



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA  
CAMPUS I  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA**

**INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM  
IDOSOS**

**CAMPINA GRANDE -PB**

**2022**

JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA

**INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM  
IDOSOS**

Trabalho de Conclusão de Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologia da Saúde.

**Área de concentração:** Desenvolvimento de produtos e processos para tecnologia em saúde.

**Orientador:** Prof. Dr. Misael Elias Moraes

**CAMPINA GRANDE - PB**

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

M929i Moura, José Eugênio Eloi.  
Instrumento portátil para avaliação do controle postural em idosos [manuscrito] / José Eugênio Eloi Moura. - 2022.  
71 p. : il. colorido.

Digitado.  
Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2022.  
"Orientação : Prof. Dr. Misael Elias Morais, Coordenação do Curso de Computação - CCT."

1. Idosos. 2. Controle Postural. 3. Estabilometria. 4. Plataforma Dinâmica. 5. Qualidade de vida. I. Título

21. ed. CDD 615.82

JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA

**INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM  
IDOSOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito à obtenção do título de mestre.

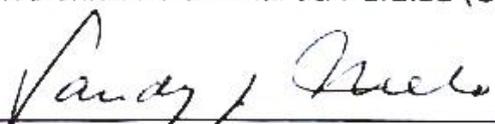
**Área de concentração:**  
Desenvolvimento de produtos e processos para tecnologia em saúde.

Aprovada em:14/10/2022

**BANCA EXAMINADORA**

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Misael Elias de Moraes  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

  
\_\_\_\_\_  
Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Sandy Gonzaga de Melo  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

À minha família, orientadores e amigos.  
À Marcia Eloi e José Maria Moura  
(Sempre presente) DEDICO.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Grande Arquiteto do Universo por me manter na trilha certa com saúde e forças para chegar até o final.

À minha esposa América Juliana e meus filhos Miguel Henriques e Rafael Henriques, aos quais são minha motivação e suporte. Amo vocês.

A minha mãe Irece Eloi e meus irmãos Efigênio Moura e Andrelly Eloi, pela força e orações.

Ao meu orientador Prof. Dr. Misael Elias Moraes, que apesar da intensa rotina de sua vida acadêmica aceitou me orientar. As suas valiosas indicações fizeram toda a diferença. Por isso, sou eternamente grato ao senhor!

Ao meu amigo, Prof. Dr. Sandy Gonzaga por ser incentivador, desde a minha graduação, como também pela sua amizade e companheirismo. Obrigado por tudo professor!

A professora Dr<sup>a</sup> Katia Galdino pela sua disponibilidade e pela sua maestria como conduziu essa coordenação no seu tempo vigente.

Sou grato a professora Dr<sup>a</sup> Gisely Coutinho, pela confiança depositada, desde do início dessa jornada.

Aos amigos e pesquisadores Roseane Barros, Alcedo Medeiros e João Paulo, por terem compartilhado conhecimentos e experiências que me auxiliou no desenvolvimento deste projeto.

Ao Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) pelas instalações e equipamentos e, de maneira especial, ao corpo docente pelas disciplinas ministradas e engrandecimento intelectual que adquiri durante estes anos.

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

## RESUMO

Nas últimas décadas os avanços tecnológicos melhoraram a qualidade de vida das pessoas. A população idosa vem crescendo de maneira bastante expressiva, gerando cada vez mais a necessidade de estudos sobre a complexidade envolvida no fenômeno de envelhecimento. A deterioração fisiológica do adulto idoso pode levar a uma redução na capacidade de equilíbrio tornando-se uma questão importante entre os idosos. Uma postura estável requer a coordenação de múltiplas articulações do corpo. A maneira de gerenciar essa postura é através de uma avaliação. Com o avanço da idade os seres humanos apresentam alterações comportamentais no controle postural, provavelmente devido a alterações estruturais e funcionais que ocorrem nos sistemas sensorial e motor neste processo. Propõem-se, nesta pesquisa, a realização de construção de um protótipo acessível para realizar estudos e análises do sinal extrabiográfico e de quadros de referência da postura de pessoas na terceira idade. Os resultados do teste de prova de conceito em laboratório mostram que o novo dispositivo pode ser usado em futuros estudos clínicos como um instrumento para avaliar a postura do idoso. Sobre o uso dessa tecnologia foi analisada e a comparação entre o custo dessa tecnologia e a possível economia de recursos derivada do menor uso de recursos que o equipamento pode utilizar, mas não deixando de lado a garantia de uma excelente execução para o qual foi construído, a Estabilometria.

**Palavras Chave:** idosos; controle postural; estabilometria; plataforma dinâmica.

## **ABSTRACT**

In recent decades, technological advances have improved people's quality of life. The elderly population has been growing significantly, generating an increasing need for studies on the complexity involved in the aging phenomenon. The physiological deterioration of the elderly adult can lead to a reduction in the ability to balance, becoming an important issue among the elderly. A stable posture requires the coordination of multiple joints in the body. The way to manage this posture is through an assessment. With advancing age, human beings present behavioral changes in postural control, probably due to structural and functional changes that occur in the sensory and motor systems in this process. In this research, it is proposed to carry out the construction of an accessible prototype to carry out studies and analysis of the extrabiographical sign and reference frames of the posture of people in the elderly. The results of the proof-of-concept laboratory test show that the new device can be used in future clinical studies as an instrument to assess the posture of the elderly. On the use of this technology was analyzed and the comparison between the cost of this technology and the possible resource savings derived from the lower use of resources that the equipment can use, but not leaving aside the guarantee of an excellent execution for which it was built, the Stabilometry.

Keywords: elderly; postural control; stabilometry; dynamic platform.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- População: Pirâmide etária 2010-2022 .....	21
Figura 2- Diagrama Conceitual do Sistema de Controle Postural. ....	23
Figura 3 - Sistemas de Sensoriamento Atuantes no Corpo Humano. ....	24
Figura 4 - Divisão das Regiões do Pé. ....	25
Figura 5 - Projeção do centro de gravidade do corpo no meio do quadrilátero de sustentação. ....	26
Figura 6 - Componentes para Analisar as Oscilações do Corpo Humano. ....	27
Figura 7- Deslocamentos do Centro de Pressão. ....	30
Figura 8 - Estatocinesigrama. ....	27
Figura 9 -Estabilograma .....	32
Figura 10 - Um gráfico de pressão média e máxima dividido em 3 regiões: retropé, mediopé e antepé. ....	32
Figura 11- Plataforma Emed® da Novel. ....	36
Figura 12 - FSR® 402 e suas características mecânicas e dimensionais. ....	39
Figura 13 - Gráfico sobre a relação de Força VS Resistência. ....	40
Figura 14 -Protótipo Estabilômetro Portátil. ....	41
Figura 15 -Protótipo Estabilômetro Portátil com adaptador. ....	39
Figura 16 -Protótipo Sensores FSR .....	42
Figura 17 - Computador com Protótipo. ....	40
Figura 18 -Circuito Esquemático desenhado no ISIS do Proteus. ....	44
Figura 19 -Placa de Circuito Impresso desenhada no ARES (Advanced Routing and Editing Software) .....	45
Figura 20 - Níveis de Maturidade Tecnológica da Plataforma. ....	43
Figura 21 - Teste de calibração do sensor .....	47
Figura 22 - Aplicativo da Plataforma .....	48
Figura 23 - Teste de validação da plataforma (1) .....	49
Figura 24 - Teste de validação da plataforma (2) .....	49
Figura 25 - Test de validação de uma pessoa idosa. ....	49
Figura 26 - Sessões de treinamento. ....	50

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALM	Arco Longitudinal Medial
ALL	Arco Longitudinal Lateral
AT	Arco Transverso
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
CP	Centro de Pressão
COG	Posição Global do corpo
DM	Dispositivos Médicos
FRS	Força de Reação do Solo
FSR	Force Sensing Resistor
IEEE	Institute of Electrical and Electronic Engineers
Xplore	
IMU	Inertial Measurement Unit
LILACS	Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
PubMed	National Library of Medicine
SNC	Sistema Nervoso Central
SciELO	Scientific Electronic Library Online
SI	System International
USB	Universal Serial Bus

## LISTA DE SIMBOLOS

R	Real
\$	
%	Porcentagem
©	Copyright
®	Marca Registrada
™	Trade Mark

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	12
2	OBJETIVOS.....	15
2.1	Objetivo Geral.....	15
2.2	Objetivo Específicos.....	15
3	REVISÃO DA LITERATURA.....	16
3.1	O Envelhecimento Humano.....	16
3.2	O Idoso e o Controle Postural.....	18
3.3	Estabilometria.....	24
3.3.1	<i>Centro de Pressão</i> .....	25
3.3.2	<i>Estatocinesigrama</i> .....	27
3.3.3	<i>Velocidade Média Total</i> .....	28
3.3.4	<i>Amplitude do Desenvolvimento</i> .....	28
3.3.5	<i>Estabilograma</i> .....	29
3.3.6	<i>Root Mean Square</i> .....	29
3.3.7	<i>Sensores para Medição de Forças na Região Plantar</i> .....	30
4	TECNOLOGIAS COMPLEMENTARES .....	31
4.1	Sistema de Plataforma.....	32
4.2	Usabilidade.....	33
5	METODOLOGIA .....	35
5.1	Hardware.....	38
5.2	Circuito Esquemático.....	40
5.3	Testes e Validação do Conceito.....	42
5.4	Teste dos Sensores de Pressão.....	43
6	FUNCIONALIDADE DO APLICATIVO .....	45
6.1	Sessões de treinamento do controle postural.....	47
6.2	Avaliação final do controle postural.....	48
7	DISCUSSÃO.....	49
8	CONCLUSÃO.....	50

<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>52</b>
<b>APÊNDICE A – DECLARAÇÃO INOVATEC .....</b>	<b>57</b>
<b>APÊNDICE B – CERTIFICADO PROGRAMA CENTELHA.....</b>	<b>58</b>
<b>APÊNDICE C – CERTIFICADO DE PUBLICAÇÃO.....</b>	<b>59</b>
<b>APÊNDICE D – MANUAL DE USABILIDADE.....</b>	<b>60</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Com o aparecimento de novos métodos curativos provenientes principalmente do século passado, houve um aumento na expectativa de vida bem como aumento no número de idosos em todo o mundo. De acordo com dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2015), em 2022, a população idosa teria de 31,7 milhões de pessoas e o Brasil terá a sexta maior população de idosos do mundo. A expectativa de vida também tende a crescer, devendo chegar a 80 anos em 2041. Com o envelhecimento dos cidadãos, são exigidas novas políticas e novas formas de intervenção no campo da atenção à saúde.

Nos últimos anos a temática do envelhecimento vem ganhado relevância, a partir da comprovação do crescimento proporcionalmente maior de pessoas com idade avançada, em relação a outras faixas etárias, provocando aumento da expectativa de vida, conseqüentemente o envelhecimento da população. Esse envelhecimento revela-se como crescimento populacional, decorrente dos avanços da medicina, urbanização, desenvolvimento de novas tecnologias e outros fatores, onde são acompanhadas por mudanças no perfil epidemiológico, em que se observa que doenças infectocontagiosas tem uma redução de sua incidência e um aumento das doenças crônico-degenerativas, próprias das faixas etárias mais avançadas.

Segundo Assis (2005), a preocupação com as questões de saúde para um envelhecimento ativo e saudável vem assumindo uma larga proporção em todo mundo em virtude da longevidade populacional. A expectativa de vida mais duradoura acontece não só nos países desenvolvidos, mas também em países em desenvolvimento.

Com o avanço da idade, os seres humanos apresentam alterações estruturais e funcionais que alteram seu relacionamento com o ambiente. O processo de envelhecimento está associado, dentre outros fatores, a mudanças na composição corporal, em parâmetros fisiológicos e neurofisiológicos, nos sistemas sensoriais, no sistema neuromuscular e na velocidade de processamento de informação no sistema nervoso central (SPIRDUSO, 1995).

Os distúrbios de equilíbrio têm uma alta prevalência entre pessoas idosas, conectado com a tendência atual de aumento da idade da população, isso levou a

um aumento nas patologias causando aumento do risco de quedas na população idosa. (PENGER, 2017)

A manutenção de uma postura corporal adequada revela-se importante para a realização das atividades da vida diária com o menor dispêndio de energia possível (PIRES et al, 2007). Inúmeros são os testes aplicados para avaliar o nível de equilíbrio em idosos, mas poucos os instrumentos para análise de disfunções na estabilidade postural e a estabilometria apresenta-se como um método adequado e atual. O autor Oliveira (2000 citado por BASTOS; LIMA; OLIVEIRA, 2005) defende que a estabilometria avalia o equilíbrio postural através da quantificação das oscilações posturais na posição ortostática numa plataforma de força. E acrescenta ainda que este método envolve a monitorização dos deslocamentos do centro de pressão (CP) nas direções lateral (X) e ântero–posterior (Y). A estabilometria é, portanto, significativa no que se refere a determinar padrões para a normalidade e classificar os indivíduos quanto ao risco de quedas e para que assim os mesmos possam ser tratados em suas particularidades. O registro dessas alterações possivelmente apresentadas pelos idosos tem o importante papel de auxiliar quem almeje alcançar êxito nesse desafio de promover qualidade de vida a essa população que, comprovadamente, tende a ser maioria num futuro bem próximo (MONTEIRO, 2005).

Um controle postural eficiente é fundamental para o sucesso de grande parte das atividades de vida diária nessa faixa etária. Lianza (2001) afirma que com o avanço da idade as habilidades de controle postural são alteradas, as quais propiciam déficits no comportamento motor.

É necessário entender como se comporta o equilíbrio nesta população, para que os resultados encontrados possam auxiliar na aplicação de treinamentos proprioceptivos que visem à prevenção de quedas e, conseqüentemente, de outras patologias delas decorrentes. A necessidade da realização deste estudo é a construção de um protótipo, possível para realizar estudos e análises do sinal estabilográfico e de quadros de referência da postura de pessoas na terceira idade.

As plataformas estabilométricas são úteis na avaliação do equilíbrio porque obtêm vários parâmetros dos centros ou pressão (CP). Essas plataformas podem avaliar o controle do equilíbrio estático e o equilíbrio postural dinâmico por meio de diferentes variáveis e métodos de aplicação (POSTOLACHE,2017)

Diante destas informações, podemos concluir a necessidade da criação de um protótipo de avaliação do controle postural e acompanhamento do desenvolvimento motor dos idosos, onde os profissionais possam desenvolver programas de orientação em atividades físicas corretivas para os desequilíbrios posturais, avaliações periódicas, orientação para a importância de bons hábitos posturais nas atividades diárias, possibilitando uma boa biomecânica. Face a essa realidade, os recursos computacionais são desenvolvidos para incrementar a produtividade e a qualidade nas atividades desenvolvidas por vários profissionais. O objetivo deste trabalho é desenvolver um instrumento portátil para avaliação do controle postural em idosos.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

- Desenvolver um instrumento portátil para avaliação e treinamento do controle postural em idosos.

### **2.2 Objetivos Específicos**

- Especificar as características tecnológicas e funcionais da plataforma;
- Desenvolver o hardware, o sistema embarcado e o software da plataforma seguindo as normas de qualidade de fabricação;
- Testar o conceito do protótipo em laboratório a fim de garantir a sua eficácia para análise baropodométrica.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Para a abordagem do problema desta pesquisa e conceitualização tecnológica realizou-se uma busca nas literaturas cinzentas, como livros, congressos, trabalhos de conclusão de curso (tese, dissertação e monografia), bem como nas fontes primárias e secundárias indexadas nas seguintes bases de dados: *National Library of Medicine* (PubMed); *ScienceDirect*; *Springer*; *Scientific Electronic Library Online* (SciELO); Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS); Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE Xplore), sem limitação para o período de publicação.

Nesta revisão da literatura, serão apresentados os seguintes tópicos: a) o envelhecimento humano; b) o idoso e o controle postural; c) estabilometria; d) sensores de pressão.

#### 3.1 O Envelhecimento Humano

Segundo Costa (2000) e Papaléo Netto (2002), o processo de envelhecimento e sua consequência natural, a velhice é uma das preocupações da humanidade e a mais importante mudança demográfica em muitos países do mundo, especialmente nos países em desenvolvimento, representando um desafio do século XXI, devido ao impacto na sociedade para os indivíduos que compõem esta faixa etária.

O crescimento da população idosa é um fenômeno mundial que tem recebido muita atenção recentemente, principalmente em termos de seu impacto social e de saúde pública. A Organização Mundial da Saúde (OMS) prevê que, em 2025, a população mundial com mais de 60 anos atingirá cerca de 1,2 bilhão, sendo os idosos (80 e mais) a faixa etária mais elevada. Segundo dados do IBGE (2015), no Brasil, a população idosa com 60 anos ou mais constitui cerca de 15 milhões, ou 8,6% da população brasileira. As mulheres, em média, vivem 8 anos a mais que os homens e representam 55,1% da população idosa. (COELHOFILHO & RAMOS, 2000)

Atualmente, os dados revelam que os brasileiros estão envelhecendo cada vez mais. Em termos de trajetória de envelhecimento, a população será composta por cerca de 25,5% de pessoas com mais de 65 anos até 2060, como aponta o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), hoje, 12,2% se encontram em

tal idade. Portanto, trata-se de um fenômeno em desenvolvimento impossível de ser negado.

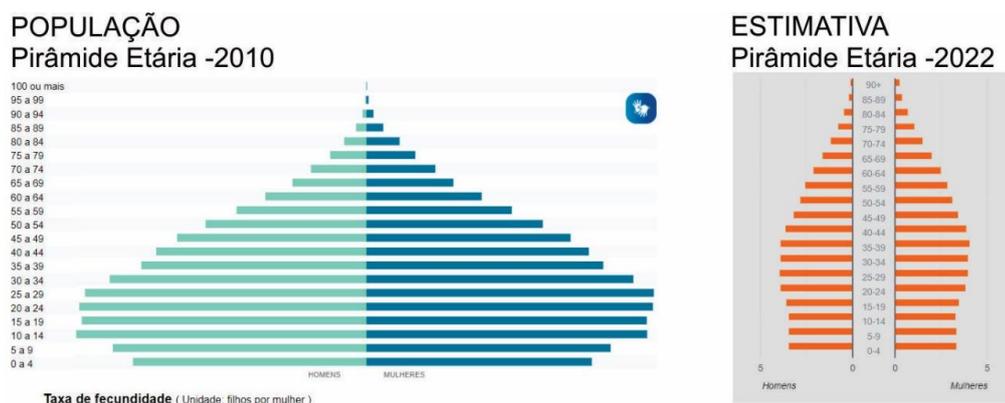
De 2012 até os dias atuais, o Brasil ganhou 4,8 milhões de novos idosos. É um crescimento de 18% do grupo etário. A maior parte é composta por mulheres, com 16,9 milhões, enquanto os homens considerados idosos somam 13,3 milhões, ou seja, já existem mais de 30 milhões de pessoas com mais de 65 anos.

Ainda segundo o IBGE, até 2034, os idosos devem atingir 15% da população brasileira. Segundo dados do PNAD-IBGE (2022) eles representam quase 14,7%. No entanto, o avanço será mais significativo até 2036, quando o número de quem tem mais de 65 anos vai superar o de crianças, ou seja, trata-se de um sinalizador que deve ser respeitado pelas autoridades. Outro fator que explica a diferença nesse índice é a queda na taxa de fecundidade. A atual taxa de 1,77 filhos para cada mulher deve cair para 1,66 até 2060, ou seja, vão nascer menos crianças enquanto a população estará em um maior processo de envelhecimento.

Uma das funções mais comprometidas com o avanço da idade, segundo Papaléo Netto (1996) e Baraúna et al. (2004) é a capacidade de o homem manter-se em pé, em equilíbrio, na posição ortostática, ocasionada pela tendência à lentidão dos mecanismos de integração central que são importantes para os reflexos posturais. A prevalência de queixas de equilíbrio na população acima de 65 anos chega a 85%, estando associada a várias etiologias e podendo se manifestar como desequilíbrio, desvio de marcha, instabilidade, náuseas, tonturas, vertigens e quedas frequentes. Essas manifestações podem levar à redução da autonomia, por reduzirem as atividades de vida diária, trazendo sofrimento, instabilidade corporal, medo de cair e altos custos para o tratamento.

O envelhecimento populacional é um fenômeno que ocorre em escala global. Esse processo caracteriza-se pelo constante aumento da expectativa de vida e a queda de fecundidade. Fatores estes, que juntos, resultam numa grande quantidade de idosos e uma significativa redução de crianças e jovens propiciando uma transição demográfica, modificando a forma da pirâmide etária deixando-a uma pirâmide invertida, representado na sua maior parte por idosos. Como consequência deste aumento na procura por melhor qualidade de vida e serviços de saúde para os idosos, tem sido crescente a busca por conhecimento visando melhora na qualidade de vida e manutenção da independência dos mesmos.

Figura 1- População: Pirâmide etária 2010-2022



Fonte: IBGE (2015)

### 3.2 O Idoso e o Controle Postural

Os idosos apresentam uma associação de fatores que intensificam o risco de quedas, tais como deterioração da visão, uso de medicamentos e flexibilidade reduzida, revelando a importância de se estabelecer ações de atenção para promoção da saúde dessa parcela da população (MARIN et al, 2004; FARINATTI; GUIMARÃES, 2005). O envelhecimento é um processo que se caracteriza pela degradação natural do organismo, registrando-se alterações a vários níveis, citado por LUZIO et al (2003):

Musculoesqueléticos – diminuição da força muscular, sobretudo nos membros inferiores e, em especial, nas articulações tíbio-társicas e pés, diminuição da “flexibilidade” muscular, aparecimento de artroses e alterações posturais (nomeadamente cifose dorsal que modifica a posição no espaço dos canais semicirculares e órgão otolítico); Neurológico – aparecimento de neuropatias periféricas, reflexos mais lentos, estratégias posturais desorganizadas; Vestibular – perturbação dos receptores vestibulares, com diminuição do número de células ciliadas e neurônios vestibulares e alterações degenerativas das máculas otolíticas, o que origina diminuição do ganho do reflexo vestibulo-ocular; Visual – diminuição da acuidade visual (particularmente durante o movimento cefálico), da capacidade de acomodação visual, da perseguição ocular de alvos que se deslocam a velocidades uniformes, da nitidez dos contrastes, da incapacidade de adaptação ao escuro e, em certos casos, de alterações da profundidade do campo visual; Proprioceptivo – alterações na sensibilidade vibratória, diminuição da sensibilidade da planta do pé, diminuição da capacidade de detectar a mobilização passiva do pé e aumento do tempo de resposta dos músculos efetores; Cognitivas - de coordenação motora (que obriga a movimentos mais lentos) e desconcentração, que se traduzem na dificuldade em realizar simultaneamente duas ou mais tarefas (por exemplo, conversar e caminhar). (LUZIO et al, 2003, p.34).

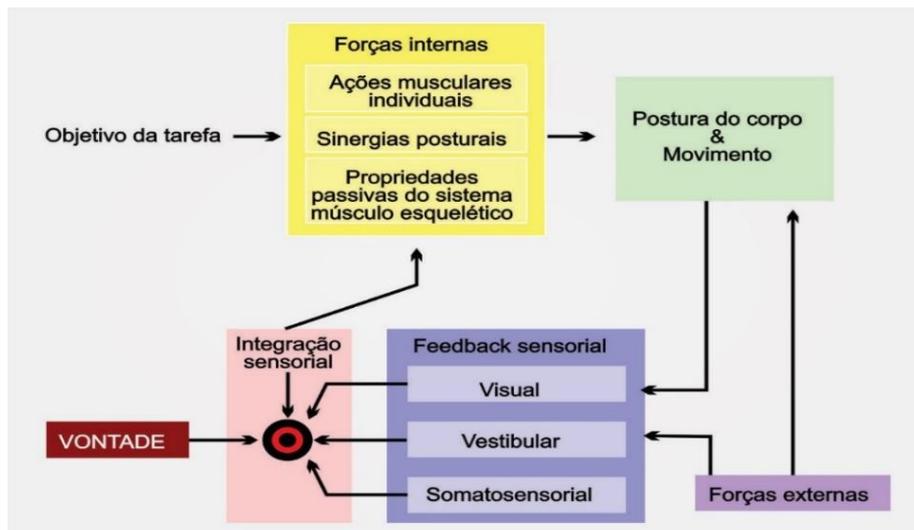
De acordo com Farinatti (2002), com o avanço da idade, os seres humanos apresentam mudanças estruturais e funcionais que alteram seu relacionamento com o ambiente. Nesta ótica, os idosos respondem mais lentamente e de maneira menos eficaz às alterações ambientais, devido à deterioração dos mecanismos fisiológicos, o que os torna mais vulneráveis. Assim, após a idade adulta, as mudanças estruturais levam a perdas funcionais que conduzem o ser humano à falta de adaptabilidade às constantes alterações do ambiente. Dentre as alterações decorrentes do processo de envelhecimento, modificações fisiológicas são marcantes, pois podem predispor indivíduos idosos a diminuição da capacidade de discriminação somatossensorial. Com o avanço da idade a propriocepção diminui, havendo declínio na percepção da posição articular e do movimento articular, o que pode ser agravado pelas alterações morfológicas na cartilagem articular, dificultando assim o equilíbrio postural.

O termo “postura” representa o posicionamento dos segmentos corporais, uns em relação aos outros, e da orientação destes segmentos no espaço (GHEZ, 1991). Ainda, este termo abrange vários aspectos relacionados à biomecânica e ao controle motor, tais como: o controle da posição do centro de massa<sup>1</sup> (CM) do corpo e sua relação com os limites da base de suporte; a estabilização do corpo durante a realização de movimentos voluntários; e a manutenção dos segmentos corporais em uma orientação específica com relação aos outros segmentos, ao ambiente, ou a ambos. Assim, pode-se definir controle postural como sendo os processos pelos quais o sistema nervoso central (SNC) gera padrões de atividade muscular necessários para regular a relação entre o CM do corpo e a base de suporte. As informações sensoriais utilizadas pelo sistema de controle postural são provenientes de três fontes (NASHNER, 1981; STURNIEKS, D. L., GEORGE, R. S 2008): sistemas visual, somatossensorial e vestibular. Estes canais sensoriais têm características e propiciam informações específicas sobre a orientação e as forças atuando no corpo.

Para a regulação do equilíbrio, o sistema necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o mesmo. Para tanto, três classes de sensores são utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular. Os receptores destes sistemas atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano. As propriedades passivas do sistema

musculoesquelético, principalmente a rigidez das estruturas biológicas, também desempenham um importante papel na manutenção do equilíbrio. O controle do equilíbrio postural em uma pessoa é altamente afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e pelas informações sensoriais disponíveis em função destes dois fatores anteriores e das condições da pessoa. Ver figura 2.

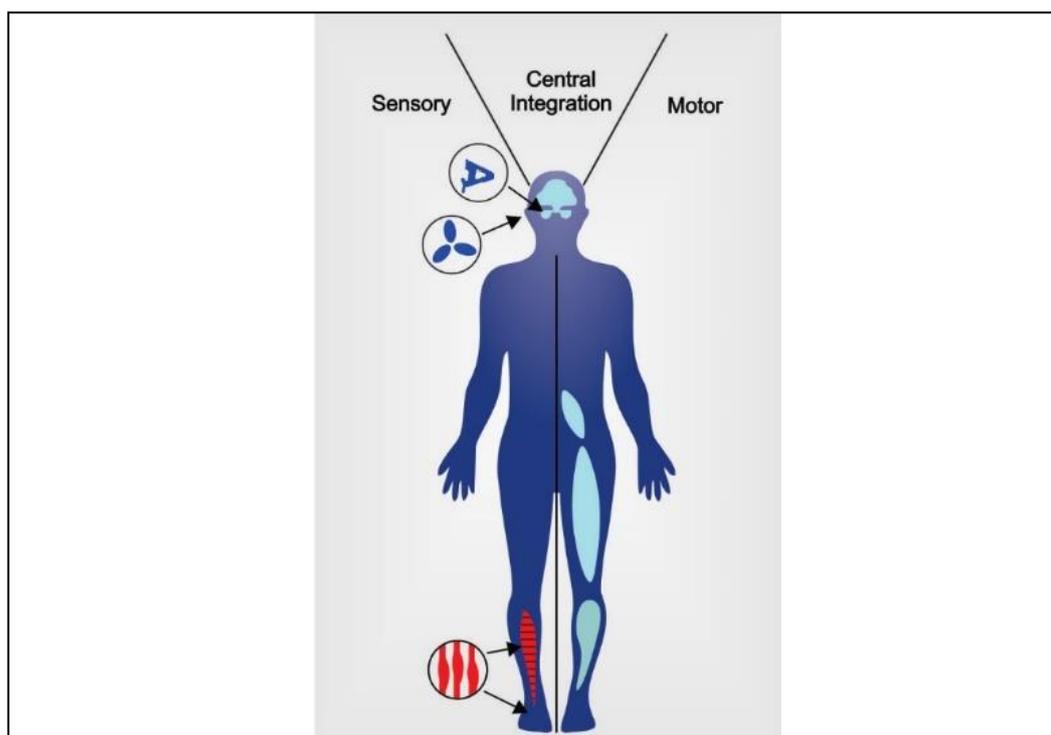
Figura 2- Diagrama Conceitual do Sistema de Controle Postural.



Fonte: Adaptado de (Duarte, 2000)

Essas respostas posturais entre membros são importantes quando estes estão sendo utilizados para dar apoio a uma posição. Desta forma, evidencia-se a necessidade de estudar o equilíbrio postural e as oscilações do centro de pressão. Para este fim, segundo Oliveira (Oliveira, 1994), citado por (Oliveira, Imbiriba e Garcia, 2005), pode-se utilizar a estabilometria, que é um método de análise do equilíbrio postural por meio da quantificação das oscilações do corpo, sendo sua aplicação reportada nas áreas da avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo. A Figura 3 esquematiza como o processo de manutenção do equilíbrio interage no corpo humano. Cabe ressaltar que este processo ocorre em tempo real e independente da sua vontade, ou controle consciente.

Figura 3 - Sistemas de Sensoriamento Atuantes no Corpo Humano.



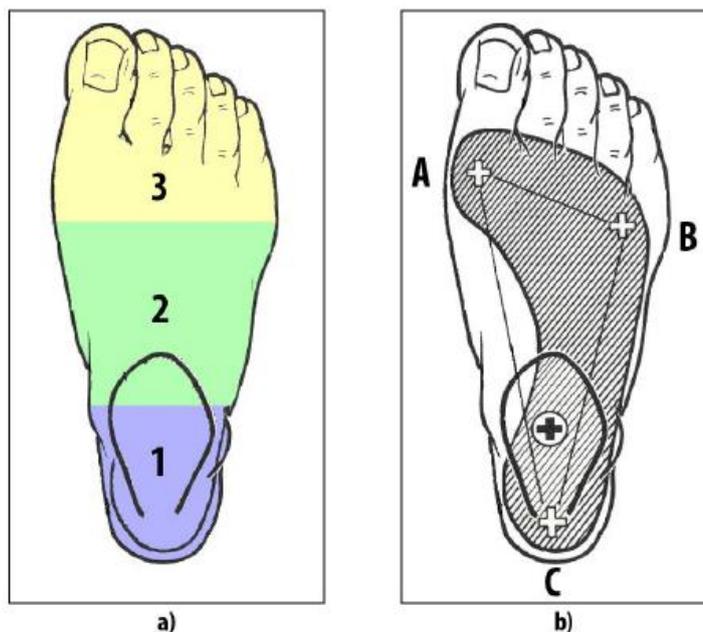
**Fonte:** Adaptado de (NASHNER, 1989).

O corpo humano pode ser definido como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo. Segundo Kakenko (1991), nosso corpo é uma estrutura bem instável, é um pêndulo invertido, que se equilibra numa base muito pequena. Esta configuração instável do corpo humano é que leva à necessidade de uma correção ativa. Os problemas dos idosos começam quando eles sofrem a falência do processo do controle do equilíbrio. O declínio da capacidade de controle do equilíbrio é um problema muito sério e comum, com graves efeitos sobre sua qualidade de vida, além de um elevado custo social à sociedade. Existem uma série de fatores que produzem um menor controle do equilíbrio, levando o ser humano a desenvolver estratégias para poder ficar em pé durante muito tempo denominadas mudanças posturais (PASCOAL, 2003).

Para interpretar as alterações no apoio plantar, os pés são geralmente divididos em três regiões distintas, como apresentado na Figura 4: região posterior (1), composta do tálus e do calcâneo que ao caminhar é a primeira parte que entra em contato com o solo; região do médio pé (2), que representa os apoios exercidos, geralmente, pela parte externa do arco do pé e fornece estabilidade ao pé à medida

que transmite os esforços ao solo; região anterior do pé (3), que representa os apoios exercidos principalmente pelas cabeças dos cinco metatarsos e das falanges. Esta parte se adapta ao nível do solo para garantir estabilidade e é a última parte que faz contato com o solo ao caminhar (KAPANDJI, 2009).

Figura 4 - Divisão das Regiões do Pé.

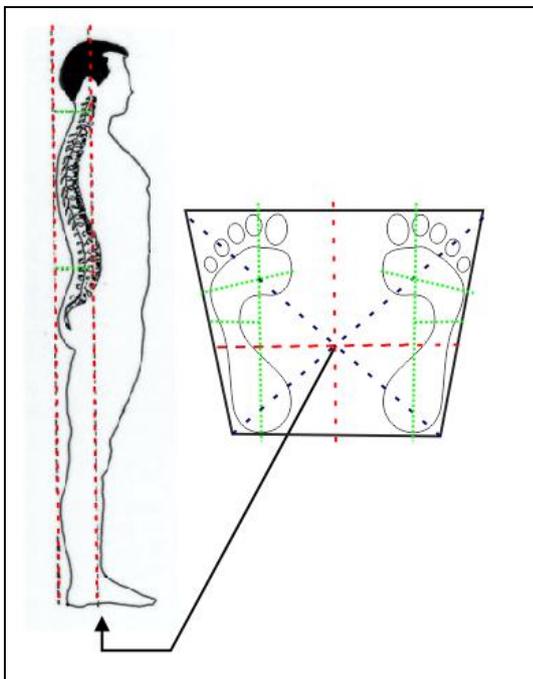


Fonte: Adaptado de Kapandji (2009).

Kapandji (2009) explica a fisionomia do pé e a interação deste com o solo. O autor evidencia, por exemplo, a forma com a qual o pé apoia-se no solo através de três pontos principais chamados de A, B e C, dispostos como os vértices de um triângulo que cobre a superfície do pé. Estes pontos estão conectados por arcos permitindo ao pé se adaptar às mudanças de terreno e absorver os impactos produzidos pela movimentação do corpo humano sobre a sua base de sustentação.

Segundo Bricot (2011) a postura normal quando vista através do plano sagital apresenta uma linha vertical da gravidade que passa pelas seguintes estruturas: vértex, processo odontoide do eixo, corpo vertebral da terceira vértebra lombar e projeta-se no solo no centro do quadrilátero de sustentação, equidistantes dos dois pés, como mostra a Figura 5. Sendo assim, para manter o equilíbrio, é necessário a habilidade de controlar o centro de massa em relação à base de apoio, isto é, dentro dos limites de estabilidade. Esses limites modificam-se de acordo com a tarefa a ser executada, a biomecânica individual e a demanda ambiental.

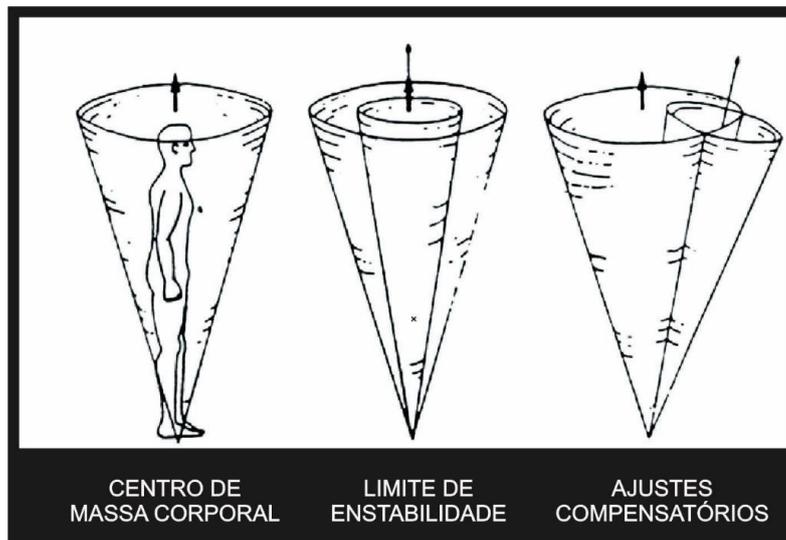
Figura 5 - Projeção do centro de gravidade do corpo no meio do quadrilátero de sustentação.



Fonte: Adaptado de Bricot (2011)

A oscilação do corpo durante a postura ereta é usualmente investigada utilizando-se uma plataforma de força, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem em pé durante os experimentos. A variável mais comum para analisar esta oscilação é a posição do centro de pressão (CP), o ponto de aplicação da resultante das forças agindo na superfície de suporte. O deslocamento do (CP) representa um somatório das ações do sistema de controle postural e da força de gravidade. Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do (CP) é diferente da projeção do (COG) sobre a superfície de suporte; o COG indica a posição global do corpo.

Figura 6 - Componentes para Analisar as Oscilações do Corpo Humano.



Fonte: NASHNER (1989).

### 3.3 Estabilometria

Duarte (2000) refere-se ao estabilômetro como uma plataforma de força utilizada para estudar a vibração corporal durante a postura ereta, um instrumento de medida onde os sujeitos permanecem em pé durante sua avaliação. Analisa a variável mais comum para esta localização do centro de pressão (CP), o ponto de aplicação da força resultante que atua na superfície de apoio.

Para medição, detecção e regulação do equilíbrio, necessita-se a construção de um Estabilômetro. O Estabilômetro faz parte de um sistema que adquire informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças que atuam sobre o mesmo. A estabilometria (do latim *stabilitate*, estável, seguro, e do grego *metrein*, metria, medida) é um método de avaliação do equilíbrio dinâmico ou postural humano. Segundo Terekhov (1976), a estabilometria (ou posturografia) consiste em transformar as oscilações mecânicas do homem (decorrentes do deslocamento do centro de gravidade corporal) em sinais elétricos, que podem ser amplificados, gravados e analisados. Este método se apresenta de duas formas: estabilometria estática e a estabilometria dinâmica. De acordo com (Era e colaboradores, 1996), os exames de posturografia dinâmica caracterizam-se por perturbações posturais aplicadas, isto é, estímulos mecânicos impostos à base de sustentação do indivíduo que realiza o teste. (Dvir e Trousil, 1982) afirmam que, até a década de 1980, dentre os estudos sobre estabilidade humana, o aspecto do

equilíbrio dinâmico foi menos estudado pela comunidade científica dada a complexidade do fenômeno, tanto do ponto de vista mecânico como neurológico.

Atualmente, os estudos que abordam a estabilometria dinâmica, utilizam-na como forma de treinamento das habilidades motoras e de controle motor, ficando o emprego da plataforma de força ideal para quantificar o equilíbrio dinâmico postural. Uma meta-análise realizada por (Porto, 2003) na produção do *Journal of Biomechanics* entre os anos de 2000 e 2001 investigou as estratégias de investigação em Biomecânica no que diz respeito ao estudo do equilíbrio corporal.

Os resultados demonstraram que a plataforma de força foi o segundo instrumento mais utilizado pelos pesquisadores, ficando atrás, somente, de desenvolvimento de modelos matemáticos. O modelo de locomoção e o senso de equilíbrio podem ser avaliados também, de acordo com (Han, Paik e Im, 1999), usando-se o deslocamento do centro de pressão durante a fase de apoio. Geralmente, são utilizadas plataformas de força para mensurar essas alterações. No entanto, além deste recurso, pode-se utilizar a baropodometria eletrônica que é um exame objetivo e quantitativo dos pés na postura ereta. Esse sistema analisa a pressão plantar sobre uma plataforma que apresenta sensores capazes de captar, comparar e mensurar as pressões nas diferentes regiões da superfície plantar, podendo demonstrar a eficácia de intervenções, procedimentos conservadores ou cirúrgicos das afecções dos pés (MANFIO, *al.*, 2001). A propriocepção e a informação sensorial da superfície cutânea plantar são importantes fontes de sistemas sensoriais para manutenção do controle postural em condições normais (GAUCHARD, *et al.*, 2003)

### 3.3.1 Centro de Pressão

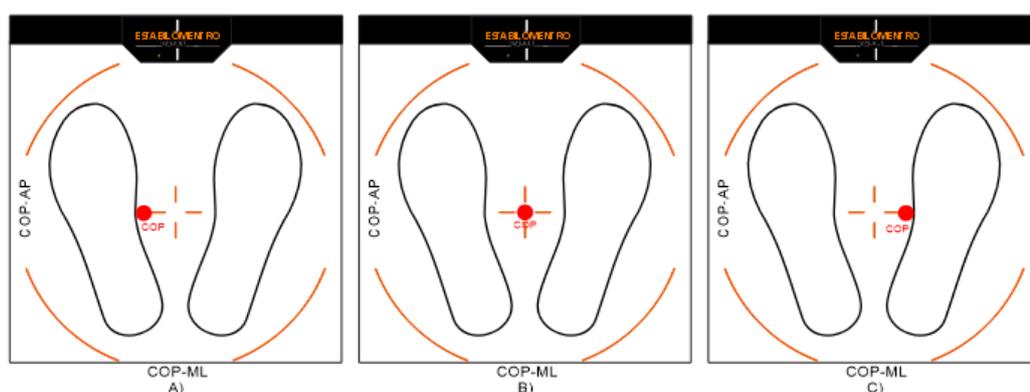
As forças verticais na região plantar geram o chamado Centro de Pressão (COP) (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 1995). Segundo Tai, Nam e Min (1999) e Lafond, Duarte e Prince (2004), o COP pode ser calculado a partir de plataformas de força e matematicamente como:

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

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

Na Figura 7 é apresentado um exemplo, possibilitando identificar com maior clareza o conceito de Centro de Pressão (CP). Considere que as com o ponto vermelho das figuras representam a força exercida pela região plantar de uma pessoa sobre uma área definida; no caso da Figura 7a, a pessoa exerce maior pressão com o pé esquerdo, assim, o CP identificado com o ponto vermelho encontra-se deslocado à esquerda sobre o eixo horizontal. Se a pessoa exerce a mesma pressão nos dois pés, o CP vai ficar na origem como apresentado na Figura 7b. Já no caso da Figura 7c, a pessoa exerce maior pressão com o pé direito deslocando o CP na mesma direção.

Figura 7- Deslocamentos do Centro de Pressão.



Fonte: (Imagens do próprio autor)

Quando o corpo se inclina para frente o CP pode-se localizar fora do corpo e nessa nova situação o corpo estará mais instável e tende a cair. Para que o corpo se mantenha estável, a projeção do CP no plano horizontal deverá permanecer dentro da sua base de suporte.

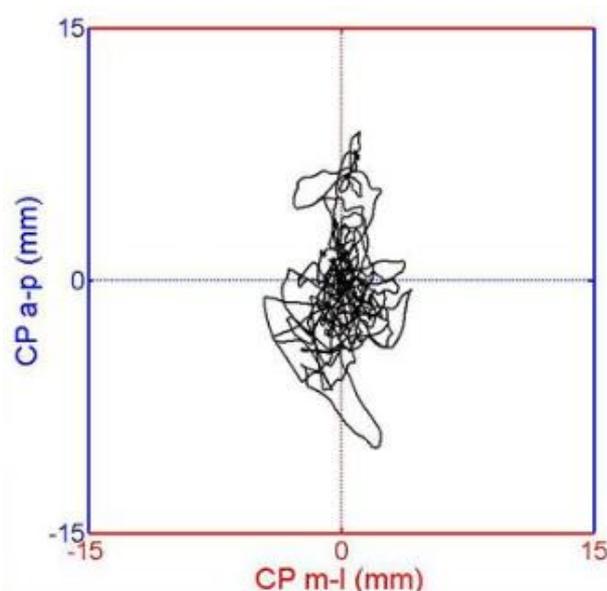
O estudo do comportamento do CP é chamado de estabilometria. Devido às oscilações próprias do corpo para se manter na posição ortostática e junto com as forças internas (por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração), é gerado um deslocamento do CP quase imperceptível ao olho humano; assim, são utilizados equipamentos especializados para mensurar o deslocamento do CP, como plataformas de força e até equipamentos de entretenimento como o Wii Balance Board (LEAL et al., 2015). Para a análise do CP, é preciso descompô-lo em duas componentes ou direções, chamadas de médio-lateral (ML), normalmente o eixo X e

anterior-posterior (AP), normalmente o eixo Y. O estudo de estabilometria é feito utilizando-se dois métodos gráficos, o estatocinesigrama e o estabilograma (DUARTE; FREITAS, 2010).

### 3.3.2 Estatocinesigrama

O estatocinesigrama é o gráfico que apresenta o deslocamento do CP no plano AP vs ML, Figura 8. Neste gráfico é possível, além de visualizar o deslocamento do CP, encontrar o tamanho do deslocamento total, valores máximos e mínimos nas direções AP e ML, entre outros (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002).

Figura 8 - Estatocinesigrama.



Fonte: Duarte e Freitas (2010).

Alguns dos dados que podem ser determinados em função da informação obtida do estatocinesigrama são: 1.3.1.1 Deslocamento da Oscilação Total O deslocamento da oscilação total (DOT), refere-se ao tamanho ou comprimento total da trajetória do CP nas direções AP e ML (DUARTE e FREITAS, 2010). Para calcular o DOT, utiliza-se o teorema de Pitágoras para calcular a distância entre dois pontos no plano cartesiano.

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

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

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

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

### 3.3.3 Velocidade Média Total

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

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

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

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

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

### 3.3.4 Amplitude do Deslocamento

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

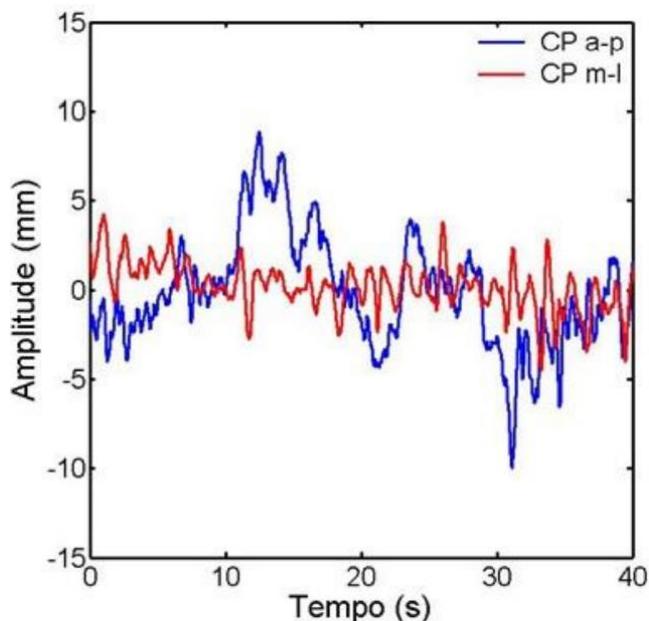
$$AD_{ML} = \max(COPX) - \min(COPX) \quad (9)$$

$$AD_{AP} = \max(COPY) - \min(COPY) \quad (10)$$

### 3.3.5 Estabilograma

O estabilograma é a representação gráfica do deslocamento do CP nas duas direções AP e ML, em função do tempo, como pode ser visualizado na Figura 09.

Figura 9 -Estabilograma



Fonte: Duarte e Freitas (2010)

### 3.3.6 Root Mean Square

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

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

$$RMS_{AP} = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^M COPY_i^2}{M}} \quad (12)$$

A raiz quadrada média (RMS ou rms) é definida como a raiz quadrada do quadrado médio, ou seja, a média aritmética dos quadrados de um determinado conjunto de números, sendo M o número total de amostras.

### **3.3.7 Sensores para Medição de Forças na Região Plantar**

Os equipamentos atuais para medição de forças na região plantar estão divididos em dois grupos. O primeiro grupo tem os equipamentos fixos com áreas determinadas, como baropodômetros, podoscópios digitais e plataformas de força. O segundo grupo está voltado para os equipamentos portáteis e muitas vezes chamados de in-shoe, uma vez que o equipamento é localizado principalmente no interior do calçado. No entanto, os dois grupos dependem e baseiam seu funcionamento nos sensores utilizados. A seleção dos sensores é o fator principal para o desenvolvimento do projeto (WANG; KIM; MIN, 2018). Razak, Zayegh et al. (2012), mencionam que os sensores para medir a distribuição de força na região plantar devem apresentar as seguintes características: resposta linear, pequena histerese, baixa sensibilidade à temperatura, faixa de força adequada para suportar os esforços aos quais vai ser submetido; área ativa não menor que 5mm x 5mm, frequência de operação em função das especificações do projeto, sendo que para análises estáticas a frequência pode ser baixa quando comparada com as frequências para análises dinâmicas, que podem variar entre 20Hz e 200Hz. Os sensores mais utilizados para medição de forças na região plantar: Extensômetro No Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) da UNESP Ilha Solteira, foi implementado um baropodômetro com 48 células de carga e instrumentadas com extensômetros (FREITAS et al., 2008). No entanto, estes sensores são pouco utilizados devido ao elevado custo; Sensor Capacitivo O sensor capacitivo é construído com duas placas condutoras carregadas eletricamente e separadas por um material dielétrico. Ao ser aplicada pressão sobre o sensor, a distância entre as placas fica menor fazendo com que a tensão no sensor mude proporcionalmente com a força exercida (RAZAK et al., 2012). Estes sensores são utilizados em plataformas comerciais como a Emed® (NOVEL, 2015); Sensor FSR O sensor Force Sensing Resistor (FSR) é um dispositivo polimérico que apresenta diminuição da resistência elétrica quando se aplica uma força mecânica sobre a sua área ativa. Este é um sensor muito difundido, utilizado em plataformas comerciais como a MatScan® (TEKSCAN, 2015). Além disso, é o sensor que apresenta o menor custo em relação aos apresentados neste capítulo, e amplamente utilizado por sua robustez e simplicidade.

#### 4. TECNOLOGIAS COMPLEMENTARES

O pé humano atua como base de apoio e propulsão em marcha, garantindo eficácia na transferência de carga durante todo o ciclo de marcha. A biomecânica adequada do pé é responsável por manter a postura e distribuição simétrica da pressão plantar. O estudo das pressões plantares tem sido bem discutido em vários artigos, mas a aplicabilidade ainda não foi determinada e validada. Com suas duas modalidades, estática ou dinâmica, a BAROPODOMETRIA é a principal ferramenta para o estudo da distribuição das pressões plantares.

O baropodômetro é uma plataforma de força avançada, usada para a análise das áreas de pressão plantar aplicada pelo corpo em movimento e posição estática. Usa software específico para produzir imagens semelhantes a um podoscópio. Essa técnica fornece dados com um alto valor diagnóstico, que são expressos em gráficos. Eles fornecem informações diretas e indiretas sobre a posição do paciente em pé, análise dinâmica de marcha, distribuição de cargas durante a caminhada, pico de pressão, tempo de contato com o solo, detecção de áreas em risco a pé, auxilia na produção de palmilhas ortóticas e na detecção de anormalidades biomecânicas do pé, pelve e coluna vertebral. Com a baropodometria, diferentes autores sugerem o tratamento de diferentes posturais problemas usando alongamento apropriado e/ou uso de diferentes palmilhas de sapatos.

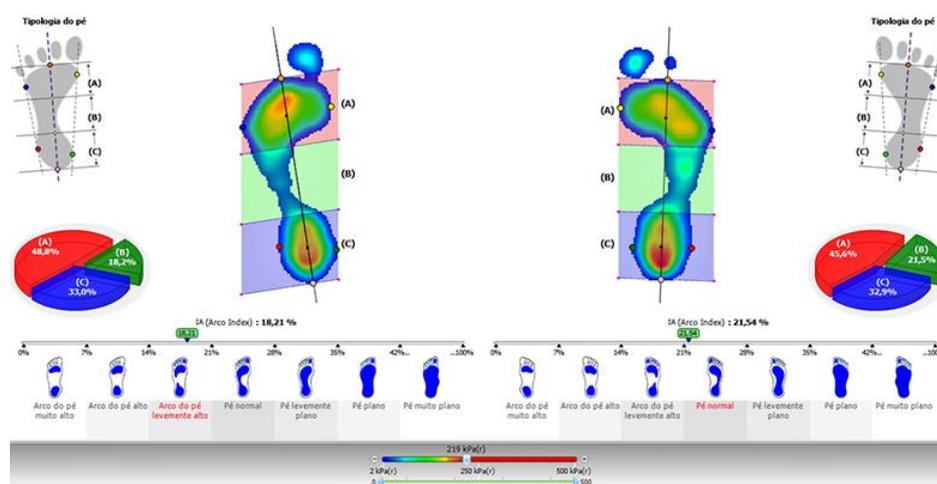
Quanto mais sensores, mais informações serão obtidas nas avaliações. E quanto mais sensores a plataforma tem, mais itens eletrônicos para processar os dados ela necessitará. Portanto o produto encarece, ou seja, uma plataforma que tem uma quantidade elevada de sensores, terá um valor agregado maior. No mercado encontram-se equipamentos que possuem uma área ativa de 40x40 cm e outros que chegam até 60x50 cm. A área ativa é onde será possível realizar medições, ou seja, onde há sensores ativos. Quanto maior a área ativa, mais natural será a avaliação. Com relação ao tamanho de cada sensor, quanto menor ele for, menor será o pixel da imagem e maior será a da imagem obtida no exame. Não se trata da resolução da imagem, pois o software faz esse processamento de imagem no intuito de suavizar e deixá-la com fácil compreensão.

A frequência de aquisição do baropodômetro geralmente é medida em Hertz. Quanto mais Hertz o aparelho lê por segundo, melhor. Logo, mais dados serão obtidos. Uma leitura realizada obtendo como dado de 100 Hz, implica dizer que ele leu 100 quadros por segundo. Essa frequência é muito importante principalmente se o paciente é avaliado dinamicamente ou se realiza gestos esportivos durante a avaliação, pois será possível extrair mais dados e, conseqüentemente, mais informações nesse exame.

No mercado existem plataformas que são alimentadas via USB em uma tensão de 5 volts, contudo é possível encontrar também plataformas que são alimentadas com 12 volts, 15 volts que possuem uma fonte de alimentação externa.

Os gráficos de pressão máxima representam pico de pressão registrado por cada sensor durante toda a fase de apoio, enquanto os gráficos de pressão média fornecem ao clínico uma compreensão da pressão que atua em uma região anatômica específica durante o ciclo da marcha, conforme ilustrado na Figura 10.

Figura 10 - Um gráfico de pressão média e máxima dividido em 3 regiões: retopé, mediopé e antepé.



Fonte: Adaptado de Orlin e Mcpoil (2000).

#### 4.1 Sistema de Plataforma

Os sistemas de plataforma apresentam uma estrutura estacionária, plana e rígida semelhante a um piso, com sensores de pressão dispostos em uma

configuração de matriz, ou seja, organizados em colunas e linhas (Figura 11). Essas plataformas de pressão podem ser usadas para estudos estáticos e dinâmicos, mas são geralmente restritos a laboratórios, o que requer familiarização do paciente para garantir a marcha natural sobre a área de detecção, a fim de obter uma leitura precisa. Razak et al. (2012) afirmam que em um ambiente de laboratório precisamente controlado, os pacientes/sujeitos se sentem desconfortáveis durante a coleta de dados, e na maioria dos casos, os seus padrões de marcha é intencional, podendo resultar em dados imprecisos e incorretos.

Figura 11- Plataforma Emed® da Novel



Fonte: Adaptado de Razak et al. (2012)

## 4.2 Usabilidade

No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) é responsável pelo registro e fiscalização dos Dispositivos Médicos (DM) produzidos e comercializados no país, e exige evidências de Engenharia de Usabilidade, usabilidade e gerenciamento de risco do processo de engenharia de DM (TITO, 2018). Estas são requeridas para o atendimento às solicitações de cadastro registro e para certificação em boas práticas de fabricação. A Engenharia de Usabilidade está subentendida na aplicação da ABNT NBR IEC 62366:2016, uma das normas técnicas compulsórias a DM para comprovação de segurança e eficácia no âmbito

da Anvisa desde dezembro de 2015, e para certificação de conformidade no âmbito do Sistema Brasileiro de Avaliação de Conformidade desde agosto de 2016 (BRASIL, 2016).

O termo “Dispositivo Médico” refere-se à tecnologia em saúde na forma de, instrumentos, equipamentos ou máquinas que previnem, diagnosticam ou tratam doenças ou detectam, medem, restauram, corrigem ou modificam sua estrutura ou função (WHO, 2011).

Atualmente, o teste de usabilidade do DM é realizado pela equipe de engenharia de usabilidade da empresa fabricante, sendo que o método fica a critério do fabricante, desde que o método possa utilizar tecnologia de engenharia de usabilidade para garantir a segurança do produto na identificação de situações perigosas.

O tipo de produto a ser avaliado e o seu contexto de uso devem ser prioritariamente considerados para definir a elaboração de um teste de usabilidade em ambiente controlado (ALMEIDA, 2015). Para a situação de testes de usabilidade para DM, o cenário a ser relevado em um laboratório deve incluir DM utilizados em ambientes críticos de assistência à saúde.

Portanto, o teste de usabilidade centrado no usuário com foco no usuário e no comportamento ergonômico dos profissionais de saúde (durante o qual os fabricantes lidam com a imprevisibilidade do usuário na interface) pode incluir a identificação de padrões de comportamento fisiológico e biomecânico os recursos técnicos atualmente disponíveis no mercado podem ser medidos (TITO, 2018).

Entendemos que a usabilidade é um fator importante na qualidade de um produto e de um sistema, se refere a facilidade para o usuário interagir com a invenção e/ou interface de alguma tecnologia, tem como atividade principal observar as pessoas usando um seu produto, a partir da interação humano-tarefa-produto. Tem o objetivo de minimizar intempéries que possam surgir no decorrer de sua execução, não só interferindo na autonomia dos pesquisadores, mas também na segurança dos usuários. Esse novo instrumento de avaliação irá seguir todas as normas de segurança como também terá em seu planejamento o roteiro de testes de usabilidade.

## 5. METODOLOGIA

Este estudo foi de caráter experimental e seguiu um planejamento rigoroso. As etapas de pesquisa iniciam pela formulação exata do problema e das hipóteses, que delimitam as variáveis precisas e controladas que atuam no fenômeno estudado (TRIVIÑOS, 1987).

Nesta pesquisa, foi desenvolvido um equipamento composto de uma plataforma baropodometrica confeccionada em membranas de borracha flexível, com 03 (três) sensores de força do tipo resistência variável à pressão (*Force Sensing Resistor* FSR® 402 ) fabricado pela Interlink Electronics (Canadá), acompanhando o contorno de cada pé, sendo um para região lateral, um para anterolateral e outro para o calcanhar.

Foi implementado concomitantemente um software computacional, com capacidade de armazenamento dos dados pessoais dos avaliados, de avaliações dos resultados realizados (através de gráficos de estabilometria) e de um tutorial a respeito da manipulação do equipamento, com a finalidade de diagnosticar e sugerir, através de laudo que poderá também ser impresso, a respectiva intervenção de tratamento.

Este estudo suprimiu algumas carências de instrumentos para avaliar e mensurar a postura dinâmica de um indivíduo idoso, tendo em vista que equipamentos para estes fins são extremamente caros e inacessíveis. Para tanto, foi gerado um equipamento de baixo custo, de fácil operação, de facilidade intuitiva na sua instalação por contemplar tecnologias já conhecidas e que não requereram infraestrutura específica.

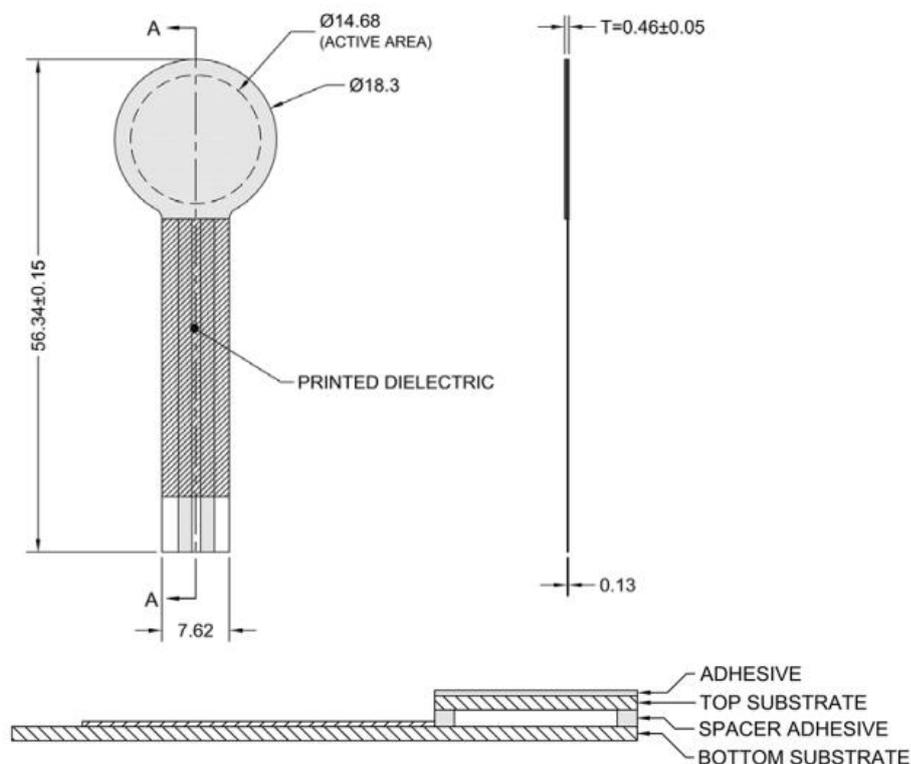
As facilidades acima mencionadas possibilitarão a compra de Estabilômetros Portáteis a um baixo custo pelo Sistema Único de Saúde, aparelhando os seus postos de atendimento de saúde, oferecendo meios para diagnósticos, prevenções, reabilitações e dados para treinamentos de equilíbrio postural ao idoso.

A plataforma implementada apresenta um novo e objetivo conceito de funcionalidades como: portabilidade do equipamento; fácil interação homem-máquina; facilidade na aquisição por clínicas, hospitais e postos de saúde que trabalhem com doenças do distúrbio do sistema vestibular, isquemia cerebral e mal de Parkinson.

Foram utilizados sensores de força resistivo do tipo FSR® 402 fabricado pela *Interlink Electronics* (Canadá), para sensoriamento da pressão plantar. Na Figura 12 são mostradas as características mecânicas e as dimensões do sensor FSR® 402 *short*, com destaque para a área ativa de 12,07mm de diâmetro (39,89mm<sup>2</sup>).

A faixa de sensibilidade do FSR® 402 varia de 0.1 kg/cm<sup>2</sup> a 10 kg/cm<sup>2</sup>, com precisão de  $\pm 6\%$  dependendo da consistência do sistema de medição, da tolerância de repetibilidade e da calibração do dispositivo. Na Tabela 1 são apresentados mais parâmetros do FSR® 402 conforme disponibilizado no seu *datasheet* (INTERLINK ELECTRONICS, 2021)

Figura 12 - FSR® 402 e suas características mecânicas e dimensionais.



Fonte: Adaptado de Interlink Electronics (2021)

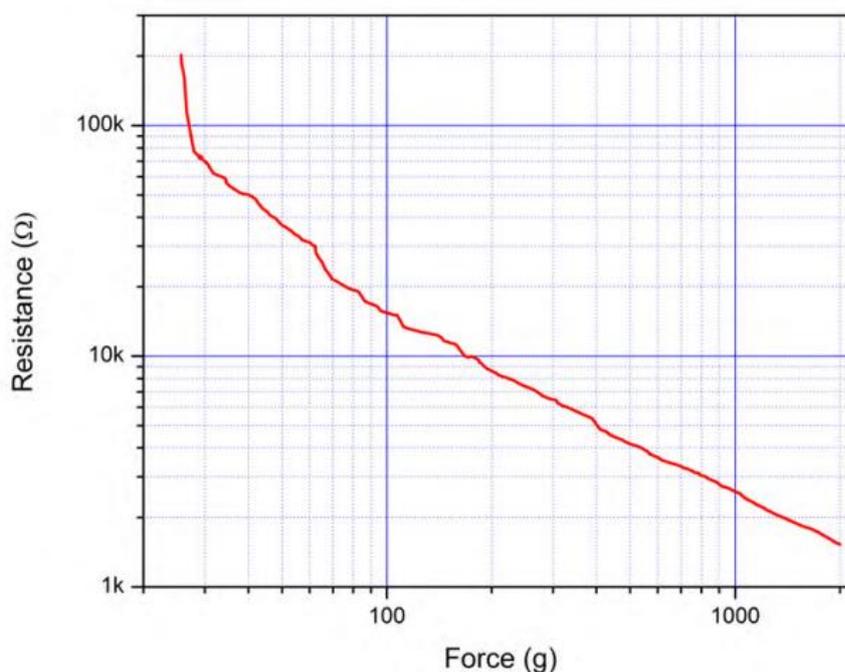
**Tabela 1 - Parâmetros do FSR® 402**

PARÂMENTROS	VALORES
Área ativa	12,70 mm (0,5")
Faixa de sensibilidade à pressão	0.1 kg/cm <sup>2</sup> - 10 kg/cm <sup>2</sup>
Acurácia das medidas de pressão	±6%
Resolução da pressão	Contínuo
Histerese	+10%
Temperatura de operação	-40°C a +85°C
Número de atuações	10 milhões de vezes
Desvio a longo prazo	<5% por log10 (tempo)

**Fonte:** Adaptado de Interlink Electronics (2021)

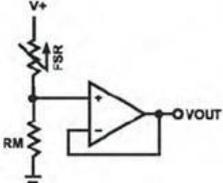
O FSR® exibe uma diminuição na resistência com o aumento da pressão aplicada na área ativa do sensor. A figura 25 abaixo é sobre a relação de Força/Pressão vs Resistência, que ilustra uma característica típica de resposta do FSR®:

Figura 13 - Gráfico sobre a relação de Força VS Resistência.



**Fonte:** Interlink Electronics (2021)

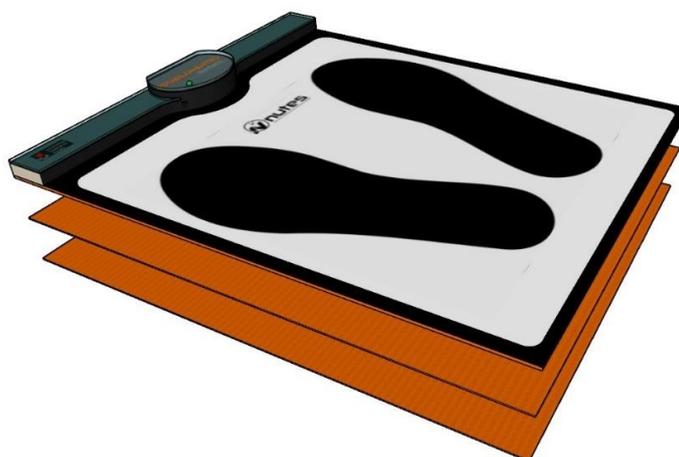
Na equação mostrada abaixo a tensão na saída ( $V_{OUT}$ ) do circuito depende da força aplicada sobre a área ativa do sensor ( $R_{FSR}$ ), da resistência ( $R_M$ ) e da tensão ( $V$ ) fornecida pela fonte de alimentação. O resistor de medição ( $R_M$ ) é um divisor de tensão, cuja a função é maximizar a faixa de sensibilidade de força e limitar a corrente. Escolheu-se a resistência ( $R_M$ ) de 10 k $\Omega$ , porque com esta resistência o circuito apresenta a maior sensibilidade, segundo informações do fabricante. Devido impedância do circuito de medição, a tensão está sendo medida por um seguidor de tensão, também chamado de amplificador operacional (amp-op). Nesse circuito a tensão de saída está ligada ao terminal V-, o que significa que a tensão de saída acompanha a tensão no terminal V+, desde que não seja atingida a tensão de alimentação do amp-op causando a sua saturação. Com isto a função de alta impedância de entrada e baixa de saída do amp-op faz o isolamento elétrico dos blocos de circuito ligados e garante o ganho unitário.

$$V_{OUT} = \frac{R_M V_+}{(R_M + R_{FSR})} \quad (13)$$


### 5.1. Hardware

O equipamento possui três plataformas feitas de lâminas de borracha sintética, do tipo melamínica, com superfície lisa em ambos os lados. As dimensões de cada lâmina de borracha são de 380 mm de largura, 400 mm de comprimento e 1 mm de altura, resultando numa espessura total de 3 mm e 0,3 Kg de peso total.

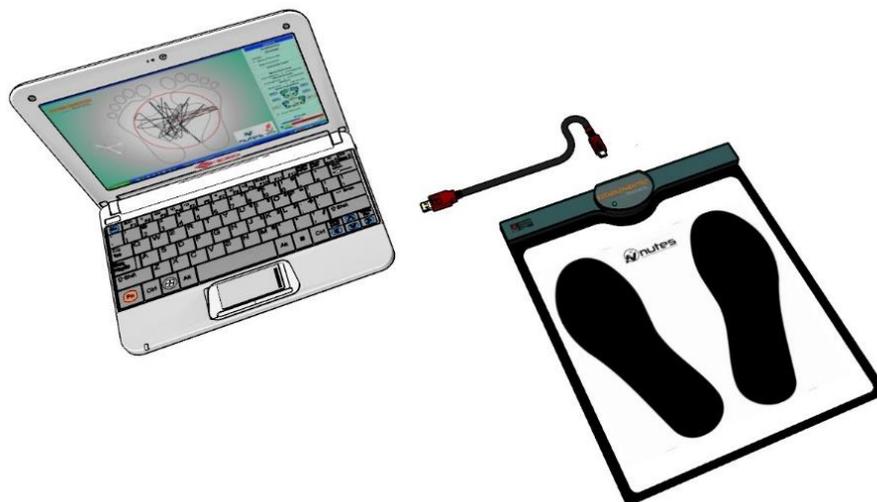
Figura 14 -Protótipo Estabilômetro Portátil.



Fonte: Imagens do próprio autor.

É possível realizar avaliações em pacientes com números de calçado 35 até 43 (segundo os gabaritos da empresa Podaly Brasil)<sup>1</sup>, sem alterar consideravelmente a medição dos pontos de pressão.

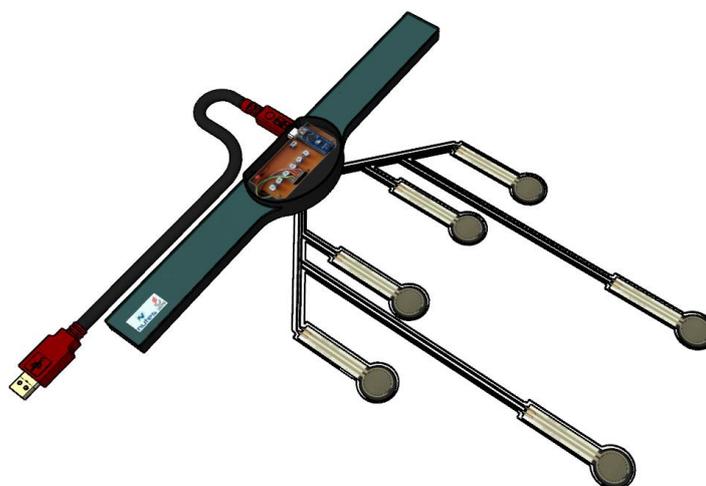
*Figura 15 -Protótipo Estabilômetro Portátil com adaptador.*



**Fonte:** Imagens do próprio autor.

Os sensores, em um total de 06, foram dispostos conforme a distribuição plantar segundo Kapandji (2009). Escolheu-se o sensor (FSR) 402 da Interlink Electronics (INTERLINK ELECTRONICS, 2021) com pressão máxima de 10 kg/cm<sup>2</sup>. O FSR é um dispositivo polimérico que apresenta diminuição da resistência elétrica quando se aplica uma força mecânica sobre a sua área ativa. Os circuitos de condicionamento de sinais, aquisição de dados e de interfaceamento foram alojados no interior de uma caixa central da plataforma, conforme mostrado na figura 16.

*Figura 16 -Protótipo Sensores FSR*

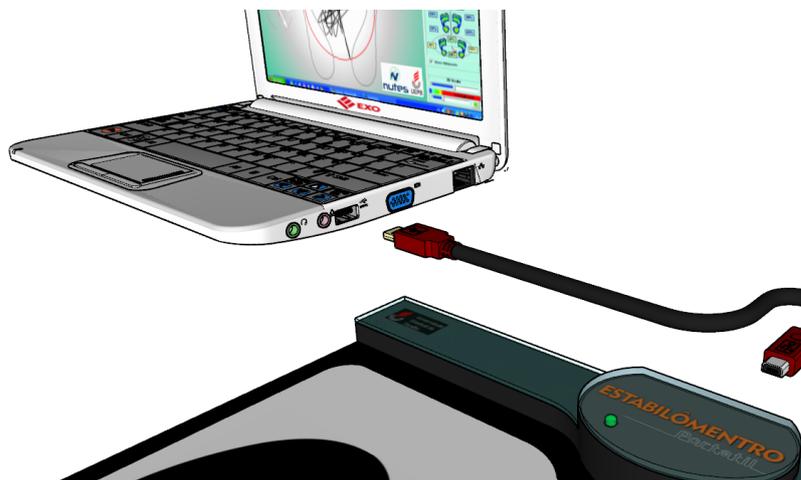


**Fonte:** Imagens do próprio autor.

<sup>1</sup> Disponível em <https://www.podaly.com.br/>

Não há necessidade de baterias ou fonte de alimentação externa, uma vez que a energia é fornecida pela porta USB (Universal Serial Bus) do computador, através de cabo tipo a macho x b macho conectado à placa de comunicação do Estabilômetro Portátil ou via bluetooth, nesse caso, com adição de baterias.

*Figura 17 - Computador com Protótipo.*



**Fonte:** Imagens do próprio autor.

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

Para avaliação subjetiva e objetiva de pacientes, o sistema possui imagens bidimensionais dos dados durante a aquisição, possibilitando maior entendimento da distribuição de peso na região plantar dos pés dos avaliados. O aplicativo desenvolvido, além de apresentar na tela do computador a distribuição de forças na região plantar, fará a análise do comportamento estabilométrico do indivíduo avaliado,

## **5.2 Circuito Esquemático**

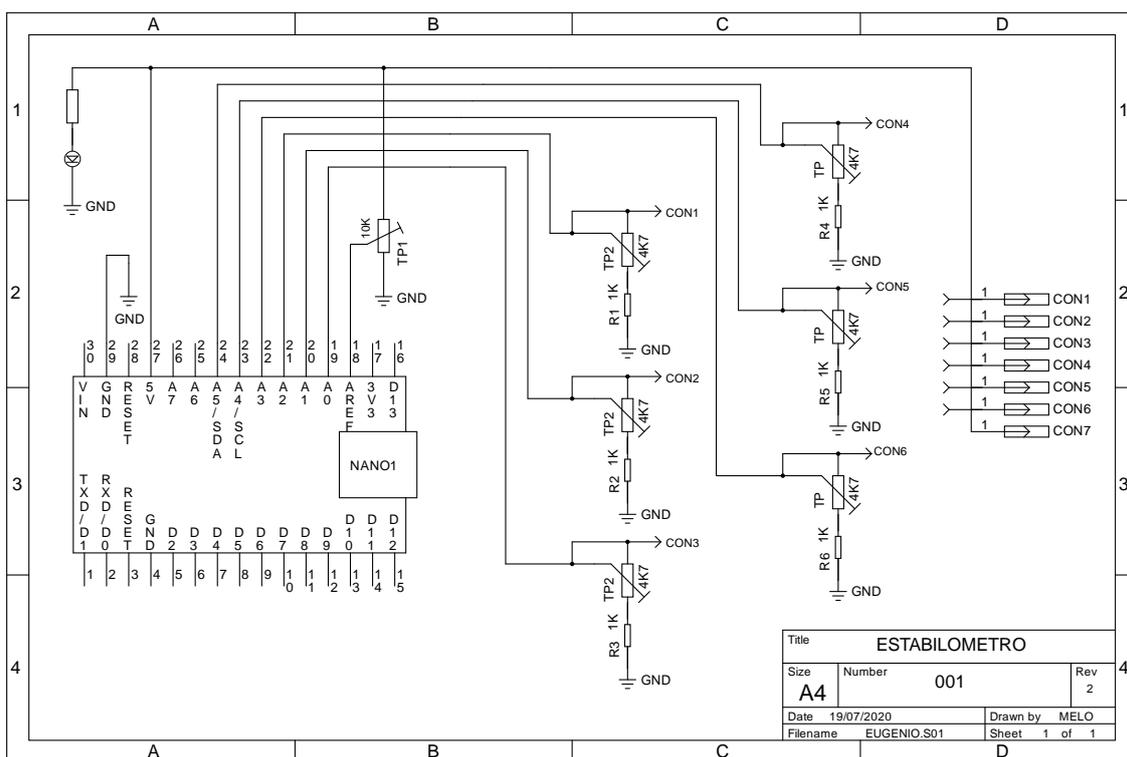
A arquitetura do diagrama esquemático, a placa de circuito impresso (*Printed Circuit Board* - PCB) e o PCB em 3D, estão apresentados respectivamente na Figura 18. O *design* dos projetos eletrônicos foram criados e

simulados primeiramente no *software Proteus Design Suite* versão 10, evitando o risco de danificar equipamentos ou componentes destinados aos ensaios e circuitos.

O circuito de condicionamento dos sinais dos sensores foi implementado nos estágios de testes em *protoboard*, para fácil mudança dos parâmetros e componentes utilizados e por fim, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso para facilitar a utilização pelos indivíduos testados.

O *Proteus* é constituído a partir de dois *softwares*: *ISIS* e *ARES*. O *software ISIS* tem como finalidade funcionar como um simulador de circuitos digitais, analógicos e microprocessadores. Já o *ARES* é utilizado para criar o *layout* da PCB.

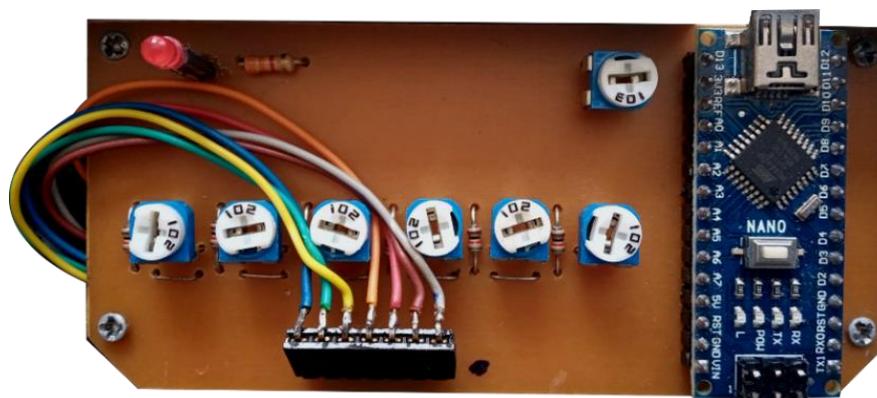
Figura 18 - Circuito Esquemático desenhado no ISIS do Proteus



Fonte: Dados do próprio autor

Na Figura 19 é mostrada uma foto do protótipo do circuito impresso da plataforma. Nesse circuito os sinais de tensão dos sensores FSR® 402 *short* são extraídos dos divisores de tensão ( $TP1=4k7 / R1=1k\Omega$ ) e enviados para os canais de conversão analógico-digital (A/D) do microcontrolador Arduino NANO e depois, através de um cabo USB, transmitidos para a *interface/software* implementada.

Figura 19 -Placa de Circuito Impresso desenhada no ARES (Advanced Routing and Editing Software)



Fonte: Dados do próprio autor

### 5.3 Testes e Validação do Conceito

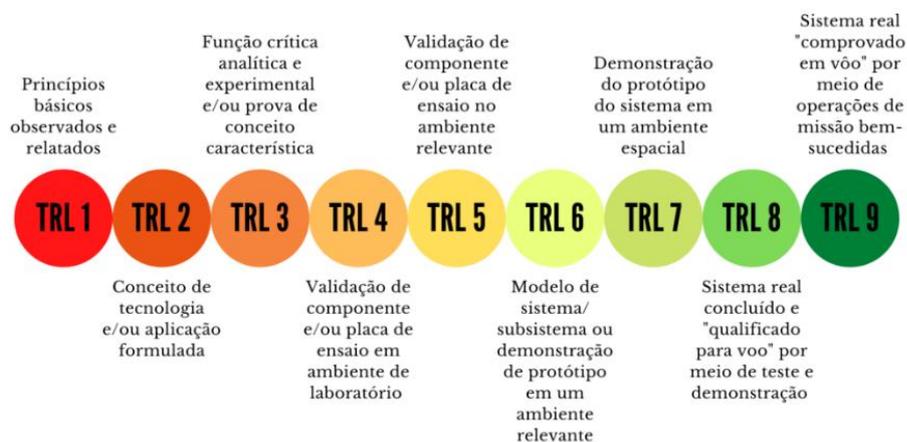
Uma das principais ferramentas para avaliação do nível de maturidade de uma nova tecnologia é o TRL (do inglês Technology Readiness Level). A metodologia teve origem na NASA durante a década de 1970, com o objetivo de avaliar o nível de maturidade de uma nova tecnologia para uso em missões espaciais. Em 1989, o conceito começou a ser difundido mais amplamente e trazia uma escala com 7 níveis relacionados à fase de desenvolvimento (VELHO, 2017). Esta metodologia foi aperfeiçoada e modificada ao longo dos anos seguintes para aplicações em diferentes campos.

Hoje é comum encontrar 9 níveis de maturidade tecnológica. Esta ferramenta é amplamente utilizada por diversas instituições no Brasil (ABDI, Embrapii, Inpe, Petrobras, SENAI e empresas do setor privado) e no mundo (ACATECH, NASA, NEA). Permite avaliar, em um determinado instante, o nível de maturidade de uma tecnologia particular ou a comparação da maturidade entre diferentes tipos de tecnologias, assim como todo o contexto de um sistema específico, sua aplicação e seu ambiente operacional (BANKE, 2010; VELHO et al., 2017).

Na Figura 20 são apresentados os estágios de maturidade da plataforma desenvolvida, passando por três etapas principais de pesquisa: básica, pré-clínica e clínica. Este projeto alcançou o nível 6 de maturidade tecnológica, que diz respeito a demonstração do sistema no Laboratório de Instrumentação

Biomédica e Ensaio Eletrônicos do Núcleo de Tecnologia Estratégicas em Saúde (NUTES) da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB).

*Figura 20 - Níveis de Maturidade Tecnológica da Plataforma*



**Fonte:** Velho (2017)

Foram necessárias algumas etapas para alcançar esse nível de maturidade:

a) pesquisa bibliográfica em artigos e outras referências para identificar o estado da arte e os princípios ou conceito da tecnologia (NMT 1); b) testes para provar a viabilidade da tecnologia ou conceito (NMT 2 e 3); c) desenvolvimento tecnológico e demonstração do sistema em ambiente de laboratório simulado como instrumento de análise estabilométrica (NMT de 4, 5 e 6).

Os resultados dos testes com os componentes eletrônicos e com o sistema da plataforma foram realizados nas seguintes etapas: 1ª) teste dos sensores FSR<sup>®</sup> 402 *short*; 2ª) teste de integração dos sensores ao microcontrolador utilizado; 3ª) teste da transmissão de dados para a interface gráfica; e 4ª) os testes de funcionalidade do software desenvolvido.

#### 5.4 Teste dos Sensores de Pressão

Para analisar as respostas dos sensores FSR<sup>®</sup> 402 *short* e sua faixa de operação, foram realizados testes por meio da aplicação de pressão diretamente

sobre a área ativa do sensor diretamente na plataforma. Cada sensor foi submetido a cargas de 2 a 10 Kg, com o uso de *Kittball* de metal por serem padronizadas e fáceis de manusear. Para verificar as respostas às cargas aplicadas foi medida a tensão de saída sobre o FSR, usando-se um Multímetro Digital da marca Minipa modelo ET-1100A, e usando-se da leitura analógica do Arduino.

*Figura 21 - Teste de calibração do sensor*



**Fonte:** Dados do próprio autor

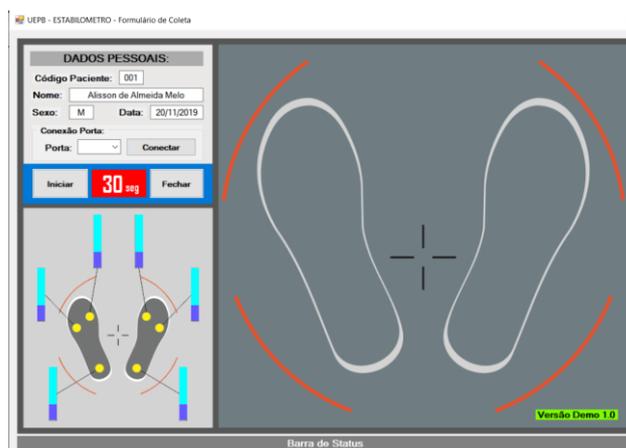
Para buscar garantir que a pressão dos pesos fosse adicionada apenas na área ativa do sensor, foi colocado sobre essa área uns cilindros de plástico com as mesmas dimensões e com cerca de 1 cm de altura, de modo que os pesos não exercessem qualquer pressão fora dela.

## 6 FUNCIONALIDADE DO APLICATIVO

Para o funcionamento do software é necessário fazer a conexão da plataforma com o computador através de um cabo USB. O software apresenta então uma interface altamente interativa, com a representação gráfica da plataforma e do local de colocação dos pés do indivíduo avaliado sobre ela e barras verticais indicativas das pressões exercidas sobre os sensores (3 para cada pé).

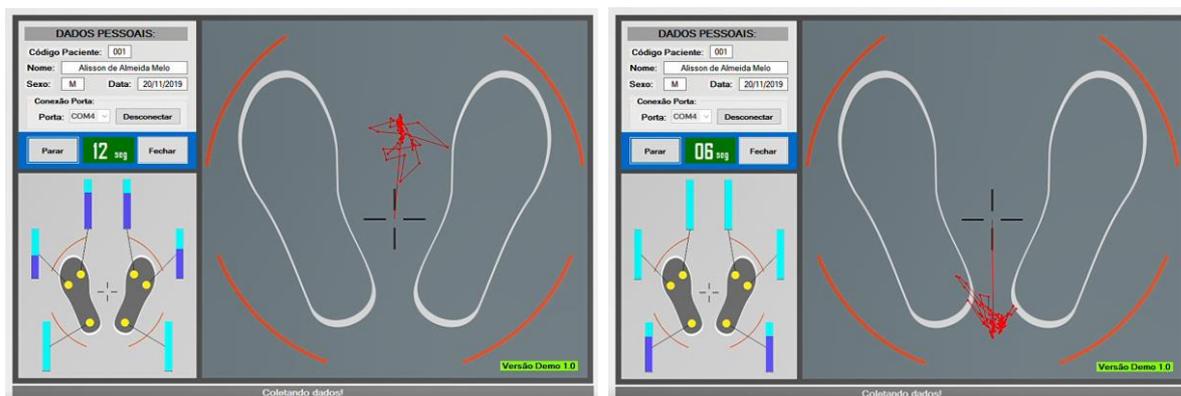
Após a inserção dos dados pessoais do indivíduo avaliado, a interface possibilita a conexão com a plataforma através de uma das portas USB do computador e habilita o início da fase de teste estatocinesigráfico, onde o indivíduo deve tentar manter o máximo de estabilidade de equilíbrio possível por 30 segundos, durante os quais a interface gráfica apresenta as variações ocorridas na estabilidade postural, cujo gráfico final é processado e avaliado para determinar um círculo que representa a média dessas variações posturais em torno do centro de gravidade. Esse mesmo círculo graficamente gerado, se constitui na base para a determinação de uma zona-alvo que servira de referência de objetivo durante a fase posterior de treinamento da estabilidade postural, também realizada através de biofeedback visual, em outra funcionalidade, pela própria interface.

*Figura 22 - Aplicativo da Plataforma*



**Fonte:** Dados do próprio autor

Figura 23 – Teste de validação da plataforma (1)



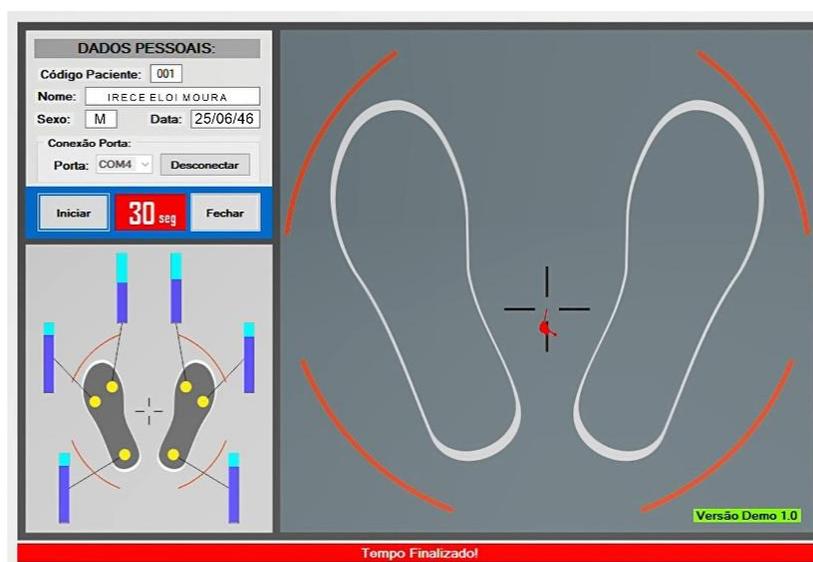
Fonte: Dados do próprio autor

Figura 24 – Teste de validação da plataforma (2)



Fonte: Dados do próprio autor

Figura 25 – Teste de validação de uma pessoa idosa



Fonte: Dados do próprio autor

## 6.1 Sessões de treinamento do controle postural

Serão realizadas durante as nove sessões seguidas, 3 vezes por semana e com um repouso de fim de semana por mês obedecendo a metodologia a seguir:

1 – O indivíduo permanecerá por 1 minuto em cima da plataforma do equipamento, nas mesmas condições do Teste de Avaliação Inicial, porém ao invés do alvo, terá uma realimentação visual do Estabilograma em uma televisão com dimensões apropriadas, no qual haverá um círculo-alvo desenhado com um tamanho um pouco menor do que o indivíduo obteve durante o teste inicial.

2- O indivíduo tentará manter a projeção das oscilações do seu centro de gravidade dentro do perímetro do círculo-alvo determinado, o mais perfeitamente possível, utilizando para isso, a realimentação visual, em tempo real, do Estabilograma.

3 – O indivíduo repetirá esse procedimento por 10 vezes durante a Sessão de Treinamento, com um intervalo de 3 minutos entre cada repetição

Figura 26 – Sessões de treinamento



Fonte – Imagens do próprio autor.

## **6.2 Avaliação final do controle postural**

Será realizada na última sessão e seguirá os mesmos procedimentos da etapa de Avaliação Inicial (reavaliação), com a finalidade de mensurar eventuais ganhos no controle postural dos indivíduos envolvidos, advindos do treinamento com biofeedback.

## 7 DISCUSSÃO

Foi concluída a criação do Estabilômetro portátil, cujas principais características são a portabilidade e o baixo custo dos seus diversos componentes.

Escolhemos os FSR 402 que segundo RAMIREZ-BAUTISTA et al., (2017) são os mais comumente por apresentar as seguintes características: baixo custo, baixa histerese, baixa sensibilidade à temperatura, resposta linear e uma faixa de sensibilidade à pressão de 0,1 Kgf/cm<sup>2</sup> a 10 Kgf/cm<sup>2</sup>.

Constata-se na literatura que o número mínimo de sensores por impressão plantar estar entre três e quatro, devido as principais áreas de pressão da região plantar, que abrange o calcanhar, a cabeça do primeiro e do quinto metatarso e o hálux, como observado nos estudos de Kapandji (2009).

No que se refere ao design e materiais desta plataforma, foi utilizado um gabinete de acondicionamento onde foi inserido a placa de circuito impresso e mais três lâminas de camadas, a 1<sup>a</sup> uma lâmina de borracha com impressão gráfica da interface, a 2<sup>a</sup> lâmina com os sensores de pressão e a 3<sup>a</sup> lâmina rígida da base.

O Estabilômetro descrito, após testes preliminares, atendeu plenamente os requisitos mecânicos e elétricos, conforme a revisão bibliográfica. Não necessitou de nenhuma infraestrutura adicional. Durante os testes de funcionalidade do Estabilômetro, foi feita uma simulação de um indivíduo jovem, sem problemas detectados nos sistemas visual, auditivo e somatossensorial, permanecendo o mesmo, sob a plataforma de força por um período de tempo de 30 segundos, primeiramente de uma forma hígida e posteriormente, inclinando-se para frente, traz, direita e esquerda. Cabe ressaltar, que através destes testes de funcionalidade constatou-se que o sistema de amortecimento da plataforma, parte integrante do sistema de segurança do indivíduo, atendeu os requisitos para qual foi projetado.

## 8 CONCLUSÃO

O principal objetivo deste projeto foi desenvolver um novo modelo de plataforma para medir a estabilidade do idoso, cujo sistema é dividido em duas partes: hardware e software. O hardware coleta, armazena e transmite dados de pressão plantar para o software, que salva e exibe os dados na interface.

O sistema eletrônico mensura a força exercida pela região plantar nos 06 sensores. Nas análises estáticas, os circuitos de aquisição e interfaceamento de dados apresentaram um desempenho similar às características oferecidas pelos equipamentos comerciais, conforme informações disponibilizadas na literatura.

O Estabilômetro foi implementado com a finalidade inicial de diagnosticar, prevenir e auxiliar no tratamento e reabilitação de pessoas com dificuldade de equilíbrio. Os testes foram realizados com um indivíduo, o qual não apresentava nenhuma dificuldade ou sinais de problemas com equilíbrio. Para essa condição, o aparelho mostrou-se preciso e apresenta garantia de segurança ao usuário na realização dos testes preliminares. O Estabilômetro descrito, após testes preliminares, atendeu plenamente os requisitos mecânicos e elétricos, conforme a revisão bibliográfica. Na sequência deste trabalho é necessário:

- Implementar um software com interface gráfica de visualização dos sinais adquiridos, já implementando alguns diagnósticos preestabelecidos (conforme sinais característicos levantados anteriormente). Esta implementação irá tornar o aparelho mais atrativo, para as empresas atuantes no mercado.

- Inserir na equipe de desenvolvimento do projeto pesquisadores especialistas na área de movimento humano (área médica de desporto humano), que ajude nos parâmetros necessários para o correto diagnóstico de doenças.

Outro aspecto digno de destaque é que, além da avaliação inicial do controle postural, o novo equipamento irá fornecer a possibilidade de intervenções com sessões de treinamento do controle postural através de biofeedback no equipamento e avaliação final do controle postural. Será um instrumento importante para o diagnóstico e o para planejamento do cuidado em saúde que trabalhem com doenças do distúrbio do sistema vestibular, isquemia cerebral e mal de Parkinson.

Na análise de estabilometria, ficou evidenciado que os resultados obtidos com o equipamento implementado e com equipamentos comerciais são similares.

Assim sendo, o equipamento implementado possui potencial para se investigar clinicamente patologias de problemas do equilíbrio postural.

Sendo assim, os objetivos deste trabalho foram alcançados, no que diz respeito à caracterização e desenvolvimento de um Estabilômetro portátil a sua demonstração em laboratório por meio de testes de validação de conceito.

## REFERÊNCIAS

ACHOUR, J. A. **Exercícios de alongamento: anatomia e fisiologia**. 2º ed. Barueri - SP: Manole, 2006.

ALMEIDA, A. P. S. S. et al. **Establishing a Human Factors and Usability Center for Medical Devices in Brazil**. In: Proceedings of the International Symposium on Human Factors and Ergonomics in Health Care. SAGE Publications. p.110-113, 2015.

ASSIS, M. **Envelhecimento Ativo e Promoção da Saúde: Reflexão para as ações educativas com idosos**. Revista APS, v.8, n1 p. 15-24, 2005.

BARAÚNA, Mário Antonio et al. **Estudo do equilíbrio estático de idosos e sua correlação com quedas**. Fisioterapia Brasil, Rio de Janeiro, v. 5, n. 2, p. 136-141, mar./abr. 2004

**BIODINÂMICA DO MOVIMENTO DO CORPO HUMANO**. Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo, 2000.

BRICOT, B. **Posturologia Clínica**. 1. ed. São Paulo: Andreoli, 2011.

BRASIL. Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior. Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia-INMETRO. Portaria n.º 54, de 1 de fevereiro de 2016. **Aprova o Aperfeiçoamento dos Requisitos de Avaliação da Conformidade para Equipamentos sob Regime de Vigilância Sanitária**. D.O.U. de 02 de fevereiro de 2016.

BRICOT, B. **Posturologia Clínica**. 1. ed. São Paulo: Andreoli, 2011.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. **Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement**. Clinical Biomechanics, Kidlington, v. 17, n. 9-10, p. 666-677, 2002.

COELHO FILHO, JM. **Modelos de serviços hospitalares para casos agudos em idosos**. Rev Saúde Pública. Fortaleza, v.34, n.6, p. 666-71, 2000.

COSTA, Maria Fernanda Furtado Lima e et al. **The Bambuí health and ageing study: methodological approach and preliminary results of a population-based cohort study of the elderly in Brazil**. Revista de Saúde Pública, São Paulo, v. 34, n.2, p. 126-135, abr. 2000.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. Tese do Concurso de Livre Docência na área de Biomecânica. Departamento de

DUARTE, M.; FREITAS, S. **Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio**. Revista Brasileira de Fisioterapia, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DVIR, Z, Trousil T. **Instrumented stabilometer for dynamic balance studies**. Medical Biological Engineering & Computing 1982 Jan; v 20 n1 p.19-22, 1982.

ERA P, Schroll M, Ytting H, et al. **Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study.** J Gerontol A Biol Sci Med Sci; v.51(2):M53-63, 1996.

FARINATTI, P. T. V. **Teorias biológicas do envelhecimento: do genético ao estocástico.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo, v. 8, n. 4, p.129-138, 2002.

FREITAS, R. **Plataforma de força para aplicações biomédicas.** 2008. 136 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia - Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.

GHEZ, C. Posture. In KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSEL, T. M. **Principles of Neural Science.** Norwalk: Appleton & Longe, 3a ed., 1991. 596-608.

HAN, T.R., PAIK, N.J., IM, M.S. **Quantification of the path of center of pressure (COP) using an FScan in-shoe transducer.** Gait and Posture, v. 10, p. 248-254. 1999.

INTERLINK ELETRONICS. **FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog.** Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>>. Acesso em: 31 jan 2021.

INTERLINK ELETRONICS. **FSR 400 Series Datasheet.** Disponível em: <[https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Datasheet\\_FSR.pdf](https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Datasheet_FSR.pdf)>. Acesso em: 31 jan 2021.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE), 2015. Disponível em: <http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv93322.pdf>. Acesso em: 05 de março de 2021.

GAUCHARD, G. C., GANGLOFF P, JEANDEL. C., PERRIN, P. P. **Physical activity improves gaze and posture control in the elderly.** Neuroscience Res 2003;45: 409-417.

KAKENKO, M., **A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women.** Can. J. Sp. Sci., 16:3, 223-228, 1991.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular - volume 2 - membros inferiores.** 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. **Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment.** Journal of Biomechanics, Kidlington, v. 37, n. 9, p. 1421-1426, 2004.

LEAL, K. et al. **A Importância do centro de pressão (cop) no equilíbrio e na percepção de qualidade de vida durante o processo de envelhecimento.**

Revista CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida, Sao Paulo, v. 7, n. 1, 2015.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan: 2001.

LUZIO, Cristina S. et al. **Programa de prevenção de quedas no idoso**. Lisboa: EQUI - Clínica da Vertigem e Desequilíbrio. 2003.

MANFIO, E. F., VILARDI, N. P. ABRUNHOSA, V. M., FURTADO, C. S., SOUZA, L. V. **Análise do comportamento da distribuição de pressão plantar em sujeitos normais**. Fisioterapia Brasil 2001;2(3): 157-168.

MARIN, M. J. S. et al. **Identificando os fatores relacionados ao diagnóstico de enfermagem “risco de quedas” entre idosos**. Revista Brasileira de Enfermagem, Brasília (DF), v.57, n.5, p. 560-564, set/out. 2004.

MONTEIRO, Fernanda Fregni da Silva. **Análise do equilíbrio estático em mulheres idosas por meio de parâmetros estabilométricos**. São José dos Campos, 2005. 1 disco laser: Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas) - Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, São José dos Campos, 2005.

NASHNER, L. M. **Analysis of stance posture in humans**. In: A. L. Towe e E. S. Luschei (Ed.). Motor coordination. (Handbook of behavioral neurology, Vol.5). New York, NY: Plenum Press, 1981. Analysis of stance posture in humans, p.527-565

NASHNER, L.M. 1989. **Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance**. Balance - proceedings of the APTA Forum, Nashville, Tennessee, p. 5-12, june,1989.

NOVEL. **The pedar® system: The quality in-shoe dynamic pressure measuring system**. Disponível em: <<https://www.novel.de/products/pedar/>>. Acessado em: 2 de maio de 2021.

OLIVEIRA, J.A.A. et al. **Otorrinolaringologia Princípios e Prática: a fisiologia clínica da audição**. 1 ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1994. p. 238-48.

OLIVEIRA, Liliam Fernandes; IMBIRIBA, Luís Aureliano; GARCIA, Marco Antonio Cavalcanti. **Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural**. Revista Brasileira de Biomecânica, São Paulo, v.1, n. 1, p.33-38, nov. 2005.

ORLIN, M. N.; MCPOIL, T. G. **Plantar pressure assessment**. Physical Therapy, v. 80, n. 4, p. 399–409, 2000.

PAPALÉO NETTO, Matheus. **Gerontologia: A velhice e o envelhecimento em visão globalizada**. São Paulo: Atheneu, 1996.

PAPALÉO NETTO, Matheus. **O estudo da velhice no século XX: histórico, definição no campo e termos básicos**. In: FREITAS, Elizabete Viana de et al.

Tratado de geriatria e gerontologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. P. 1-12

PASCOAL, R. **Novo laboratório da EEFÉ pesquisa solução para problemas de quedas entre idosos** (2003). Internet-endereço:

[http://www.usp.br/agen/bols/1998\\_2001/rede825.htm](http://www.usp.br/agen/bols/1998_2001/rede825.htm). Acessado em 03 de maio de 2021

PENGER, M; Strobl, R ; Grill, E. **Determinantes individuais e específicos de cada país da tontura na Europa: Resultados da pesquisa sobre envelhecimento e aposentadoria com saúde na Europa (SHARE)**. Saúde pública 2017, 149, 1–10. [CrossRef ] [ PubMed ]

PIRES, T. S. et al. **A recreação na terceira idade**. São Paulo: Phorte, 2007.

PORTO F. **Produção do Journal of Biomechanics entre os anos de 2000 e 2001 relacionada ao tema equilíbrio corporal** [Memória de Licenciatura]. Rio de Janeiro, RJ: UERJ; 2003.

POSTOLACHE, OA; Postolache, GB **Desenvolvimento e seleção de dispositivos de detecção de equilíbrio**. IEEE Instrum. Medidas Mag. 2017, 20, 38–48.

RAZAK, A. H. A. et al. **Foot plantar pressure measurement system: A review. Sensors (Switzerland)**, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012.

SPIRDUSO, W.W. **Physical dimensions of aging**. Champaign: Human Kinetics, 1995. p. 155-183.

STURNIEKS, D. L., GEORGE, R. S. **Balance disorders in the elderly Troubles de l'équilibre chez les personnes âgées. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v.38, p.467-478. 2008.

TEREKHOV Y. **Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine**. Canadian Medical Association Journal; v.115, n.9 p.631-633, 1976.

TEKSCAN. **F-Scan in-shoe analysis system**. Disponível em: <<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/t-scan>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

TITO, T. L.H; LOPES, A. G.; SCHERER, D. **Technologies Catalog to Support the Identification of User Behavior During Usability Tests**. In: L. Lhotska et al. (eds.), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings 68/1, 416- 420. 2018.

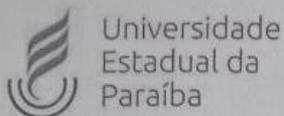
TRIVIÑOS, A. N. S. **Introdução à pesquisa em ciências sociais: a pesquisa qualitativa em educação**. São Paulo: Atlas, 1987.

WANG, C.; KIM, Y.; MIN, S. D. Soft-material-based smart insoles for a gaitmonitoring system. **Materials**, v. 11, n. 12, p. 1–14, 2018.

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

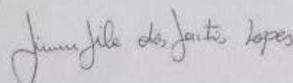
WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Health technology assessment of medical devices** - WHO Medical device technical series. WHO Press, Geneva, Switzerland. p. 42, 2011.

VELHO, S. R. K. et al. **Nível de Maturidade Tecnológica: uma sistemática para ordenar tecnologias**. *Parcerias Estratégicas*. Brasília-DF, v. 22, n. 45, p. 119-140, jul./dez., 2017.

**APÊNDICE A – DECLARAÇÃO INOVATEC****DECLARAÇÃO**

Declaramos para os devidos fins, que o pesquisador/inventor JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA, vinculado ao Programa de Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde – PPGCTS, da Universidade Estadual da Paraíba, possui junto a Coordenadoria de Inovação Tecnológica da UEPB (INOVATEC) um processo de depósito de patente ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual, intitulado "INSTRUMENTO PORTÁTIL PARA AVALIAÇÃO E TREINAMENTO DO CONTROLE POSTURAL", objeto de sua dissertação de mestrado.

Campina Grande – PB, 19 de outubro de 2022.



Profa. Dra. Simone Silva dos Santos Lopes  
Coordenadoria de Inovação Tecnológica INOVATEC/UEPB

## APÊNDICE B – CERTIFICADO PROGRAMA CENTELHA



## APÊNDICE C – CERTIFICADO DE PUBLICAÇÃO



Editora Conhecimento Livre

### CERTIFICADO DE PUBLICAÇÃO

Data: **15/10/2022**

Certificado Nº: **221006703**

A Editora Conhecimento Livre, registrada no CNPJ 31.482.511/0001-10, com os prefixo ISBN 65-86-072 e DOI 10.37423, declara para os devidos fins, que o trabalho intitulado abaixo foi submetido e publicado pela Editora como Livro, que recebeu o mesmo título do manuscrito.

Título: **"MANUAL DE USABILIDADE DO ESTABILÔMETRO PORTÁTIL"**

Autor(es):

**José Eugênio Eloi Moura**

**Misael Elias Morais**

**Sandy Gonzaga de Melo**

**ISBN: 978-65-5367-192-8**

**DOI do livro: 10.37423/2022.edcl613**

Atenciosamente,

**Frederico C. Barbosa**



R. 20, 108 - Setor Aeroporto - Piracanjuba - GO - 75640-000

Tel. (64) 9294-7684 contato@conhecimentolivre.org | www.conhecimentolivre.org

## APÊNDICE D – MANUAL DE USABILIDADE

# Manual de Usabilidade do Estabilômetro Portátil

**Balance Work**  
ESTABILÔMENTRO



JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA  
MISAEEL ELIAS MORAIS  
SANDY GONSAGA DE MELO



Universidade  
Estadual da  
Paraíba



EDITORA CONHECIMENTO LIVRE

José Eugênio Eloi Moura  
Misael Elias Moraes  
Sandy Gonzaga de Melo

Manual de Usabilidade do Estabilômetro Portátil

1ª ed.

Editora Conhecimento Livre  
Piracanjuba-GO

Copyright© 2022 por Editora Conhecimento Livre

1ª ed.

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Moura, José Eugênio Eloi  
M929M Manual de Usabilidade do Estabilômetro Portátil  
/ José Eugênio Eloi Moura. Misael Elias Morais. Sandy Gonzaga de Melo. – Piracanjuba-GO

Editora Conhecimento Livre, 2022

12 f.: il

**DOI:** 10.37423/2022.edcl613

**ISBN:** 978-65-5367-192-8

Modo de acesso: World Wide Web

Incluir Bibliografia

1. idosos 2. controle-postural 3. estabilometria 4. plataforma-dinâmica I. Moura, José Eugênio Eloi  
II. Morais, Misael Elias III. Melo, Sandy Gonzaga de IV. Título

CDU: 610

<https://doi.org/10.37423/2022.edcl613>

**O conteúdo dos artigos e sua correção ortográfica são de responsabilidade exclusiva dos seus respectivos autores.**

**EDITORA CONHECIMENTO LIVRE**

## **Corpo Editorial**

Dr. João Luís Ribeiro Ulhôa

Dra. Eyde Cristianne Saraiva-Bonato

MSc. Frederico Celestino Barbosa

MSc. Carlos Eduardo de Oliveira Gontijo

MSc. Plínio Ferreira Pires

**Editora Conhecimento Livre**  
**Piracanjuba-GO**  
**2022**



10.37423/2022.edcl613



# Manual de Usabilidade do Estabilômetro Portátil

ESTABILÔMETRO



JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA  
MISAEEL ELIAS MORAIS  
SANDY GONSAGA DE MELO



Universidade  
Estadual da  
Paraíba



NÚCLEO DE TECNOLOGIAS ESTRATÉGICAS EM SAÚDE

Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)  
Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES)

<http://nutes.uepb.edu.br/>

Esta pesquisa e esse trabalho foram feitos sob a supervisão do Prof. Dr. Misael Elias Moraes com o apoio do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES).

Primeira Edição, outubro de 2022

# Balance Work

## ESTABILÔMETRO



MODELO **PRO**



Leia este Manual de Instruções antes de utilizar seu Estabilômetro Portátil  
Balance Work - PRO

# MANUAL

## 01 CUIDADOS COM SUA PLATAFORMA



Evitar exposição prolongada ao sol



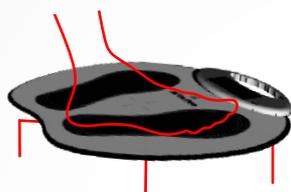
Evitar a proximidade de sujeira do tipo poeira



Evitar pisar com salto alto sobre a plataforma



Evitar a proximidade do excesso de umidade ou líquidos



Evitar posicionar a plataforma sobre pisos irregulares



Evitar posicionar a plataforma sobre pisos macios

## 02 ESPECIFICAÇÕES

Comprimento x Largura x Altura	400 mm x 380 x 3mm
Peso	0,3 kg
Material de base	Plástico e borracha
Faixa de sensibilidade á pressão	0.1kg/cm <sup>2</sup> -10kg/cm <sup>2</sup>
Tipo de sensor	Resistido
Acurácia das medidas de pressão	+ou-6%
Números de sensores	06
Temperatura de utilização	-40°C a + 85° C
Número de atuações	10 milhões de vezes
Interface computador e plataforma	Bluetooth USB
Fonte de alimentação	USB
Sistema operacional	Windows 7,8,10 e 11 (32 e 64 bits)

## **03 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO**



Balance Work  
ESTABILÔMETRO

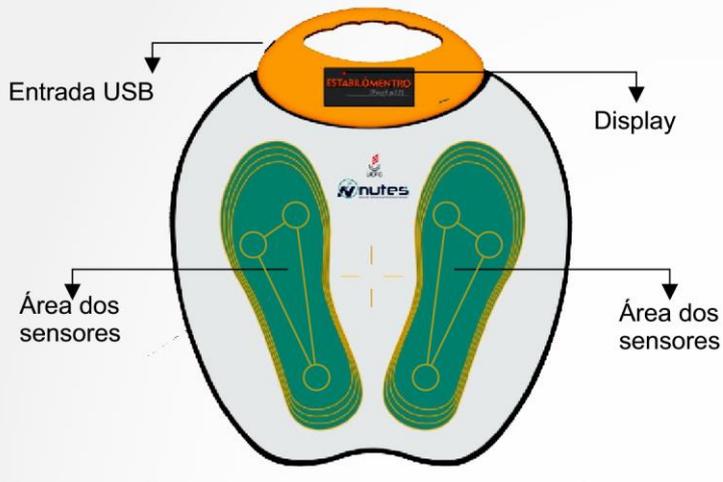
O Estabilometro Balace Work é uma plataforma composta por 06 sensores distribuídos em uma área de 38x40cm, sendo possível realizar com ele os exames dos tipos estáticos com vídeo. Esse equipamento fornecerá a viabilidade de intervenções com sessões de treinamento do controle postural através de biofeedback no equipamento e avaliação final do controle postural. Assim, o sistema Balance Work permite ao profissional da saúde:

- avaliar a distribuição das pressões plantares durante exame estático ou dinâmico; identificar o centro de pressão (COP);
- avaliar a estabilometria;
- identificar os pontos máximos e médios de pressão;
- sessões de treinamentos;
- gerar relatórios;
- realizar análises estatísticas com informações do banco de dados dos pacientes;
- agendar consultas.

## **04 USUÁRIO DESTINADO**

A utilização/manipulação do estabilômetro é destinada a profissionais qualificados, ou seja, profissionais com formação na área da saúde (fisioterapia, medicina, educação física, biomecânica, biomédica, entre outros). Sendo que não se requer treinamento para a operação deste equipamento. O estabilômetro é colocado à disposição do profissional qualificado somente em caráter consultivo e deve ser utilizado em conjunto com o conhecimento que o profissional dispõe sobre o paciente, com os resultados da avaliação clínica e outros dados. A interpretação dos dados fornecidos pelo sistema Balance Work e prescrições dos tratamentos devem ser realizadas pelo profissional da área da saúde.

## 05 CONHEÇA SEU MATERIAL



Transmissão de dados  
via Bluetooth



Transmissão de dados  
via cabo USB



# Manual de Usabilidade do Estabilômetro Portátil

**Balance Work**  
ESTABILÔMENTRO



 [conhecimentolivre.org/home](http://conhecimentolivre.org/home)  
 [contato@conhecimentolivre.org](mailto:contato@conhecimentolivre.org)  
 [editoraconhecimentolivre](https://www.instagram.com/editoraconhecimentolivre)

JOSÉ EUGÊNIO ELOI MOURA  
MISAEEL ELIAS MORAIS  
SANDY GONSAGA DE MELO

