em relação ao centro de cada plataforma e buscando-se atender às exigências citadas por Urry (1999).

¹ Alurevest: Revestimento de chapa de alumínio com pintura de poliéster.

Figura 6 - Desenho das partes constituintes da base do novo equipamento.



Fonte: Elaboração do autor.

4.1.1 Análise da estrutura do equipamento por elementos finitos

Por meio de simplificações e restrições ao modelo real da estrutura mecânica das plataformas, é possível obter uma previsão do comportamento para uma dada carga, obtendo resultados aproximados de forma analítica. Esse estudo é sempre necessário para o correto embasamento teórico, construindo uma metodologia científica adequada, complementando e validando os resultados obtidos com o método dos elementos finitos.

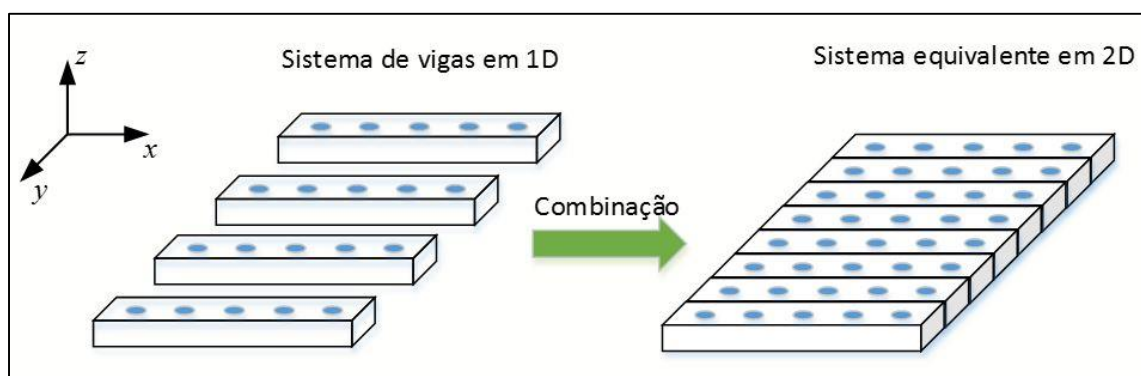
Deve-se salientar que o método dos elementos finitos é uma ferramenta complementar de estudo científico que possibilita um estudo aprimorado, baseando-se no conhecimento analítico prévio. Os resultados obtidos por ambos os métodos podem ser confrontados e analisados. Assim, aplicando-se essa metodologia de estudo para a estrutura de qualquer modelo é possível obter resultados com base teórica adequada e, em alguns casos, melhores do que os previstos ou exigidos em projeto.

Nesse sentido, foi desenvolvido um modelo simplificado da estrutura das plataformas. Restringiu-se o modelo tridimensional em um plano, construindo uma viga biengastada como problema inicial para análise. A seguir, analisou-se a estrutura tridimensionalmente com a distribuição de carga sobre a plataforma, nos infinitos pontos do equipamento.

Os resultados obtidos por meio da análise analítica apresentam limitação na resolução devido à simplificações e restrições necessárias para a obtenção da solução. Por meio do método de elementos finitos a resolução pode ser melhorada utilizando o *software* ANSYS (ANSYS, 2015). Essa metodologia é semelhante à empregada por Pi et al. (2012) e Pi & Chen (2014). No primeiro trabalho, o autor faz uma simplificação da análise tridimensional de um piso instrumentado para localização de pessoas em prédios inteligentes, fazendo uma análise no plano. No segundo, os resultados no plano são utilizados para a construção no espaço, no qual os resultados obtidos são otimizados com o método dos elementos finitos.

Dessa forma, para iniciar a análise analítica do equipamento, realizou-se um corte no centro da plataforma. A seção transversal no plano frontal possui o formato semelhante à de uma viga, de dimensões conhecidas. Assim, repetindo o procedimento a determinados intervalos, pode-se inferir que o equipamento é composto por sucessivas vigas agrupadas, conforme ilustra a Figura 7.

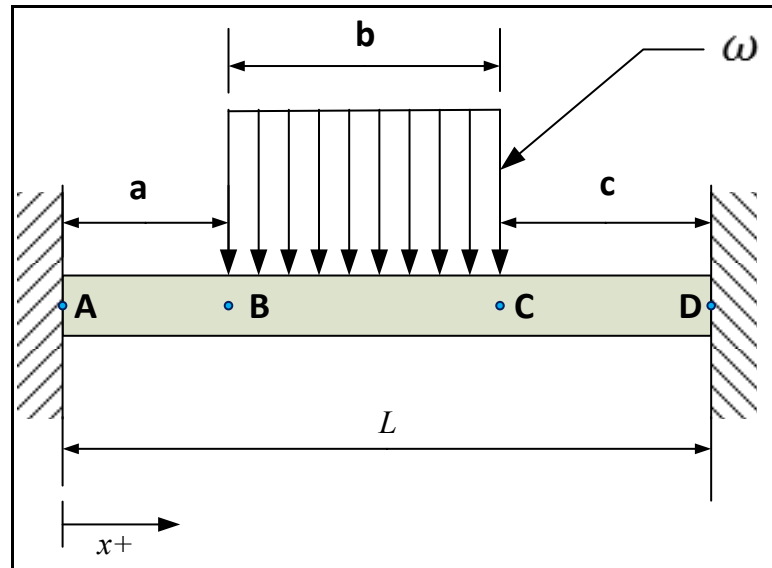
Figura 7 - Exemplo de sistema aproximado e equivalente do equipamento.



Fonte: Traduzido e adaptado de Pi, et al. (2011).

Como as extremidades das chapas do equipamento são apoiadas umas sobre as outras e parafusadas entre si, pode-se afirmar que nas extremidades não há deslocamentos lineares ou angulares. Assim, a seção transversal do equipamento pode ser analisada como uma viga biengastada, carregada com uma força distribuída de valor ω no trecho de \overline{BC} . Como forma de generalizar, considera-se um carregamento não simétrico em relação ao centro da viga (Figura 8).

Figura 8 - Viga biengastada com carregamento distribuído.



Fonte: Elaboração do autor.

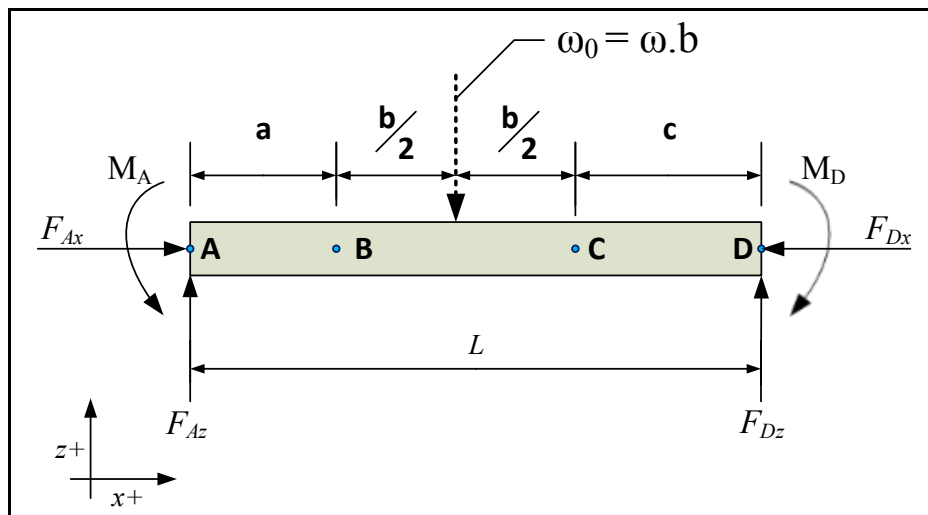
Utilizando as considerações para simplificação do sistema, pode-se determinar as condições de contorno nas extremidades como:

$$\text{Ponto A:} \quad x = 0, y = 0 \text{ e } \theta = 0 \quad (1)$$

$$\text{Ponto D:} \quad x = L, y = 0 \text{ e } \theta = 0 \quad (2)$$

Assim, o diagrama de corpo livre da estrutura da Figura 8 pode ser construído, como se pode visualizar na Figura 9.

Figura 9 - Diagrama de corpo livre da viga biengastada.



Fonte: Elaboração do autor.

Aplicando as equações de equilíbrio para as forças nas direções x e z do diagrama de corpo livre, tem-se:

$$\sum F_x = 0 \Rightarrow F_{Ax} - F_{Dx} = 0 \Rightarrow F_{Ax} = F_{Dx} \quad (3)$$

$$\sum F_z = 0 \Rightarrow F_{Az} + F_{Dz} - \omega_0 = 0 \Rightarrow F_{Az} + F_{Dz} = \omega_0 \quad (4)$$

onde

$$\omega_0 = \omega \cdot b \quad (5)$$

Para que o corpo esteja em equilíbrio, a soma de todos os momentos que atuam sobre o mesmo deve ser nulo. Considerando o corpo fixo no ponto A e o sentido anti-horário como positivo, tem-se:

$$\sum M_{PA} = 0 \Rightarrow M_A - \omega_0 \cdot \left[a + \left(\frac{b}{2} \right) \right] - M_D + F_{Dz} \cdot L = 0 \quad (6)$$

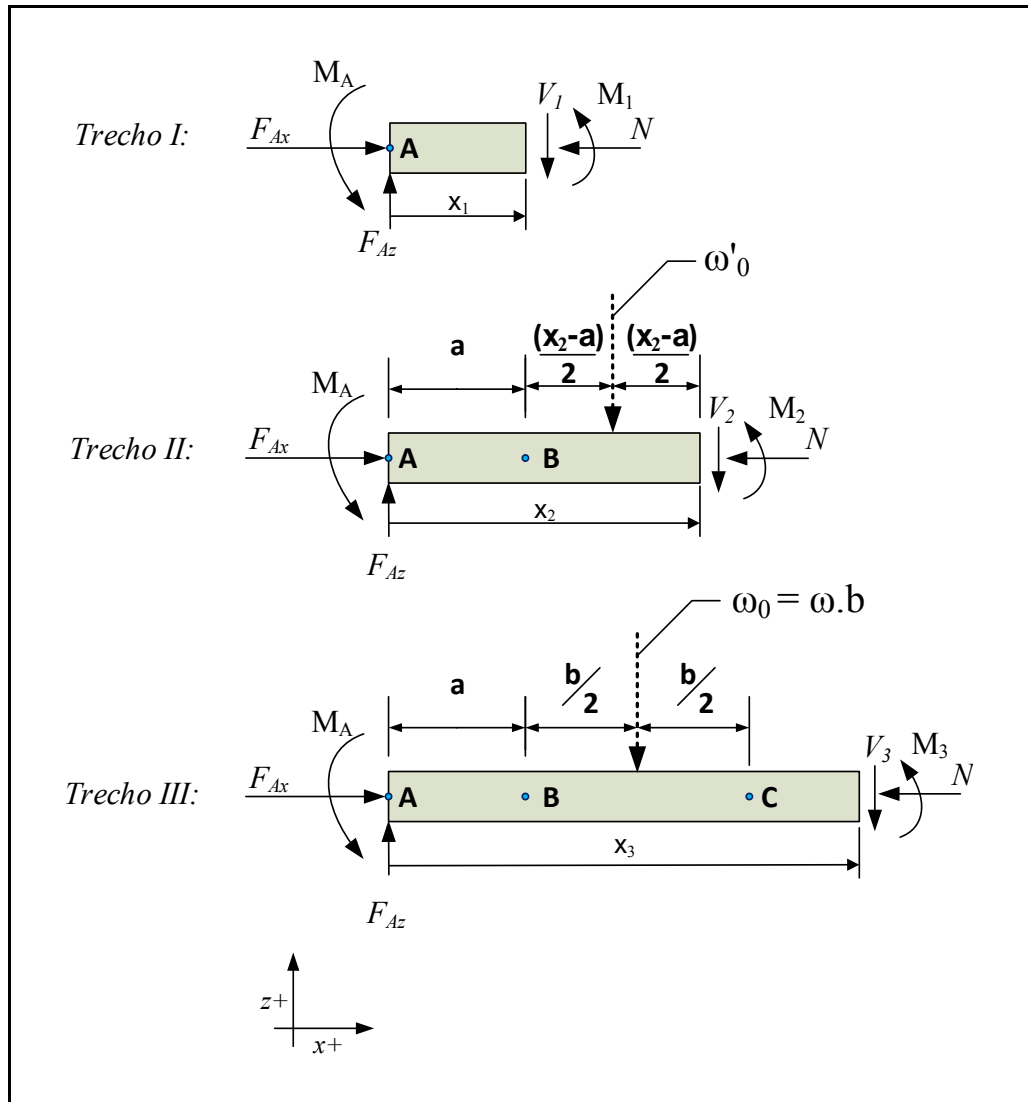
Considerando que o equipamento será posicionado de forma que não se mova ou haja forças atuando horizontalmente em sua estrutura, as forças na direção x da equação (3) possuem intensidades nulas.

Analisando a equação (4), verifica-se que o conhecimento prévio da força distribuída no trecho de viga é necessário. Para obter esse valor, considerou-se que cada viga do equipamento possui seis sensores dispostos em sua linha central que mensuram a distribuição da força ω .

Das equações (4) e (6), verifica-se que o sistema é estaticamente indeterminado. Uma vez que o policarbonato, material utilizado nas bases do equipamento, é homogêneo, estará trabalhando dentro de sua região elástica com deflexão somente de flexão, considerou-se F_{Az} e M_A como variáveis redundantes que, se determinadas, possibilitam obter as demais variáveis.

Dentre as metodologias sugeridas por Hibbeler (2002) para determinação de reações de apoio de vigas estaticamente indeterminadas, utilizou-se o método da integração direta da deflexão da linha elástica para se obter o momento interno M da viga em função da posição x e das variáveis redundantes, conforme os diagramas da Figura 10.

Figura 10 - Segmentos de análise da viga indeterminada.



Fonte: Elaboração do autor.

onde $\omega'_0 = \omega \cdot (x_2 - a)$

Assim, pode-se determinar a equação para cada trecho de viga, como:

$$\text{Trecho I:} \quad 0 \leq x_1 < a \Rightarrow M_1 = F_{AZ}x_1 - M_A \quad (7)$$

$$\text{Trecho II:} \quad a \leq x_2 < (a+b) \Rightarrow M_2 = F_{AZ}x_2 - M_A - \left\{ \left(\frac{\omega_0}{b} \right) \left[\frac{(x_2 - a)^2}{2} \right] \right\} \quad (8)$$

$$\text{Trecho III} \quad b \leq x_3 < L \Rightarrow M_3 = F_{AZ}x_3 - M_A - \omega_0 \left[x_3 - a - \left(\frac{b}{2} \right) \right] \quad (9)$$

Substituindo as equações (7), (8) e (9) de momento fletor interno de cada trecho na equação diferencial para obtenção da deflexão v da linha elástica ao longo da viga:

$$\frac{d^2v}{dx^2} = \frac{M}{EI} \quad (10)$$

no qual M é o momento fletor interno, E o módulo de elasticidade do material (neste caso, 2300 MPa) e I o momento de inércia calculado em torno do eixo neutro.

Integrando sucessivamente a equação (10), obtém-se constantes de integração, que podem ser determinadas conhecendo-se as condições de contorno das reações de apoio nos pontos A e D e as condições de continuidade nos pontos B e C. É possível obter as intensidades das variáveis redundantes F_{Az} e M_A .

Condições de continuidade da deflexão da linha elástica:

$$\text{Ponto B:} \quad x_1 = x_2 = a \Rightarrow \theta_1 = \theta_2 \text{ e } v_1 = v_2 \quad (11)$$

$$\text{Ponto C:} \quad x_2 = x_3 = a + b \Rightarrow \theta_2 = \theta_3 \text{ e } v_2 = v_3 \quad (12)$$

$$F_{Az} = -\left(\frac{4\omega_0}{L^3}\right)\left[\left(\frac{b^2}{6}\right)\left(\frac{L}{2} - k\right) + \left(\frac{3Lk^2}{4}\right) - \left(\frac{L^2k}{2}\right) - \left(\frac{k^3}{2}\right) - \left(\frac{L^3}{12}\right) + \left(\frac{k^2}{4b}\right)\left(a^2 - \frac{k^2}{2}\right) + \left(\frac{k^2}{2} + \frac{L^2}{2}\right)\left(a + \frac{b}{2}\right) - \left(\frac{a^3}{6b}\right)\left(k - \frac{a}{4}\right)\right] \quad (13)$$

$$M_A = \left(\frac{L}{2}\right)(F_{Az} - \omega_0) + \left(\frac{\omega_0}{L}\right)\left[L\left(a + \frac{b}{2}\right) - \left(\frac{a}{2}\right)(a + b) - \left(\frac{b^2}{6}\right)\right] \quad (14)$$

onde $k = a + b$.

Por meio dos resultados obtidos com as equações (13) e (14), é possível determinar o momento fletor em diferentes pontos da viga, possibilitando-se conhecer o comportamento da estrutura em relação à flexão a partir de sua fórmula (equações (15) e (16)) e a sua deflexão (equação (17)).

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

$$\sigma = \left\{ \left(\frac{L}{2}\right)(F_{Az} - \omega_0) + \left(\frac{\omega_0}{L}\right)\left[L\left(a + \frac{b}{2}\right) - \left(\frac{a}{2}\right)(a + b) - \left(\frac{b^2}{6}\right)\right] \right\} \left(\frac{y}{I}\right) \quad (16)$$

$$v = \left(\frac{1}{EI} \right) \left[F_{Az} \left(\frac{x^3}{6} \right) - M_A \left(\frac{x^2}{2} \right) - \left(\frac{w_0}{24b} \right) (x^4 - 8ax^3 + 12x^2 - 4a^3x - a^4) \right] \quad (17)$$

na qual y é a distância perpendicular do eixo neutro da viga a sua extremidade.

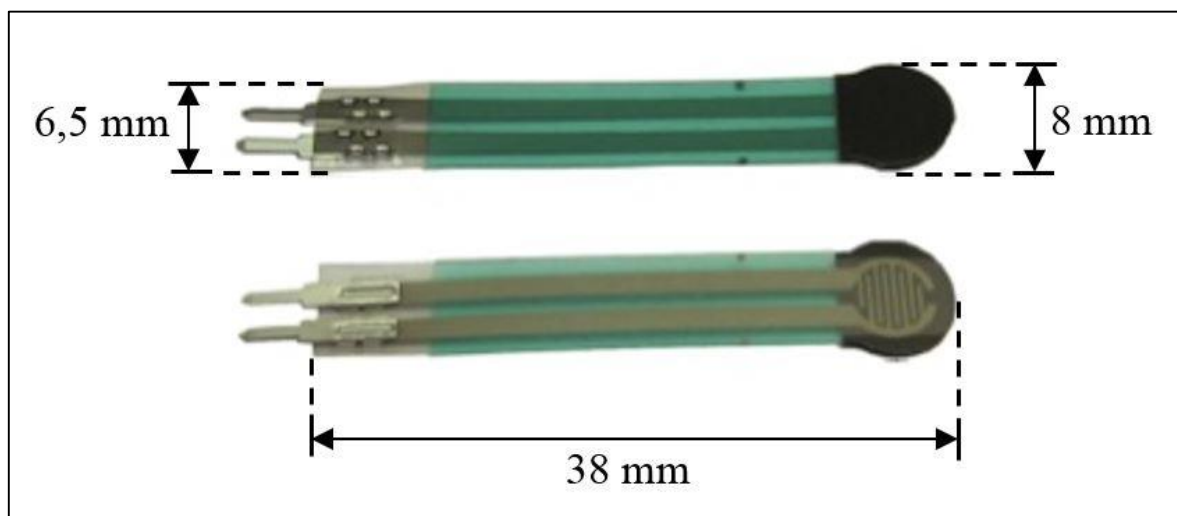
Assim, é possível analisar o comportamento da estrutura para um caso específico, geralmente o mais crítico, e comparar com resultados numéricos do método de elementos finitos utilizando o *software* ANSYS.

4.1.2 Nova proposta de sensor

Sensores FSR são dispositivos poliméricos que apresentam uma diminuição de resistência elétrica quando se aplica uma força mecânica sobre a área ativa do sensor. Apresentam robustez, além de características estáticas e dinâmicas adequadas para utilização no projeto. Outra característica deste tipo de sensor é a necessidade de um circuito de condicionamento de sinais de implementação simples.

Dentre os diversos tipos de sensores disponíveis comercialmente, escolheu-se o modelo FSR 400 (Interlink Electronics, 2013), por atender às exigências de tamanho e características eletrônicas de projeto e de área ativa previstas por Urry (1999) para utilização em baropodômetros e possuir um menor custo em relação aos extensômetros (Figura 11).

Figura 11 - Foto do sensor FSR 400.

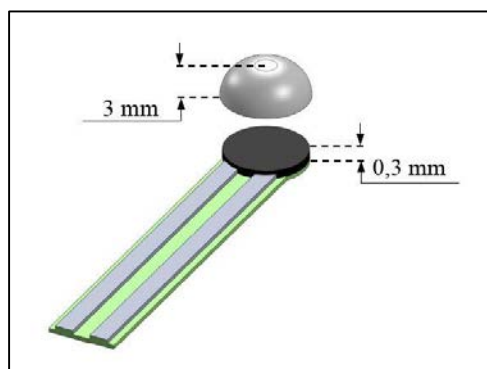


Fonte: Interlink, 2013.

Com o intuito de se obter um maior conhecimento sobre este sensor de força, foram construídos modelos iniciais baseados nos modelos descritos na literatura (Urban, et al., 2012). Após a análise e comparação dos resultados obtidos, foi proposto um modelo final de construção do sensor de força utilizando o sensor FSR.

Na Figura 12, é possível visualizar a construção proposta com suas partes constituintes. O projeto do novo sensor foi baseado em implementações realizadas por Carvalho & Radwin (1996) e Jensen, Radwin & Webster (1991). Entretanto, o novo sensor é construído com um domo de PVC e não utiliza um *backing*, devido ao sensor ser apoiado diretamente em uma superfície plana e lisa.

Figura 12 - Desenho do transdutor com o sensor FSR400.

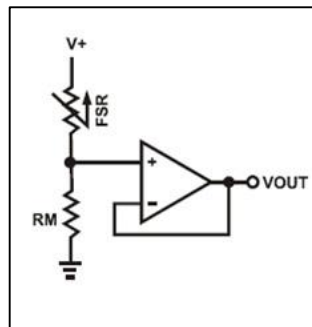


Fonte: Elaboração do autor.

4.1.3 Circuito de condicionamento de sinais e interfaceamento de dados

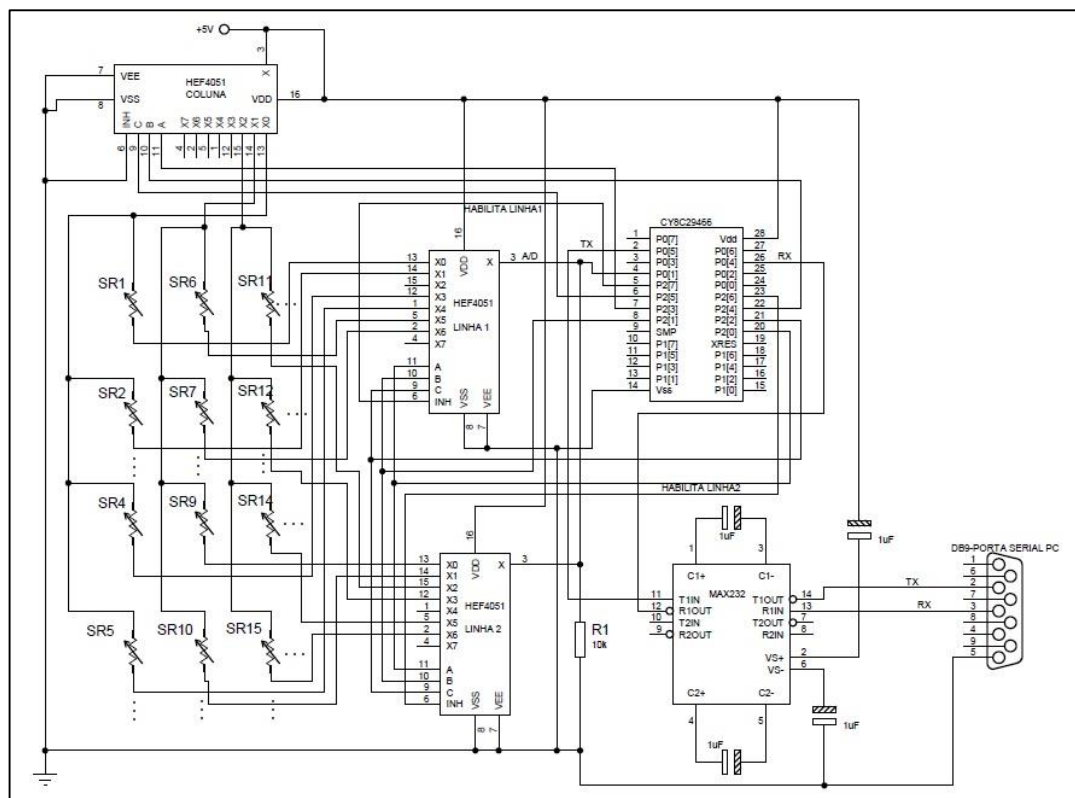
Seguindo o circuito eletrônico recomendado pelo fabricante para conversão da variação da força mecânica aplicada sobre a superfície ativa do sensor em uma variação de tensão (Figura 13), construiu-se um circuito eletrônico similar, consistindo de um dispositivo PSoC CY8C29466-24PXI, um resistor de precisão de $10\text{k}\Omega \pm 1\%$ e multiplexadores HEF4051 para varredura dos sensores (Figura 14).

Figura 13 - Circuito para conversão força-tensão elétrica recomendado pelo fabricante.



Fonte: Interlink, 2013.

Figura 14 - Circuito eletrônico do do novo equipamento.



Fonte: Elaboração do autor.

Utilizando o ambiente de desenvolvimento *PSoC Designer* (Cypress, 2013), foi implementado no dispositivo PSoC o circuito de condicionamento de sinais constituído por um estágio de ganho, além do circuito de aquisição e interfaceamento construído com um conversor A/D de 10 bits e um transmissor serial de dados com taxa de 115200 Hz.

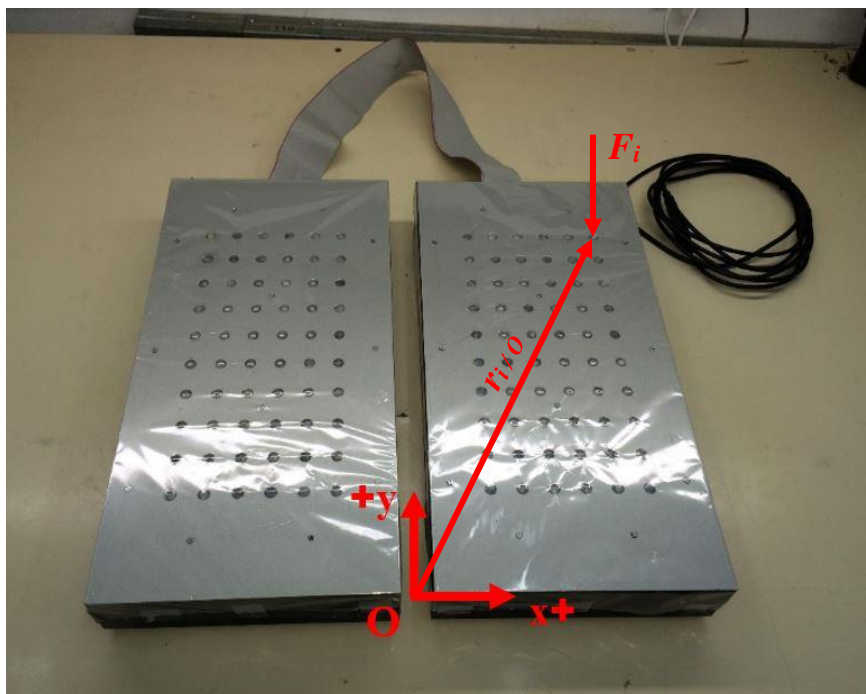
Durante a implementação, devido à quantidade de componentes para conexão dos sensores, foram confeccionadas duas placas de circuito impresso, sendo uma placa para

conexão dos sensores de uma plataforma e a outra com os conectores e o circuito eletrônico de aquisição de dados. As placas foram conectadas através de *flat cable* e a conexão com o computador por USB (Figura 15). Os fios e cabos foram dispostos na parte frontal do equipamento visando facilitar a utilização por indivíduos e o trabalho de profissionais da saúde na obtenção do melhor posicionamento do equipamento para se adequar ao tipo de pisada do indivíduo submetido à avaliação.

Implementou-se um programa de computador em LabVIEW para aquisição e apresentação de dados por meio de diferentes componentes visuais, como gráficos de superfície e dados numéricos (Figura 15), sendo possível determinar a amplitude da força aplicada em 240 pontos das plataformas do equipamento, dos quais 120 são mensurados com os sensores e os demais obtidos através de cálculos relacionados à estrutura mecânica das plataformas (item 4.1.1).

Utilizou-se um filme plástico para revestir a superfície de contato com a região plantar com o intuito de proteger o equipamento e preservar a higiene (Figura 15). Foi verificado que a utilização do filme plástico não interfere na aquisição dos dados.

Figura 15 - Foto do protótipo implementado com sistema de referência.



Fonte: Elaboração do autor.

4.1.4 Cálculo do centro de pressão

Uma vez que as forças mensuradas pelos sensores são perpendiculares ao plano do equipamento, pode-se aproximar a distribuição de forças sobre os sensores em um sistema de forças paralelas e determinar um sistema de força equivalente em qualquer ponto do plano do equipamento (Soutas-Little & Inman, 1998). Assim, considerando a distribuição de i forças mensuradas pelos sensores com a localização $r_{i/o}$ conhecida em relação à referência (destacada na Figura 15), tem-se:

$$\mathbf{F}_i = F_i \hat{\mathbf{k}} \quad (18)$$

$$\mathbf{r}_{i/o} = x_i \hat{\mathbf{i}} + y_i \hat{\mathbf{j}} \quad (19)$$

O sistema de força equivalente na origem pode ser expresso em termos da força resultante \mathbf{R} e o momento \mathbf{C} correspondente.

$$\mathbf{R} = \sum_i F_i \hat{\mathbf{k}} \quad (20)$$

$$\mathbf{C} = \sum_i \mathbf{r}_{i/o} \times \mathbf{F}_i = \sum_i y_i F_i \hat{\mathbf{i}} - x_i F_i \hat{\mathbf{j}} = C_x \hat{\mathbf{i}} + C_y \hat{\mathbf{j}} \quad (21)$$

Verifica-se que o sistema de força equivalente na origem consiste de vetores perpendiculares. Com isso, Soutas-Little & Inman (1998) afirmam que haverá um ponto A no espaço, em que será possível reduzir o sistema de força equivalente a outro sistema com somente uma força resultante. Dessa forma,

$$\mathbf{R} = \mathbf{R} \quad (22)$$

$$\mathbf{C}_A = \mathbf{C} + \mathbf{r}_{A/o} \times (-\mathbf{R}) = \mathbf{0} \quad (23)$$

no qual o ponto A pode ser obtido resolvendo a expressão:

$$\mathbf{r}_{A/o} \times \mathbf{R} = \mathbf{C} \quad (24)$$

Expressando a equação (24) nos respectivos componentes escalares, tem-se:

$$(x_{A/o} \hat{\mathbf{i}} + y_{A/o} \hat{\mathbf{j}}) \times R \hat{\mathbf{k}} = C_x \hat{\mathbf{i}} + C_y \hat{\mathbf{j}} \quad (25)$$

Portanto, a localização do ponto A, será:

$$x_{A/O} = -\frac{C_y}{R} \quad (26)$$

$$y_{A/O} = \frac{C_x}{R} \quad (27)$$

Como a força resultante do sistema de força equivalente é obtido por meio das informações dos sensores adquiridos da distribuição de peso da região plantar de um indivíduo posicionado sobre o equipamento, o cálculo da localização do ponto A corresponde à localização do centro de pressão da distribuição de peso.

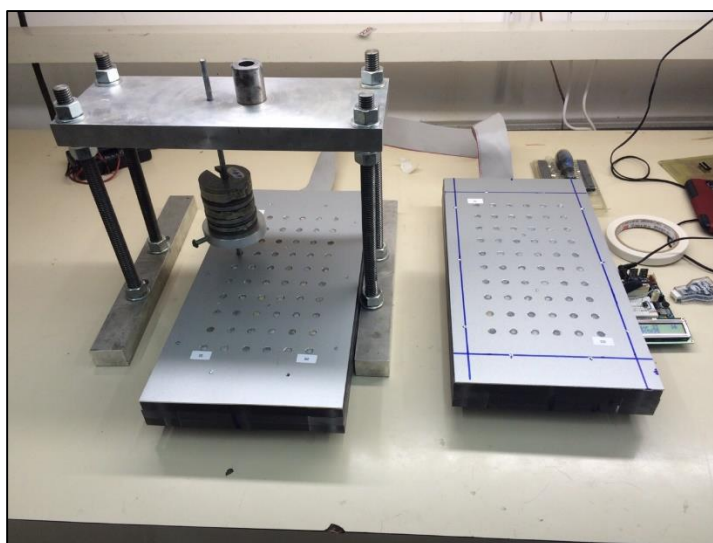
Com isso, conhecendo-se a localização de cada sensor sobre o equipamento e as respectivas forças, no programa de LabVIEW foi implementada uma rotina para o cálculo do centro de pressão correspondente aos dados adquiridos.

4.1.5 Calibração do circuito eletrônico

Utilizou-se o aparato experimental, ilustrado na Figura 16, para determinação das características estáticas do sensor FSR 400. O aparato experimental consiste de um aplicador de forças de pequenas magnitudes para testes com forças de até 12 N.

Visando a calibração dos sensores, utilizou-se corpos com massas conhecidas de 100 g, 250 g e 1 kg. Todos os elementos foram mensurados com balança eletrônica MARTE, modelo AS5500C, com resolução de 0,01 gramas e carga máxima de 5 kg.

Figura 16 - Aparato experimental utilizado na calibração dos sensores.



Fonte: Elaboração do autor.

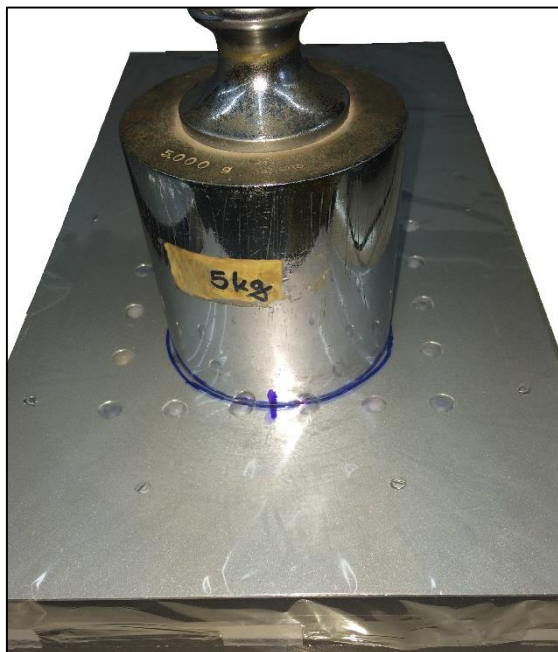
Foram aplicadas forças na faixa de aproximadamente 0 a 12 N, inicialmente em ordem crescente de magnitude de força (carregamento) e depois em ordem decrescente (descarregamento). Realizaram-se três experimentos de carregamento e três de descarregamento, sendo as informações de cada sensor obtidas pelos dados fornecidos pelo programa de computador.

Cada sensor da plataforma foi calibrado individualmente e construído o respectivo gráfico da curva de calibração. Por meio do software MATLAB (MathWorks, 2015), os dados foram analisados e obtidas curvas de calibração para cada sensor. Utilizou-se a ferramenta de regressão não linear do MATLAB para se obter curvas que mais se aproximassem do comportamento real do sensor.

Para verificar a distribuição do peso de corpos com massas conhecidas, foram utilizados cilindros de aço de 2kg, 5kg e 10kg, mensurados com uma balança eletrônica TOLEDO, com resolução de 5 gramas e carga máxima de 25 kg.

A Figura 17 apresenta uma foto, na qual se mostra como o cilindro com massa de 5 kg foi colocado sobre um grupo de sensores situado na parte inferior da plataforma direita.

Figura 17 - Corpo de massa posicionado sobre o equipamento.

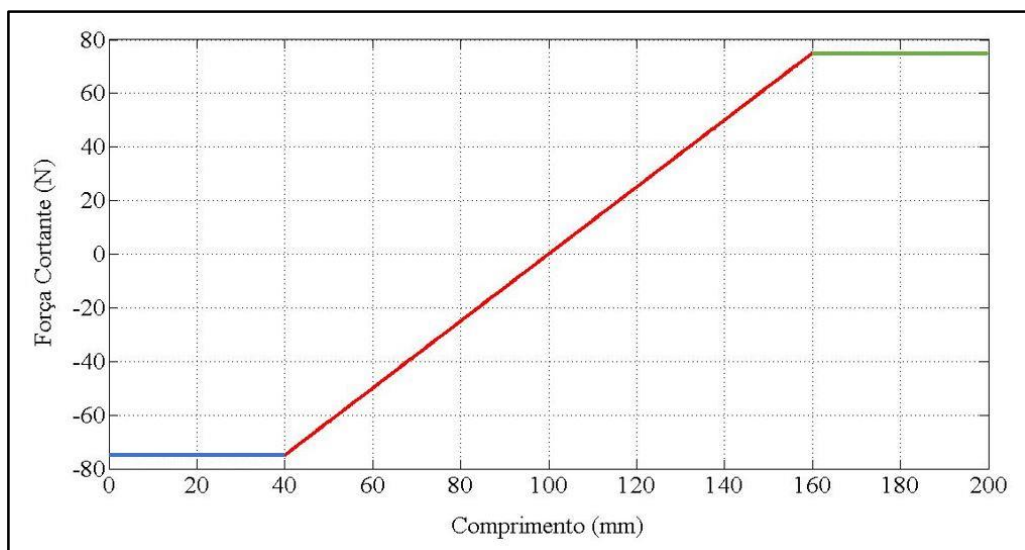


Fonte: Elaboração do autor.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

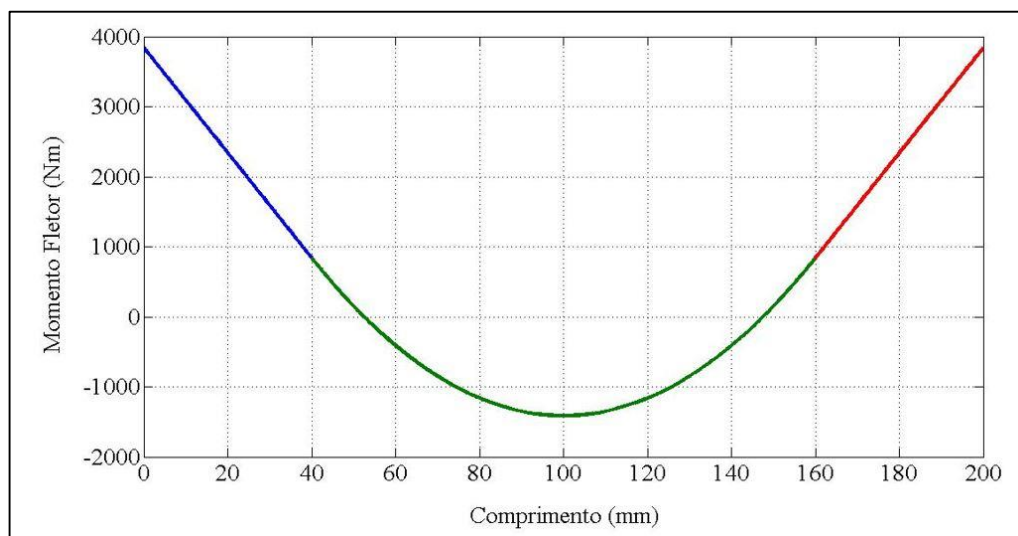
Considerando uma distribuição de força constante de 1250N/m (vide Figura 8), sobre o trecho de viga de comprimento $b = 120\text{mm}$, sendo os trechos $a = c = 40\text{mm}$, ou seja, simétrico em relação ao eixo central da viga, obteve-se os diagramas de momento fletor e força cortante ao longo da viga em MATLAB para o modelo analítico, conforme Figuras 18 e 19.

Figura 18 - Diagrama de força cortante ao longo da viga.



Fonte: Elaboração do autor.

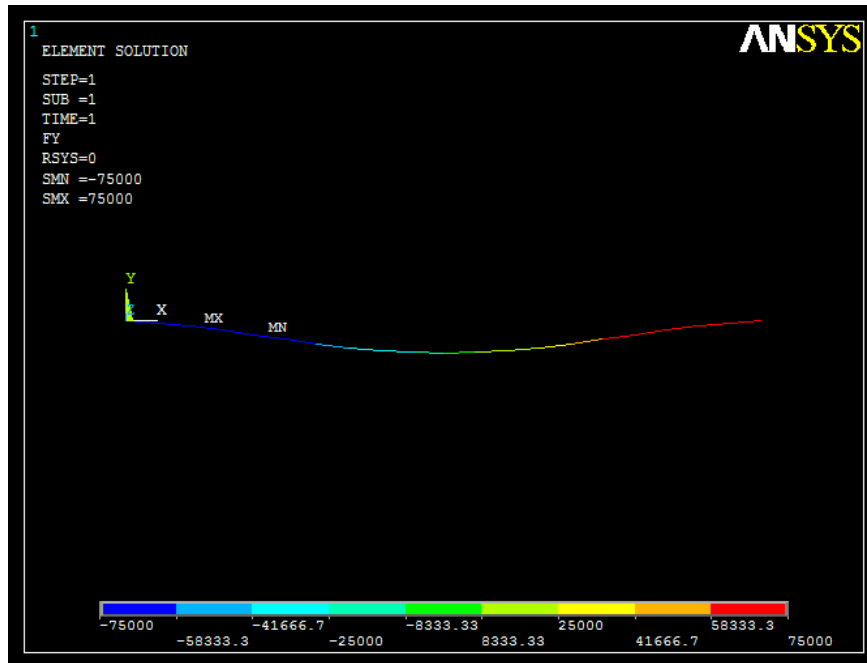
Figura 19 - Diagrama de momento fletor ao longo da viga.



Fonte: Elaboração do autor.

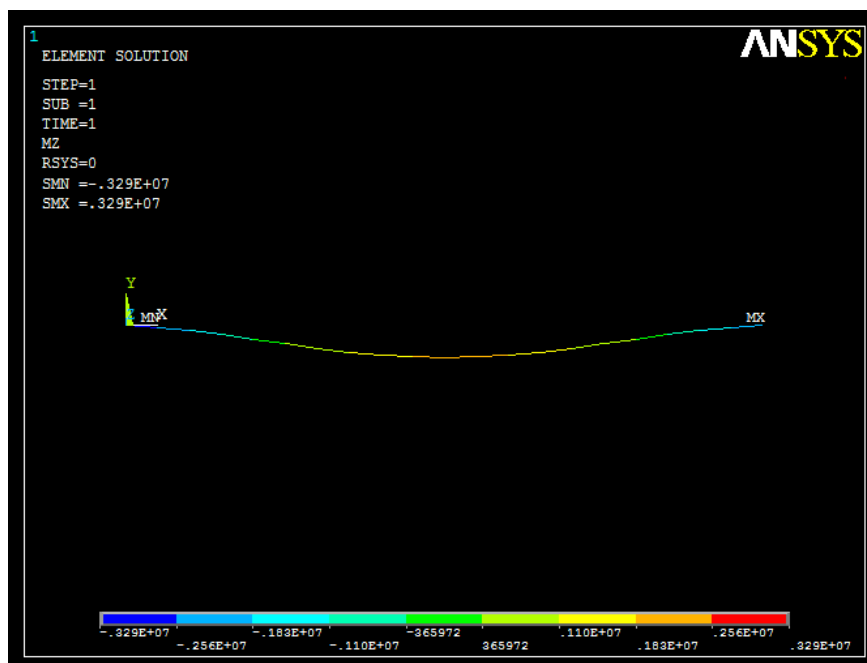
Utilizando o *software* ANSYS, foi construído e simulado o modelo de uma viga com características similares às utilizadas em MATLAB, no qual se obteve as Figuras 20 e 21.

Figura 20 -Valores de força cortante ao longa viga fletida.



Fonte: Elaboração do autor.

Figura 21 - Valores de momento fletor ao longo da viga fletida.



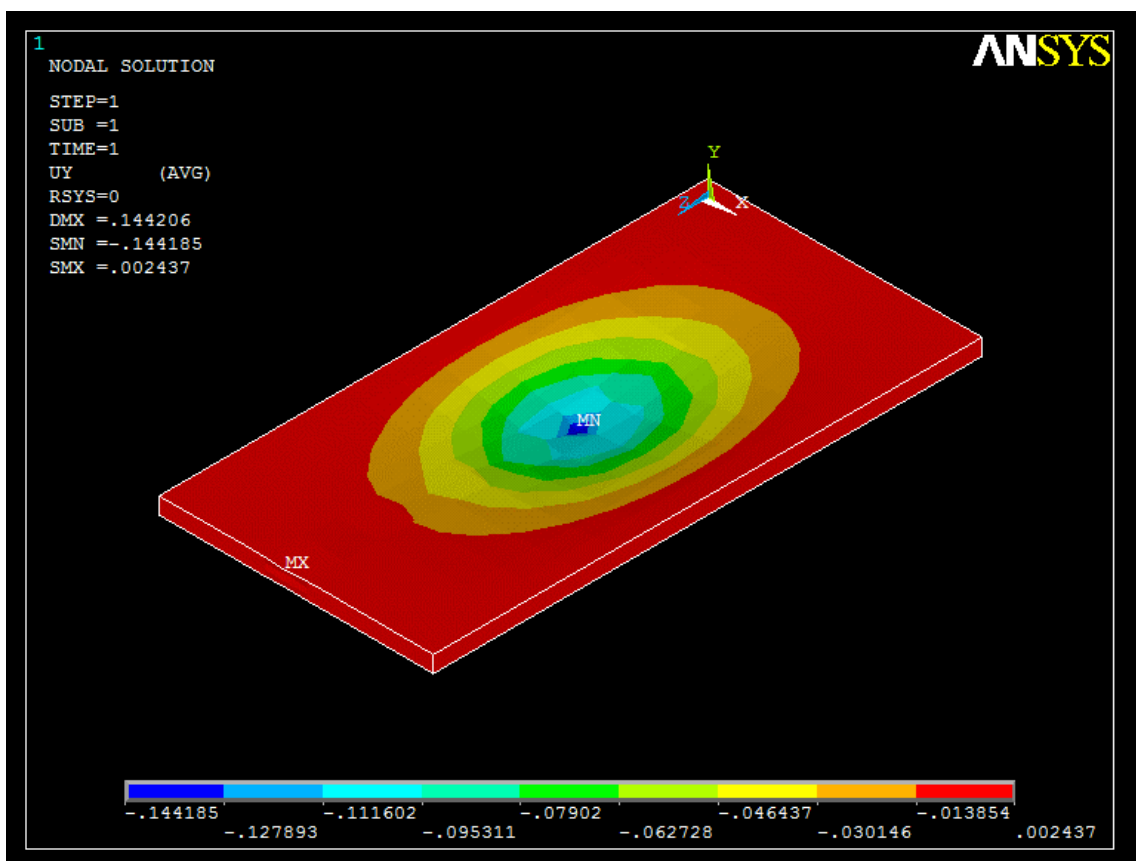
Fonte: Elaboração do autor.

Comparando-se os valores de força cortante de 75 N obtidos para a viga do modelo analítico e do método de elementos finitos, verifica-se que não há erro significativo entre os métodos. O maior erro entre os valores de momentos fletores foi de -2,12%, sendo 3220,25 Nm no método analítico e 3290 Nm no ANSYS.

Com os dados de força cortante e momento fletor ao longo da viga, foi possível calcular a flexão máxima da viga à partir da Equação (16) de 0,198, apresentando um erro de - 5,71 % em relação ao obtido no *software* de elementos finitos.

Por fim, por meio da equação (17) foi obtida a deflexão ao longo da viga, sendo máxima em seu centro, 0,21 mm. Utilizando a modelagem por elementos finitos, obteve-se uma deflexão máxima de 0,22 mm para a viga e de 0,14 mm (Figura 22), considerando as mesmas condições de carregamento, entretanto, aplicando-se ao centro de uma chapa.

Figura 22 - Deflexão de modelo de chapa.



Fonte: Elaboração do autor.

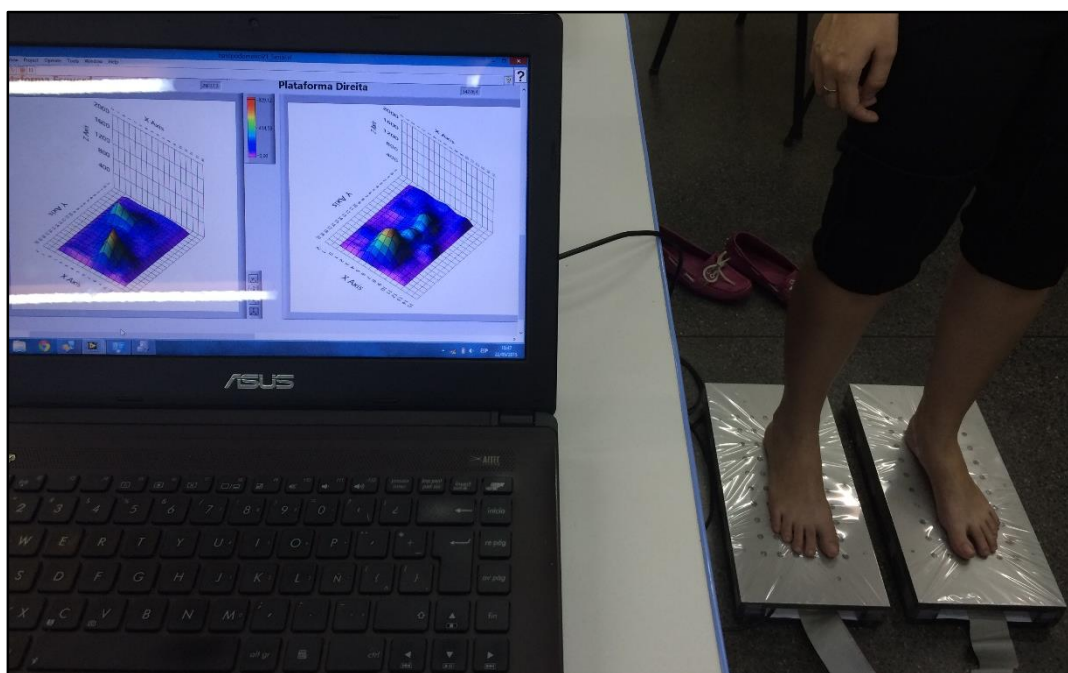
Deve-se salientar que devido às limitações do *software* ANSYS, o resultados apresentados estão expressos em mN, devido aos dados de entrada de distância utilizados

estarem em milímetros e o módulo de elasticidade do material em MPa (N/mm^2), diferentemente dos dados calculados no MATLAB, no qual é possível se alterar as unidades.

Analisando os dados obtidos, verifica-se uma diferença pequena entre os resultados para uma viga na modelagem analítica e por elementos finitos, demonstrando que a aproximação é adequada. Além disso, ressalta-se que a viga deve apresentar uma condição mais crítica por representar apenas uma parte da chapa que se pretende estudar. Assim, sua aproximação se mostra adequada para uma análise inicial, conforme é possível verificar por meio dos resultados simulados de chapa em condições de carregamento idênticas.

Com isso, no programa em LabVIEW, foi implementada uma rotina que dividia o equipamento em 20 vigas, sendo 10 vigas com carregamento conhecido a partir das informações dos sensores e 10 vigas sem conhecimento de sua distribuição. Considerando-se que nos pontos onde não se conhece a distribuição de forças, haja uma distribuição uniforme, os dados de localização da distribuição, comprimento e valor foram adquiridos utilizando-se a média desses dados das vigas anterior e subsequente (Figura 23).

Figura 23 - Foto do sistema implementado.

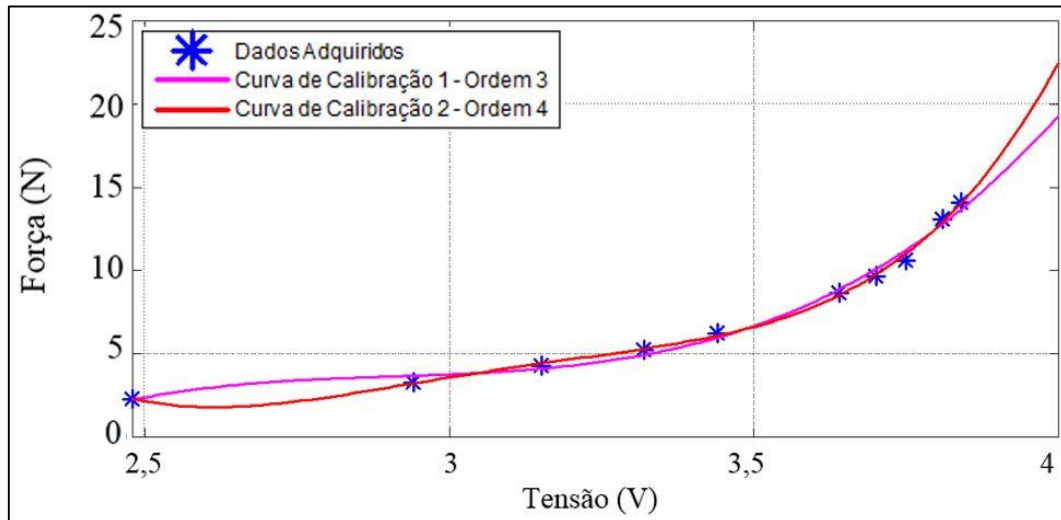


Fonte: Elaborado pelo próprio autor.

As curvas de calibração dos sensores foram interpoladas por partes, sendo utilizada uma reta para descrever o comportamento do sensor até o valor de 2,31 N, que representa o peso do aplicador. Acima deste valor foi utilizada uma curva de quarta ordem (Figura 24) por

se obter o menor erro entre a curva de interpolação e os dados adquiridos. O erro máximo encontrado entre a curva de calibração e os dados obtidos foi de 0,44%.

Figura 24 - Curva de calibração obtida para um sensor do equipamento.



Fonte: Elaboração do autor.

Conforme se observa na Figura 24 há um *offset* que não acarreta nenhum erro nas medições, porque o seu valor foi eliminado nas curvas de calibração dos sensores.

Por meio das curvas de calibração individuais dos sensores, pode-se obter os dados estáticos de cada sensor. Devido à variabilidade de dados, são apresentados na Tabela 3 apenas os resultados máximos obtidos do conjunto de sensores, ou seja, os piores valores para cada característica.

Tabela 3 - Valores máximos obtidos dos testes estáticos de cada sensor.

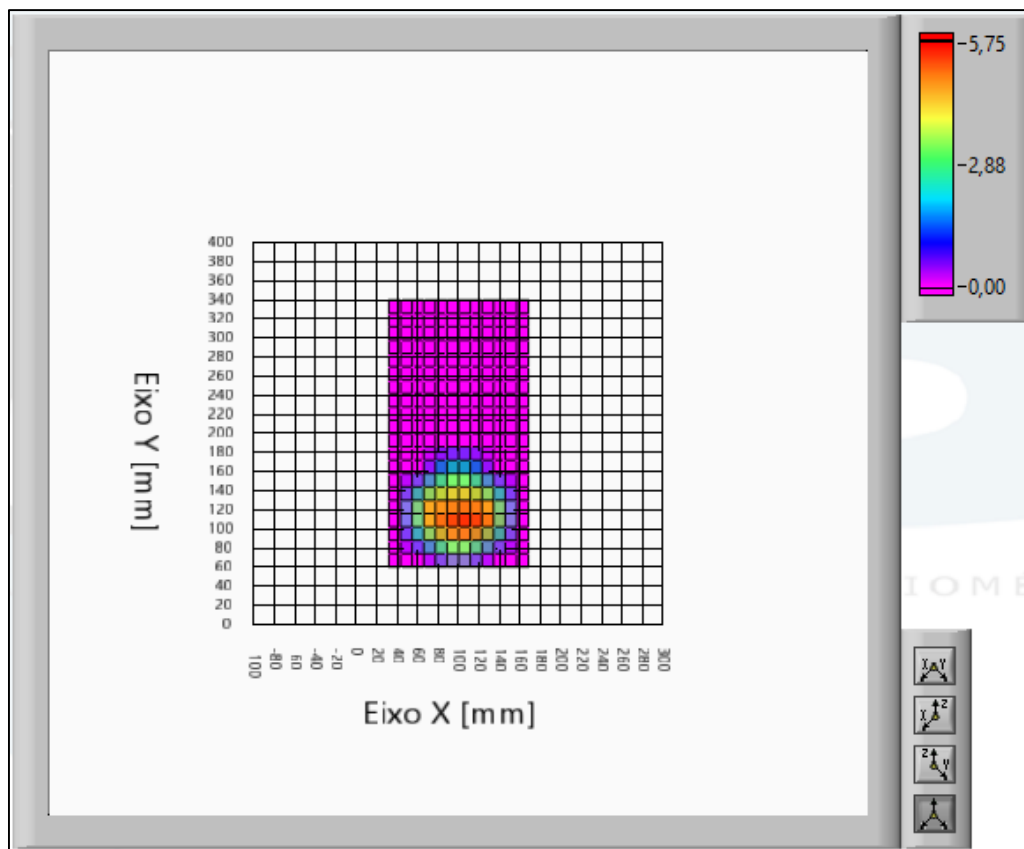
Característica	Valor obtido
Discrepância entre sensores	12,9%
Histerese	8,4%
Precisão	12,0%

Fonte: Elaboração do autor.

Na Figura 25, mostra-se a distribuição de massa mensurada com o grupo de sensores utilizando o programa em LabVIEW desenvolvido. O valor total mensurado para o corpo de massa 5,00kg foi de 5,06kg (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 ocorre devido à diferença nas alturas dos domos dos sensores (cerca de 0,01mm) e imperfeições na superfície de contato do corpo cilíndrico com os sensores.

Figura 25 - Distribuição de forças para corpo de massa 5kg.



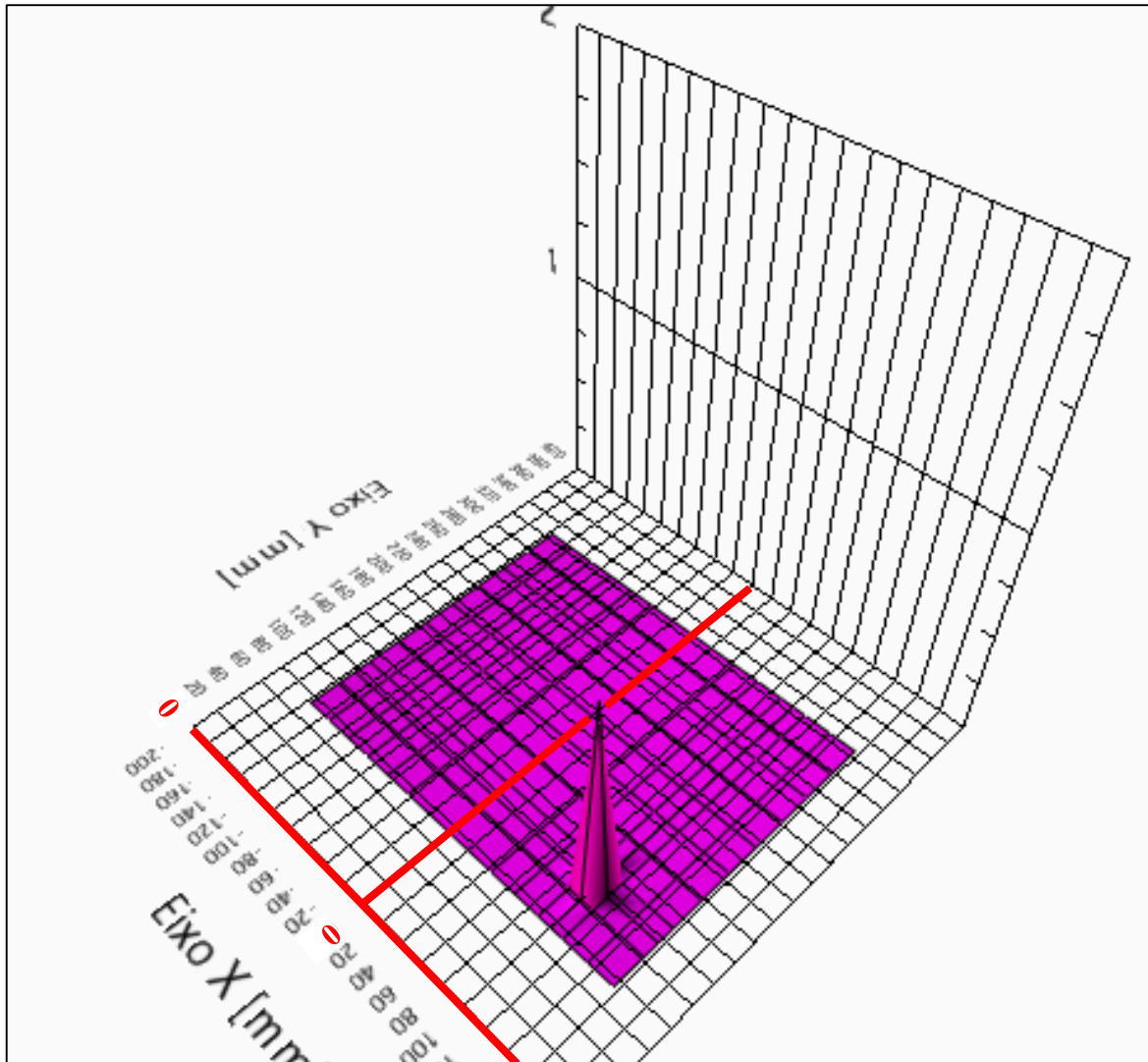
Fonte: Elaboração do autor.

Na Figura 26 é possível visualizar o centro de pressão do cilindro de 5kg, localizado nas coordenadas xy (100,4;115,8) mm, sendo o ponto na extremidade inferior entre as plataformas do equipamento a referência utilizada, como evidenciado em vermelho.

Após a implementação do sistema, realizou-se testes com voluntários, conforme autorização do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia da UNESP, Campus Presidente Prudente (Protocolo nº27/2011).

Os voluntários hemiplégicos realizaram exercícios que são utilizados para efetuar a avaliação do risco de queda segundo a Escala de Equilíbrio de Berg (Silva, et al., 2008) (vide ANEXO A) e conforme a ficha de avaliação proposta (APÊNDICE A).

Figura 26 - Localização do centro de pressão do cilindro de 5kg.



Fonte: Elaboração do autor.

Foram realizadas medições da distribuição de peso nas regiões plantares de 20 voluntários hígidos (sem histórico de queixas de dores ou problemas no sistema neuro-músculo-esquelético) e 10 voluntários hemiplégicos crônicos (mais de 1 ano de hemiplegia).

Durante a realização dos testes, os participantes tiveram total liberdade de deixar de participar das avaliações e foram informados dos resultados obtidos, caso desejassem, conforme o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), por eles assinado. A identidade dos participantes foi mantida em sigilo.

As plataformas do equipamento foram posicionadas paralelamente entre si, sendo o equipamento inserido no centro de uma chapa quadrada de EVA de 6 mm e lados de 1m. A posição das plataformas eram disfarçadas por outra chapa de EVA de 1 mm de coloração que evidenciasse apenas a área de posicionamento dos pés. Assim, os voluntários não conseguiam

visualizar o equipamento, entretanto, possuíam uma área de 1m² de nível de 6 mm, caso necessitassem se apoiar por algum desequilíbrio.

Dentre as distribuições de peso nas regiões plantares obtidas com o equipamento implementado, foram selecionados 10 voluntários hígidos que apresentaram os dados mais distintos, com o intuito de demonstrar a versatilidade do equipamento para diferentes tipos de pés.

Na Figura 27 pode-se visualizar a distribuição de peso na região plantar do voluntário 1. Utilizando as superfícies apresentadas na Figura 27 e a localização do centro de pressão (Tabela 4), verifica-se que o voluntário 1 apresenta uma maior descarga de peso na região plantar posterior (região do calcâneo) e no pé esquerdo, além de um pico na falange distal I.

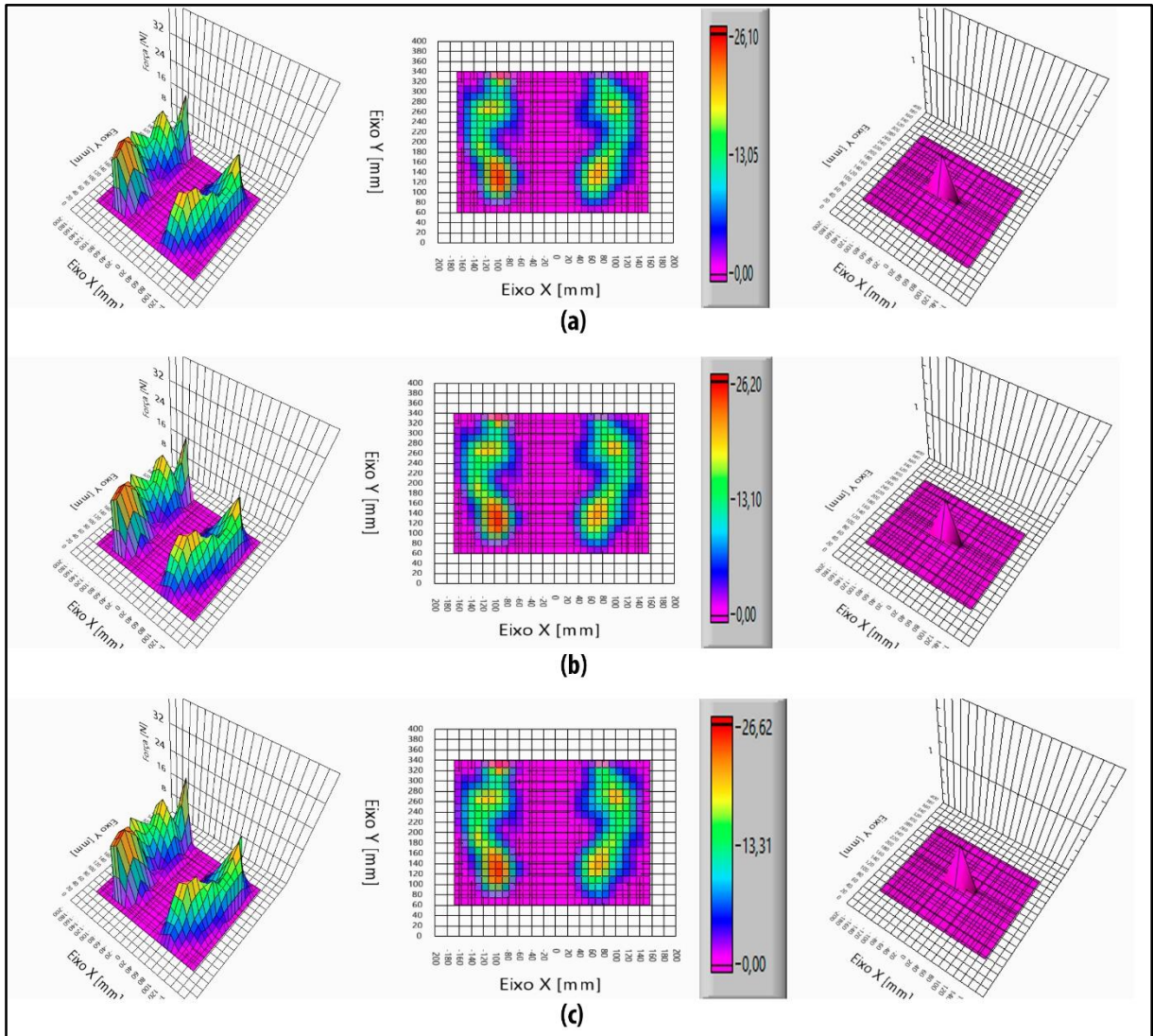
Deve-se salientar que a barra vertical da distribuição de peso não apresenta unidades porque o LabVIEW não permite, entretanto, os valores estão expressos em Newtons.

Tabela 4 - Dados do centro de pressão de voluntários hígidos.

Indivíduo	Centro de pressão com olhos abertos		Centro de pressão com olhos fechados		Centro de pressão com ombros fletidos	
	x (mm)	y (mm)	x (mm)	y (mm)	x (mm)	y (mm)
1	-7,8	206,9	-6,7	207,0	-7,1	209,9
2	14,2	197,1	9,3	199,0	13,7	197,2
3	-0,3	188,9	-1,3	189,0	-2,2	191,0
4	-12,1	199,8	-14,6	193,5	-29,4	200,2
5	3,7	200,7	5,4	199,6	5,0	203,2
6	-13,6	188,1	-16,6	185,2	-8,3	190,6
7	-2,9	182,3	-4,6	185,0	-3,7	179,1
8	2,1	203,4	0,5	204,6	1,1	209,6
9	12,4	180,2	14,0	179,4	13,5	180,2
10	18,9	206,3	19,5	200,2	21,7	206,3

Fonte: Elaboração do autor.

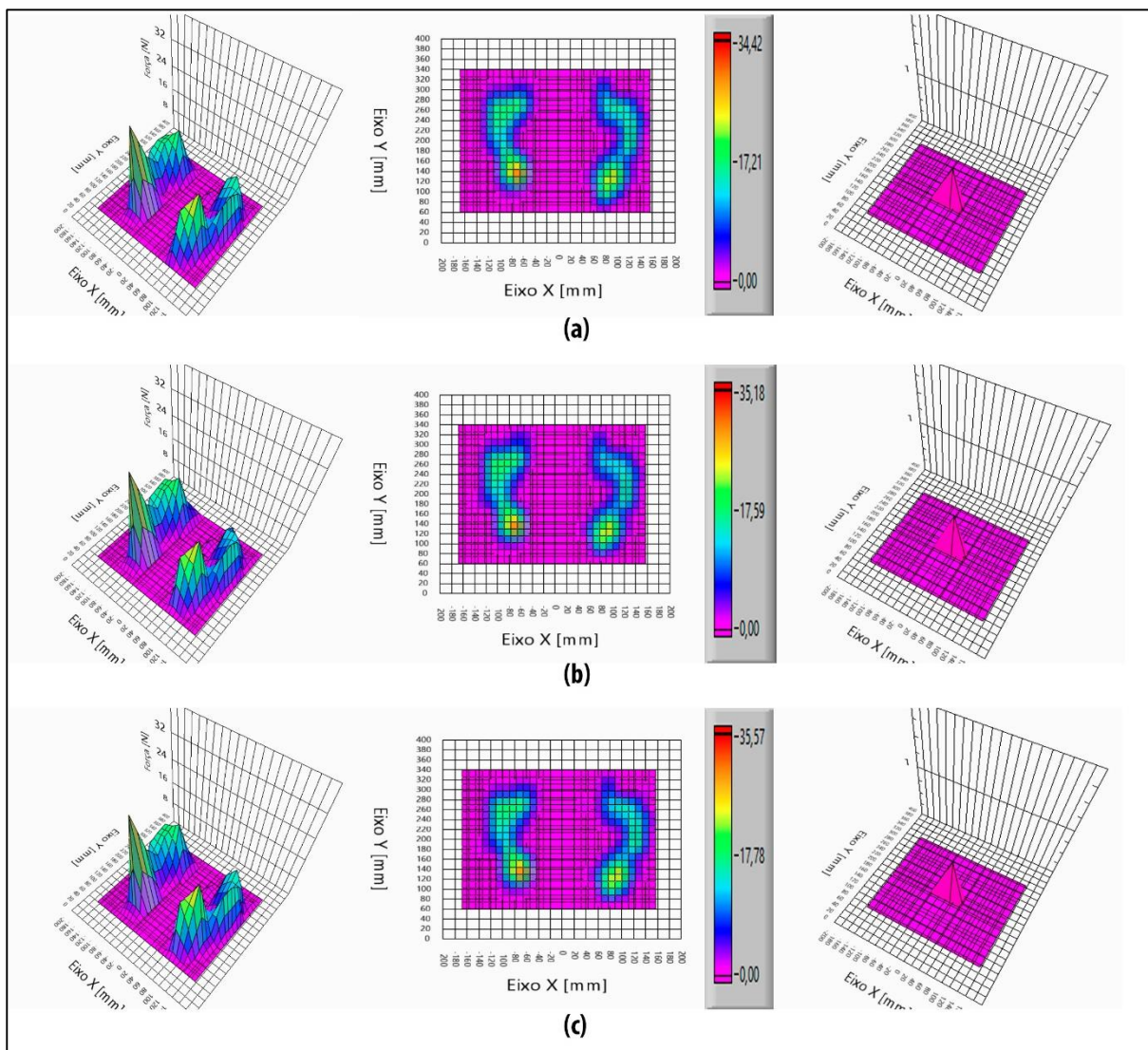
Figura 27 - Voluntário 1 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Na Figura 28, utilizando as superfícies obtidas e a localização do centro de pressão (Tabela 4), verifica-se que o voluntário 2 apresenta uma maior descarga de peso na região plantar posterior (região do calcâneo), ocorrendo um pico no pé esquerdo, entretanto, não descarrega peso na falange distal I como ocorre no pé direito.

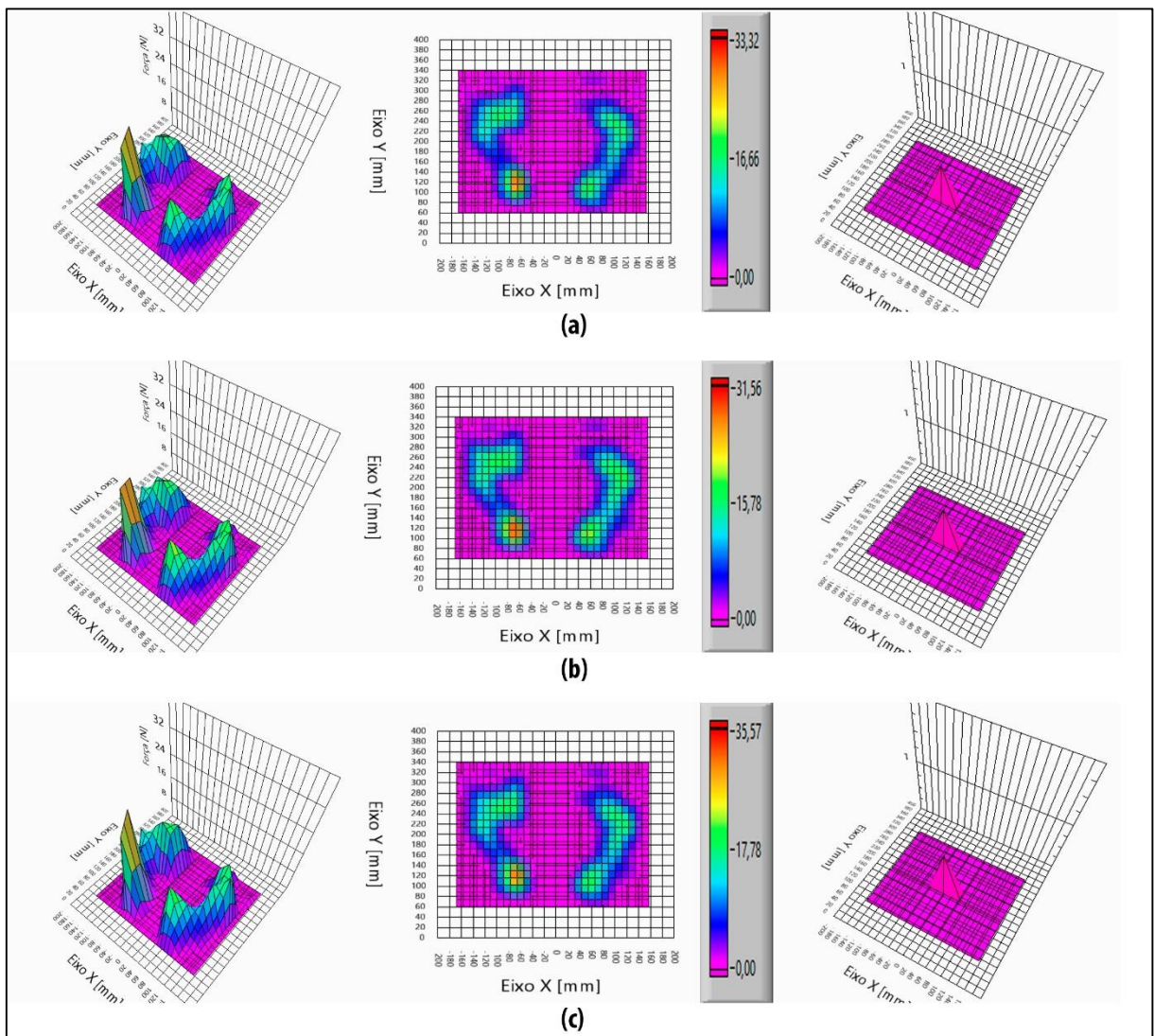
Figura 28 - Voluntário 2 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Por meio das superfícies obtidas da Figura 29 e a localização do centro de pressão (Tabela 4), verifica-se que o voluntário 3 apresenta uma tendência do pé esquerdo ser cavo, enquanto o pé direito tende a ser chato. Além disso, não apresenta distribuição de peso na região da falange I do pé esquerdo, mas na falange I do pé direito há uma pequena descarga na região distal e nenhuma na região proximal.

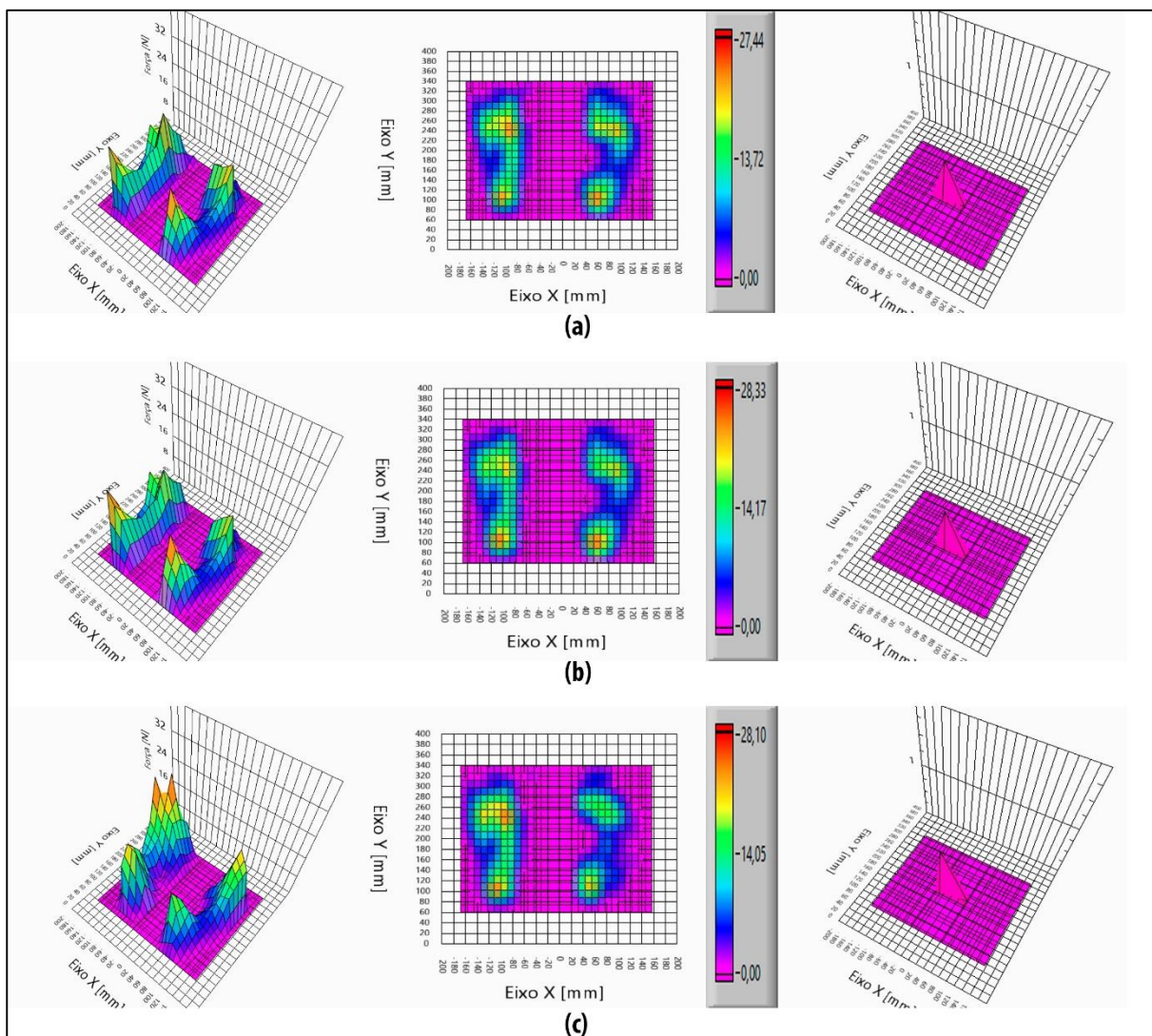
Figura 29 - Voluntário 3 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

O voluntário 4 relatou que possui um desabamento do arco plantar medial do pé esquerdo, ocorrido na infância, como pode ser visualizado conforme a superfície obtida da Figura 30. Com isso, seu centro de pressão (Tabela 4) apresenta um maior deslocamento para o lado do membro acometido. Em relação à distribuição de peso, verifica-se picos quase similares nas regiões do calcâneo e nas cabeças dos metatarsos, indicando uma tendência aos pés serem cavos, por mais que haja o desabamento do arco. Esse aspecto é comprovado durante a análise do voluntário 4 com os ombros fletidos, conforme Figura 30c.

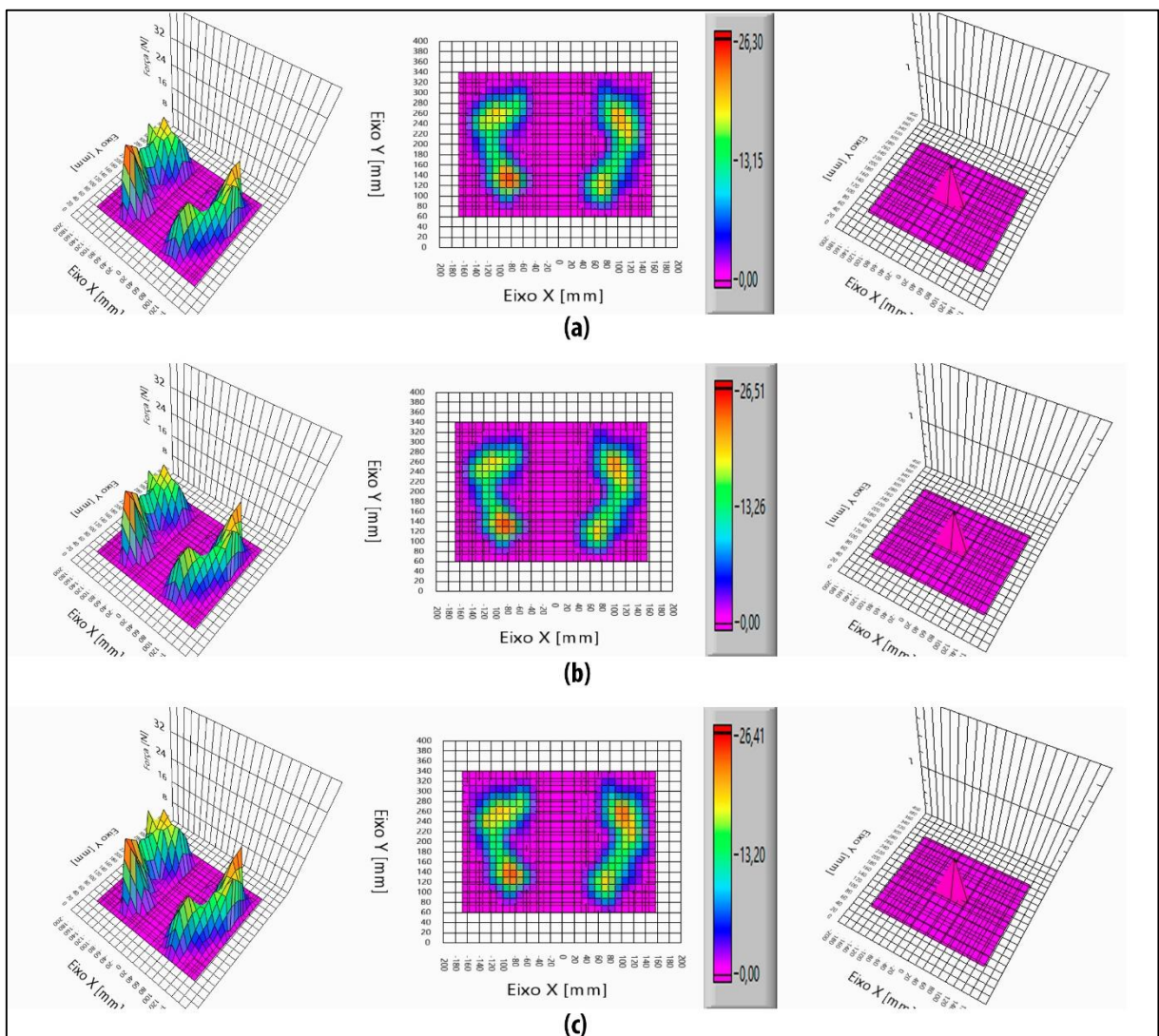
Figura 30 - Voluntário 4 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Durante os testes, o voluntário 5 estava na 30ª semana de gestação e apresentou a distribuição de peso conforme a Figura 31. De acordo com as superfícies obtidas os dados da Tabela 4, verifica-se que o voluntário 5 apresenta uma descarga de peso considerável na região do antepé, principalmente no pé direito. Neste caso, verifica-se como o corpo humano busca adaptar-se ao sobrepeso da gravidez na região abdominal, projetando-o para região posterior do plano lateral.

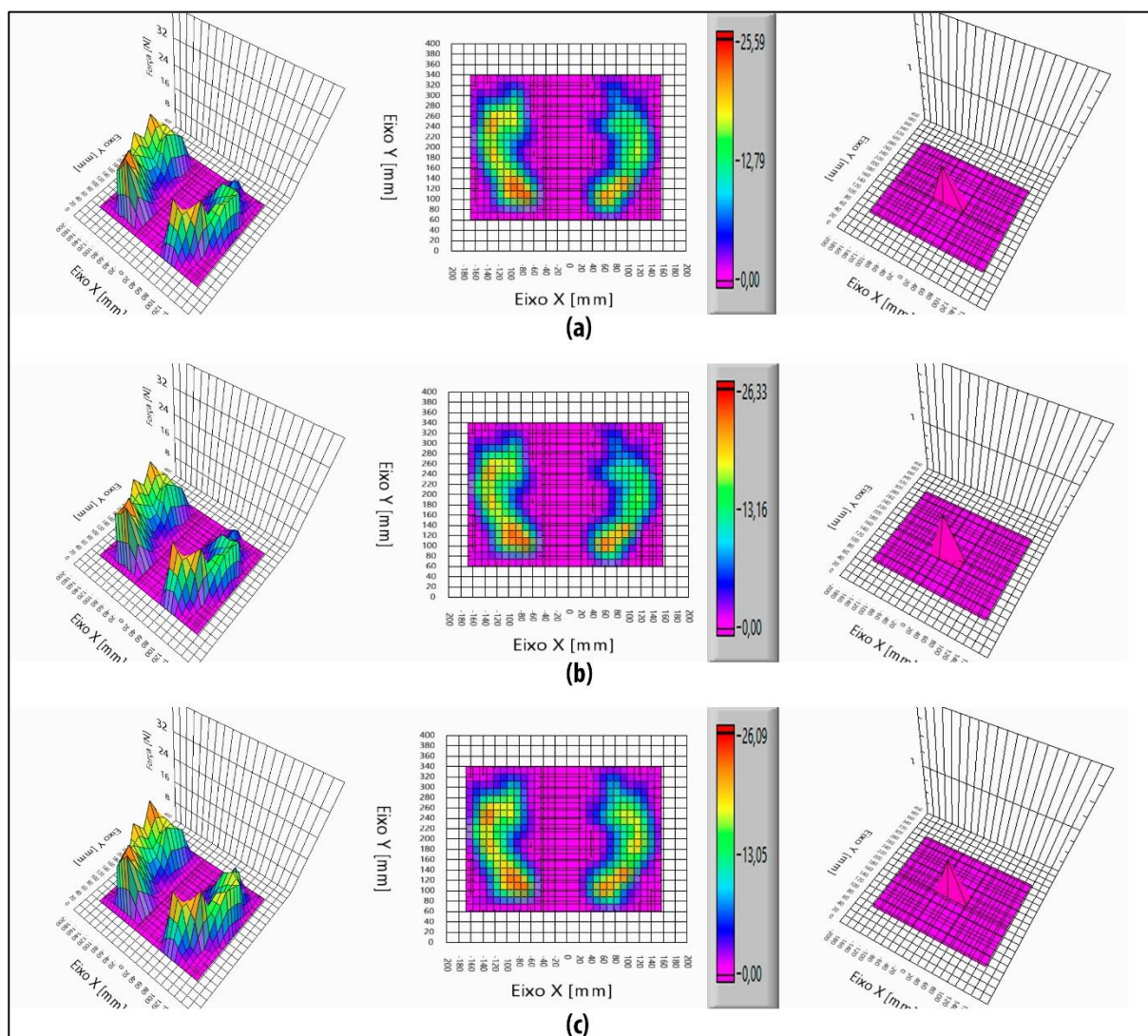
Figura 31 - Voluntário 5 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Na Figura 32 é possível visualizar a distribuição de peso na região plantar do voluntário 6, que apresenta um pé do tipo chato mais severo em relação aos demais voluntários que participaram dos testes. Além disso, verifica-se que o voluntário 6 apresenta descarga de peso em todas as falanges, sendo maior no pé esquerdo, influenciando na localização de seu centro de pressão (Tabela 4).

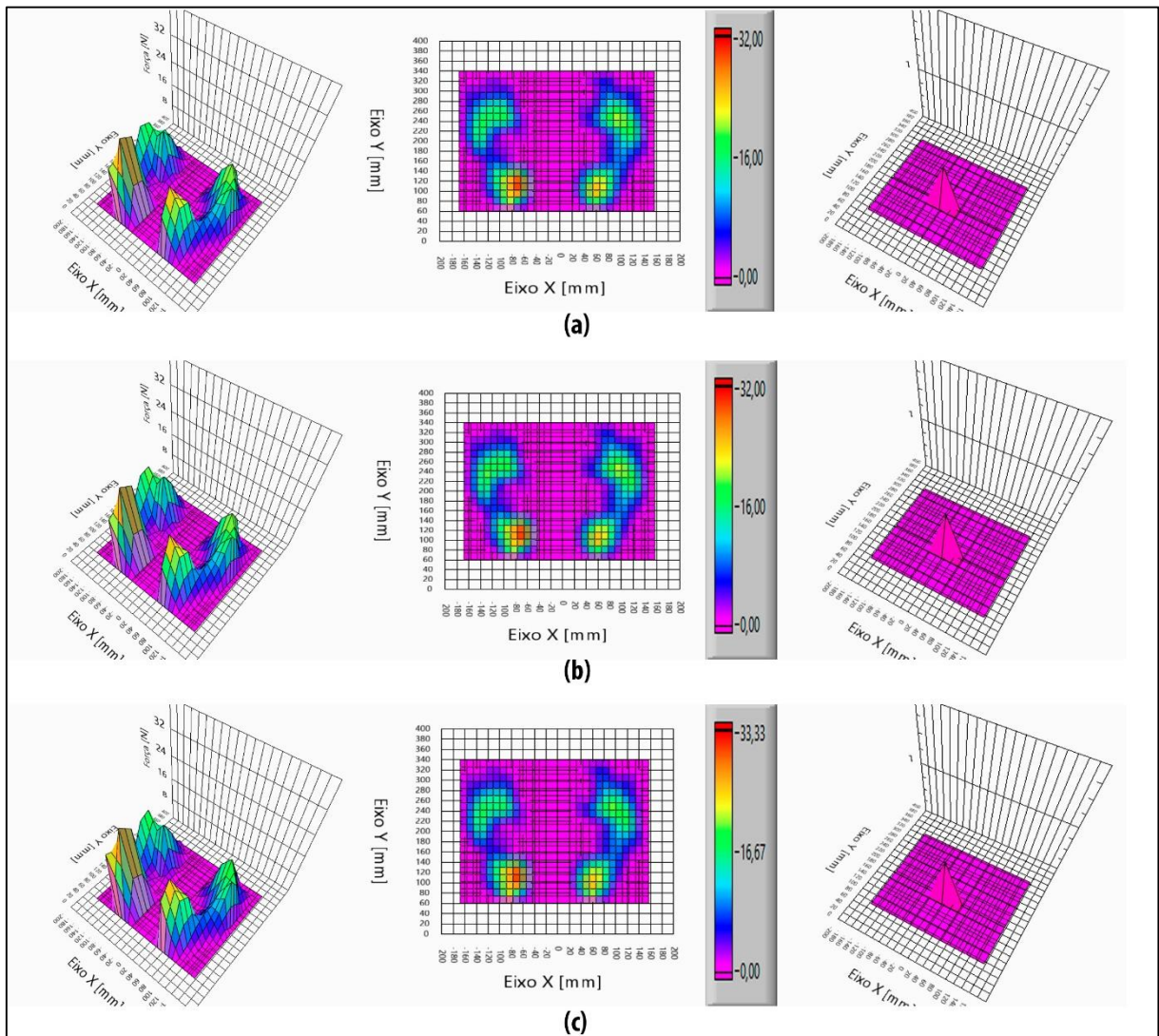
Figura 32 - Voluntário 6 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Durante os testes, o voluntário 7 relatou que os comprimentos de seus membros inferiores diferem de 3 mm. Utilizando as superfícies da Figura 33 e os valores de centro de pressão da Tabela 4, pode-se verificar que a maior descarga de peso é no pé esquerdo. Além disso, é possível visualizar uma tendência do pé ser cavo, com maior descarga de peso na região do calcâneo, principalmente na porção medial.

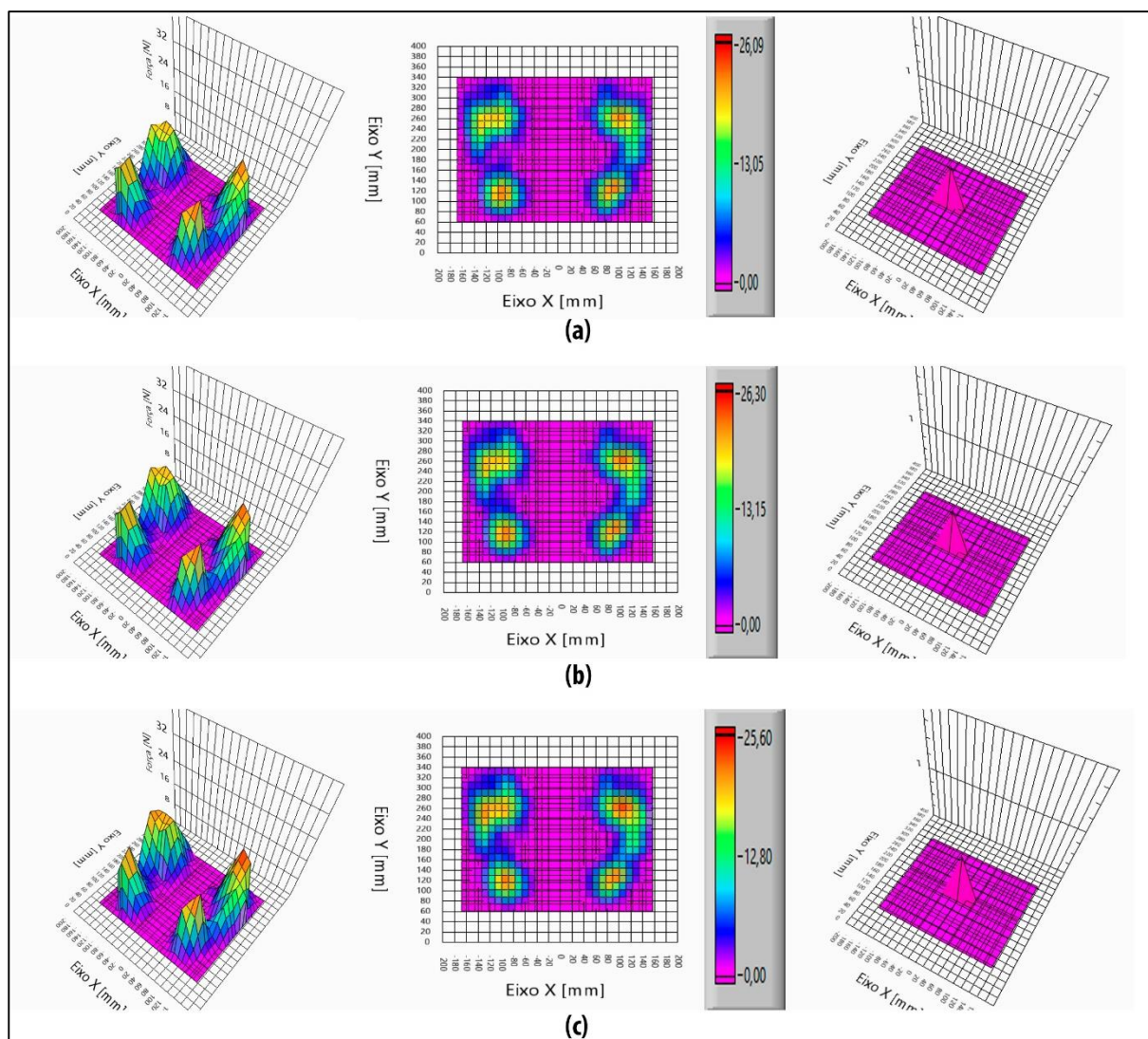
Figura 33 - Voluntário 7 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Por meio das superfícies da Figura 34 e dos valores do centro de massa (Tabela 4) do voluntário 8, verifica-se pés do tipo cavo, sendo a maior descarga de peso no pé direito que apresenta os maiores picos de força.

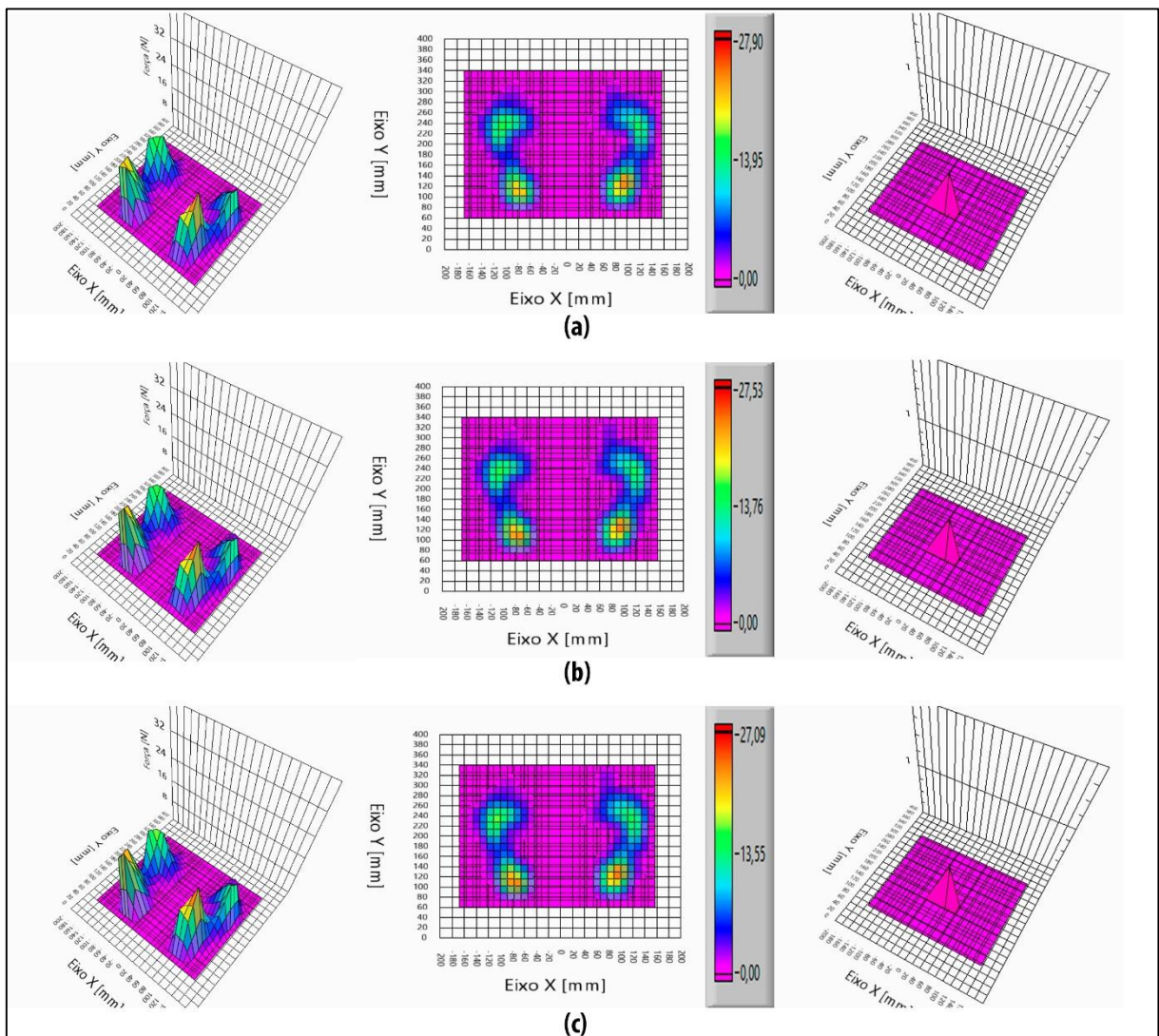
Figura 34 - Voluntário 8 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

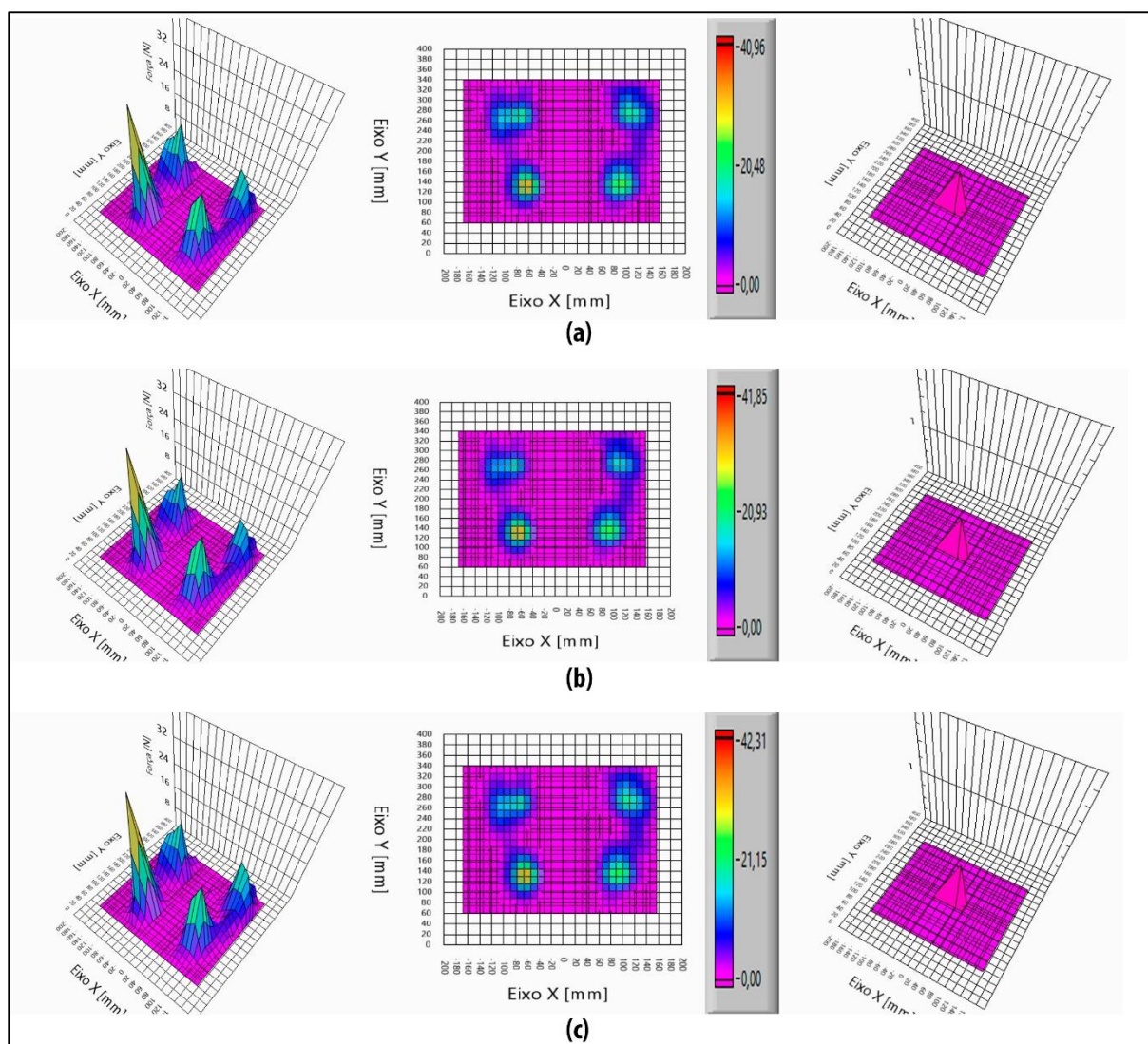
Nas Figuras 35 e 36, os voluntários 9 e 10 apresentam distribuições de peso na região plantar para pés do tipo cavo, sendo no voluntário 10 o caso mais severo observado durante os testes com o equipamento. Além disso, por meio dos dados de centro de pressão da Tabela 4 é possível verificar uma maior descarga de peso no pé direito do voluntário 9 e no pé esquerdo do voluntário 10.

Figura 35 - Voluntário 9 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Figura 36 - Voluntário 10 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Deve-se ressaltar que a distribuição de peso na região plantar de indivíduos pode ser influenciada por desvios da postura, diferenças entre os membros inferiores ou patologias. Com exceção do indivíduo 4, todos os outros voluntários apresentaram os requisitos do grupo de controle (hígidos) para comparação com os hemiplégicos.

Nas Figuras 37, 38, 39 e 40 pode-se visualizar a distribuição de peso na região plantar dos indivíduos hemiplégicos 1, 2, 3 e 4. Por meio das superfícies obtidas e das localizações do centro de pressão (Tabela 5) é possível verificar que os voluntários apresentam uma distribuição lateral no lado acometido, com pouco ou nenhum apoio da região posterior do pé. O

hemiplégico 1 possui menor acometimento, apresentando um menor distúrbio da distribuição de peso na região plantar do pé direito.

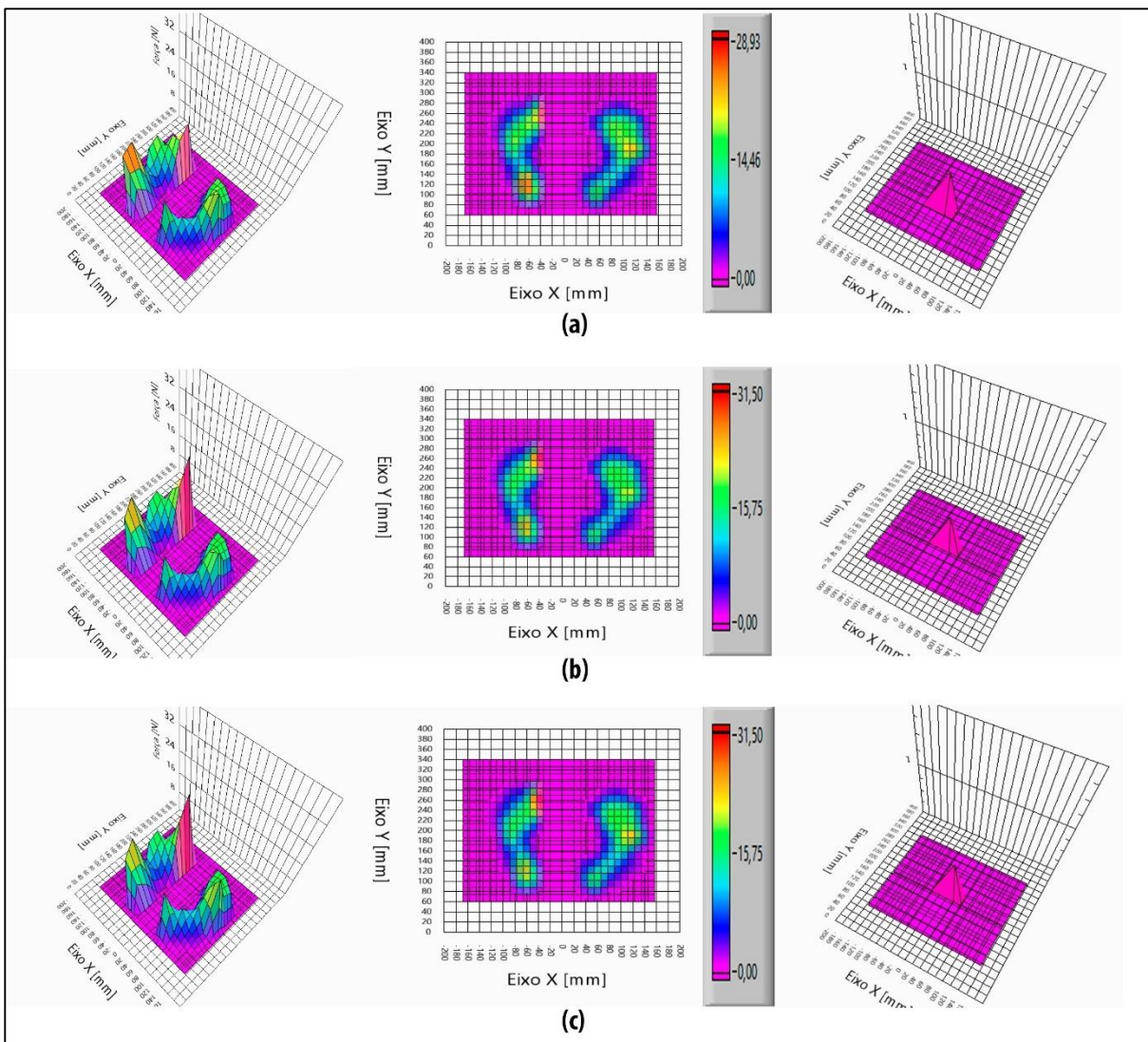
Por outro lado, o hemiplégico 4 é o que apresenta a maior discrepância, principalmente na execução dos exercícios, como pode-se verificar na Figura 40, pelo tamanho da área de distribuição do peso do pé do lado acometido.

Tabela 5 - Dados do centro de pressão de voluntários hemiplégicos.

Hemiplégico	Centro de pressão com olhos abertos		Centro de pressão com olhos fechados		Centro de pressão com ombros fletidos	
	x (mm)	y (mm)	x (mm)	y (mm)	x (mm)	y (mm)
1	19,9	185,0	17,5	188,5	21,1	188,4
2	-13,5	200,5	-16,6	208,7	-29,7	212,1
3	-27,5	216,2	-29,6	220,0	-27,7	216,2
4	-58,8	186,4	-77,6	193,9	-85,8	189,2
5	-7,7	202,6	-10,4	197,5	-4,6	203,6
6	-5,3	191,1	-4,8	198,9	-3,0	194,2
7	7,2	193,5	-12,6	202,2	2,8	182,0
8	-22,4	196,6	-15,6	199,2	-12,5	198,5
9	7,6	197,6	5,0	201,2	5,8	202,2
10	-6,8	197,6	-9,9	202,2	-7,7	201,3

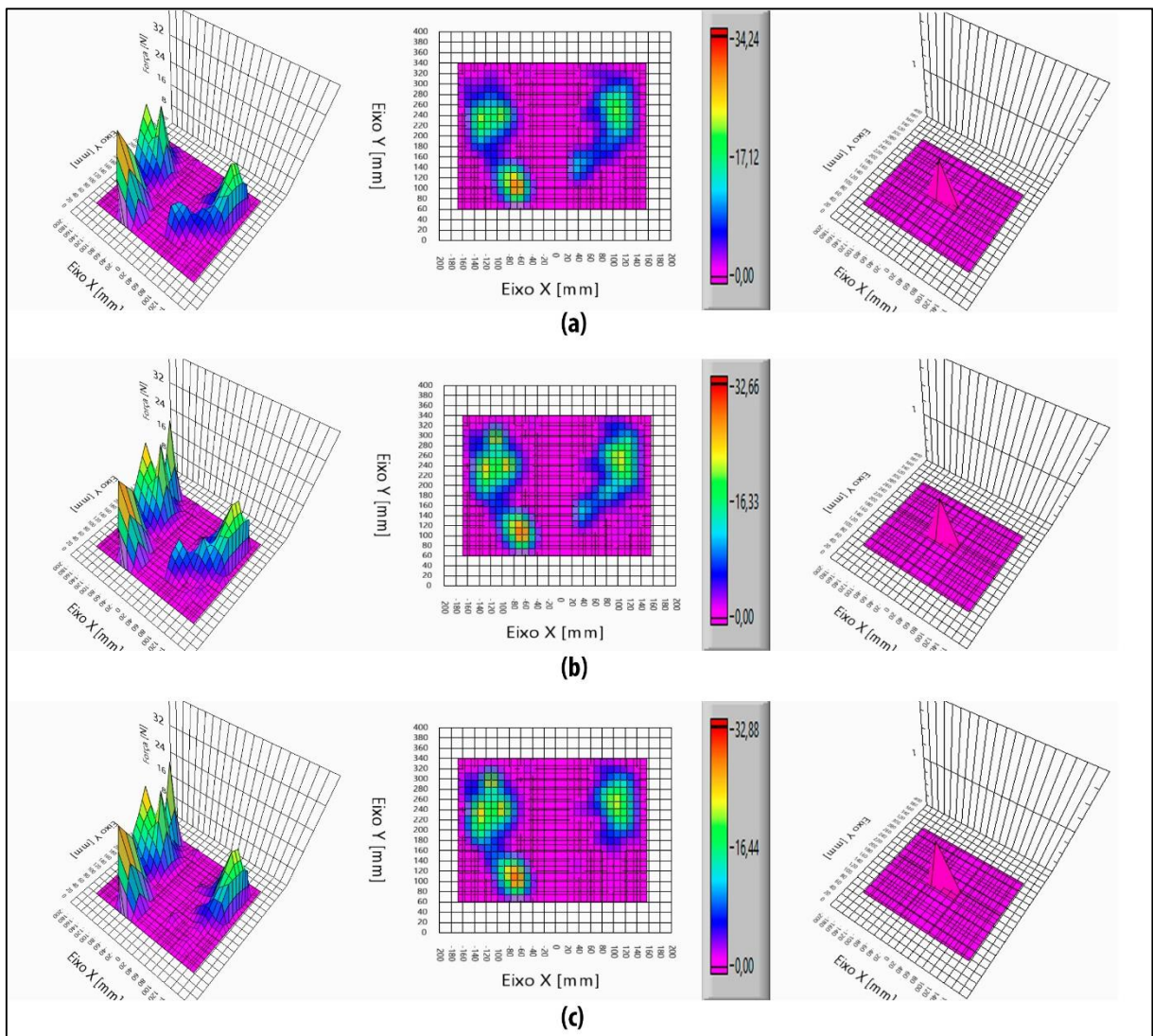
Fonte: Elaboração do autor.

Figura 37- Voluntário hemiplégico 1 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



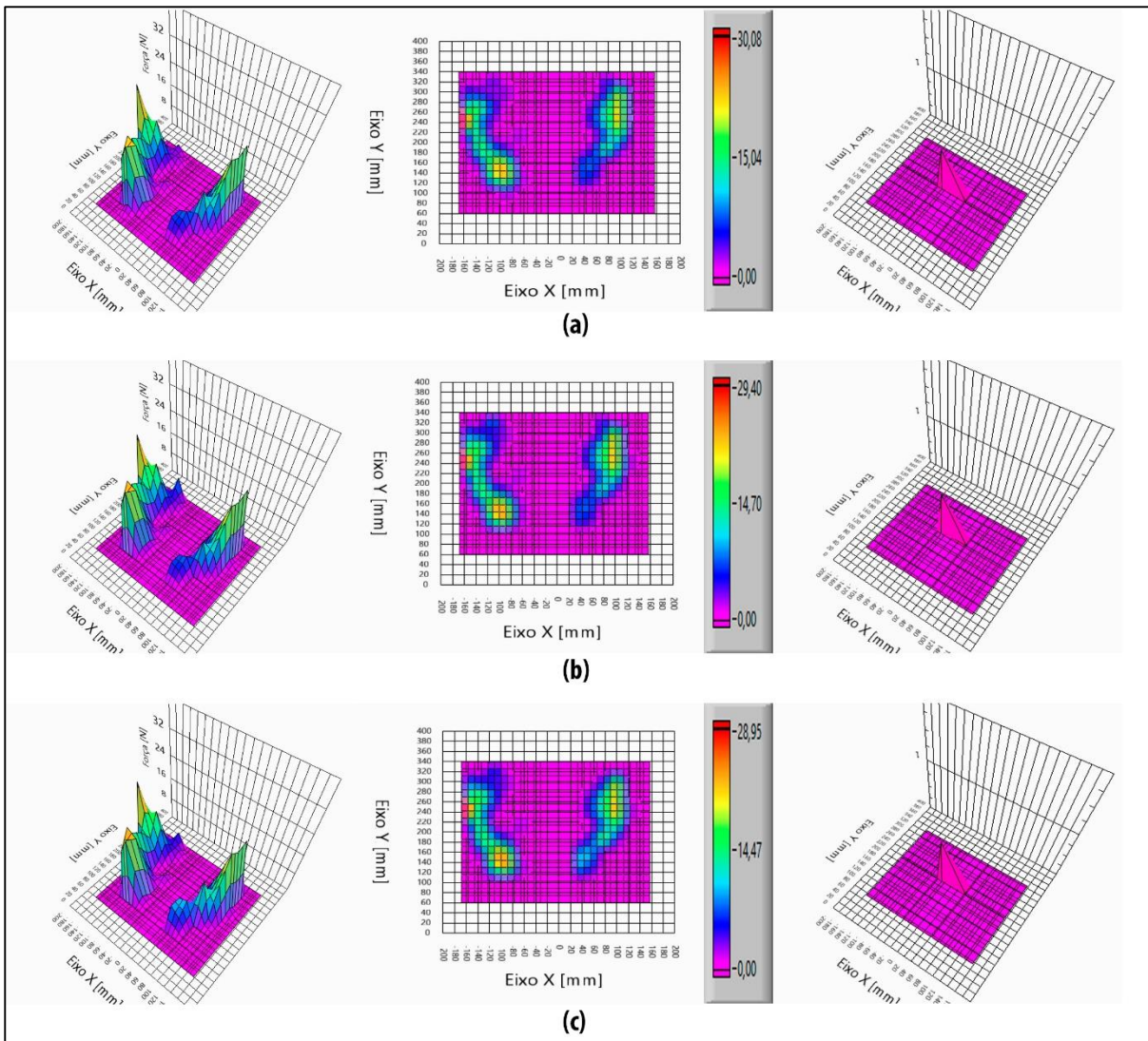
Fonte: Elaboração do autor.

Figura 38 - Voluntário hemiplégico 2 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



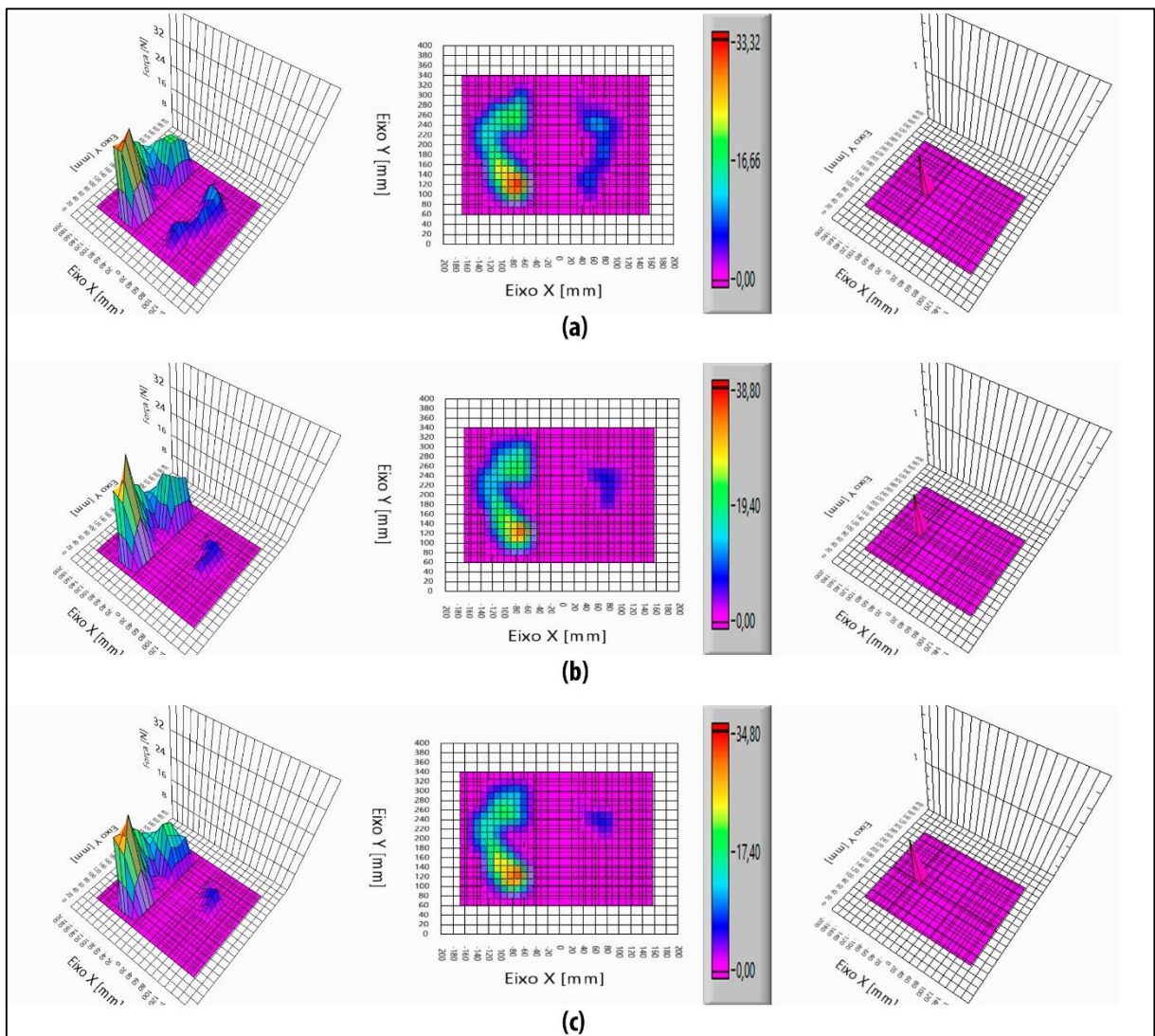
Fonte: Elaboração do autor.

Figura 39 - Voluntário hemiplégico 3 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

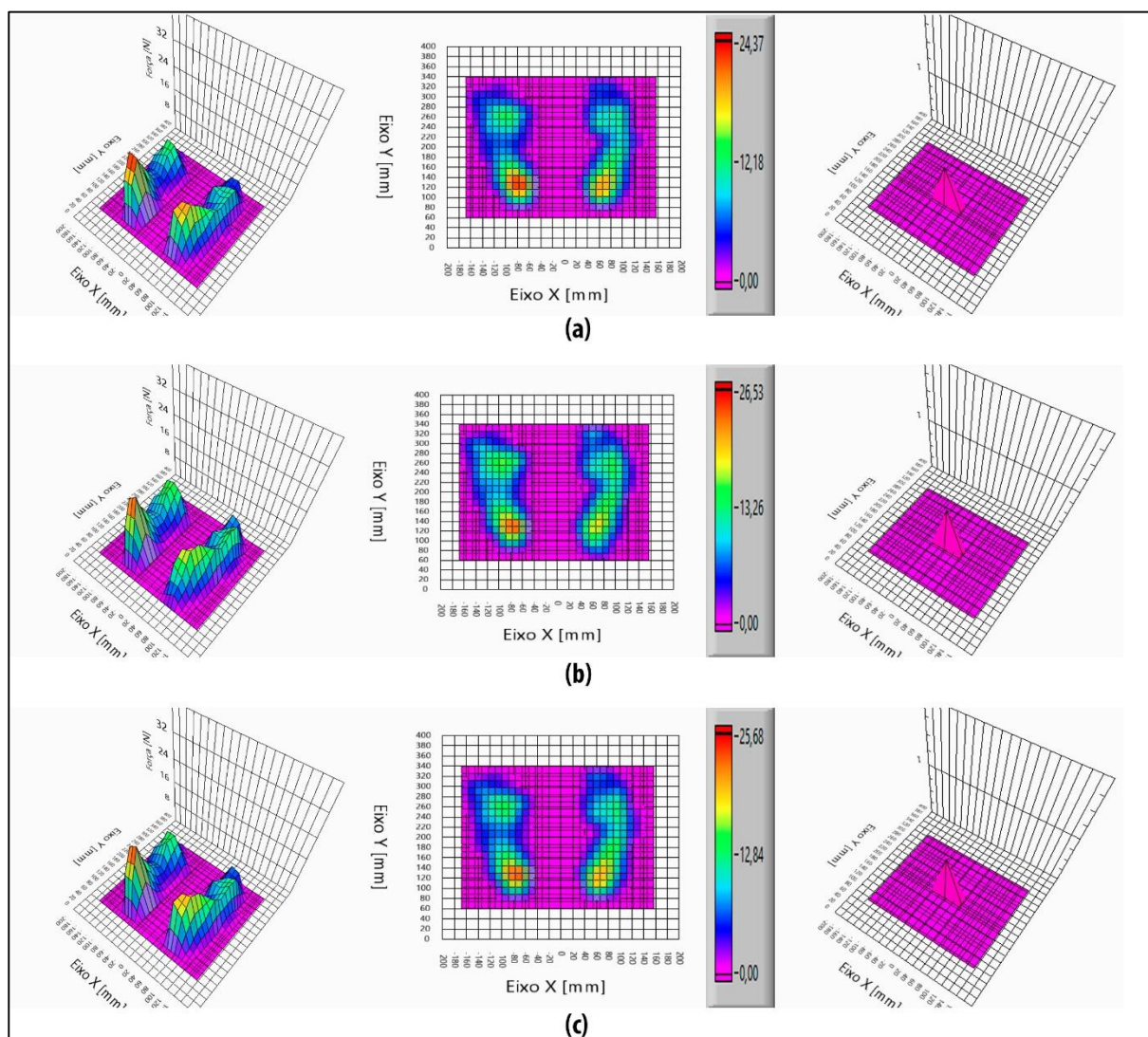
Figura 40 - Voluntário hemiplégico 4 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

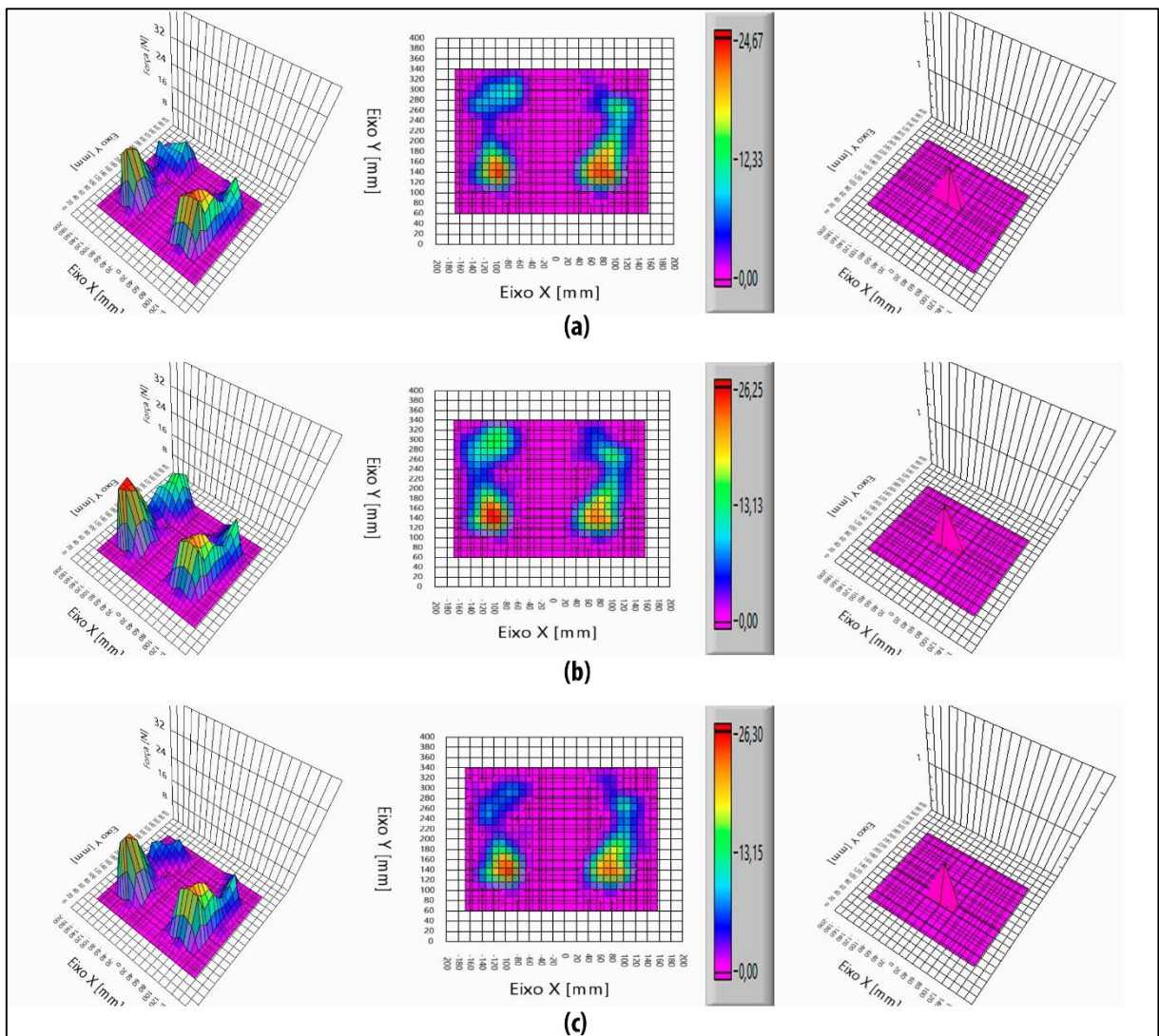
Nos voluntários hemiplégicos 5 e 6 (Figuras 41 e 42), verificam-se uma distribuição predominantemente lateral no lado acometido (pé direito), apresentam maior descarga de peso na região posterior e pouca ou nenhuma na região do antepé, principalmente nas falanges do voluntário 6, que demonstra um maior distúrbio na distribuição de peso na região em relação ao voluntário 5.

Figura 41 - Voluntário hemiplégico 5 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

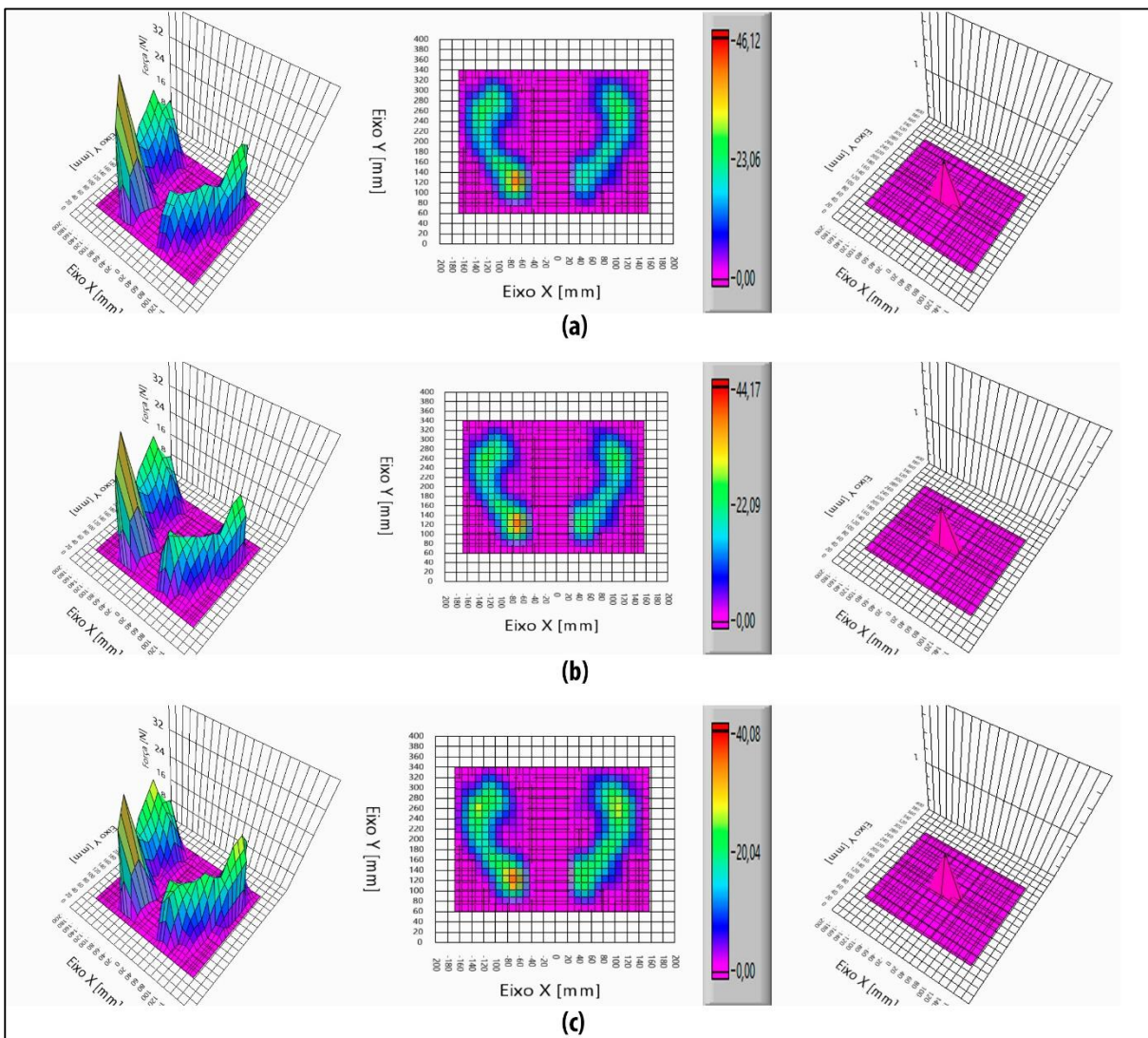
Figura 42 - Voluntário hemiplégico 6 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

O voluntário hemiplégico 7 foi o que apresentou uma distribuição de peso na região plantar do lado plégico mais uniforme, conforme é possível verificar na Figura 43. Além disso, analisando-se os dados da Tabela 5 é possível verificar que é um dos indivíduos hemiplégicos com menor variação da descarga de peso e da localização do centro de pressão, quando submetido aos testes sobre as plataformas.

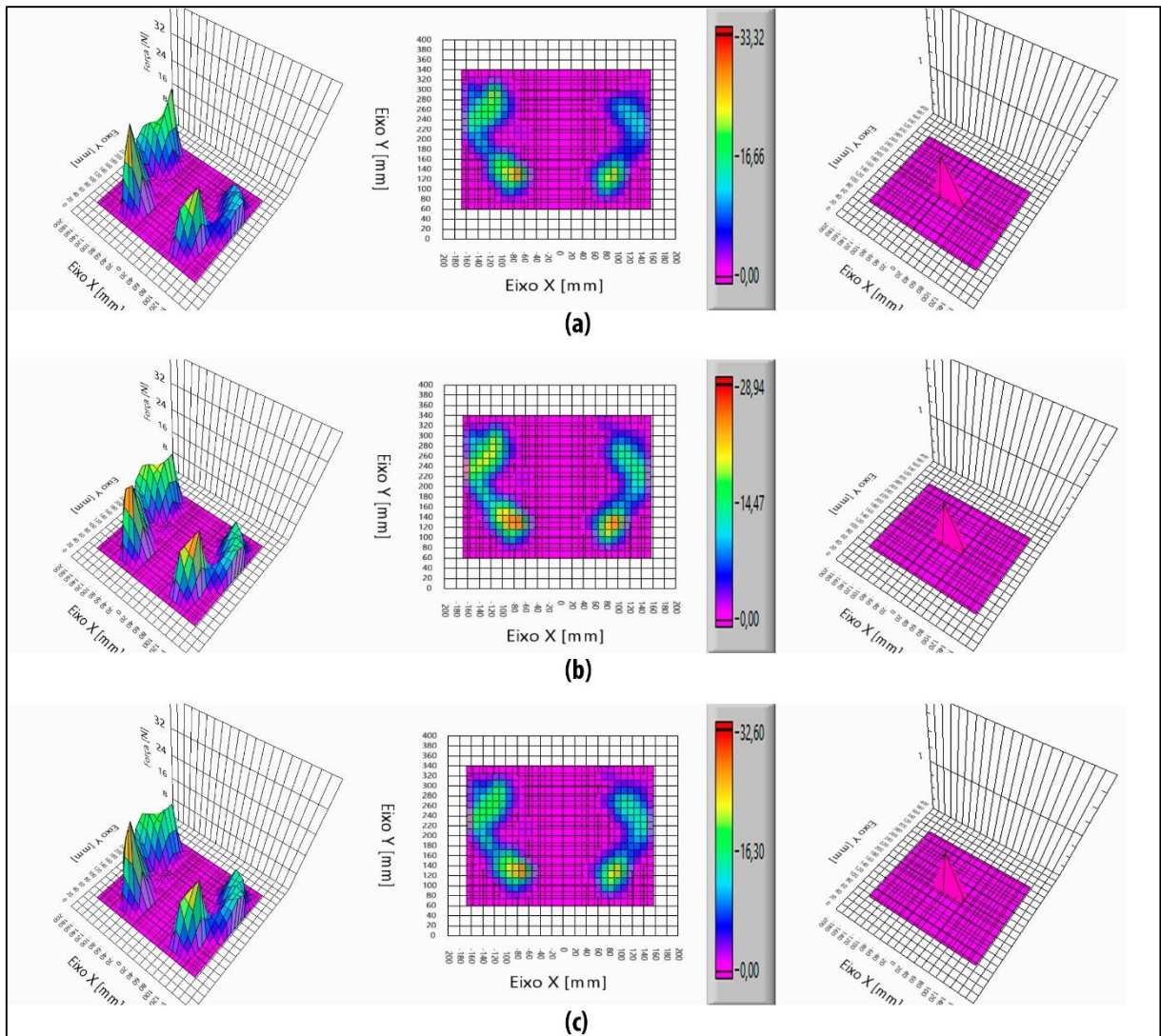
Figura 43 - Voluntário hemiplégico 7 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

O voluntário hemiplégico 8 apresentou uma distribuição de peso na região plantar mais próxima da normalidade de indivíduos hígidos, entretanto, analisando o centro de pressão (Figura 44 e Tabela 5) verifica-se maior descarga de peso no lado não afetado.

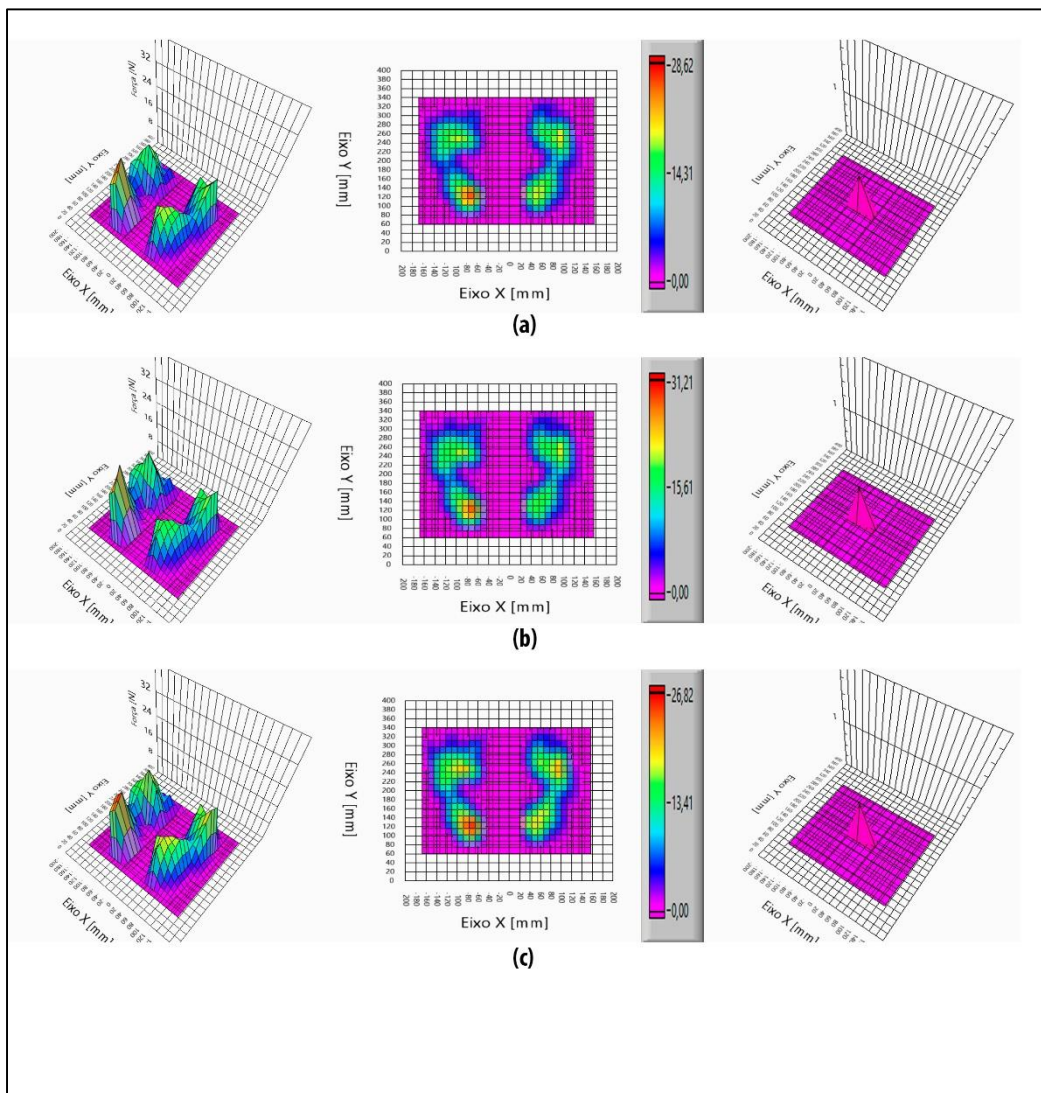
Figura 44 - Voluntário hemiplégico 8 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

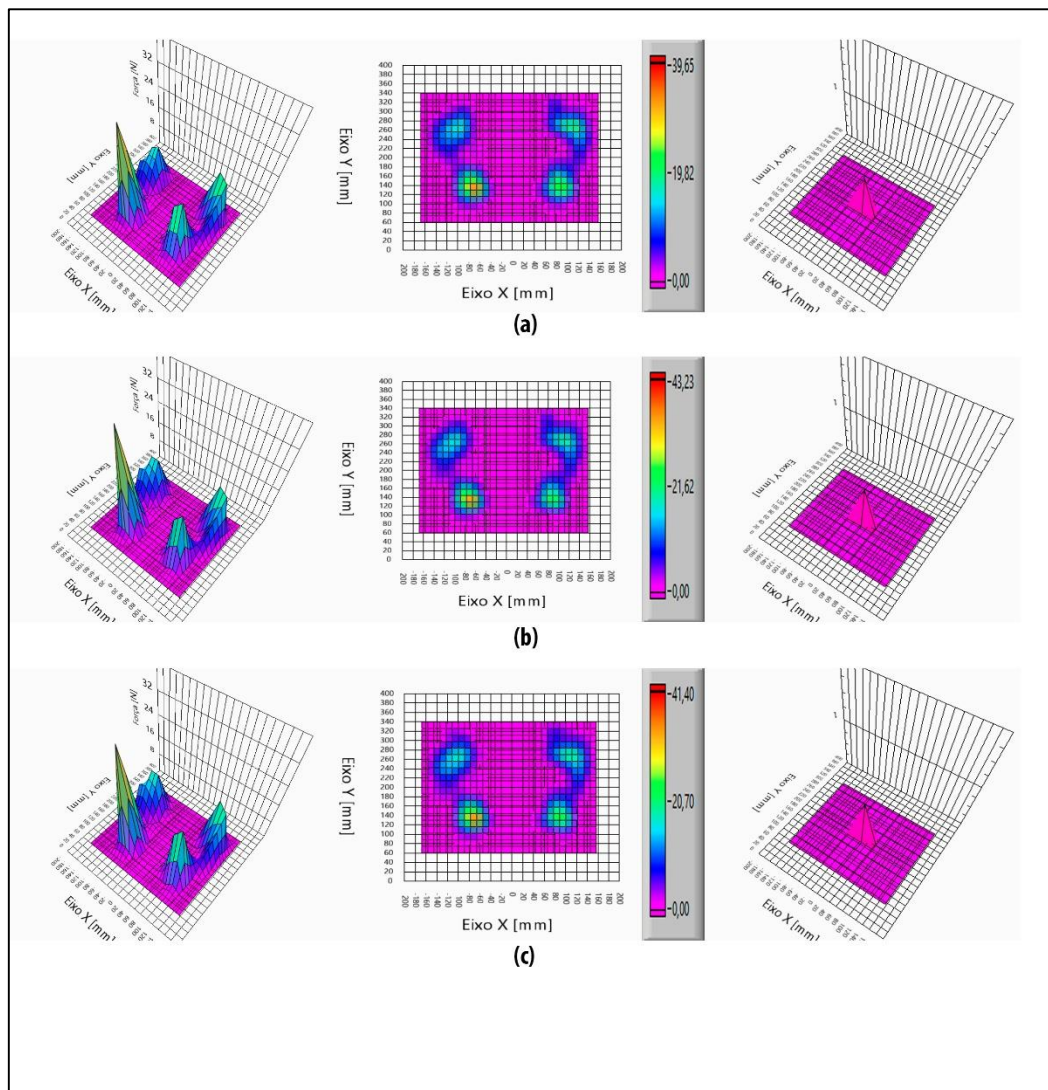
Nas Figuras 45 e 46 é possível visualizar a distribuição de peso na região plantar dos voluntários 9 e 10. Utilizando as superfícies obtidas e as respectivas localizações do centro de pressão (Tabela 5), pode-se verificar que no lado afetado os indivíduos apresentam uma maior descarga de peso nas regiões do antepé e retropé, similar aos pés do tipo cavo, tendo o indivíduo hemiplégico 10 a maior elevação dos arcos medial e lateral.

Figura 45 - Voluntário hemiplégico 9 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Figura 46 - Voluntário hemiplégico 10 na posição fundamental com olhos abertos (a), olhos fechados (b) e com olhos abertos e ombros fletidos (c).



Fonte: Elaboração do autor.

Deve-se ressaltar que as diferenças nas distribuições de peso na região plantar de voluntários hemiplégicos podem ser influenciadas pelo grau e gravidade do envolvimento neurológico, além da presença de espacidade ou flacidez, conforme Lippert (2000).

Por meio da ficha de avaliação (APÊNDICE A) foi possível construir a Tabela 6, na qual há uma grande diversidade dos dados dos voluntários hemiplégicos. Relacionando-se os dados de distribuição de peso na região plantar com os pontos obtidos na escala de equilíbrio de Berg, verifica-se, que nos casos extremos, ambos se complementam e apresentam dados para uma inferência muito similar sobre o risco de queda nos indivíduos.

Os hemiplegicos 4 e 6 obtiveram as menores notas na escala de Berg e também verificou-se as descargas mais discrepantes, em relação a padrões de normalidade, por

decarregarem quase a totalidade de peso em um dos lados afetados (hemiplégico 4) ou na região posterior dos pés (hemiplégico 6).

Os hemiplégicos 7 e 10 obtiveram as maiores notas na escala de Berg, além de obterem pequena diferença nas distribuições de descarga de peso nos testes sobre as plataformas em relação aos padrões de normalidade verificados nos indivíduos de 1 a 10. Assim, apresentam um menor risco de queda.

Por outro lado, nos hemiplégicos que pontuam entre 40 e 50 na escala de equilíbrio de Berg, representam um grupo de difícil análise, pois não apresentaram padrão na distribuição de pontos nos exercícios sugeridos no teste (ANEXO A). Além disso, nas superfícies obtidas de distribuição de descarga de peso apresentam resultados com alta variabilidade.

Comparando-se os hemiplégicos 1 a 3, por exemplo, verifica-se uma tendência de descarga de peso na região anterior do pé nos hemiplégicos 2 e 3, o que indicaria um menor equilíbrio e um maior risco de queda, entretanto, são os que apresentam pontuação melhor em relação ao hemiplégico 1, que apresenta uma melhor distribuição de peso no pé (além de possuir maior tempo em reabilitação).

Outra característica importante que não é abordada e verificada nos testes é a força de vontade de alguns indivíduos hemiplégicos, que apresentando alguma dificuldade nos testes, se esforçam e em alguns momentos solicitam repetí-los, independente da dificuldade, com o intuito de atingir melhores resultados nos testes da escala de equilíbrio Berg ou nos testes realizados com o equipamento.

O custo estimado do equipamento (excluindo o computador) é de aproximadamente R\$3.000,00. Este valor considerando a taxa de câmbio atual, é de US\$750,00. O padrão ouro do baropodômetro é o da marca Novel (Novel, 2015), que custa em torno de US\$ 85.500,00.

A potencialidade do equipamento poderá ser melhor avaliada quando o mesmo for utilizado para medições com um número mais elevado de voluntários.

Tabela 6 - Dados tabelados dos voluntários com a ficha de avaliação.

Hemiplégico	Idade (anos)	Tempo de lesão (anos)	Escala de Berg	Em reabilitação	Utiliza órtese	Sobe no aparelho	Permanece no aparelho	Levantar os membros superiores	Olhos fechados
1	73	17	41	Sim	Não	Com auxílio	Sozinho	Consegue sem auxílio	30 s
2	58	10	44	Sim	Não	Com auxílio	Sozinho	Apenas lado não afetado	30 s
3	83	5	48	Sim	Bengala 4 pontos	Com auxílio	Sozinho	Apenas lado não afetado	30 s
4	44	1	30	Sim	Bengala	Com auxílio	Sozinho	Consegue sem auxílio	10 s
5	79	15	49	Não	Não	Sozinho	Sozinho	Consegue sem auxílio	30 s
6	80	8	30	Não	Se recusa	Com auxílio	Com auxílio	Perde equilíbrio	Necessita de auxílio
7	50	6	54	Não	Não	Sozinho	Sozinho	Consegue sem auxílio	10 s
8	63	0,7	47	Sim	Não	Com auxílio	Com auxílio	Apenas lado não afetado	30 s
9	61	2	40	Sim	Muleta canadense	Com auxílio	Sozinho	Consegue sem auxílio	30 s
10	52	3	55	Não	Não	Sozinho	Sozinho	Consegue sem auxílio	30 s

Fonte: Elaboração do autor.

6 CONCLUSÃO

Pela primeira vez utilizou-se cálculos relacionados à estrutura mecânica da plataforma de um baropodômetro para realizar a interpolação dos valores mensurados por sensores, tornando possível determinar o valor da força aplicada em um número de pontos das plataformas que corresponde ao dobro do número de sensores do equipamento.

Com o equipamento foi possível analisar a distribuição de peso na região plantar de voluntários e calcular o centro de pressão. Com isso, os objetivos propostos no trabalho foram realizados em sua integralidade.

Observando-se as figuras apresentadas na tela do computador, pode-se visualizar diferentes tipos de distribuição de peso, identificando-se pés cavos, pés planos e picos de valores de força em determinados locais da região plantar. Assim, um profissional da saúde, com conhecimentos em Podoposturologia e utilizando o equipamento, pode analisar as deformidades e características dos pés de pacientes de forma subjetiva e também objetiva.

Além disso, analisando a distribuição de peso na região plantar de hemiplégicos e relacionando-a com a escala de equilíbrio de Berg, é possível avaliar o risco de queda em casos extremos. Entretanto, para hemiplégicos que apresentam pontuação entre 40 e 50, apenas a distribuição de peso na região plantar não é suficiente considerando os 10 voluntários que participaram dos testes. Para tanto, seria necessário a realização de testes com uma amostra maior de voluntários.

Durante a realização dos testes com o protótipo, os voluntários não relataram qualquer desconforto, característica importante, uma vez que o equipamento não deve influenciar na avaliação do paciente.

O custo final do equipamento implementado, de aproximadamente R\$3.000,00, está bem abaixo do valor dos equipamentos comerciais disponíveis.

Em trabalhos futuros, pretende-se viabilizar a análise dinâmica da distribuição de peso na região plantar de indivíduos por meio de um sistema eletrônico que realize o processamento paralelo dos dados. Assim, será possível determinar as variações da distribuição de força em função do tempo.

Além disso, pretende-se integrar os cálculos relacionados às estruturas das plataformas, utilizando o método dos elementos finitos ao programa desenvolvido em LabVIEW, eliminando a necessidade de simplificações para a realização das interpolações.

REFERÊNCIAS

- ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY INC - AMTI. *AMTI*. Watertown, 2012. Disponível em: <<http://www.amti.biz>>. Acesso em: 01 ago. 2013.
- ANSYS. *ANSYS*. Canonsburg, 2015. Disponível em: <em <http://www.ansys.com/>>. Acesso em: 15 maio 2015.
- BESSA, S. *AVC*: governo alerta para principal causa de mortes. 2012. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/portalsaude/noticia/7904/162/avc:-governo-alerta-para-%3Cbr%3Eprincipal-causa-de-mortes.html>>. Acesso em: 01 ago. de 2013
- Boukhenous, S. A low cost three-directional force sensor. *International Journal On Smart Sensing And Intelligent System*, [S. l.], v. 4, n. 1, p. 21-34, 2011.
- CARCI. *Sistema de análise de movimento qualisys*. São Paulo, 2013. Disponível em: <<http://www.carci.com.br>>. Acesso em: 01 ago. 2015.
- 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. Doi:10.1016/0169-8141(95)00053-4
- CASTELLANOS-RAMOS, J.; NAVAS-GONZÁLEZ, R.; MACICIOR, H.; SIKORA, T.; OCHOTECO, E.; VIDAL-VERDÚ, F. Tactile sensors based on conductive polymers. *Microsystem Technologies*, Heidelberg, v. 16, n. 5, p. 765-776, 2009. Doi:10.1007/s00542-009-0958-3
- CAVANAGH, P. R.; AE, M. A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of Biomechanics*, Kidlington, v. 13, n. 2, p. 69-75, 1980. Doi:10.1016/0021-9290(80)90180-3
- CHEN, W.-P.; JU, C.-W.; TANG, F.-T. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, Kidlington, v. 18, n.6, p. S17-S24, 2003. Doi:10.1016/S0268-0033(03)00080-9
- CYPRESS. *Cypress Semiconductor Corporation*. San Jose, 2013. Disponível em: <<http://www.cypress.com>>. Acesso em: 15 fev. 2013.
- D'ALESSIO, T. Measurement errors in the scanning of piezoresistive sensors arrays. *Sensors and Actuators A: Physical*, Amsterdam, v. 72, n. 1, p. 71-76, 1999. Doi:10.1016/S0924-4247(98)00204-0
- DUARTE, M., & FREITAS, S. M. 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.
- FABRÍCIO, S. C.; RODRIGUES, R. A.; COSTA JUNIOR, M. L. Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público. *Revista de Saúde Pública*, São Paulo, v. 38, n. 1, p. 93-99, 2004.

FREITAS, R. L.; URBAN, M. F.; SANCHES, M. A.; CARVALHO, A. A. Protótipo de uma plataforma de forças para aplicações biomédicas. In: XXI CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21., 2008, São Pedro. *Anais...* São Pedro, 2008. p. 693-696.

FREITAS, R. L.; URBAN, M. F.; SANCHES, M. A.; CARVALHO, A. A. Sistema informatizado para medição de forças na região plantar de pacientes. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF ELECTRICAL, ELECTRONIC AND SYSTEM ENGINEERING, 15., 2008, Trujillo. *Proceedings...* Trujillo, 2008. p. 1-6.

GAGEY, P.-M., & WEBER, B. G. *Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática*. São Paulo: Manole, 2008.

HEIDEN, T. L.; SANDERSON, D. J.; INGLIS, J. T.; SIEGMUND, G. P. Adaptations to normal human gait on potentially slippery surfaces: the effects of awareness and prior slip experience. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 24, n. 2, p. 237-246, 2006.
Doi:10.1016/j.gaitpost.2005.09.004

HIBBELER, R. C. *Mechanics of materials*. 5. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2002.

HILL, K.; FEARN, M.; WILLIAMS, S.; MUDGE, L.; WALSH, C.; MCCARTHY, P.; STREET, A. Effectiveness of a balance training home exercise programme for adults with haemophilia: a pilot study. *Haemophilia*, Chichester, v. 16, n. 1, p. 162-169, 2010.
Doi:10.1111/j.1365-2516.2009.02110.x

INTERLINK ELETRONICS. *Interlink*. Westlak Village, 2013. Disponível em: <<http://www.interlinkelectronics.com>>. Acesso em: 13 fev. 2013.

ISPGR. *About ISPGR*. Disponível em: <<http://www.ispgr.org>>. Acesso em: 15 fev. 2015.

JENSEN, T. R.; RADWIN, R.; WEBSTER, J. G. A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. *Journal of Biomechanics*, Kidlington, v. 24, n. 9, p. 851-858, 1991.
Doi:10.1016/0021-9290(91)90310-J

KISTLER. *Kistler Group*. São Paulo, 2013. Disponível em: <<http://www.kistler.com/>>. Acesso em: 01 ago. 2013.

LIPPERT, L. . *Clinical kinesiology for physical therapist assistants*. Philadelphia: F.A. Davis, 2000.

LOCKHART, T. E.; SMITH, J.; WOLDSTAD, J. Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors*, Thousand Oaks, v. 47, n. 4, p. 708-729, 2005.

MATHWORKS. *MatLab: the language of technical computing*. Natick, 2015. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>. Acesso em: 15 maio 2015.

MCGORRY, R. W.; DIDOMENICO, A.; CHANG, C. The anatomy of a slip: Kinetic and kinematic characteristics of slip and non-slip matched trials. *Applied Ergonomics*, Kidlington, v. 41, n. 1, 41-46, 2010. Doi:10.1016/j.apergo.2009.04.002

MENDES, J. D. *Perfil da mortalidade de idosos no estado de São Paulo em 2010*. São Paulo: [s. n.], 2012. Disponível em: <http://portal.saude.sp.gov.br/resources/ses/perfil/gestor/destaques/gais-informa/bepa_99_gais.pdf>. Acesso em: 01 ago. 2015.

NATIONAL INSTRUMENTS. *National instruments corporation*. São Paulo, 2013. Disponível em: <<http://www.ni.com/>>. Acesso em: 01 ago. 2013.

NIGG, B.; HERZOG, W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Inglaterra: John Wiley and Sons, 2007.

NOVEL. *Novel content*. Lisbon, 2015. Disponível em: <<http://www.novel.de/>>. Acesso em: 01 ago. 2015.

PI, C.-H., & CHEN, K.-S. A strain-sensing based scheme for indoor localization: Analysis, algorithm and demonstration. *Measurement*, Budapest, v. 51, p. 224-235, 2014. doi: 10.1016/j.measurement.2014.02.016

PI, C.-H.; OU, K.-S.; CHEN, M.-H.; CHEN, K.-S. Analysis, simulation, and experimental investigations of a one dimensional touch panel based on strain sensing. In: SICE ANNUAL CONFERENCE (SICE), 2011, Tokyo. *Proceedings...* Tokyo, 2011. p. 1954-1959. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6060288&isnumber=6060171>>. Acesso em: 01 ago. 2015.

PI, C.-H., TSAI, I.-F., OU, K.-S., & CHEN, K.-S. (2012). A one-dimensional touch panel based on strain sensing. *Mechatronics*, Laxenburg, v. 22, n. 6, p. 802-810. doi: 10.1016/j.mechatronics.2012.04.002

PODALY. *Podaly posturologia*. Brusque, 2013. Disponível em: <<http://www.podaly.com.br/site/produtos/index.php?idCategoria=1>>. Acesso em: 01 ago. 2015.

PUISIEUX, F.; POLLEZ, B.; DEPLANQUE, D.; DI POMPEO, C.; PARDESSUS, V.; THEVENON, A.; DEWAILLY, P. Successes and setbacks of the falls consultation: report on the first 150 patients. *American journal of physical medicine and rehabilitation*, Philadelphia, v. 80, n. 12, p. 909-915, 2011.

RAYMAKERS, J.; SAMSON, M.; VERHAAR, H. 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. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.11.006

RIBEIRO, A. P.; TROMBINI-SOUZA, F.; IUNES, D. H.; MONTE-RASO, V. V. Confiabilidade inter e intra-examinador da fotopodometria e intra-examinador da fotopodoscopia. *Revista brasileira de fisioterapia*, Rio de Janeiro, v. 10, n. 4, p. 435-439, 2006.

- ROBERTSON, D. G. *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics, 2004.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.
- SILVA, A. D.; ALMEIDA, G. J.; CASSILHAS, R. C.; COHEN, M.; PECCIN, M. S.; TUFIK, S.; MELLO, M. T. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos resistidos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v. 14, p. 88-93, 2008.
- SOUTAS-LITTLE, R. W.; INMAN, D. J. *Engineering mechanics: statics*. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1998.
- STEBBINS, A. J.; HARRINGTON, M. E.; GIACOMOZZI, C.; THOMPSON, N. A. Z.; THEOLOGIS, T. N. Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait and Posture*, Amsterdam, v. 22, n. 4, p. 372-376, 2005. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.004
- SWANENBURG, J.; DE BRUIN, E.; FAVERO, K.; UEBELHART, D.; MULDER, T. The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. *BMC Musculoskeletal Disorders*, London, v. 9, n. 1, p. 1-10, 2008. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-9-162>>. Acesso em: 01 ago. 2015.
- TEKSCAN. *Tekscan*. Boston, 2013. Disponível em: <<http://www.tekscan.com/>>. Acesso em: 15 fev. 2013.
- TOZEREN, A. *Human body dynamics: classical mechanics and human movement*. Nova Iorque: Springer-Verlag, 2000.
- URBAN, M. F.; SANCHES, M. A.; KOZAN, R. F.; CARVALHO, A. A. Programa computacional para aquisição de dados de um sistema de medição de forças plantares. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 22., 2010, Tiradentes. *Anais...* Tiradentes, 2010. p. 1-4.
- URBAN, M. F., SANCHES, M. A., KOZAN, R. F., JUNQUEIRA, M. V., PONTES, W., de CARVALHO, A. C., & CARVALHO, A. A. Desenvolvimento de um sensor resistivo para mensurar a distribuição de forças plantares. CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 23, 2012, Porto de Galinhas. *Anais...* Porto de Galinhas. 2012. p. 1-4.
- URQUIZA, M. A. *Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação biomédica*. 2005. 52 p. Dissertação (Mestre em Ciências) - Faculdade de Engenharia Elétrica - FEELT, Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Uberlândia, 2005. Disponível em: <<http://www.cipedya.com/doc/162604>>. Acesso em 05 maio 2013.

URRY, S. Plantar pressure-measurement sensors. *Measurement Science and Technology*, Bristol, v. 10, n. 1, p. R16-R32, 1999. Fonte:
<http://www.ingentaconnect.com/content/iop/mst/1999/00000010/00000001/art00017>

WINTER, D. *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken: John Wiley and Sons, 2005.

APÊNDICE A – FICHA DE AVALIAÇÃO PROPOSTA

FICHA DE AVALIAÇÃO		Data:	Nº																		
Nome:		Idade:																			
Sexo: F () M ()		Peso:	Altura:																		
End:																					
Tel:		Prof.:	Tempo de Lesão:																		
Hemilado Afetado: D () E ()		Em Reabilitação: S () N ()																			
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 35%; vertical-align: top;"> ESCALA DE BERG 1. () 2. () 3. () 4. () 5. () 6. () 7. () 8. () 9. () 10. () 11. () 12. () 13. () 14. () Total: ____/56 </td> <td style="width: 30%; vertical-align: top;"> Utiliza Órtese () Não () Bengala () Muleta Axial () Muleta Canadense () Andador </td> <td style="width: 35%; vertical-align: top;"> () Sozinho () Com Auxílio </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="vertical-align: top;"> Sobe no Aparelho </td> <td style="vertical-align: top;"> () Sozinho () Com Auxílio </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="vertical-align: top;"> Permanece no Aparelho </td> <td style="vertical-align: top;"> () Sozinho () Com Auxílio </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="vertical-align: top;"> Descarga de Peso no Hemilado Afetado </td> <td style="vertical-align: top;"> () Apoio Total () Apoio de Antepé () Apoio Lateral () Apoio Medial </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="vertical-align: top;"> Levantar Membros Superiores a 90º </td> <td style="vertical-align: top;"> () Consegue sem Auxílio () Apenas Lado Não Afetado () Perde o Equilíbrio () Não Consegue </td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="vertical-align: top;"> Olhos Fechados </td> <td style="vertical-align: top;"> () Até 5 segundos () De 5 a 10 segundos () 10 segundos () Necessita de Auxílio () Não Consegue </td> </tr> </table>				ESCALA DE BERG 1. () 2. () 3. () 4. () 5. () 6. () 7. () 8. () 9. () 10. () 11. () 12. () 13. () 14. () Total: ____/56	Utiliza Órtese () Não () Bengala () Muleta Axial () Muleta Canadense () Andador	() Sozinho () Com Auxílio	Sobe no Aparelho		() Sozinho () Com Auxílio	Permanece no Aparelho		() Sozinho () Com Auxílio	Descarga de Peso no Hemilado Afetado		() Apoio Total () Apoio de Antepé () Apoio Lateral () Apoio Medial	Levantar Membros Superiores a 90º		() Consegue sem Auxílio () Apenas Lado Não Afetado () Perde o Equilíbrio () Não Consegue	Olhos Fechados		() Até 5 segundos () De 5 a 10 segundos () 10 segundos () Necessita de Auxílio () Não Consegue
ESCALA DE BERG 1. () 2. () 3. () 4. () 5. () 6. () 7. () 8. () 9. () 10. () 11. () 12. () 13. () 14. () Total: ____/56	Utiliza Órtese () Não () Bengala () Muleta Axial () Muleta Canadense () Andador	() Sozinho () Com Auxílio																			
Sobe no Aparelho		() Sozinho () Com Auxílio																			
Permanece no Aparelho		() Sozinho () Com Auxílio																			
Descarga de Peso no Hemilado Afetado		() Apoio Total () Apoio de Antepé () Apoio Lateral () Apoio Medial																			
Levantar Membros Superiores a 90º		() Consegue sem Auxílio () Apenas Lado Não Afetado () Perde o Equilíbrio () Não Consegue																			
Olhos Fechados		() Até 5 segundos () De 5 a 10 segundos () 10 segundos () Necessita de Auxílio () Não Consegue																			
Observações:																					

Fonte: Elaboração do próprio autor.

ANEXO A - ESCALA DE BERG

Versão: Escala equilíbrio funcional de Berg, versão Brasileira. Instruções gerais. Por favor demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas.

Ao pontuar, deve-se registrar categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item. Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico.

Progressivamente, mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita estar muito próximo ao paciente), fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas.

As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente.

Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5, 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.

1. POSIÇÃO SENTADA PARA POSIÇÃO EM PÉ

Instruções: Por favor levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- (4) Capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente;
- (3) Capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos;
- (2) Capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas;
- (1) Necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se;
- (0) Necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se.

2. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- (4) Capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos;
- (3) Capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão;

- (2) Capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio;
- (1) Necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio;
- (0) Incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item número 3. Continue com o item número 4.

3. PERMANECER SENTADO SEM APOIO NAS COSTAS, MAS COM OS PÉS APOIADOS NO CHÃO OU EM UM BANQUINHO

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- (4) Capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 1 minutos;
- (3) Capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão;
- (2) Capaz de permanecer sentado por 30 segundos;
- (1) Capaz de permanecer sentado por 10 segundos;
- (0) Incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos.

4. POSIÇÃO EM PÉ PARA POSIÇÃO SENTADA

Instruções: Por favor, sente-se.

- (4) Senta-se com segurança com uso mínimo das mãos;
- (3) Controla a descida utilizando as mãos;
- (2) Utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida;
- (1) Senta-se independentemente, mas tem descida sem controle;
- (0) Necessita de ajuda para sentar-se.

5. TRANSFERÊNCIAS

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- (4) Capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos;
- (3) Capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos;
- (2) Capaz de transferir-se seguindo orientações verbais c/ou supervisão;
- (1) Necessita de uma pessoa para ajudar;
- (0) Necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança.

6. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OS OLHOS FECHADOS

Instruções: Por favor fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- (4) Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança;
- (3) Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão;
- (2) Capaz de permanecer em pé por 3 segundos;
- (1) Incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé;
- (0) Necessita de ajuda para não cair.

7. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OS PÉS JUNTOS

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- (4) Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança;
- (3) Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão;
- (2) Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos;
- (1) Necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos;
- (0) Necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos.

8. ALCANÇAR A FRENTE COM O BRAÇO ENTENDIDO PERMANECENDO EM PÉ

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- (4) Pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança;
- (3) Pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança;
- (2) Pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança;
- (1) Pode avançar à frente, mas necessita de supervisão;
- (0) Perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo.

9. PEGAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DE UMA POSIÇÃO EM PÉ

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- (4) Capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança;
- (3) Capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão;
- (2) Incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente;
- (1) Incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando;
- (0) Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair.

10. VIRAR-SE E OLHAR PARA TRÁS POR CIMA DOS OMBROS DIREITO E ESQUERDO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima, do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento.

- (4) Olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso;
- (3) Olha para trás somente de um lado o lado contrário demonstra menor distribuição do peso;
- (2) Vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio;
- (1) Necessita de supervisão para virar;
- (0) Necessita, de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair.

11.GIRAR 360 GRAUS

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- (4) Capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou mãos;
- (3) Capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos;
- (2) Capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente;
- (1) Necessita de supervisão próxima ou orientações verbais;
- (0) Necessita de ajuda enquanto gira.

12.POSICIONAR OS PÉS ALTERNADAMENTE AO DEGRAU OU BANQUINHO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ SEM APOIO

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- (4) Capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos;
- (3) Capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais de 20 segundos;
- (2) Capaz de completar 4 movimentos sem ajuda;
- (1) Capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda;
- (0) Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair.

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM UM PÉ À FRENTE

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

(4) Capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos;

(3) Capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado. Independentemente e permanecer por 30 segundos;

(2) Capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos;

(1) Necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos;

(0) Perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé.

14. PERMANECER EM PÉ SOBRE UMA PERNA

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

(4) Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos;

(3) Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos;

(2) Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 3 ou 4 segundos;

(1) Tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente;

(0) Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair.

() Escore Total (Máximo = 56)