



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO TESTE DE LIMITE DE  
ESTABILIDADE FUNCIONAL EM ADULTOS JOVENS E  
IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA E  
SMARTPHONE**

---

Londrina  
2022

FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA E SMARTPHONE**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEL/UEM, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki

Londrina  
2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

G948a Guidotti, Flavio Junior.

AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA E SMARTPHONE / Flavio Junior Guidotti. - Londrina, 2022.  
116 f. : il.

Orientador: Victor Hugo Alves Okazaki.  
Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2022.  
Inclui bibliografia.

1. Teste de limite de estabilidade funcional - Tese. 2. Plataforma de força - Tese. 3. Smartphone - Tese. I. Okazaki, Victor Hugo Alves. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CDU 61

FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA E SMARTPHONE**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEL/UEM, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Educação Física.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Prof. Dr. José Angelo Barela  
Universidade Estadual Paulista - UNESP

---

Prof. Dr. Luis Mochizuki  
Universidade de São Paulo - USP

Londrina, 1 de fevereiro de 2022.

## AGRADECIMENTOS

Ao Senhor Jesus, que com Sua Graça me capacitou e deu ânimo para a conclusão deste estudo.

À esposa, Arelis F. Ortigoza Guidotti, que me encorajou e deu o apoio necessário para a conclusão deste trabalho, gratidão pela paciência e compreensão em todas as etapas; louvo a Deus por ter colocado você em meu caminho.

Aos filhos Antonella Ortigoza Guidotti e Vittorio Ortigoza Guidotti, presentes de Deus, por aceitar e respeitar os momentos de trabalho do papai.

Ao orientador, Prof. Dr<sup>o</sup> Victor Hugo Alves Okazaki, a imensa gratidão por, novamente, ter dado a oportunidade de vivenciar essa experiência acadêmica tão importante.

Aos sogros, Antonio Felipe Mayans e Ruby Arellys Ortigoza Garcell, por nos ajudar com o cuidado de nossos filhos, por me incentivarem na finalização.

Aos pais, Oclides Guidotti e Maria Luzia Lopes Guidotti, que auxiliaram com nossos filhos e por todas as ligações de incentivo.

Às irmãs, Sandra R. Guidotti e Eduara D. Guidotti e suas famílias, que torceram por mim e para o término dessa fase.

Gratidão e sincero respeito aos membros da banca, Professores Doutores, José A. Barela e Luis Mochizuki, que prontamente aceitaram nosso convite e contribuíram com seus conhecimentos.

Aos colegas do grupo NEMO que compartilharam conteúdos que ajudaram na minha formação, em especial ao Prof<sup>o</sup>. Me. Anderson Nascimento Guimarães e Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Alessandra Beggiato Porto por suas instruções em assuntos específicos.

Obrigado aos membros (administrativo, docente e discente) do programa de pós-graduação em Educação Física, que tornaram com o seu esforço esse programa funcional e de qualidade, permitindo que sonhos se tornassem realidade; em especial, o reconhecimento vai para cada professor das disciplinas que cursei, grato por toda a dedicação em prepararem os assuntos das diversas áreas do conhecimento.

Por fim, sou grato a cada voluntario que participou de coleta. Obrigado pelo tempo que passamos e por contribuírem para o crescimento da pesquisa científica.

GUIDOTTI, Flavio Junior. **Avaliação do equilíbrio no teste de limite de estabilidade funcional em adultos jovens e idosos por meio de plataforma de força e smartphone**. 2021. 120 f. Dissertação (Mestrado em educação física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2021.

## RESUMO

O limite de estabilidade funcional (LEF) é um teste simples e fornece indicador efetivo da perda real de equilíbrio de uma pessoa. Ademais, o uso do LEF poderia permitir o desenvolvimento de outros sistemas mais acessíveis de avaliação do equilíbrio, tais como o uso de *smartphones*. O objetivo da presente dissertação foi comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de LEF por meio da plataforma de força (primeiro estudo experimental). A partir desta proposta, também foi testada a validade de um instrumento de análise do equilíbrio por meio de dados de inclinação de *smartphone* (segundo estudo experimental). Para tanto, a dissertação foi composta de três estudos. No primeiro estudo, foi realizada uma revisão sistemática narrativa com estudos que avaliaram a classificação do equilíbrio. Foram selecionados trinta e três artigos em que foram identificadas diferentes propostas de classificação do equilíbrio. A partir destas propostas, foram identificadas lacunas, tal como a importância em se conhecer o desempenho real referenciado por uma capacidade máxima e a utilização de variadas estratégias durante o teste, como estratégias do tornozelo, quadril e livre, que subsidiaram os estudos subsequentes da presente dissertação. Para o segundo e o terceiro estudos, foram analisados 47 participantes, sendo 43 jovens (idade média 22,09 anos e DP 3,47 anos) e 4 idosos (idade média de 66,25 e DP 5,06 anos). No segundo estudo, maiores valores foram verificados no grupo adulto em comparação aos idosos para praticamente todas as variáveis analisadas no teste de *Mann-Whitney* ( $U \leq 33,0$ ;  $Z \geq -2,021$ ;  $p \leq 0,043$ ), exceto para as variáveis deslocamentos para trás (condições bipodal livre, tornozelo e quadril) e deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral (condição semi-tandem) ( $p > 0,05$ ). A ANOVA de *Friedman* apontou a diferença entre as estratégias bipodal (livre, tornozelo e quadril) apenas no grupo de idosos, no deslocamento para direita ( $X^2(2) = 6,5$ ;  $p < 0,039$ ). E o teste de *Wilcoxon* apresentou diferença ( $Z = -1,826$ ;  $p = 0,03$ ) entre as estratégias tornozelo, livre e quadril, sendo a estratégia do tornozelo ( $Md = 9,38$ ) maior que a livre ( $Md = 7,65$ ) e quadril ( $Md = 7,70$ ). O terceiro estudo, testou a associação dos ângulos de inclinação do *smartphone* e das variáveis do COP (plataforma de força) na tarefa de LEF. Os resultados apresentaram algumas associações entre as variáveis do *smartphone* e da plataforma de força, contudo muito fracas ( $\rho > 0,317$ ;  $p < 0,39$ ). O teste de LEF foi capaz de identificar o efeito de grupo e eliminar diferenças entre as estratégias livre, tornozelo e quadril, na condição bipodal; e a ausência de associação forte entre as demais variáveis foi explicada pelas estratégias utilizadas pelos participantes em flexionar/estender de maneira diferente os diferentes segmentos corporais para melhor explorar os LEF. Foi sugerida a realização de outros estudos que contemplem estas diferentes estratégias utilizadas no LEF e outras propostas de avaliação do equilíbrio.

**Palavras-chave:** controle postural; equilíbrio; avaliação quantitativa; classificação; coeficiente de equilíbrio.

GUIDOTTI, Flavio Junior. **Balance assessment in the functional stability limit test in young and elderly adults using a force platform and smartphone**. 2021. 120 p. Dissertation (Master in Physical Education) – State University of Londrina, Londrina, 2021.

## ABSTRACT

The functional stability limit (FSL) is a simple test and provides an effective indicator of a person's actual loss of balance. Furthermore, the use of the FSL could allow the development of other more accessible balance assessment systems, such as the use of smartphones. The aim of this dissertation was to compare young and elderly adults in the performance of the functional stability limit test, using the force platform (first experimental study). Starting on this proposal, the validity of a balance analysis instrument was also tested using smartphone inclination data (second experimental study). Therefore, the dissertation consisted of three studies. In the first study, a systematic narrative review was carried out with studies that assessed balance classification. Thirty-three articles were selected in which different proposals for classification of balance were identified. From these proposals, gaps were identified, such as the importance of knowing the actual performance referenced by maximum capacity and the use of various strategies during the test, such as ankle, hip and free strategies, which supported [FJG1] the studies sections of this dissertation. For the second and third studies, 47 participants were analyzed, 43 young (mean age 22,09 years old and SD 3,47 years old) and 4 elderly (mean age 66,25 and SD 5,06 years old). In the second study, higher values were found in the adult group compared to the elderly for practically all the variables analyzed in the Mann-Whitney test ( $U \leq 33,0$ ;  $Z \geq -2,021$ ;  $p \leq 0,043$ ), except for the variables displacements for behind (free bipedal, ankle and hip conditions) and displacements to the right, left and mediolateral amplitude (semi-tandem condition) ( $p > 0,05$ ). Friedman's Anova showed the difference between the bipedal strategies (free, ankle and hip) only in the elderly group, in the displacement to the right ( $X^2(2) = 6.5$ ;  $p < 0.039$ ). And the Wilcoxon test showed a difference ( $Z = -1,826$ ;  $p = 0,03$ ) between the ankle, free and hip strategies, with the ankle strategy ( $Md = 9,38$ ) being greater than the free one ( $Md = 7,65$ ) and hip ( $Md = 7,70$ ). The third study tested the association of smartphone tilt angles and COP (strength platform) variables in the FSL task. The results showed some significant associations between the smartphone and force platform variables, however all very low ( $p > 0,317$ ;  $p < 0,39$ ). The FSL test can identify the effects of groups and eliminate differences between the free, ankle and hip strategies, in the bipedal condition; and the absence of a strong association between the force platform and smartphone variables was explained by the strategies used by the participants in flexing/extending the different body segments in a different way to better explore the FSL. It was suggested to carry out other studies that address these different strategies used in the FSL and that includes other proposals for balance assessment.

**Key words:** postural control; balance; quantitative assessment; classification; equilibrium coefficient.

## LISTA DE FIGURAS

### ESTUDO 1

- Figura 1** – Fluxograma das etapas de seleção dos artigos .....21
- Figura 2** – Análise do risco de viés de cada estudo .....23
- Figura 3** – Proporção do risco de viés dos estudos (n= 33) .....24

### ESTUDO 2

- Figura 1** – Delineamento de coleta de dados do estudo nas diferentes condições de estratégia de equilíbrio no teste LEF (tornozelo, joelho e livre).....57
- Figura 2** – Exemplo das posições de inclinações realizadas durante o teste de Limites de Estabilidade Funcional (LEF) nas direções anteroposterior e médio-lateral sobre a plataforma de força.....61

### ESTUDO 3

- Figura 1** – Capturas da tela do Phyphox no Android.....77
- Figura 2** – Exemplo das posições de inclinações realizadas durante o teste de Limites de Estabilidade Funcional (LEF) nas direções anteroposterior e médio-lateral .....79

### ANEXOS

- Figura 1** – Cálculo do tamanho da amostra no G\* Power. ....114
- Figura 2** – Cálculo do tamanho do efeito no G\* Power .....119

## LISTA DE TABELAS

### ESTUDO 1

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras.....27

### ESTUDO 2

**Tabela 1** – Deslocamentos (máximo, mínimo e amplitude) anteroposterior e médio lateral (mediana, 1º e 3º quartis), de adultos jovens e idosos, no teste de LEF.....65

### ESTUDO 3

**Tabela 1** – Deslocamentos nos LEF de adultos e idosos por meio do smartphone .....82

**Tabela 2** – Associação (Spearman Rho  $\rho$ ; significância p) entre as variáveis do equilíbrio da plataforma de força e do smartphone ....83

### APÊNDICE A

**Tabela 1** – Bases de dados e palavras-chave usadas na revisão sistemática (primeira etapa) .....106

**Tabela 2** – Bases de dados e palavras-chave usadas na revisão sistemática (segunda etapa) .....108

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AP	Anteroposterior
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BESS	Balance Error Scoring System
BI-LIV	Apoio bipodal e estratégia livre
BI-QUAD	Apoio bipodal e estratégia do quadril
BI-TORN	Apoio bipodal e estratégia do tornozelo
COP	Centro de Pressão
DP	Desvio padrão
Fx, Fy, Fz	Forças triaxiais
H1	Hipótese 1
H2	Hipótese 2
IEEE	The Institute of Electrical and Electronics Engineers
IQ	Índice de queda
IPAQ	Questionário internacional de atividade física
LEF	Limites de Estabilidade Funcional
M	Metros
Me	Média
Md	Mediana
Min	Minutos
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
ML	Médio-lateral
Mx My, Mz	Momentos
N	Número (quantidade)
p. ex.	Por exemplo
Kg	Quilograma
S	Segundos
ST-LIV	apoio semi-tandem e estratégia livre
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
TR	Teste de Romberg
UEL	Universidade Estadual de Londrina

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>PRIMEIRO ESTUDO (REVISÃO): “ESCALA DE CLASSIFICAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR MEIO DE MEDIDAS POSTUROGRÁFICAS – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA NARRATIVA”</b> .....	<b>15</b>
2.1	INTRODUÇÃO .....	16
2.2	MÉTODO .....	17
2.2.1	Protocolo .....	17
2.2.2	CrITÉrios para Considerar Estudos para Esta Revisão.....	17
2.2.3	Métodos de Busca para Identificação de Estudos .....	18
2.2.3.1	Pesquisas em bases eletrônicas .....	18
2.2.3.2	Pesquisas em outros recursos .....	18
2.2.3.3	Estratégias de busca .....	19
2.2.4	Coleta e Análise dos Dados .....	19
2.2.4.1	Seleção dos estudos .....	19
2.2.4.2	Extração e gerenciamento de dados .....	20
2.2.4.3	Avaliação do risco de viés dos estudos incluídos.....	20
2.3	RESULTADOS.....	21
2.3.1	Seleção dos Estudos.....	21
2.3.2	Risco de Viés dos Estudos .....	22
2.3.3	Características Gerais dos Estudos e Principais Resultados .....	24
2.3.4	Características dos Métodos de Classificação .....	44
2.4	DISCUSSÃO .....	46
2.5	CONCLUSÕES .....	50
<b>3</b>	<b>SEGUNDO ESTUDO (EXPERIMENTO I): “LIMITES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL COMO INDICADOR DE ANÁLISE DO EQUILÍBRIO EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA”</b> .....	<b>51</b>
3.1	INTRODUÇÃO .....	52
3.2	MÉTODO .....	53
3.2.1	Tipo de Estudo .....	54

3.2.2	Caracterização dos Participantes .....	54
3.2.3	Cálculo do Tamanho da Amostra .....	54
3.2.4	Critérios de Inclusão e Exclusão .....	55
3.2.5	Local do Estudo .....	56
3.2.6	Delineamento .....	56
3.2.7	Instrumento e Tarefa .....	58
3.2.8	Procedimentos.....	58
3.2.9	Processamento de Dados .....	62
3.2.10	Variáveis do Estudo.....	62
3.2.11	Análise Estatística .....	63
3.3	RESULTADOS.....	64
3.4	DISCUSSÃO .....	66
3.5	CONCLUSÃO .....	72
<b>4</b>	<b>TERCEIRO ESTUDO (EXPERIMENTO II): “TESTE DA ASSOCIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POSTURAL MENSURADO POR SMARTPHONE E PLATAFORMA DE FORÇA: UM ESTUDO DE VALIDAÇÃO” .....</b>	<b>73</b>
4.1	INTRODUÇÃO .....	74
4.2	MÉTODOS.....	76
4.2.1	Instrumento.....	76
4.2.2	Procedimentos.....	78
4.2.3	Variáveis do Estudo.....	80
4.2.4	Análise Estatística .....	80
4.2.5	Resultados.....	81
4.3	DISCUSSÃO .....	83
4.4	CONCLUSÃO .....	88
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO GERAL .....</b>	<b>90</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>91</b>
	<b>APÊNDICES.....</b>	<b>104</b>
	APÊNDICE A – Estratégias de buscas usadas nas bases de dados	

eletrônicas .....	105
APÊNDICE B – Anamnese.....	109
APÊNDICE C – Termo de consentimento livre e esclarecido.....	110
<b>ANEXOS</b> .....	113
ANEXO A – Figura do cálculo do tamanho da amostra no G* Power...114	
ANEXO B – Questionário internacional de atividade física (IPAQ) – forma curta .....	115
ANEXO C – Figura do cálculo do tamanho do efeito no G* Power .....	119
ANEXO D – Folha de aprovação do comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos.....	120

## 1 INTRODUÇÃO

O controle postural é essencial para diversas tarefas diárias; os dois componentes, orientação e equilíbrio, requerem ajuste contínuo e envolve vários sistemas sensoriais (KANDEL et al., 2014). A análise do controle da postura, por meio da posturografia, é de fundamental importância para diagnóstico e intervenção. Dentre as formas mais comuns de analisar o equilíbrio, encontra-se a posturografia.

A posturografia é a quantificação, o monitoramento e a interpretação sistemática das grandezas que caracterizam a oscilação postural (BROWNE; O'HARE, 2001). Pode ser usada para avaliar as deficiências relacionadas ao equilíbrio, desempenho deste em atletas, estimar riscos de quedas e outras funções no campo de reabilitação (AGOSTINI et al., 2011; AGOSTINI et al., 2016; AQUINO, 2011; FREEMAN et al., 2018). Comumente, a posturografia utiliza uma plataforma de força, considerada o padrão ouro na obtenção de medidas do equilíbrio (CHAUDHRY et al., 2011). No entanto, os métodos de medição posturográficos, por si só, são de pouco ou nenhuma ajuda no diagnóstico diferencial ou na classificação do equilíbrio (TIMMANN-BRAUN, 2012; VISSER et al., 2008). Neste contexto, um sistema de classificação eficiente do equilíbrio permitiria entender alguns desafios encontrados nesse campo de conhecimento.

Alguns estudos apresentam indicadores do equilíbrio baseado no agrupamento de padrões das oscilações (AHMADI et al., 2019), em função de escalas que variam de estável a instável (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017). A classificação pode fornecer um índice de estabilidade geral, prever quedas, diagnosticar patologias, recrutar atletas em grupos de prática específico e analisar o prognóstico da reabilitação (ANGUERA et al., 2016). Embora existam alguns modelos de classificação, ainda há limitações ao comparar os resultados entre diferentes indivíduos, em razão da falta de padronização no uso das variáveis e ao fato de haver dificuldade em conhecer o desempenho real referenciado por uma capacidade máxima (DUARTE; FREITAS, 2010; SŁOMKA et al., 2020). Por essa razão, uma possibilidade a ser explorada seria o uso de situações que explorem o limite de estabilidade funcional (LEF) nas análises posturográficas.

Os limites de estabilidade funcional (LEF) são caracterizados pela inclinação voluntária máxima sem alterar a base de sustentação e constituem um potencial alcance do deslocamento angular do corpo (BŁASZCZYK et al., 2009;

BLASZCZYK; HANSEN; LOWE, 1993; GYLLENSTEN; HUI-CHAN; TSANG, 2010; RAFAŁ et al., 2011). A inclinação voluntária máxima é uma medida altamente confiável e que fornece informações sobre o desempenho real com referência à capacidade máxima do equilíbrio (SŁOMKA et al., 2020). Estudos apontam a relação dos parâmetros do COP em postura bípede quieta com os parâmetros do COP na inclinação voluntária máxima (BŁASZCZYK et al., 2009; BLASZCZYK; HANSEN; LOWE, 1993). Todavia, não está claro se os limites de estabilidade funcional (LEF) poderiam ser utilizados como referenciais na avaliação do desempenho do equilíbrio, baseado em um referencial que caracterize a capacidade máxima do indivíduo. Ademais, os estudos do equilíbrio, por meio da posturografia, utilizam equipamentos caros, de pouco acesso. Assim, o uso de instrumentos mais acessíveis, como o *smartphone* ofereceriam uma solução potencial ao estudo do equilíbrio.

O fácil acesso aos *smartphones* os tornam capazes de gerar informações relevantes e precisas, devido aos sensores integrados, que possibilitam a obtenção de medidas, como os ângulos de inclinação do aparelho. De fato, alguns estudos já mostraram que medidas extraídas de *smartphones* são relacionadas às obtidas por meio de plataformas de forças, capazes de mensurar o equilíbrio e identificar idosos com risco de quedas (BET; CASTRO; PONTI, 2019; HSIEH et al., 2019), ou classificar atividades físicas (DUARTE, 2013). Embora a tecnologia do *smartphone* seja uma ferramenta promissora na análise do equilíbrio, poucos estudos validaram esses dispositivos com técnicas padrão ouro (ROEING; HSIEH; SOSNOFF, 2017). Logo, o uso de medidas extraídas do *smartphone*, como ferramenta para avaliar o equilíbrio a partir dos LEF, ainda não tem sido foco de estudo.

Diante do exposto, o objetivo geral da presente dissertação foi comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional por meio da plataforma de força (primeiro estudo experimental). Foi testada a validade de um instrumento de análise do equilíbrio por meio de dados de inclinação de *smartphone* (segundo estudo experimental). Foram realizados 3 estudos com os seguintes objetivos: 1) identificar e descrever os estudos com propostas de avaliação da classificação do equilíbrio por meio de uma revisão sistemática narrativa; 2) comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional por meio da plataforma de força; 3) testar a validade de um instrumento de análise do equilíbrio (inclinômetro do *smartphone*),

por meio da associação entre medidas fornecidas pela plataforma de força e *smartphone* (em tarefa de LEF).

Uma medida objetiva do equilíbrio pode ajudar na decisão de uma intervenção adequada, na identificação de risco substancial de queda em um evento futuro, e na orientação sobre uso de dispositivos auxiliares para marcha e equipamentos de adaptação para atividades da vida diária. A revisão permite explorar as lacunas e as divergências entre os estudos e fundamentar e direcionar os estudos subsequentes. O segundo estudo pode auxiliar na padronização e na referência fornecida por meio do teste de estabilidade funcional para aplicar avaliações clínicas, laborais e funcionais. O terceiro estudo testa a possibilidade do uso de um instrumento acessível e simples na análise dos dados para ser utilizado por profissionais que necessitam de indicadores de desempenho da qualidade do equilíbrio.

## **2 PRIMEIRO ESTUDO (REVISÃO): “ESCALA DE CLASSIFICAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR MEIO DE MEDIDAS POSTUROGRÁFICAS – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA NARRATIVA”.**

### **RESUMO**

Um dos maiores desafios nos estudos do equilíbrio, é a determinação de análises que permitam classificações, coeficientes, escalas ou índices que quantifiquem a estabilidade, por meio de medidas posturográficas. O presente estudo realizou uma revisão sistemática para identificar propostas de métodos quantitativos existentes para a classificação do equilíbrio. A revisão sistemática foi conduzida por artigos publicados de 1972 a 2020. As bases de dados utilizadas na pesquisa foram *Pubmed*, *Web of Science*, *Scopus*, *IEEE* e *Embase*. Os estudos deveriam envolver escalas ou índices de equilíbrio, com medidas quantitativas da posturografia, e apresentar classificações ou categorizações da estabilidade. O método utilizado para avaliação do risco de viés que auxiliou na verificação da qualidade metodológica dos artigos está de acordo com os critérios da Colaboração Cochrane para desenvolvimento de revisões sistemáticas de intervenção. Após uma revisão 2359 artigos foram selecionados 58 artigos. Após a análise completa do texto, 33 artigos foram incluídos na análise qualitativa. Os resultados mostraram diferentes propostas de métodos para a classificação do equilíbrio baseadas em métodos que apresentam índices posturais na predição de alterações do equilíbrio assim como para prever riscos de quedas, métodos classificadores no reconhecimento de oscilação de grupos distintos, métodos computacionais (aprendizado de máquinas) que podem discriminar grupos, métodos de lógicas difusa para gerar um índice de estabilidade, técnicas de descoberta de conhecimentos de dados e algoritmo de pontuação de equilíbrio. Contudo, pesquisas futuras devem procurar técnicas menos complexas e acessíveis. Ademais, na criação de coeficientes também devem ser consideradas situações mais desafiadoras do equilíbrio, tal como ocorre em testes de limite de estabilidade funcional.

**Palavras-chave:** equilíbrio; controle postural, escalas; coeficiente; índices.

## 2.1 INTRODUÇÃO

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal é importante na realização de diferentes tarefas e pode ser avaliado por meio da posturografia, tanto quase-estática quanto dinâmica (DUARTE; FREITAS, 2010). A posturografia é clinicamente mais informativa e relevante para a análise de estabilidade (HORAK; WRISLEY; FRANK, 2009). A medida posturográfica usualmente utilizada na avaliação do controle postural é o centro de pressão (COP). O COP representa o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte, sendo a plataforma de força um equipamento amplamente usado para obtenção dessa medida (DUARTE; FREITAS, 2010).

Mesmo que a avaliação objetiva tenha sido usada para mensurar diretamente o COP e quantificar os fatores prejudiciais do equilíbrio (HASAN et al., 1996), ainda há aspectos que precisam ser investigados, como sistema de classificação, diagnóstico diferencial ou discriminante, na identificação de indivíduos com instabilidade (VISSER et al., 2008). A busca de um sistema de classificação, índices ou coeficientes de equilíbrio podem ser úteis em compreender o equilíbrio de modo geral e acessível aos profissionais que necessitam de avaliações objetivas.

O sistema de classificação pode prever quedas ou categorizar em caidores ou não caidores (BARGIOTAS et al., 2018; HOWCROFT et al., 2017; MICHALSKA et al., 2020; MUIR et al., 2013; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009), pode diferenciar talentos esportivos em idade precoce (ANGUERA et al., 2016), discriminar sistemas funcionais saudáveis ou patológicos (CZERWOSZ et al., 2013; MARREGA et al., 2015; SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTeyN, 2020). Pode ser baseado em mapeamentos de características de oscilações no agrupamento de participantes (AHMADI et al., 2019), em métodos matemáticos de lógica difusa, categorizando o equilíbrio em escalas estável para o instável (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017), ou em pontuações do equilíbrio ou índices de estabilidade postural, usados por meio de posturografia computadorizada (CHAUDHRY et al., 2011; CHAUDHRY et al., 2004; DI FABIO; EMASITHI; PAUL, 1998).

Alguns estudos podem encontrar dificuldades na aplicação de técnicas no processo de conhecimento para fins de classificação (ANGUERA et al., 2016); somado a isso, há dificuldades em conhecer o desempenho real referenciado por uma capacidade máxima, para classificar sujeitos (SŁOMKA et al., 2020).

Considerando o exposto, este estudo realizará uma revisão sistemática para identificar os estudos que propuseram e descreveram índices, escalas ou pontuações que classificam ou categorizam o equilíbrio em diferentes populações (desenvolvimento típico e atípico). Tal sistematização de conhecimento poderá identificar as melhores propostas de avaliação do equilíbrio para auxiliar a prática clínica, laboral e funcional, bem como servir de referência para o acompanhamento em intervenções no equilíbrio.

## 2.2 MÉTODO

### 2.2.1 Protocolo

Esta revisão foi elaborada com base nas especificações contidas no *PRISMA* (MOHER et al., 2009).

### 2.2.2 Critérios para Considerar Estudos para Esta Revisão

Os estudos deveriam estar publicados em formato de artigo, sem restrição quanto ao tipo. Sem restrição quanto aos tipos de participantes, foram inclusos estudos com jovens, adultos e idosos, com ou sem restrição de diversas doenças. Foram inclusos estudos que descreveram os métodos ou técnicas usadas na geração de índices, coeficientes, escalas, pontuações ou posições que permite classificar, categorizar ou ranquear o equilíbrio. Foram inclusos estudos que utilizaram medidas quantitativas na classificação dos participantes, segundo as características do equilíbrio, como fraco, médio, bom ou excelente equilíbrio. Foram excluídos se:

- a) utilizaram dados objetivos, comparando e classificando o equilíbrio com base em características clínicas, como normal (saudável) ou patológico, sem propor coeficientes de equilíbrio;
- b) classificaram o equilíbrio e predisposição a quedas, considerando relatos dos avaliados e classificaram em caídores e não caídores, com base em medidas pior ou melhor, da

- posturografia, sem propor escala de classificação;
- c) apresentaram classificações, escalas ou pontuações, por meio de avaliações subjetivas, ou utilizaram avaliações objetivas e subjetiva para classificar ou categorizar os participantes;
  - d) apresentaram alguma forma de avaliação ou organização dos dados posturográficos, mas não apresentaram formas de distinguir ou classificar o equilíbrio, ou que não apresentaram sobre a forma utilizada na elaboração do índice de equilíbrio.
  - e) Tipo de publicação errada (sem informações específicas necessárias, tipo folder) ou sem artigo na íntegra.

### 2.2.3 Métodos de Busca para Identificação de Estudos

As buscas foram executadas em duas etapas. Na primeira, como um protocolo, foi encontrado maior número de artigos ligados às ciências físicas e de engenharias (recursos de máquinas para analisar os dados), realizada em novembro de 2020. A segunda etapa foi executada com palavras-chave direcionadas, e, constatou uma quantidade de estudos ligados às áreas médicas e de reabilitação, sem restrição de idiomas, essas buscas ocorreram em outubro de 2021.

#### 2.2.3.1 Pesquisas em bases eletrônicas

As buscas foram realizadas nas bases e nos seguintes dias conforme as etapas do estudo um e dois, respectivamente: *PubMed/Medline* (17/11/2020; 11/10/2021), *Web of Science - Coleção Principal (Clarivate Analytics)* (17/11/2020; 11/10/2021), *Scopus* (17/11/2020; 11/10/2021), *IEEEExplore* (17/11/2020; 16/09/2021) e *Embase* (17/11/2020; 11/10/2021).

#### 2.2.3.2 Pesquisas em outros recursos

As buscas pelos títulos dos estudos foram realizadas por meio da base eletrônica Google Acadêmico para acessar o texto completo dos artigos. Outras fontes de materiais incluíram artigos encontrados na leitura cinzenta (teses e

dissertações), e em referências bibliográficas citadas em artigos da revisão sistemática, com tópicos semelhantes.

### 2.2.3.3 Estratégias de busca

A estratégia de busca foi formulada com base no tipo de interesse (classificações, escalas, coeficientes, índices, pontuações), no contexto dos estudos (equilíbrio), por meio de medidas quantitativas (posturografia, estabilografia), seguindo as configurações de cada uma das bases eletrônicas mencionadas.

A estratégia de busca foi desenvolvida para a identificação de termos descritores da saúde combinados com termos livres sinônimos. A combinação dos termos nas bases de dados e os resultados das buscas e as estratégias utilizadas em cada base de dados, nas duas etapas, estão descritos no apêndice A. Para conhecimento, segue um exemplo da estratégia de busca executada na base eletrônica *Pubmed/Medline*, na primeira etapa, com a seguinte configuração das sintaxes 1, 2 e 3 combinadas por meio do operador booleano AND:

- 1) (“All fields” Postural Balance) OR (“All fields” Postural Controls) OR (“All fields” Postural Stability) OR (“All fields” Stability);
- 2) (“All fields” Classification) OR (“All fields” Discriminant Analysis) OR (“All fields” Score)
- 3) (“All fields” Posturography) OR (“All fields” posturographic) OR (“All fields” Stabilography) OR (“All fields” Stabilometry)

### 2.2.4 Coleta e Análise dos Dados

#### 2.2.4.1 Seleção dos estudos

Após a remoção das bibliografias duplicadas, a análise pelo título e resumo dos estudos, na etapa 2, foi realizada por dois autores (FG) e (AG) por meio do aplicativo Rayyan (OUZZANI et al., 2016). O texto completo dos artigos foi analisado e as exclusões dos estudos foram executadas com base nos “Critérios para considerar os estudos para esta revisão”. Para padronizar a análise foi desenvolvida uma planilha com a referência completa dos estudos.

#### 2.2.4.2 Extração e gerenciamento de dados

Foi realizada a extração e análise dos seguintes dados: a) característica da amostra (idade, sexo dos participantes e condição de saúde); b) descrição dos testes (tarefas e condições experimentais); c) dispositivo da avaliação objetiva realizada; d) características gerais do estudo (objetivos e escalas de pontuações, métodos de grupamentos ou classificações da estabilidade; e) resultados principais e conclusão.

#### 2.2.4.3 Avaliação do risco de viés dos estudos incluídos

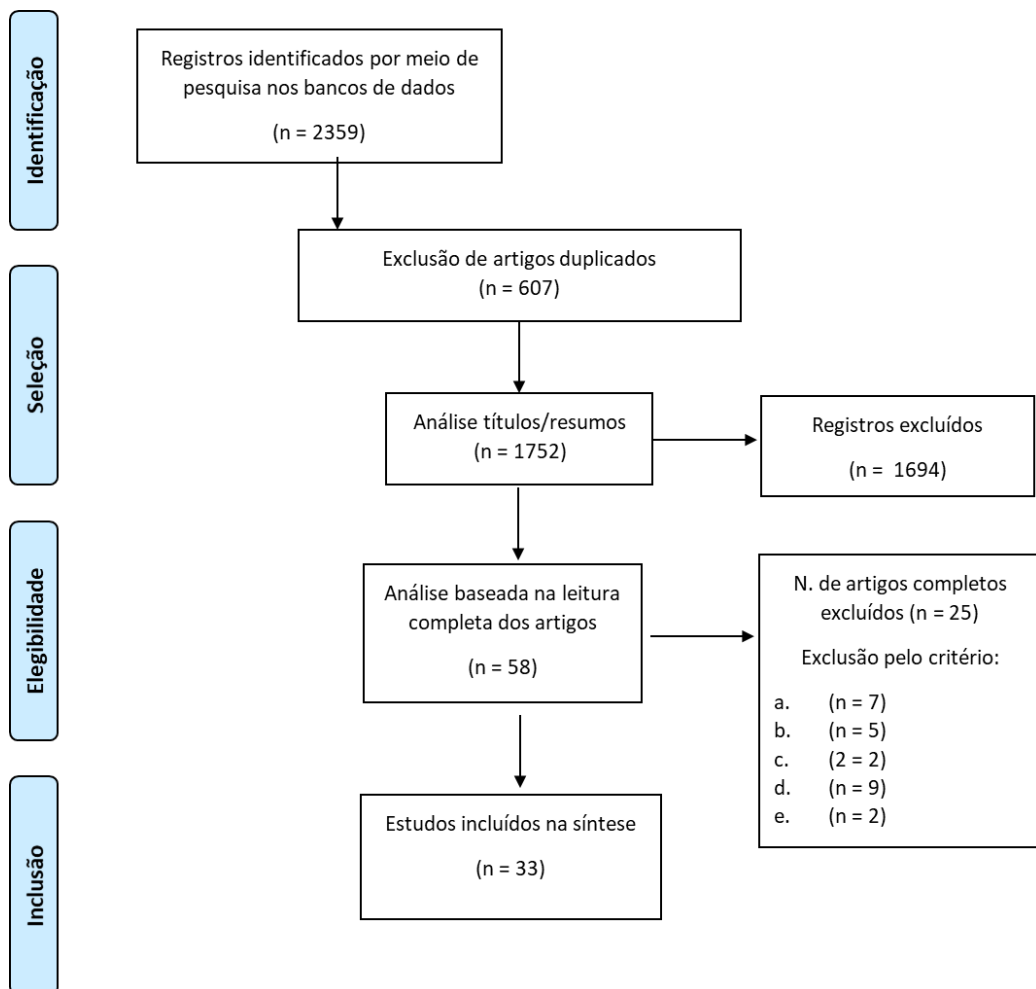
O método para avaliação do risco de viés está de acordo com os critérios da Colaboração Cochrane para desenvolvimento de revisões sistemáticas de intervenção (HIGGINS et al., 2011), composta por seis itens: 1) geração aleatória da sequência dos participantes - viés de seleção; 2) Método de alocação oculta dos participantes - viés de seleção; 3) cegamento dos participantes e dos pesquisadores - viés de performance; 4) cegamento do avaliador dos resultados - viés de detecção; 5) dados incompletos dos resultados – viés de atrito; 6) relato de resultados seletivo - viés de relatório (p.ex. não apresentar todos os resultados ou análises mencionadas no método). Os itens foram considerados com “baixo” risco de viés, quando adotados e descritos completamente, “inconclusivo ou incerto” risco de viés, quando não apresentados ou apresentados incompletamente, “alto” risco de viés, quando não adotados, adotados inadequadamente ou, quando a alocação ocorria pelo julgamento do profissional, baseada em resultados de exames ou testes prévios, em habilidades atléticas ou em doenças diagnosticadas dos participantes. A avaliação do risco de viés auxiliou na verificação da qualidade metodológica dos artigos, a qual tem relação direta com o grau de confiança dos resultados de cada estudo.

## 2.3 RESULTADOS

### 2.3.1 Seleção dos Estudos

Foi realizado identificar os estudos relevantes e facilitar a análise com os resultados dos processos de seleção, conforme pode ser visto na figura 1. Por meio das bases de dados eletrônicas utilizadas nesta revisão foram recuperados um total de 2.359 estudos, visto no apêndice A. Após as análises na identificação das referências duplicadas e de triagem dos títulos e resumos, os artigos resultantes foram utilizados na elaboração da revisão. Assim, 58 artigos foram avaliados no processo de elegibilidade. Destes, 25 artigos foram excluídos, por motivos vistos na figura 1. Portanto, 33 estudos foram selecionados para a síntese qualitativa.

**Figura 1** – Fluxograma das etapas de seleção dos artigos.



Fonte: Elaborada pelo autor

### 2.3.2 Risco de Viés dos Estudos

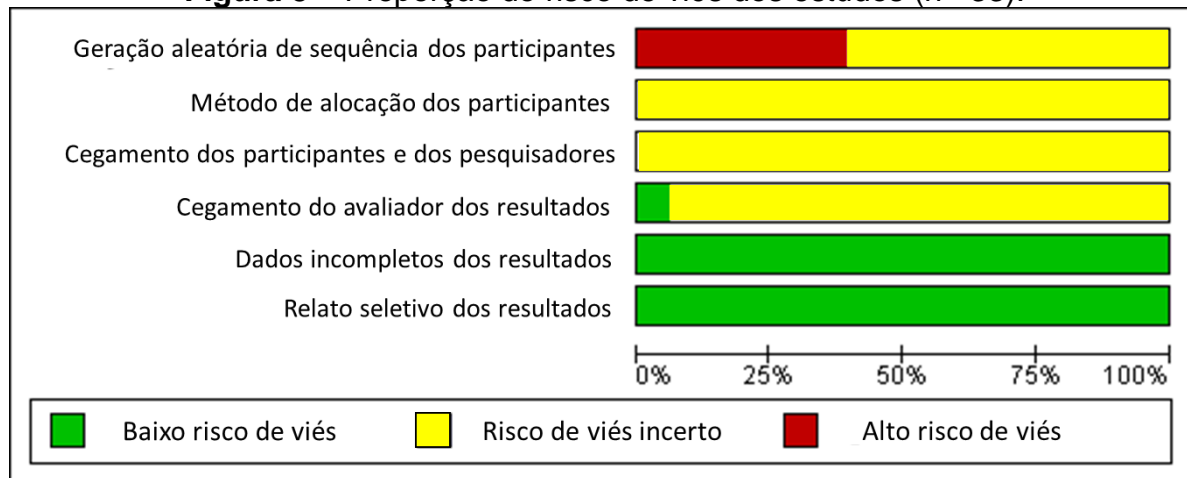
Os resultados do risco de viés de cada estudo e a proporção do risco de viés dos estudos, em porcentagem, estão descritos nas Figuras 2 e 3, respectivamente. Para o item “geração aleatória de sequência dos participantes”, treze estudos (39%) desta revisão foram avaliados com “alto” risco de viés, (61%) com risco de viés incerto e nenhum estudo apresentou baixo risco de viés, ou seja, não houve a descrição em detalhe do método utilizado para gerar a sequência aleatória dos grupos (p. ex., tabela de números randômicos; geração de números randômicos por computador ou sorteio). Sobre os itens “método de alocação oculta dos participantes” e “cegamento dos participantes e pesquisadores”, todos os estudos foram avaliados com “incerto” risco de viés, visto que, no primeiro item apresentaram informações insuficientes sobre o método utilizado para ocultar a sequência aleatória, para determinar a alocação das intervenções; e no segundo item não havia informações se os estudos eram não cegos ou referências sobre cegamento dos envolvidos. E por fim, para os itens “dados incompletos dos resultados” e “relato seletivo dos resultados” todos os estudos apresentaram “baixo” risco de viés, já que os dados relacionados aos desfechos estão completos e os desfechos que são de interesse da revisão foram reportados de acordo com o que foi proposto.

A recomendação da Colaboração Cochrane para avaliação do risco de viés de ensaios clínicos randomizados é que seja utilizada uma ferramenta, para o julgamento subjetivo, baseada em sete domínios (DE CARVALHO; SILVA; GRANDE, 2013), contudo este estudo utilizou seis domínios; e as avaliações encontraram grande quantidade de estudos com incerto risco de viés, visto que muitos apresentavam as limitações por serem estudos não randomizados (ONGUN et al., 2016; SCHWESIG et al., 2010).

Figura 2 – Análise do risco de viés de cada estudo.

	Geração aleatória da sequência dos participantes	Método de alocação oculta dos participantes	Cegamento participantes ou pesquisadores	Cegamento do avaliador dos resultados	Dados incompletos dos resultados	Relato seletivo dos resultados
Ahmadi et al. (2019)	+	?	?	?	+	+
Alkan et al. (2014)	+	?	?	?	+	+
Alonso et al. (2013)	+	?	?	?	+	+
Anguera et al. (2016)	+	?	?	?	+	+
Audiffren et al. (2016)	?	?	?	?	+	+
Bargiotas et al. (2018)	?	?	?	?	+	+
Blaszczyk et al. (2014)	+	?	?	?	+	+
Cao et al. (2013)	+	?	?	?	+	+
Cuaya-Simbros et al. (2021)	?	?	?	?	+	+
Czerwosch et al. (2013)	+	?	?	?	+	+
Domènech-Vadillo et al. (2019)	?	?	?	+	+	+
Erken et al. (2016)	+	?	?	?	+	+
Hedjazi et al. (2018)	?	?	?	?	+	+
Howcroft et al. (2017)	+	?	?	?	+	+
Hur et al. (2012)	?	?	?	?	+	+
Istomina et al. (2020)	?	?	?	?	+	+
Marrega et al. (2015)	+	?	?	?	+	+
Mazumder et al. (2017)	?	?	?	+	+	+
Melillo et al. (2017)	+	?	?	?	+	+
Merlo et al. (2015)	?	?	?	?	+	+
Michalska et al. (2020)	+	?	?	?	+	+
Muir et al. (2013)	?	?	?	?	+	+
Ongun et al. (2016)	?	?	?	?	+	+
ÖZDEMİR e KUTSAL GÖKÇE (2009)	?	?	?	?	+	+
Roy et al. (2017)	?	?	?	?	+	+
Saripalle et al. (2014)	?	?	?	?	+	+
Saripalle et al. (2015)	?	?	?	?	+	+
Schwesig et al. (2010)	?	?	?	?	+	+
Solis-Escalante, De Kam e Weerdesteyn (2020)	?	?	?	?	+	+
Sun, Hsieh e Sosnoff (2019)	?	?	?	?	+	+
Tigrini et al. (2021)	?	?	?	?	+	+
van Diest et al. (2014)	?	?	?	?	+	+
Walther et al. (2011)	+	?	?	?	+	+

Fonte: extraído do software RevMan5

**Figura 3 – Proporção do risco de viés dos estudos (n= 33).**

**Fonte:** extraído do software RevMan5

### 2.3.3 Características Gerais dos Estudos e Principais Resultados

A tabela 1 mostra as características gerais dos estudos, como os aspectos das amostras, tarefas, condições experimentais, as descrições gerais dos métodos, índices e classificações do equilíbrio utilizado na análise posturográfica, e por fim, os principais resultados dos estudos inclusos na revisão. Nessa tabela é mostrado um total de 3.323 participantes, com idade de 13 (MELILLO et al., 2017) a 91 anos (MARANESI et al., 2016). Para analisar os efeitos de classificações ou métodos sobre o equilíbrio de grupos, os estudos organizaram as amostras em participantes saudáveis (jovens, idosos e atletas profissionais) e doentes (doenças pré-existent).

Em relação aos grupos de participantes avaliados nos estudos inclusos, encontram-se 19 grupos de adultos saudáveis (AHMADI et al., 2019; BLASZCZYK; BECK; SADOWSKA, 2014; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019; HEDJAZI et al., 2018; HUR et al., 2012; MELILLO et al., 2017; MUIR et al., 2013; ONGUN et al., 2016; ROY et al., 2017; SARIPALLE et al., 2015; SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTEYN, 2020; TIGRINI et al., 2021; VAN DIEST et al., 2015), 19 de idosos saudáveis (ALKAN et al., 2014; AUDIFFREN et al., 2016; BARGIOTAS et al., 2018; CUAYA-SIMBRO et al., 2021; CZERWOSZ et al., 2013; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019; ERKEN et al., 2016; HEDJAZI et al., 2018; HOWCROFT et al., 2017; HUR et al., 2012; MARREGA et al., 2015; MAZUMDER et

al., 2017; MELILLO et al., 2017; MARANESI et al., 2016; MICHALSKA et al., 2020; MUIR et al., 2013; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009; TIGRINI et al., 2021; VAN DIEST et al., 2015), um estudo não relatou as características da amostra (DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019), dois estudos continham grupos de atletas profissionais, nas modalidades de basquetebol e patinadores no gelo (ALONSO et al., 2013; ANGUERA et al., 2016).

As doenças com alterações do equilíbrio investigadas foram: acidente vascular cerebral (HEDJAZI et al., 2018; MARREGA et al., 2015; MAZUMDER et al., 2017; SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTEYN, 2020), esclerose múltipla (CAO et al., 2013; MELILLO et al., 2017; SUN; HSIEH; SOSNOFF, 2019), doença de Parkinson (AHMADI et al., 2019; MICHALSKA et al., 2020), síndrome clínica isolada (MELILLO et al., 2017), pacientes em hemodiálise (ERKEN et al., 2016), vertigem associado a enxaqueca (AHMADI et al., 2019; ONGUN et al., 2016), hidrocefalia com pressão normal, atrofia cerebral e osteoporose (CZERWOSZ et al., 2013), alteração vestibular (AHMADI et al., 2019; WALTHER et al., 2011), polineuropatia sensorial distal, atrofia cerebelar do lobo anterior, Síndrome do nistagmo *downbeat*, tremor ortostático primário (AHMADI et al., 2019).

E entre as 8 tarefas realizadas pelos estudos para classificar o equilíbrio, a mais analisada é a tarefa bipodal confortável quieta, sendo utilizada por 26 artigos (AHMADI et al., 2019; ALKAN et al., 2014; AUDIFFREN et al., 2016; BARGIOTAS et al., 2018; BLASZCZYK; BECK; SADOWSKA, 2014; CAO et al., 2013; CUAYA-SIMBRO et al., 2021; CZERWOSZ et al., 2013; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019; ERKEN et al., 2016; HOWCROFT et al., 2017; HUR et al., 2012; MARREGA et al., 2015; MAZUMDER et al., 2017; MELILLO et al., 2017; MARANESI et al., 2016; MUIR et al., 2013; ONGUN et al., 2016; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009; ROY et al., 2017; SARIPALLE et al., 2015; SCHWESIG et al., 2010; SUN; HSIEH; SOSNOFF, 2019; TIGRINI et al., 2021; WALTHER et al., 2011). Seguida pela unipodal (ALONSO et al., 2013; ANGUERA et al., 2016; MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017); Limites de estabilidade funcional (ALONSO et al., 2013; MELILLO et al., 2017; MICHALSKA et al., 2020); bipodal em plataforma móvel (HEDJAZI et al., 2018; SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTEYN, 2020); bipodal associado a movimentos corporais (SARIPALLE et al., 2014; VAN DIEST et al., 2015); bipodal em base estreita (ISTOMINA et al.,

2020); bipodal em superfície instável (TIGRINI et al., 2021) e mudança de peso rítmica (ALONSO et al., 2013).

A respeito dos tempos utilizados nos testes, na condição bipodal estática confortável, por exemplo, teve a variação de 5 s (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017) à 300 s por tentativa (ERKEN et al., 2016; HUR et al., 2012), e o tempo de 30 s foi aquele com maior número de ocorrências (AHMADI et al., 2019; HUR et al., 2012; MARANESI et al., 2016; SCHWESIG et al., 2010; SUN; HSIEH; SOSNOFF, 2019).

O equilíbrio quantitativo foi medido por meio de dispositivos, e o mais estudado foi a plataforma de força, exceto nos estudos que verificaram o efeito do Kinect sobre o equilíbrio e sua possível medida classificatória (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017; VAN DIEST et al., 2015), e, a ação do eletroencefalograma sobre o equilíbrio (SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTEYN, 2020).

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Melillo et al. (2017)	76 pessoas com esclerose múltipla (13-65 anos), 42 com síndrome clínica isolada (16-63 anos) e 58 saudáveis (21-66).	Teste de Romberg (TR). Teste clínico modificado de integração sensorial e equilíbrio (10s). Teste de limites de estabilidade funcional (frente, direita/esquerda). Permanecer 8s no final, com <i>feedback</i> em tempo real.	Avaliou se a plataforma era mais sensível que o TR na detecção de anormalidades do equilíbrio. Os testes geraram 10 índices. Os valores normativos foram estabelecidos na faixa do percentil 1 a 99 (definindo o valor de corte da normalidade). O comprometimento do equilíbrio foi estabelecido pela presença de pelo menos 2 índices fora dessa faixa.	Os testes posturográficos diferenciaram claramente os pacientes com esclerose múltipla de indivíduos saudáveis. E pelo menos um índice postural pôde predizer possíveis alterações do equilíbrio ao longo de um ano. O procedimento proposto pode melhorar o prognóstico da doença de esclerose múltipla, desde uma fase pré-clínica até um grau médio de incapacidade.
Erken et al. (2016)	56 pacientes em hemodiálise (32 homens), [51,8 ± 15,2 anos], duração média em hemodiálise [65,1 ± 52,8 meses]. 53 saudáveis (30 homens), [52 ± 14,3 anos]	Permanecer em pé, quieto (aproximadamente, 5min).	Avaliaram se havia comprometimento do equilíbrio após uma sessão de hemodiálise e se era aumentado o risco de quedas. Para isso usou o sistema (Tetrax™, 4 plataformas). Que geram parâmetros de estabilidade geral, distribuição de peso, transformações de Fourier e sincronizações entre as partes do pé, para determinar o Índice de queda (IQ). As pontuações do IQ são de 0 a 100%, divididas em 3 categorias para o risco de quedas: 0 a 36 = “baixo risco”; 37 a 58 = “risco médio”; 59 a 100 = “alto risco”.	O IQ mostrou-se maior nos grupos com a patologia (hemodiálise) do que no controle. O IQ foi maior na avaliação pós-diálise em comparação com a avaliação pré-diálise. Foi possível utilizar o “índice de queda” para categorizar os pacientes com hemodiálise em risco para quedas.

(Continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Ongun et al. (2016)	16 mulheres com vertigem associada com enxaqueca (33,0±8,5anos), 16 com enxaqueca sem vertigem (29.2±8.0), e 16 mulheres saudáveis (30.3 ±5.7).	Posição bipodal em superfície firme e espuma com os olhos abertos e olhos fechados (OF). E, bipodal com OF associado a movimentos de cabeça: a) 45° rotação a direita b) 45° rotação para esquerda c) 30° de extensão d) 30° flexão.	Investigaram a função do equilíbrio pelo sistema (Tetrax™), dispositivo de posturografia tetra-ataxiométrica. Analisaram os índices de queda, Fourier, Estabilidade e distribuição de peso.	O índice de estabilidade do grupo com vertigem com enxaqueca foi maior do que no grupo controle quando testado na posição de cabeça neutra com os olhos abertos. Na posição cabeça-direita houve diferenças entre os grupos vertigem associada com enxaqueca e saudável, e enxaqueca sem vertigem e saudável. A posturografia usada identificou a parte central do aparelho vestibular como a estrutura anatômica responsável pelas anormalidades do equilíbrio nessas amostras.
Marrega et al. (2015)	19 pacientes com acidente vascular cerebral (AVC) (55,1±6,7 anos) e 19 indivíduos saudáveis (53,6 ± 5,9 anos).	Bipodal, nas condições: olhos abertos, olhos fechados e olhos abertos sob uma superfície de espuma (60s).	Investigaram o desempenho dos métodos classificadores, árvore de decisão e programação genética, para distinguir indivíduos saudáveis de AVC, com base em algumas variáveis posturográficas, extraídas de seus dados de COP. Além disso, identificaram quais condições experimentais discriminaram melhor esses indivíduos.	O método árvore de decisão mostrou um desempenho melhor que o de programação genética no reconhecimento de perfis de oscilação postural produzidos por indivíduos saudáveis e AVC, com base em algumas variáveis posturográficas. Esse resultado foi observado nas diferentes tarefas motoras. Em relação aos métodos computacionais, pode ser aconselhável utilizar outros métodos de classificação, bem como combinar vários classificadores, a fim de melhorar a precisão na identificação dos perfis de oscilação postural.

(Continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Czerwosz et al. (2013)	18 com hidrocefalia de pressão normal (64 ± 13 anos); 36 com atrofia cortical/sub (64 ± 13) e 47 saudáveis (60 ± 7 anos).	Bipodal olhos abertos e fechados. O grupo com hidrocefalia foi avaliado antes e após a implantação de um <i>Shunt</i> (dentro de 7 dias).	Aplicaram dois métodos estatísticos avançados de reconhecimento de padrões: análise discriminante e k-vizinhos mais próximo (K-NN) para a classificação dos grupos e abordar o diagnóstico diferencial auxiliado por computador.	Os métodos de classificação permitiram distinguir hidrocefalia da atrofia com alta precisão (>90%) (antes da cirurgia). Os pacientes com hidrocefalia, antes e após a cirurgia, foram classificados corretamente (> 90% dos casos).
Schwesig et al. (2010)	228 pacientes com suspeita de osteoporose (68,0 ± 9,7 anos), sendo 221 mulheres.	Posição bipodal (30s) em superfície firme e espuma com os olhos abertos e olhos fechados (OF). E, bipodal com OF associado a movimentos de cabeça: a) 45° rotação a direita b) 45° rotação para esquerda c) 30° de extensão d) 30° flexão.	testaram o desempenho do sistema de equilíbrio interativo, IBS), na previsão de quedas em pessoas com osteoporose. O sinal obtido nas 4 plataformas era convertido em um espectro de frequência (análise de Fourier). O Índice de queda era formado com base em 4 intervalos de desvio padrão, que eram convertidos em uma pontuação de 0 a 3. Isso transformavam as variáveis métricas em escalar. Quanto maior a pontuação, maior o desvio padrão da amostra de referência.	A intenção deste estudo era implementar este índice de queda no <i>software</i> Tetrax. Ao organizarem os valores em faixas de frequências foi possível distinguir pessoas preditivas para quedas. O IBS é uma avaliação eficaz para a prever quedas em pessoas com osteoporose com mais de 2 quedas por ano (obtidas por um diário anual de quedas).

(Continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Solis-escalante, Kam e Weerdesteyn (2020)	6 adultos (26,3±1,6anos); 3 idosos com acidente vascular cerebral (AVC) (59,3; 52-74).	Em pé, base estreita (4,5cm entre eles), enquanto a plataforma transladava em baixa intensidade para trás, frente, direita e esquerda.	Avaliaram a dinâmica cortical pela eletroencefalografia (EEG) em respostas à oscilação da plataforma. Quatro classificadores binários diferentes foram treinados para classificar as direções de oscilação. A classificação binária foi tratada pela análise discriminante linear e máquinas de vetores de suporte.	A classificação de mudanças de direção usando componentes espectrais do EEG é viável. Isso foi demonstrado em ambos os grupos, ou seja, o córtex tanto dos jovens quanto dos com AVC codificam a direção do teste.
Hur et al. (2012)	Estudo 1: 5 homens (22,2±3,83 anos); 5 mulheres (21,2 ± 1,79). Estudo 2: três grupos (n=15) (19-30 anos); (42-53 anos) e (62-80).	Os 2 estudos em posição ereta quieta, com braços cruzados no peito. Estudo 1 - 10 tentativas (30s), seguida por 1 (5 minutos). Estudo 2 - 10 tentativas (30s).	Foi usada a técnica de análise de densidade invariante (IDA), que quantifica o comportamento de equilíbrio usando o COP, para análise de dados.	No estudo 1 demonstrou que os ensaios curtos podem ser concatenados para criar um conjunto de dados adequado. O estudo 2 demonstrou que a IDA foi eficaz em distinguir diferenças relacionadas à idade no comportamento de equilíbrio entre adultos jovens, de meia-idade e idosos.
Walther et al. (2011)	1° estudo - 51 saudáveis. 2° estudo: 7 pessoas com insuficiência vestibular unilateral aguda e 7 saudáveis.	1° estudo (antes e após ingerir bebida alcoólica): em pé quieta (40s), olhos abertos e fechados. 2° estudo: em pé quieta (40s), olhos abertos e fechados.	Investigaram com que precisão os métodos estatísticos por redes neurais são capazes de discriminar entre indivíduos saudáveis e com distúrbios do equilíbrio artificialmente (pós ingestão de álcool). Assim como classificar indivíduos saudáveis e com distúrbios de equilíbrio (perda vestibular aguda unilateral).	Mostraram que com métodos estatísticos adaptativos é possível uma separação exata dos 2 grupos (saudáveis e artificialmente desequilibrados), bem como em pacientes com disfunção vestibular. Os melhores resultados de classificação foram obtidos pelos métodos “learning vector quantization” e “support vector machine”.

*(continua)*

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Saripalle et al. (2015)	48 adultos - 16 homens (25,3 ± 10,7 anos) e 32 mulheres (20,8 ± 4,0 anos).	Foram divididos em dois grupos. Na posição em pé, durante uma entrevista, um grupo teve que responder de modo verdadeiro e o outro enganar. O sinal do COP foi normalizado com base na duração das respostas.	Empregaram um paradigma de entrevista no qual os participantes respondiam com intenção verdadeira e enganosa enquanto seu sinal do COP era gravado. Para a classificação e organização dos dados foram utilizados vários métodos de análises usando um sistema de algoritmos de aprendizado de máquina.	Observaram que os métodos de aprendizado de máquina podem ser aplicados com sucesso a recursos extraídos do COP durante a postura ereta quieta para avaliação. Perguntas que exigem respostas mais longas com alta atividade cognitiva ajudarão o sistema a classificar os sujeitos com respostas enganosas de forma robusta.
Maranesi et al. (2016)	130 idosos, (77±7anos). Organizados pelas quedas no último ano: 67 não caidores (0 queda); 45 caidores raros, (1ou2 quedas); 18 caidores frequentes (> 2 quedas).	5 tarefas em pé (30s): olhos abertos e fechados, superfície firme; olhos abertos, superfície firme enquanto executa contagem regressiva (em etapas de sete); olhos abertos e fechados sobre espuma.	Aplicaram a técnica estatística de Análise de Componentes Principais (ACP) nos dados do COP para investigar a capacidade de discriminar precocemente possíveis caidores.	O método de ACP, baseado em dados do COP permitiu discriminar retrospectivamente as quedas infrequentes. Verificou-se que a condição com olhos abertos e superfície com espuma discrimina melhor entre as classes de caidores e pode ser incluída em protocolos instrumentais que visam avaliar o risco de quedas em idosos com comprometimento cognitivo leve ou nenhum.

*(continua)*

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Tigrini et al. (2021)	Dados em 2 conjuntos. 1º: 12 adultos (< 30 anos) e 12 idosos (>65 anos). 2º: 24 pacientes com diabetes mellitus tipo 2, sendo 12 sem neuropatias e 12 com neuropatia assintomática (68 ± 13 anos).	1º: em pé, em superfícies estáveis e instáveis (olhos abertos e fechados). três tentativas (60s). 2º: em pé, olhos abertos e fechados.	Duas avaliações foram usadas com o intuito de verificar a capacidade discriminativa do método Cross Teager-Kaiser (CTK): a primeira objetivou evidenciar diferenças entre jovens e idosos; o segundo, mais desafiador, destacar as diferenças entre pacientes diabéticos sem neuropatia e pacientes diabéticos com neuropatia assintomática. Dois componentes foram registrados durante a posturografia estática, para gerar uma nova série temporal que descreve a interação entre eles. Em seguida, essa interação foi medida por meio de um índice de complexidade como Lemepel-Ziv.	Concluíram que o CTK combinado com o índice de Lempel-Ziv diferenciam significativamente os grupos nas duas avaliações.
Cuaya-Simbro et al. (2021)	126 mulheres (74,3 ± 6,3 anos).	Permanecer em pé (100s), com olhos abertos e fechados.	Compararam métodos de aprendizado de máquina para detectar risco de queda em idosos com osteoporose a partir de dados de equilíbrio. E assim, construir um modelo para prever quedas, e sugerir combinação de métodos classificadores para obter um teste clínico preditivo confiável para identificar o risco de queda.	O método de sobreamostragem para balancear conjuntos de dados de olhos abertos e fechados permite construir classificadores mais válidos e viáveis para identificar caidores com osteoporose.

*(continua)*

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Saripalle et al. (2014)	14 estudantes saudáveis.	11 gestos: acenar com a cabeça; tremer a cabeça; encolher ombros; encolher os ombros, palmas das mãos para cima; tocando atrás da cabeça; tocando nariz; coçando o braço oposto; estendendo as mãos; mudança de peso, de um pé para outro; mudando o peso para as pontas dos pés e bater os pés (4 tentativas cada gesto).	Demonstraram quais parâmetros do COP e métodos classificadores podem diferenciar os gestos específicos na posição em pé. As características de deslocamento e frequência foram extraídas das séries temporais do COP e fornecidas para classificação. Para a identificação do tipo de movimento, vários classificadores lineares e não lineares foram explorados; incluindo discriminantes lineares, classificadores de vizinhos mais próximos e máquinas de vetores de suporte.	Distinguiu com sucesso entre os padrões de COP associados aos vários movimentos. A junção de diferentes classificadores forneceu taxas de reconhecimento de 67-100%, com uma média de 92%, em todos os 11 movimentos.
Cao et al. (2013)	89 pacientes com esclerose múltipla (EM), 69 mulheres (46,11±10,26) e 29 indivíduos saudáveis, 21 mulheres (34,79±12,31).	Ficar em pé (51,2s).	Apresentaram métodos para estimar o escore da escala de deficiência de pacientes com EM (EDSS), a partir de dados posturográficos. O EDSS foi estimado a partir de vários parâmetros de oscilação postural. Quatro índices estatísticos (porcentagem de concordância, subestimação e superestimação, bem como o erro médio) foram calculados comparando os escores clínicos e estimados.	Os métodos reforçam a capacidade de estimar bem os escores de EDSS e ampliam as possibilidades de distinguir os escores de EDSS usando valores de oscilação postural e da análise de quantificação de recorrências.

(continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa experimental</b>	<b>Condição</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Mazumder et al. (2017)	46 idosos (65,36 anos), em 2 grupos: acidente vascular cerebral (AVC) (n=21); saudáveis (n=25).	Unipodal (com visão e membros superiores ao lado do corpo). 1° - posição bipedal (5s); 2° - posição unipodal (o máximo que conseguem permanecer) 3° - retorno a posição bipedal (5s).		Foi proposto um método para gerar um índice de estabilidade estática ou pontuação usando um modelo de lógica difusa ( <i>fuzzy logic</i> ). Para cada parâmetro analisado eram possíveis 4 categorias de desfechos (fraco, médio, bom e excelente). Baseado no cruzamento das categorias com os parâmetros: os resultados variavam de 0 (instável) a 100 (estável).	<i>Fuzzy score</i> é confiável na geração do índice de estabilidade estática durante a atividade de apoio unipodal. Essa Pontuação também pode ser usado como um índice de previsibilidade de queda.
Roy et al. (2017)	5 homens (32,2 anos, 27 – 38 anos), destros.	Teste 1: a) posição bipedal (5s); b) posição unipodal (o máximo que conseguem, limite de 2 minutos); c) retorno a posição bipedal (5s). Teste 2, utilizando a informação visual apresentada na tela, em 3 condições de dificuldades, segundo a altura da elevação da perna: a) 3,5 polegadas; b) 6 polegadas e c) 10 polegadas.		Registraram informações espaço temporais em 3D, de 25 articulações e propuseram um sistema de pontuação de estabilidade variando com a tarefa em 3 níveis, dependendo da altura de elevação da perna. A duração na posição unipodal, o índice de vibração do quadril e a área de oscilação do corpo geraram o índice de estabilidade. O modelo de estabilidade estática tem sido desenvolvido em 4 categorias: fraco, médio, bom e excelente, para cada parâmetro, por meio da lógica difusa; e pelo método centróide foi usado para obter uma única saída de índice de estabilidade estática que variou de 0 (instável) a 100 (estável).	As pontuações do índice de estabilidade foram capazes de perceber mudanças sutis nas condições do experimento. Ou seja, durante a elevação da perna com baixa dificuldade melhores índices de equilíbrio (próximos a 100) foram visualizados se comparado à condição com mais dificuldade (pontuações menores), classificando em estável ou instável.

(continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Ahmadi et al. (2019)	49 vestibulopatia unilateral aguda (Média 54,5 anos); 12 polineuropatia sensorial distal (64,7); 48 atrofia cerebelar do lobo anterior (63); 16 síndrome do nistagmo <i>downbeat</i> (62,3); 25 tremor ortostático primário (62,8); 27 doença de Parkinson (61,8); 59 vertigem postural fóbica (50,1) e 57 saudáveis (31).	10 tentativas na postura ereta quieta (30s): (1) olhos abertos; (2) olhos fechados; (3) olhos abertos, extensão cervical; (4) olhos fechados, extensão cervical; (5) olhos abertos, apoiados em espuma; (6) olhos fechados, em pé sobre espuma; (7) olhos abertos, extensão cervical, em espuma; (8) olhos fechados, extensão cervical, em espuma; (9) olhos abertos, em espuma, postura em tandem; (10) olhos fechados, em espuma, postura em tandem.	Realizaram a classificação, ranqueamento e mapeamento de parâmetros de oscilação corporal a partir de dados de posturografia estática usando técnicas de mineração de dados e aprendizado de máquinas. Esse mapeamento das características das oscilações teve o intuito de agrupar os participantes. Diante dos dados foi possível agrupar os participantes em grupos específicos, baseado nos padrões das oscilações. Dos 8 grupos, 3 se destacam por apresentar um fraco agrupamento. O autor sugere que nos próximos experimentos utilizem condições adicionais (como por exemplo: inclinações anteriores ou posteriores e apoio unipodal, para um melhor agrupamento e classificação.	A classificação de oito diagnósticos rendeu 82,7% de precisão, cinco com sensibilidade e especificidade de 88,4% e 97,1%, e três de 53,7%. A condição mais discriminativa foi em pé sobre espuma, olhos fechados. O aprendizado de máquina pode ajudar na classificação de padrões de oscilação clínica medidos com posturografia estática.

*(continua)*

Tabela 1 – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

Autores	Amostra	Tarefa / Condição experimental	Características gerais	Principais resultados
Alonso <i>et al.</i> (2013)	1º análise: 30 profissionais do basquetebol; 30 patinadores no gelo, elite e 30 não atleta. 2º: 142 indivíduos (conjunto de dados disponíveis publicamente).	Focaram em três testes: 1º. Limites de Estabilidade (1 tentativa); 2º. Mudança de postura e de peso rítmico (1 tentativa); 3º. Apoio Unipodal (4 tentativas, uma para cada perna, com olhos abertos e fechados).	Apresentaram um modelo para lidar com dados complexos. Este inclui métodos que permitem representar e comparar indivíduos, detectar <i>outliers</i> e construir modelos de referências. Podendo ser úteis para classificar diagnósticos, analisar a evolução de pacientes e identificar grupos com características específicas. A análise dos dados nos grupos atletas e não atletas permitiu discriminar o equilíbrio entre os grupos. A análise dos 142 indivíduos permitiu testar o método de detecção de <i>outliers</i> .	Esse modelo permitiu classificar corretamente 55 dos 60 atletas, ou seja, foram corretamente classificados em 91,7%. Ao analisar um terceiro grupo de não atletas, e ao tentar encaixá-los em qualquer um dos modelos de referência no esporte, o resultado foi que 96,7% foram corretamente não classificados nos modelos de qualquer um dos dois esportes. O método de detecção de outliers foram utilizados com 142 indivíduos, e houve coincidência entre as classificações de <i>outliers</i> pelos especialistas e pelo sistema para 139 indivíduos (97,8%). Quando os valores observados permaneceram dentro da normalidade, esses indivíduos foram classificados “sem patologia”.
Istomina <i>et al.</i> (2020)	A classificação dos grupos tem 4 divisões (sem especificações no artigo): patologia, desvios, paralisia cerebral e normal, obtidos no banco de dados da universidade de pesquisa nacional Moscou, Rússia.	Teste de <i>Romberg</i> , em pé em superfícies estável e espuma. pés juntos, olhos abertos e fechados (30s).	A classificação se deu por meio da aplicação da teoria da lógica difusa ( <i>Fuzzy Logic</i> ) que categorizou em normal e patológica (valores acima e abaixo). Com base nos dados obtidos durante os testes, os intervalos foram registrados e inseridos na classificação final. Segundo os valores foram exibidos em uma escala numérica: de 0 a 25 – patologia; de 25 a 50 - paralisia cerebral; de 50 a 75 - pequenos desvios; de 75 a 100 - resultados normais.	

(continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Alkan et al. (2014)	220 idosos ( $\geq 65$ anos), categorizados em dois grupos, baseado na história de quedas de um ano: 72 caidores e 142 não caidores.	Posição bipodal em superfície firme e espuma com os olhos abertos e olhos fechados (OF). E, bipodal com OF associado a movimentos de cabeça: (a) 45° rotação a direita (b) 45° rotação para esquerda (c) 30° de extensão (d) 30° flexão. (32s). E testes funcionais para comparação.	Buscaram determinar se existe uma associação entre o índice de risco de queda (IRQ), usando o sistema (Tetrax™) medido posturograficamente e testes de equilíbrio clínico. O índice de risco de queda classificado de 0 (nenhum risco) a 100 (provável queda).	O índice posturográfico para risco de queda demonstrou boa capacidade discriminativa entre idosos caidores e não caidores e foi correlacionado com os testes clínicos. O índice do risco de queda dos caidores foram significativamente maiores que para não caidores
Özdemir, Kutsal Gökçe (2009)	30 idosos, 15 mulheres (70,4 $\pm$ 4,6 anos).	Posição bipodal em superfície firme e espuma com os olhos abertos e olhos fechados (OF). E, bipodal com OF associado a movimentos de cabeça: (a) 45° rotação a direita (b) 45° rotação para esquerda (c) 30° de extensão (d) 30° flexão. (32s).	Identificaram o risco de queda em um grupo de idosos por meio de uma medida objetiva, usando o sistema (Tetrax™, 4 plataformas), vide Erken et al. (2016), acima.	O índice de queda pode identificar os indivíduos com alto risco de queda, contudo, mais investigações são necessárias para determinar a sensibilidade, especificidade e confiabilidade desta medição para detectar o risco de queda na população idosa.
Anguera et al. (2016)	Foram divididos em participantes para análise estabilométrica: 33 homens, Atletas de alto níveis: 15 Jogadores de basquete e 18 patinadores no gelo.	Teste de apoio unipodal – direito e esquerdo, realizado com os olhos abertos (OA) e fechados (OF), três tentativas por condição. Quando o paciente perde o equilíbrio e coloca o pé elevado na plataforma, a isso chama-se queda.	Ilustraram a aplicação de diferentes técnicas de descoberta de conhecimento de dados (KDD) para fins de classificação dos dados estabilométricos. O processo de classificação de indivíduos é baseado em uma estratégia que combina o uso do método de comparação de dois indivíduos e um método de geração de modelos de referência a partir de um conjunto de dados.	As técnicas de KDD alcançaram melhores resultados do que outras técnicas tradicionais de classificação baseadas em redes neurais. A acurácia dessa técnica para classificação de talentos esportivos em idade precoce é maior que 99%.

(Continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa Condição experimental</b>	<b>/ Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Audiffren et al. (2016)	84 idosos (80,3 ± 6,4 anos).	Em pé, quieto, olhos abertos e fechados (25 s). É coletado o número de queda nos últimos 6 meses.	Utilizaram uma abordagem para classificar caidores ou não caidores. Foram utilizadas 5 variáveis do COP: posição médio-lateral e anteroposterior, distância até o centro da trajetória (raio), aceleração instantânea e intervalos balísticos, ou seja, a distância entre os picos de oscilação. A fim de gerar uma pontuação dos parâmetros, foi usado um algoritmo de classificação <i>Forest</i> . A pontuação da Classificação <i>Forest</i> resultante tem valor entre 0 e 100, 100 sugerindo um equilíbrio de alta qualidade.	Esta abordagem, com base no algoritmo <i>Ranking Forest</i> , utiliza testes simples de medições e apresentam vantagens de ter desempenhos de classificação robustos. Os resultados mostraram que, embora cada recurso (5) tenha um desempenho quase aleatório na classificação de caidores / não caidores, a pontuação de classificação <i>Forest</i> atingiu um desempenho significativamente superior. Segundo os autores, após algumas modificações apropriadas, essa abordagem pode ser aplicada também a outros protocolos.

Bargiotas et al. (2018)	126 idosos (78,5 ± 7,7 anos).	Em pé, quieto, olhos abertos e fechados (25s). Foi coletado o número de quedas nos últimos 6 meses.	Propuseram uma abordagem de pontuação multidimensional que caracteriza os estatocinesiogramas em pequenos períodos de tempos, ou blocos, destacando aqueles que são mais indicativos para classificar o indivíduo. Os três índices amplamente utilizados foram: elipse de confiança de 95%; velocidade do deslocamento e deslocamento médio-lateral (todos normalizados pelas trajetórias). Além disso, esta informação pode ser usada para fornecer um escore global para avaliar o controle postural e classificar caidores / não caidores.	Os resultados mostraram a eficácia da abordagem em classificar caidores e não caidores.
-------------------------	-------------------------------	---	---	---

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Domènech-vadillo et al. (2019)	350 participantes (18 - 70 anos).	Em pé, quieto (40s), nas condições: olhos abertos e fechados, em superfície firme e em espuma (4 condições). 1 tentativa / condição.	Desenvolveram uma pontuação de equilíbrio (ES), usando os valores da área de elipse de confiança de cada participante em cada condição, e utilizando as áreas da elipse (5° e 95° percentis) da população. Com esse escore criaram uma medida de equilíbrio global (Calculada e ajustada usando análise de <i>cluster</i> ). Valores mais altos indicam melhor equilíbrio global e vice-versa.	O equilíbrio global é considerado uma ferramenta posturográfica para indivíduos saudáveis. Contudo, são necessários mais estudos para validá-lo como um teste instrumentado adequado para triagem entre indivíduos saudáveis e patológicos e sua confiabilidade ao longo do tempo para o acompanhamento das reabilitações.
Hedjazi et al. (2018)	13 saudáveis (23,61±1,2 anos); 6 saudáveis mais	Em pé, com os olhos abertos e os pés paralelos, em uma	A intenção foi reduzir a dimensão dos dados usando a análise de componentes principais, e propuseram um critério para	As técnicas propostas auxiliam na compreensão do equilíbrio e facilitam o

velhos (54,16;± 19,1) e 6 acidente vascular cerebral (AVC) (45,66 ± 19,2). plataforma móvel, com vários níveis de movimentos anteroposterior e médio-lateral (0,1-0,5 Hz). avaliar a contribuição de cada variável e eliminar características posturais redundantes. Em seguida, alguns parâmetros foram utilizados na comparação entre os grupos. Por fim, criaram um modelo de classificação usando máquinas de vetores de suporte para distinguir pacientes com AVC. diagnóstico de determinadas patologias que afetam o equilíbrio, e por fim, podem ser utilizadas para melhorar os serviços de reabilitação.

(Continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Howcroft et al. (2017)	100 idosos (75,5± 6,7 anos), divididos em 2 grupos, quedas autorreferidas (6 meses antes): 24 caidores (1 ou 2 quedas) e 76 não caidores (0 queda).	Em pé, quieto, com olhos abertos e fechados.	O estudo visou identificar diferenças e determinar pontuações de corte de medidas de resultados apropriadas para classificações: uma queda, múltiplas quedas e sem queda. O coeficiente de <i>Romberg</i> foi calculado para todos os parâmetros. Tal índice foi usado para diferenciar valores posturográficos de caidores e não caidores.	As pontuações de corte, curvas ROC e funções discriminantes foram clinicamente viáveis para a classificação de múltiplas quedas e fornecem mais precisão do que a classificação de uma queda. As medidas de posturografia estática podem discriminar entre idosos caidores e não caidores.
Muir et al. (2013)	161 idosos (81,8±7,4 anos), desses, 24 tiveram pelo menos uma	Permanecer em pé, olhos abertos, por 4 minutos.	A proposta do estudo foi encontrar quais medidas de oscilação postural podem identificar aqueles com maior risco de queda. Variância das medidas de COP dos	Sugerem que as medidas de equilíbrio de adultos jovens saudáveis podem servir como um referencial idealizado de “B-

queda nos últimos seis meses; 37 adultos jovens (34,9 ± 7,1 anos).

idosos foram ponderados pelo COP dos adultos, para estabelecer um algoritmo de pontuação de equilíbrio (*B-score*), projetado para distinguir indivíduos com histórico de queda daqueles com maior equilíbrio (jovens).

Score” para identificar aqueles em risco de queda. Contudo, o escore B é limitado por não identificar a origem de deterioração da estabilidade (ou seja, neuromuscular, vestibular, visual, propriocepção).

(continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / Condição experimental</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Michalska et al. (2020)	16 idosos, sendo 8 homens (65 – 69 anos); 16 idosos com Parkinson, sendo 9 homens (65 – 69,5 anos).	O teste foi o limite de estabilidade funcional (3 tentativas). Dividido em três fases: 1º. Manter posição quieta 10S. 2ª. Após um sinal, os participantes inclinavam para frente o mais rápido e longe que podiam. 3ª. Manutenção da posição inclinada, por 15s.	Esse estudo buscou determinar um indicador objetivo para prever o medo e o risco de queda. Para isso, foi criado um indicador de equilíbrio, derivado do teste LEF, chamado indicador de estabilidade funcional anterior (FFSI), que apresenta o alcance máximo para frente normalizado pelo comprimento da articulação do tornozelo à cabeça do primeiro metatarso.	O indicador de estabilidade funcional anterior é um bom preditor do medo de cair no grupo de idosos. Além disso, mostra déficits reais de equilíbrio no grupo com Parkinson e idosos saudáveis.
Sun, Hsieh e Sosnoff (2019)	103 pessoas com esclerose múltipla; 50 saudáveis.	Permanecer em pé, olhos abertos (30s). O risco de queda foi avaliado pelo formulário abreviado da	Implementaram uma abordagem de aprendizado de máquina, usando medidas de oscilação postural, para diferenciar indivíduos em seus grupos e predizer o	Destacaram que o sistema classificador pode diferenciar consistentemente controles saudáveis e indivíduos com

avaliação Fisiológico.	do	Perfil	risco de queda. Foi usado o Algoritmo <i>Random Forest</i> para classificar o risco de quedas (baixo, moderado e alto), baseado nas medidas de oscilações. Todos os algoritmos de classificação foram implementados usando a biblioteca de aprendizado de máquina de código aberto ( <i>Scikit-learn em Python</i> ).	esclerose múltiplas, com alta precisão de classificação (86,3–92,3%), sensibilidade (76,5–85,7%) e especificidade (92,0–96,0%). No entanto, alcançou baixa precisão na diferenciação de subgrupos de esclerose precisão (49,5-71,2%), sensibilidade (48,1-71,4%), especificidade (22,2–73,5%).
---------------------------	----	--------	---	--

(Continua)

**Tabela 1** – Características gerais dos estudos e das tarefas motoras – continuação

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Tarefa / experimental</b>	<b>Condição</b>	<b>Características gerais</b>	<b>Principais resultados</b>
Błaszczuk, Beck e Sadowska (2014)	23 homens (22.0±2.5anos) e 23 mulheres (21.1±2.2).	Posição em pé, confortável, quieta. 5 tentativas com olhos abertos e 5 com olhos fechados. (60s).		Objetivou avaliar as características direcionais do equilíbrio, por meio da análise do COP. Três medidas padronizadas do COP: velocidade média, índice direcional de oscilação, ID (proporção do comprimento anteroposterior ou médio-lateral divididos pelo comprimento total do COP) e razão de oscilação (razão do comprimento do COP pelo comprimento do filtro do COP). Esses parâmetros possibilitaram a diferenciação entre grupos.	As medidas revelaram diferenças consistentes e únicas nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). Assim como documentaram diferenças em relação ao gênero, mulheres apresentaram maiores velocidades do COM e COP (menor estabilidade). O índice direcional de oscilação documentou uma proporção estável entre as oscilações AP e ML, com cerca de 60% do balanço sendo realizados na direção AP. O ID foi maior em comparação com o valor de ML, nos dois grupos, e foi ligeiramente afetado pelas condições visuais. A análise da razão de oscilação confirmou que para manter a postura estável o sistema neuromuscular deve alocar 50% mais esforço para controlar a estabilidade do AP.
Van Diest et al. (2015)	20 idosos, 12 homens (71,9	Jogo de deslocamento do peso, em 5 condições: amplitude do		Procuraram identificar padrões de movimento e variabilidade	Os resultados mostraram que a variabilidade na trajetória foi significativamente maior em

± 4,0 anos) e 20 adultos jovens, sendo 9 homens (37,0 ± 16,6 anos). balanço autosselecionada; velocidade de patinação dobrada; balançar na frequência máxima com a amplitude autosselecionada; na oscilação tiveram que levantar a perna contra-lateral; instruídos a adotar amplitude máxima de oscilação na frequência autosselecionada. (1 minuto/tentativa – 2 tentativas). durante o *exergame*. Os dados de movimento de corpo inteiro multissegmentais foram capturados. Os padrões de coordenação de movimento expressos durante o jogo foram identificados por rede neural artificial, e a variabilidade nesses padrões foi quantificada. Um classificador (kNN) foi treinado para discriminação. adultos mais velhos do que em adultos jovens, ao jogar o *exergame* em condições de tarefas complexas. O classificador apresentou uma precisão de 65,8%. Os adultos mais velhos exibem um comportamento de oscilação mais variável do que os adultos jovens, ao jogar o *exergame* em condições de tarefa complexas. Os recursos que caracterizam os padrões de movimento expressos durante o *exergaming* permitem discriminar entre jovens e adultos mais velhos com precisão limitada.

---

### 2.3.4 Características dos Métodos de Classificação

Sobre compreender os métodos para a classificar o equilíbrio, alguns foram baseados no uso de mapeamento posturográfico, na construção de modelos com base em eventos característicos (que aparecem em maior número em uma série temporal), ou em análise de *cluster* para classificar o equilíbrio (AHMADI et al., 2019; ALONSO et al., 2013; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019). Na inteligência artificial, têm empregado com sucesso métodos de aprendizagem supervisionada em problemas (aprendizado de máquinas) (MARREGA et al., 2015).

Em relação ao aprendizado de máquinas, métodos estatísticos neuroinformáticos (que utilizam ferramentas computacionais, modelos matemáticos e criam bancos de dados interoperáveis) no reconhecimento do equilíbrio podem distinguir ou classificar resultados ou sistemas fisiológicos saudáveis (grupo controle) de patológicos (ANGUERA et al., 2016; CZERWOSZ et al., 2013; SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTREYN, 2020; WALTHER et al., 2011). Vários métodos de análises usando o aprendizado de máquina podem identificar estratégias posturais adotadas por jovens saudáveis (SARIPALLE et al., 2015; SARIPALLE et al., 2014). O estudo dos métodos de classificação em idosos são importantes para o entendimento do risco de quedas.

Alguns estudos usaram modelo na predição do risco de quedas em idosos (ALKAN et al., 2014; AUDIFFREN et al., 2016; CUAYA-SIMBRO et al., 2021; SUN; HSIEH; SOSNOFF, 2019; VAN DIEST et al., 2015). Um sistema importante de avaliação é a posturografia dinâmica computadorizada que permite isolar e quantificar a participação de informações vestibulares, visuais e somatosensorial, e a integração sensorial na manutenção do equilíbrio corporal. Os testes realizados são o *Sensory Organization Test* (SOT), que informa a respeito da organização sensorial e o *Motor Control Test* (MCT) que permite avaliar a intensidade e coordenação da resposta motora aos estímulos recebidos (BLACK, 2001).

O sistema de posturografia dinâmica computadorizada na análise do equilíbrio, por exemplo o *Balance Master* e o *Tetrax*, geram índices posturais com o intuito de diferenciar, discriminar ou classificar os participantes (ALKAN et al., 2014; ANGUERA et al., 2016; ERKEN et al., 2016; MELILLO et al., 2017; ONGUN et al.,

2016; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009; SCHWESIG et al., 2010). O sistema de posturografia estática computadorizada fornecem os índices de quedas, de Fourier, de estabilidade e distribuição de peso. Em relação aos índices Ongun e colaboradores (2016) citam: a) índice de quedas, calcula o risco de quedas com base nas velocidades de oscilações (0-35= baixo risco, 36-57 = moderado, 58-100 = alto risco de queda); b) índice de Fourier, relacionam as frequências com o equilíbrio (baixas frequências = equilíbrio normal; altas frequências = instabilidades); c) índice de estabilidade, indica o grau de oscilação postural de acordo com mudanças do centro de pressão (altos valores = instabilidade); e, d) índice de distribuição de peso, indica a porcentagem de distribuição de peso em cada uma das 4 plataformas (25% considera-se normal). Contudo, a intenção dessa revisão foi apresentar variados métodos que classificam o equilíbrio, assim sendo, não foi o intuito dessa revisão apresentar a busca completa dos estudos que se utilizaram da posturografia dinâmica computadorizada. O enfoque dos estudos inclusos com esse sistema foi sobre os efeitos dos índices/pontuações sobre os grupos estudados (experimentais x controle) ou no grupo analisado, direcionando o detalhamento da geração dos índices para outras fontes, como os manuais dos sistemas.

Outros estudos utilizaram características do COP para propor abordagens, fórmulas, operadores, índices, coeficientes ou estatísticas multivariada, na caracterização do equilíbrio e discriminar ou classificar os participantes do estudo (CAO et al., 2013; HEDJAZI et al., 2018; HUR et al., 2012; ISTOMINA et al., 2020; MARANESI et al., 2016; TIGRINI et al., 2021), e ainda, o uso do COP para prever quedas ou categorizar em possíveis caidores e não caidores (BARGIOTAS et al., 2018; HOWCROFT et al., 2017; MICHALSKA et al., 2020; MUIR et al., 2013; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009). De outro modo, a extração de recursos espaço-temporais também possibilitou a geração de métodos de classificação do equilíbrio (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017).

Alguns métodos foram baseados no uso de mapeamento posturográfico, na construção de modelos com base em eventos característicos (que aparecem em maior número em uma série temporal), ou em análise de *cluster* para classificar o equilíbrio (AHMADI et al., 2019; ALONSO et al., 2013; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019).

Os estudos desta revisão apresentaram os efeitos dos métodos sobre a classificação do equilíbrio. Contudo, a maior parte dos estudos realizaram

comparações para descrever os efeitos dos índices entre patológicos e saudáveis, com exceção daqueles que apresentaram a classificação baseado em um grupo de saudáveis (BLASZCZYK; BECK; SADOWSKA, 2014; CUAYA-SIMBRO et al., 2021; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019; ROY et al., 2017; SARIPALLE et al., 2015; SARIPALLE et al., 2014; VAN DIEST et al., 2015), ou patológico apenas (SCHWESIG et al., 2010).

Em relação aos efeitos dos índices na classificação de quedas, predisposições ou classificações de caidores / não caidores, os estudos concluíram sua utilidade na prática clínica (ALKAN et al., 2014; AUDIFFREN et al., 2016; BARGIOTAS et al., 2018; ERKEN et al., 2016; HOWCROFT et al., 2017; MARANESI et al., 2016; MUIR et al., 2013; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009; SCHWESIG et al., 2010). Apesar do uso das classificações sobre atletas, os estudos mostraram ser efetivos. Os participantes foram categorizados segundo sua atividade física (basquetebol e patinadores no gelo) (ALONSO et al., 2013), e há precisão, por meio das técnicas apresentadas, na classificação de talentos esportivos em idade precoce no domínio estabilometria (ANGUERA et al., 2016).

## 2.4 DISCUSSÃO

O objetivo desta revisão sistemática foi identificar e descrever os estudos com propostas de métodos de classificação postural (equilíbrio) (indicadores quantitativos) por meio de uma revisão sistemática. Os artigos desta revisão denotam pontos metodológicos classificados com risco de viés baixo. No entanto, todos os artigos também apresentam pontos classificados com risco de viés inconclusivo, o que sugere que os resultados da maioria destes estudos sejam assumidos com cautela. Esta revisão sistemática identificou diferentes métodos quantitativos do equilíbrio que possibilitaram discriminar ou classificar os participantes baseado no seu equilíbrio.

É importante conhecer os variados métodos usados na classificação do equilíbrio. A plataforma de força foi o instrumento mais utilizado nos sistemas de classificação do equilíbrio, verificada em 29 dos 33 estudos da revisão. A exceção aconteceu em 3 estudos que extraíram recursos de posturografia por meio do *Microsoft Kinect*, registrando informações espaço-

temporais das articulações para gerar um índice de estabilidade e classifica-lo como estável ou instável (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017; VAN DIEST et al., 2015), e 1 estudo utilizou o eletroencefalograma para avaliar a dinâmica do córtex em respostas a perturbações posturais (oscilação multidimensionais) (SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTEYN, 2020). O alto custo do método de avaliação do equilíbrio por meio da plataforma de força, considerado padrão ouro, limita seu uso em ambientes clínicos. Assim, o *Microsoft Kinect* seria uma solução para o uso de um método objetivo de avaliação e com maior acessibilidade, um sistema de baixo custo podendo ser utilizado em ambiente clínico ou domiciliar (ROY et al., 2017). Outro fator limitante no uso da plataforma está na compreensão, interpretação e classificação dos dados complexos obtidos, sendo um fator limitante para a padronização do teste de equilíbrio. Assim, o uso de métodos classificadores é de extrema importância.

A grande quantidade de dados obtidos nas pesquisas científicas, muitas vezes, complica sua aplicabilidade e seu entendimento, por isso, é essencial o uso de tecnologias para facilitar ou simplificar a compreensão dos desfechos. Independente da origem do problema no sistema de equilíbrio, ele deve ser detectado e facilmente interpretável, para um adequado processo de reabilitação (RASKU 2009). Um dos grandes desafios é como explorar a enorme quantidade de dados gerados. Para isso, são necessárias abordagens capazes de descobrir conhecimentos úteis para a tomada de decisões, dentre elas as técnicas de mineração de dados a séries temporais (ANGUERA et al., 2016). Os métodos computacionais tem seus pontos positivos e negativos na análise do equilíbrio.

Métodos computacionais têm sido desenvolvido na identificação de quedas por meio de um sistema baseado em vídeo (ALHIMALE; ZEDAN; AL-BAYATTI, 2014). No contexto dos métodos classificadores, podem ser citados a Árvore de Decisão e a Programação Genética que permite formular um modelo de predição ao descrever os perfis de oscilação postural registrados em diferentes condições, com base nos parâmetros posturográficos (MARREGA et al., 2015). Contudo, alguns métodos propostos apresentaram grande complexidade computacional para a extração de um coeficiente de classificação do equilíbrio (AHMADI et al., 2019; ALONSO et al., 2013; ANGUERA et al., 2016). Como escopo futuro, outros parâmetros de posturografia e amostras devem ser investigadas. A determinação de caidores ou de pessoas com risco para quedas é de suma

relevância na área de controle postural.

Alguns estudos utilizaram um índice de quedas, obtidos por meio da posturografia. As pontuações do índice de queda são de 0 a 100%, em que zero representa nenhum risco e cem uma provável queda, sendo divididas em 3 categorias para o Risco de Quedas: 0 a 36 = baixo risco; 37 a 58 = risco médio; 59 a 100 = alto risco (ALKAN et al., 2014; ELKEN et al., 2016; ÖZDEMİR; KUTSAL; GÖKÇE, 2009). Foi possível utilizar o “índice de queda” para categorizar diferentes grupos de pessoas, como pacientes com hemodiálise de grupo saudável (ERKEN et al., 2016), para discriminar idosos caidores de não caidores (categorizados baseado na história de quedas de um ano) (ALKAN et al., 2014). Contudo, segundo Özdemir e Kutsal Gökçe (2009) o índice de queda necessita de mais investigações para determinar a sensibilidade, especificidade e confiabilidade desta medição para detectar o risco de queda na população idosa. E afirma que esse sistema é caro (equipamento) e não está disponível em todos os centros de reabilitação ou academias.

A utilização da técnica estatística de análise de componentes principais para discriminar precocemente possíveis caidores tem sido demonstrada positivamente, e as tarefas com maiores dificuldades (como sobre uma espuma) discriminam melhor os caidores (MARANESI et al., 2016). Nesse sentido, Audiffren e colaboradores (2016) usaram uma abordagem baseado em um algoritmo (*Ranking Forest*) que conseguiram classificar idosos caidores de não caidores. A eficácia nas abordagens de classificar indivíduos com risco de quedas (caidor ou não caidor) ou determinar pontuações de corte das medidas do equilíbrio são importantes para classificar futuros caidores, caidor único, caidor múltiplo e não caidor (HOWCROFT et al., 2017) e na avaliação de doenças relacionadas ao equilíbrio, como a doença de Parkinson. Assim, seria interessante o uso dos testes do limite de estabilidade funcional como um protocolo mais complexo e dinâmico utilizando essas abordagens em situações desafiadoras.

A maior parte das avaliações realizadas nos estudos inclusos na revisão foram realizadas na posição quase-estática (AHMADI et al., 2019; ALKAN et al., 2014; AUDIFFREN et al., 2016; BARGIOTAS et al., 2018; CAO et al., 2013; CUAYA-SIMBRO et al., 2021; CZERWOSZ et al., 2013; DOMÈNECH-VADILLO et al., 2019; ERKEN et al., 2016; HOWCROFT et al., 2017; HUR et al., 2012; MARREGA et al., 2015; MAZUMDER et al., 2017; MELILLO et al., 2017; MARANESI

et al., 2016; MUIR et al., 2013; ONGUN et al., 2016; ÖZDEMİR; KUTSAL GÖKÇE, 2009; ROY et al., 2017; SARIPALLE et al., 2015; SCHWESIG et al., 2010; SUN; HSIEH; SOSNOFF, 2019; TIGRINI et al., 2021; WALTHER et al., 2011), seguida pela unipodal (ALONSO et al., 2013; ANGUERA et al., 2016; MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017), bipodal em plataforma móvel (HEDJAZI et al., 2018; SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTEYN, 2020), bipodal associado a movimentos corporais (SARIPALLE et al., 2014; VAN DIEST et al., 2015); bipodal em base estreita (ISTOMINA et al., 2020); bipodal em superfície instável (TIGRINI et al., 2021); realizando a mudança de peso de maneira rítmica (ALONSO et al., 2013) e por fim, utilizando o teste de Limite de estabilidade funcional (ALONSO et al., 2013; MELILLO et al., 2017; MICHALSKA et al., 2020). A avaliação do equilíbrio em condições mais desafiadoras permite conhecer efetivamente o máximo da capacidade de equilíbrio de um indivíduo. As tarefas com maiores dificuldades em sua realização, como por exemplo sobre espuma com olhos fechados são mais discriminativas permitindo agrupar os padrões de oscilação em grupo (AHMADI et al., 2019). Em condições em bases estreitas com diferentes posicionamentos da cabeça há mais instabilidades, atribuídas aos sistemas somatosensorial e vestibular, o que permite uma classificação do equilíbrio (ONGUN et al., 2016). O equilíbrio dinâmico seria mais interessante na análise do equilíbrio. Portanto, o uso do LEF como uma alternativa que explora o máximo da estabilidade de um indivíduo seria de fácil realização. Dispositivos como plataformas de força são sutis em detectar déficits no equilíbrio, por isso foi o mais usado nos estudos inclusos, exceto nos artigos que verificaram o efeito do *Kinect* sobre o equilíbrio (MAZUMDER et al., 2017; ROY et al., 2017; VAN DIEST et al., 2015), e, no estudo de Solis-escalante, Kam e Weerdesteyn (2020) que mostraram a ação da dinâmica cortical, obtida pela eletroencefalografia, quando diferentes movimentação de uma plataforma aconteciam. Dessa forma, há uma carência de estudos de classificação do equilíbrio por meio de equipamentos mais acessíveis, tal como o *smartphone*.

A presente revisão sistemática permitiu identificar diferentes métodos de avaliação e classificação do equilíbrio. Entretanto, foram observadas limitações nos estudos em relação à variabilidade no tamanho e na característica da amostra, foram utilizadas diferentes tarefas motoras e condições para mensuração do equilíbrio, foram utilizados diferentes dispositivos de avaliação objetiva do equilíbrio, bem como houve grande variabilidade dos métodos usados

nas propostas de classificação do equilíbrio.

## 2.5 CONCLUSÕES

Os métodos que apresentaram a classificação do equilíbrio foram compostos por índices posturais na predição de alterações do equilíbrio assim como para prever quedas (riscos de quedas), por métodos classificadores no reconhecimento de oscilação de grupos distintos, métodos computacionais (aprendizado de máquinas) que podem discriminar grupos, métodos de lógicas difusa para gerar um índice de estabilidade, técnicas de descoberta de conhecimentos de dados e algoritmo de pontuação de equilíbrio.

A maioria das abordagens classificatórias utilizaram a plataforma de força como o equipamento para a obtenção dos dados, considerados padrão-ouro, para a finalidade de classificar o equilíbrio. Utilizaram tarefas simples como manter a postura em pé quieta principalmente de populações adultos versus idosos. Contudo, propostas de tarefas mais dinâmicas e que apresentam certo grau de dificuldade, como o teste de limite de estabilidade funcional, devam ser investigadas. A realização do LEF apresenta a máxima inclinação volitiva sem perder o equilíbrio, fornecendo informações relevantes para o sistema de controle postural. Ademais, um dispositivo de avaliação objetiva do equilíbrio, mais acessível e fácil de manipular, também deve ser explorado, visto que quase todos os estudos analisados usaram dispositivos de pouco acesso em ambiente clínico ou doméstico.

### 3 SEGUNDO ESTUDO (EXPERIMENTO I): “LIMITES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL COMO INDICADOR DE ANÁLISE DO EQUILÍBRIO EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA”.

#### RESUMO

O limite de estabilidade funcional (LEF) tem sido utilizado para análise de instabilidades e para tentar prever alterações no equilíbrio. Contudo, não há consenso se as medidas fornecidas durante o LEF são capazes de diferenciar o equilíbrio de adultos jovens e de idosos. Portanto, objetivo do estudo foi comparar adultos jovens ( $N=43$ ;  $M=22,09$  anos e  $DP=3,47$  anos) e idosos ( $N=4$ ;  $M=66,25$  anos e  $DP=5,06$ ) no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional (LEF). Para tanto, foram analisados adultos jovens e idosos que desempenharam a tarefa de LEF na direção anteroposterior e médio-lateral, em condições bipodal e semi-tandem. Os resultados apontaram maiores valores no grupo adulto jovem em comparação aos idosos para praticamente todas as variáveis analisadas no teste de *Mann-Whitney* ( $U \leq 33,0$ ;  $Z \geq -2,021$ ;  $p \leq 0,043$ ), com um tamanho de efeito de pequena magnitude ( $r \geq -0,29$  e  $\leq -0,46$ ), exceto para as variáveis deslocamentos para trás (condições bipodal livre, tornozelo e quadril) e deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral (condição semi-tandem) ( $p > 0,05$ ). A ANOVA de *Friedman* apontou a diferença entre as estratégias bipodal (livre, tornozelo e quadril) apenas no grupo de idosos, no deslocamento para direita ( $X^2(2) = 6,5$ ;  $p < 0,039$ ). O teste de *Wilcoxon*, permitiu observar que o deslocamento para a direita na estratégia do tornozelo foi maior ao deslocamento para a direita na estratégia do quadril ( $Z = 2,475$ ;  $p = 0,04$ ), com um pequeno tamanho de efeito ( $r = 0,36$ ). Esses resultados indicam que o teste de LEF foi capaz de evidenciar os efeitos entre os grupos e eliminar as diferenças entre as estratégias utilizadas no teste (livre, tornozelo e quadril) na condição bipodal.

**Palavras-chave:** limite de estabilidade funcional; equilíbrio funcional; estratégia do tornozelo; estratégia do quadril; estratégia livre.

### 3.1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio pode ser examinado por meio de testes estáticos, quando a postura ereta quieta da pessoa é estudada, ou, por testes de equilíbrio funcionais (p. ex., quando se utiliza de inclinações voluntárias máximas), quando o limite de estabilidade funcional (LEF) é analisado (DUARTE; FREITAS, 2010). O LEF pode ser definido como a inclinação voluntária máxima que uma pessoa é capaz e está disposta a se mover sem perder o equilíbrio e representa a capacidade máxima do indivíduo em deslocar o centro de pressão (COP) na postura bípede quieta (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZYK; HANSEN; LOWE, 1993; HOLBEIN; REDFERN, 1997; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; THOMSEN et al., 2017). Testes fáceis de realizar, rápidos e de resultados prontamente interpretáveis, como o LEF, e o uso de equipamentos com medidas objetivas, como a plataforma de força, são de suma relevância no estudo do equilíbrio.

As abordagens convencionais à posturografia usam instrumentação de plataforma de força para medir o movimento do COP das forças de reação do solo, e as variáveis baseadas no COP refletem o desempenho do equilíbrio (PIIRTOLA; ERA, 2006). Apesar de uma série de estudos usando esse dispositivo de análise, a síntese completa entre os estudos é muito difícil por causa das grandes variações de participantes (crianças, adultos e idosos), suas características antropométricas e biomecânicas, as condições dos testes e medidas de resultados utilizadas (ABDUL-RAHMAN et al., 2016; ACAR; ÇANKAYA; ÖNER, 2019). Ademais, há limitação em analisar o desempenho real do equilíbrio com referência à sua capacidade máxima (SŁOMKA et al., 2020). Uma alternativa seria utilizar o LEF como referência para o desempenho máximo do equilíbrio.

Alguns estudos mostraram a relação dos parâmetros do COP em postura bípede quieta com os parâmetros do COP na inclinação voluntária máxima, ou seja, utilizando os limites de estabilidade funcional (BLASZCZYK et al., 2009; BLASZCZYK; HANSEN; LOWE, 1993). LEF tem sido utilizado na compreensão sobre instabilidades em populações idosas, tendo importância nas análises clínicas ou de reabilitação (JURAS et al., 2008; THOMSEN et al., 2017), e foi considerado o melhor em prever alterações do equilíbrio (MOHAN et al., 2009). Apesar de mostrar instabilidades em populações com equilíbrios patológicos (idosos, parkinsonianos, por exemplo), não há consenso se as medidas obtidas são capazes

de diferenciar o equilíbrio entre diferentes populações, tal como adultos e idosos e não está claro se esses limites de estabilidade funcional poderiam ser utilizados como referenciais no procedimento de avaliação do desempenho do equilíbrio sob diversas estratégias (tornozelo, quadril e livre).

Para manter a oscilação do corpo dentro dos limites de estabilidade, durante as inclinações, podem ser usadas estratégias do tornozelo (quando os músculos planti/dorsiflexores do tornozelo agem para controlar o corpo como um pêndulo invertido); quando os músculos do tornozelo não mantêm a estabilidade, uma estratégia do quadril é realizada (com movimentos de flexão ou extensão do quadril). o uso de estratégias combinadas de tornozelo e quadril também é possível (WINTER, 1995). Quando as estratégias acima não conseguem manter o centro de massa nos limites de estabilidade, um passo é dado para modificar a base de apoio para prevenir uma queda (MCCOLLUM; LEEN, 1989; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). As técnicas baseadas nos limites de estabilidade fornecem informações relativas aos limites máximos das inclinações voluntárias (FORTH; FIEDLER; PALOSKI, 2011; KOOZEKANANI et al., 1980). Contudo, a realização do teste do LEF de forma livre, autosselecionada tem sido pouco aprofundado.

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional. Foram levantadas as hipóteses: H<sub>1</sub>) o teste do LEF irá diferenciar o equilíbrio de adultos e de idosos, baseado nos dados obtidos por meio da plataforma; H<sub>2</sub>) o uso das três estratégias no teste do LEF (livre, tornozelo e quadril) produzirá resultados semelhantes, pois mesmo que a estratégia do tornozelo incline menos o corpo (movimento seguro e conservador) quando comparada à estratégia do quadril e livre (movimentos mais amplos), o COP é resultado de movimentos de compensação de todo o corpo. Este estudo poderá auxiliar na identificação de testes de referência para avaliar o equilíbrio, em ambientes clínicos, esportivos e laborais, bem como, direcionar treinamentos e reabilitações específicas.

### 3.2 MÉTODO

A presente dissertação foi dividida em dois capítulos experimentais com objetivos distintos. Para tanto, os participantes e coletas de dados de ambos os estudos foram as mesmas, a divisão aconteceu para facilitar a apresentação dos

resultados e discussão da temática.

### 3.2.1 Tipo de Estudo

O presente estudo é caracterizado como quase experimental (SIGELMANN, 1984; THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2009).

### 3.2.2 Caracterização dos Participantes

A seleção dos participantes foi por conveniência. Participaram do estudo 47 pessoas, sendo 43 adultos jovens, 12 homens com idade média 22,1 (19-28,  $DP = 2,4$ ), massa corporal média 76,4 kg (62-87,  $DP = 8,0$ ) e estatura média 1,77 m (1,64-1,93  $DP = 8,69$ ); e, 31 mulheres com idade média 22,0 anos (19-36,  $DP = 3,8$ ), massa corporal média 61,7 kg (46-90,  $DP = 10,9$ ), estatura 1,64 metros (1,54-1,79,  $DP = 6,9$ ); e 4 idosos, 1 homem com idade de 72 anos, massa corporal de 74 kg e 1,82 metros e 3 mulheres, 64,33 anos (60-68,  $DP = 4,0$ ), massa corporal média 76,6 kg (72-81  $DP = 4,5$ ) e estatura 1,62 m (1,59-1,65  $DP = 3,0$ ). Este número reduzido de participantes se deve ao fato de que, no meio do período de coleta de dados, foi decretado período de *lockdown* e isolamento social na cidade em que o estudo foi conduzido (Londrina-Paraná), impossibilitando a continuidade no aumento do número amostral do estudo. Inicialmente, o projeto também iria contar com outros grupos de análise (atletas e artistas circenses – grupo com melhor equilíbrio; e parkinsonianos – grupo com pior equilíbrio). Pela mesma justificativa apresentada, optamos por finalizar as coletas de dados com o número amostral apresentado acima.

### 3.2.3 Cálculo do Tamanho da Amostra

O cálculo do tamanho da amostra foi baseado no teste t por meio do programa *G\*Power* (MAYR et al., 2007). Este teste levou em consideração um tamanho de efeito de 0,5, margem de erro considerada aceitável de 5% ( $\alpha$ ), poder

de 80% ( $1 - \beta$ ). O  $n$  necessário para diferenciar o equilíbrio de adultos e de idosos seria de 128 participantes, sendo 64 adultos jovens e 64 idosos (ANEXO A).

### 3.2.4 Critérios de Inclusão e Exclusão

Os critérios de inclusão dos participantes no grupo de adultos jovens foram do sexo feminino e masculino com idade de 18 a 36 anos; não apresentarem histórico de cirurgia no tronco ou membros inferiores; não ter tido acidentes ou incidentes com acometimentos dos sistema musculoesquelético (por exemplo, lombociatalgia, estiramento muscular) nos últimos 6 meses; não apresentarem doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial sem correção; não utilizarem medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural conforme questionamentos da anamnese (Apêndice B); não serem sedentários nos últimos seis meses, e para caracterizar os níveis de atividade física dos participantes foi utilizado o Questionário Internacional de Atividade Física em sua forma curta (IPAQ), em Anexo B (MATSUDO et al., 2001). Os critérios de inclusão dos idosos foram idades acima de 60 anos; que não tivessem ou não tivessem tido recentemente uma condição médica aguda (p. ex., infecção e inflamação); que as condições crônicas estivessem controladas (p. ex., artrite, artrose e lombalgia); que as condições cardiovasculares ou metabólicas crônicas estivessem estáveis (p. ex., hipertensão e diabetes mellitus); e que não apresentassem histórico de cirurgia no tronco ou membros inferiores nos últimos seis meses.

O critério de exclusão dos participantes foi a incapacidade em realizar a tarefa de equilíbrio do estudo. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), apresentado no Apêndice C. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 45302721.8.0000.5231; Número do Parecer: 4.729.555; (ANEXO C). O recrutamento dos participantes foi por meio de contato pessoal e telefônico.

### 3.2.5 Local do Estudo

O estudo foi realizado no ambulatório de fisioterapia do hospital universitário, setor de fisioterapia Traumato-Ortopedia Funcional da Universidade Estadual de Londrina, e no Laboratório de Pesquisa e Ensino em Biomecânica do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina, com todos os grupos de jovens. A coleta do grupo de idosos aconteceu em suas residências.

Considerando que o presente realizou atividades presenciais nesse atual período de pandemia, da COVID-19, foram tomadas algumas medidas sanitárias, tais como: a sala de avaliação estavam ventiladas; antes de adentrar na sala, havia uma área dita como "limpa" com local para colocação de sapatos/tênis/bolsas, pois todos permaneceram descalços, e havia álcool para desinfecção das mãos; era obrigatório o uso de equipamentos de proteção, como máscara entre os membros da equipe de trabalho e os participantes da pesquisa; desinfecção dos equipamentos, como plataforma de força e computadores entre cada uso, bem como, a orientação quanto a higienização das mãos, constantemente, por parte da equipe e participantes, entre cada momento de avaliação, ou, quando achassem necessário. As orientações eram dadas para minimizar o risco de contaminação pela COVID-19.

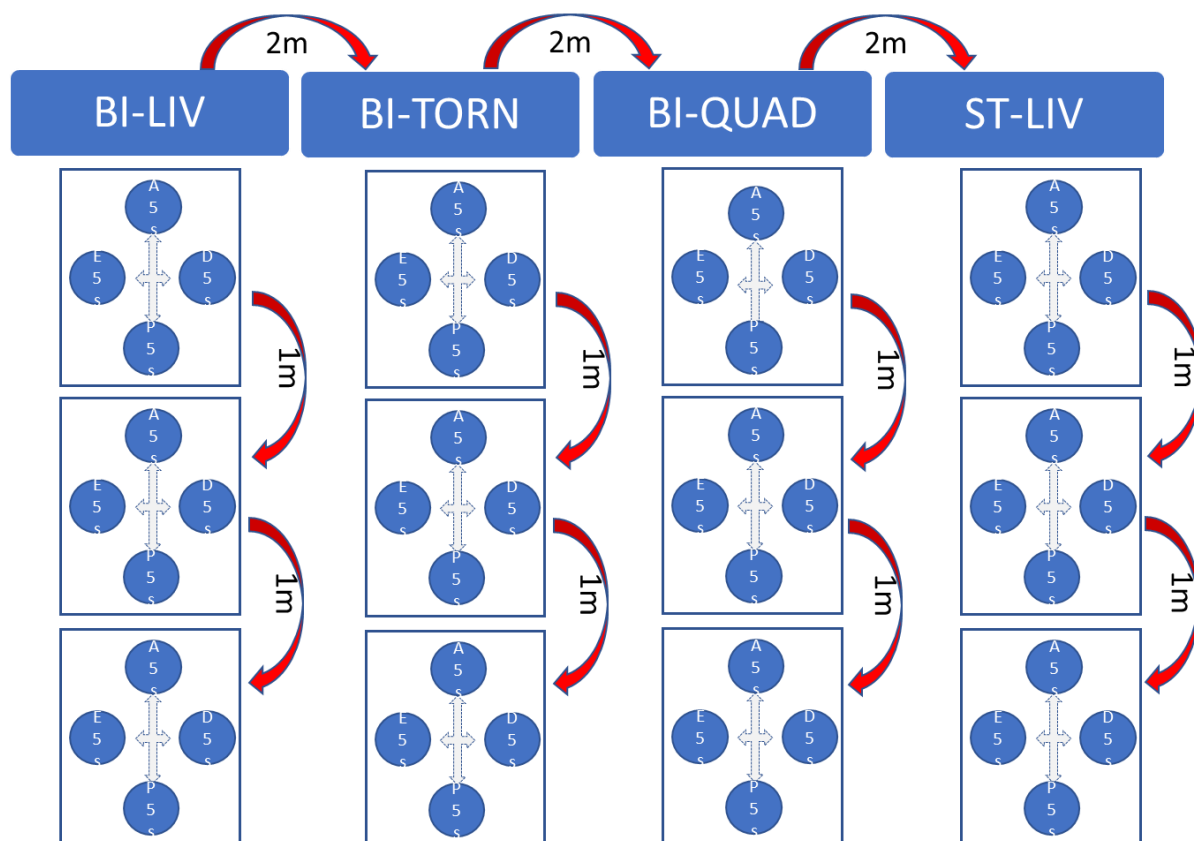
### 3.2.6 Delineamento

Em virtude do deslocamento do COP poder ser realizado a partir de diferentes estratégias (maior amplitude apenas de tornozelo – pêndulo invertido; maior flexão de tronco e/ou quadril e anteriorização da cabeça; entre outros), o teste de LEF foi realizado em três condições controlando tais estratégias: livre, tornozelo e quadril. O teste do LEF foi iniciado com a condição livre, para não ter influências sobre as demais condições. Pois, segundo Horak e MacPherson (1996), as metas da tarefa e as instruções anteriores podem afetar o sistema de ajustes posturais.

As três condições baseadas nas estratégias livre, tornozelo e quadril geraram um total de nove tentativas, sendo três em cada condição e todas em apoio bipodal. Foram realizadas três tentativas em apoio semi-tandem no teste de LEF, na condição livre. Todas as tentativas no teste do LEF foram realizadas com os olhos

abertos. A ordem dos testes de LEF foram aleatorizadas entre os participantes, por meio do método Williams Square (WANG; WANG; GONG, 2009). Todas as avaliações foram feitas por um único avaliador experiente nos procedimentos do estudo.

**Figura 1-** Delineamento de coleta de dados do estudo nas diferentes condições de estratégia de equilíbrio no teste LEF (tornozelo, joelho e livre).



Fonte: elaborada pelo autor

**Legenda:** BI-LIV (apoio bipodal e estratégia livre), BI-TORN (apoio bipodal e estratégia do tornozelo), BI-QUAD (apoio bipodal e estratégia do quadril), ST-LIV (apoio semi-tandem e estratégia livre). Dentro dos círculos estão representadas as letras: A (inclinação anterior), P (inclinação posterior), D (inclinação para a direita) e E (inclinação para a esquerda), conforme orientação das setas. O número 5 dentro de cada círculo representa o tempo mínimo de cinco segundos permanecido nas extremidades das inclinações.

A figura 1 representa as condições experimentais usadas no teste de limite de estabilidade funcional tanto no apoio bipodal, condições livre, tornozelo e quadril, quanto no semi-tandem, na condição livre. Foi fornecida instrução para que o participante colocasse sempre o pé direito na frente do esquerdo na condição em semi-tandem. Os participantes tiveram dois minutos de descanso entre as condições (bipodais e semi-tandem) e um minuto entre as tentativas.

### 3.2.7 Instrumento e Tarefa

O equilíbrio foi avaliado com a plataforma de força portátil AccuSway<sup>Plus</sup> da AMTI (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*) com dimensões de 44mm (altura) x 500mm (largura) x 500mm (comprimento), que mediu a oscilação do COP. O COP foi calculado a partir dos sinais de força e momento por meio do *Balance Clinic Software* (AMTI, Watertown, MA).

O estudo foi composto pelo teste LEF, que consistiu em realizar a inclinação voluntária máxima nas direções anterior, posterior e laterais direita e esquerda, nas condições bipodais e semi-tandem, com olhos abertos.

### 3.2.8 Procedimentos

Os participantes receberam informações referentes aos procedimentos e objetivos do estudo. Na sessão experimental, os participantes assinaram o TCLE, responderam a anamnese e o IPAQ (ANEXO A). Em relação aos níveis de atividade física para o grupo de adultos jovens, baseado nos escores do IPAQ, 44,2% foram classificados como ativos e a mesma porcentagem como muito ativos, 9,3% como insuficientemente ativo B e 2,3% como insuficientemente ativo A. Quando os critérios de inclusão foram atendidos os participantes foram convidados para participar da pesquisa e foram agendadas as coletas de dados.

No teste de limite de estabilidade funcional os participantes receberam instruções sobre cada condição ou estratégia; era explicado como o participante deveria executar as inclinações, usando as estratégias tornozelo, quadril ou livre; foi instruído a realização de uma tentativa teste para familiarização em cada condição. Os participantes iniciavam em uma posição quieta, chamada posição central, por cinco segundos (tempo controlado pelo avaliador), e após comando verbal “frente” o participante inclinava anteriormente e permanecia nessa posição anterior por no mínimo 5 segundos, até que era dito “trás”, o participante deveria sair da posição inclinada anteriormente para a posição máxima para trás, e permaneceria nessa posição por no mínimo 5 segundos; imediatamente após esse tempo era dito “centro” (retorno para a posição central) e permanecer nessa posição aproximadamente 5 segundos; Após o comando verbal “direita” o participante

deveria deslocar o máximo para a direita e permanecer nesta posição por 5 segundos; em seguida era falado “esquerda”, o participante deslocava-se da direita para o máximo à esquerda. O controle do tempo nas inclinações finais de cada direção (5 segundos no mínimo), bem como, as mudanças de direções (frente, trás, centro, direita e esquerda) foram feitas pelo avaliador, essas direções e tempos foram usadas por outros estudos anteriores (BLASZCZYK; HANSEN; LOWE, 1993; CANDIDO, 2018; HASEGAWA et al., 2021). O tempo de cada tentativa foi de aproximadamente cinquenta segundos. Os participantes realizaram três tentativas em cada condição podal, com aproximadamente 1 minuto de descanso entre elas, e dois minutos de descanso entre as condições. Durante o período de descanso foi orientado que os participantes descessem da plataforma e se sentassem em uma cadeira para evitar fadiga. Um avaliador ficou posicionado nas direções das inclinações para segurar o avaliado caso fosse necessário. Se um participante perdesse o equilíbrio ou desse um passo, os dados eram descartados e a tentativa era repetida.

Em relação às condições do teste LEF, destacam-se: na condição tornozelo, os participantes foram instruídos a apenas se deslocarem nas direções e sentidos apontados pelo avaliador por meio de movimento do tornozelo. Ao se deslocar para as direções anterior e posterior foi solicitado que os participantes realizassem a movimentação com enfoque nas articulações do tornozelo, mantendo o corpo rígido (como se fosse um pêndulo invertido); para as direções direita e esquerda solicitou-se manter o corpo alinhado seguido de um deslocamento lateral, para a respectiva direção ordenada, com o intuito de alcançar maiores pressões nas bordas laterais dos respectivos pés, gerando uma direção de inversão do tornozelo no lado direcionado, sem retirar os pés da plataforma. Na condição quadril, o deslocamento das direções e sentidos desejados eram realizados com movimentação dessa articulação. Para a direção anterior, foi instruído que realizassem a inclinação com base na flexão do quadril, mas, foi orientado que não realizassem um mecanismo compensatório para trás (p. ex., com hiperextensão de joelho e plantiflexão do tornozelo, deslocando o peso para o calcanhar) associado à flexão total da coluna (JONSSON; HENRIKSSON; HIRSCHFELD, 2003); na inclinação posterior, orientou-se a realização da extensão; e, para as inclinações direita e esquerda, que executassem as inclinações do tronco, para os lados, sem compensar com o deslocamento contra-lateral do quadril (transferência de peso para

o lado oposto). Durante um movimento voluntário do tronco envolvendo flexão ou extensão, há uma contra rotação nos membros inferiores (CRENNA et al., 1987). Por isso, neste estudo controlou-se o movimento contra rotação dos membros inferiores, para que os participantes não realizassem compensações. Na condição livre, os participantes poderiam tentar mover qualquer segmento corporal para tentar atingir a maior amplitude de deslocamento no teste de LEF, deixava-se a critério do participante qual seria a melhor maneira de se atingir o máximo das inclinações (esta condição era a primeira a ser realizada, para não ter influências das condições orientadas), conforme pode ser visto na figura 2.

**Figura 2** – Exemplo das posições de inclinações realizadas durante o teste de Limites de Estabilidade Funcional (LEF) nas direções anteroposterior e médio-lateral, sobre a plataforma de força.



**Legenda:** Os painéis A e B, respectivamente com inclinações para frente e trás, nas condições bipodais livre, tornozelo, quadril e semi-tandem livre; e os painéis C e D, respectivamente, com inclinação para direita e esquerda nas mesmas condições podais.

O posicionamento dos pés na base bipodal foi a posição confortável - auto selecionada pelo participante, tendo como vantagem a rápida execução dos testes e fácil administração de protocolos clínicos (BIGELOW; BERME, 2011); enquanto, na postura quieta semi-tandem, o pé direito foi posicionado à frente do

esquerdo, com a primeira articulação metatarso-falangeana (dedos) do pé posterior próximo ao meio do arco longitudinal do pé anterior, separados aproximadamente por 2,5 cm entre eles (MARKOVIC et al., 2014; SARABON et al., 2013). As posições de apoio de ambas as condições (bipodal e semi-tandem) inicial foram consistentes de uma tentativa para outra, traçando os contornos dos pés anteriormente na plataforma de força (ponta do dedão do pé, borda medial do pé, borda lateral).

### 3.2.9 Processamento de Dados

O equilíbrio foi avaliado com a plataforma de força Accusway Plus (AMTI, Watertown, MA) com interface de um computador. Forças triaxiais ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) e momentos ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) foram registrados a 100 Hz, por 50 s por meio do programa *software Balance Clinic* (AMTI, Watertown, MA). Um filtro digital foi usado aos dados COP antes da análise; filtro Butterworth de quarta ordem implementado como um filtro IIR (Infinite Impulse Response).

O *software* calculou a posição, as amplitudes de oscilação anteroposterior e médio-lateral do COP e registradas (em centímetros). O *software* calculou as variáveis de deslocamentos X e Y. As definições e cálculos para os valores X serão demonstrados abaixo, os valores Y são calculados da mesma maneira. Em ambas as tarefas foram consideradas toda a série temporal.

X Max (o deslocamento x máximo do centroide dos dados)  $X_{max} = \max(x_i - x_{avg})$

X Mín (o deslocamento x mínimo do centroide dos dados)

$$X_{min} = \min(x_i - x_{avg})$$

### 3.2.10 Variáveis do Estudo

As variáveis independentes do estudo são: grupos (adultos jovens x idosos) e condições podais (bipodal livre x bipodal tornozelo x bipodal quadril). Além das condições bipodais com as estratégias livre, tornozelo e quadril, também foi realizada a condição semi-tandem livre. Essa condição não será comparada com as demais condições bipodais. Foram comparadas separadamente as variáveis grupo e as estratégias de LEF (tornozelo, joelho, quadril e livre).

Para comparar os grupos foram calculadas as variáveis dependentes, nas direções anteroposterior (ap) e médio-lateral (ml). a) *deslocamento para frente (AP<sub>FRENTE</sub>)*: maior valor da série temporal do deslocamento anterior; b) *deslocamento para trás (AP<sub>TRÁS</sub>)*: maior valor da série temporal do deslocamento posterior; c) *deslocamento para a direita (ML<sub>DIR</sub>)*: maior valor da série temporal do deslocamento para a direita; d) *deslocamento para a esquerda (ML<sub>ESQ</sub>)*: maior valor da série temporal do deslocamento para a esquerda; e) amplitude (**AP<sub>AMP</sub> e ML<sub>AMP</sub>**): diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do deslocamento, nas direções ap e ml.

### 3.2.11 Análise Estatística

O teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* não confirmou a normalidade de algumas variáveis dependentes, assim testes não-paramétricos foram utilizados para a estatística descritiva e inferencial. Para as análises descritivas foram utilizadas medianas e 1° e 3° quartis. Para a análise inferencial com duas amostras independentes (grupo: adultos jovens x idosos) foi utilizado o teste de *Mann-Whitney-U*. Para a análise de diferença entre as três condições de estratégias bipodais (livre, tornozelo, quadril), foi usado o teste de ANOVA de *Friedman*. O teste de *Wilcoxon* foi utilizado para as comparações pareadas como forma de *post hoc*, quando necessário.

Para as variáveis que mostraram diferenças estatísticas entre os grupos, foi calculado o tamanho do efeito para testes sem distribuição normal, usando a fórmula  $r = \frac{Z}{\sqrt{n_1+n_2}}$ , em que *Z* é o score da estatística não-paramétrica dividido pela raiz quadrada da soma do número da amostra. O tamanho de efeito refere-se à magnitude da diferença entre duas amostras, relação entre variáveis, ou o efeito de uma variável sobre outra. Na interpretação da magnitude do efeito classificam-se como: insignificante < 0,19, pequeno de 0,20 - 0,49, moderada 0,50 – 0,79, grande de 0,80 – 1,29. Um tamanho de efeito moderado representa uma magnitude evidente a olho nu, em contrapartida, um efeito pequeno é claramente menor, e um grande é obviamente maior (COHEN, 1988; COHEN, 1992). As análises estatísticas foram feitas no software SPSS (v. 27). A significância adotada para as análises estatísticas foi estabelecida em 5% ( $p < 0,05$ ).

### 3.3 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta os resultados de deslocamento (máximo, mínimo e amplitude) anteroposterior e médio-lateral (mediana, 1º e 3º quartis), de adultos jovens e idosos, no teste de LEF. O teste *Mann-Whitney-U* apontou diferenças estatisticamente significativas intergrupos, os adultos jovens demonstraram maiores valores para praticamente todas as variáveis analisadas ( $U \leq 33,0$ ;  $Z \geq -2,021$ ;  $p \leq 0,043$ ). Exceto para as variáveis deslocamento para trás (condição bipodal livre, tornozelo e quadril) e deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral, na condição semi-tandem, em que não houve diferença entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Calculou-se o tamanho de efeito entre o grupo de adultos e o grupo de idosos das variáveis com diferenças estatísticas e todas apresentaram uma pequena magnitude ( $r \geq -0,29$  e  $\leq -0,46$ ), portanto, as magnitudes das diferenças dos valores dos grupos analisados são baixas, valores do grupo adulto estão próximos aos valores do grupo idoso, como pode ser visto no Anexo C.

O teste de *Friedman* mostrou que as estratégias bipodal (livre, tornozelo e quadril) diferem entre si somente no grupo de idosos para o deslocamento à direita ( $X^2(2) = 6,5$ ;  $p = 0,039$ ). Comparações post-hoc par-a-par, teste de *Wilcoxon*, permitiu observar que o deslocamento para a direita na estratégia do tornozelo foi maior ao deslocamento para a direita na estratégia do quadril ( $Z = 2,475$ ;  $p = 0,04$ ), com um pequeno tamanho de efeito ( $r = 0,36$ ), assim, a magnitude das diferenças entre as estratégias tornozelo e quadril são pequenas.

**Tabela 1** - Deslocamentos (máximo, mínimo e amplitude) anteroposterior e médio lateral (mediana, 1º e 3º quartis), de adultos jovens e idosos, no teste de LEF.

		BIPODAL LIVRE			BIPODAL TORNOZELO			BIPODAL QUADRIL			SEMI-TANDEM LIVRE			
		Mediana	1°. Q	3°.Q	Median a	1°.Q	3°.Q	Median a	1°.Q	3°.Q	median a	1°.Q	3°.Q	
AP	Frente	Adultos	8,73*	8,05	9,97	8,58*	8,03	9,30	8,78*	8,11	9,88	13,75*	12,51	15,49
		Idosos	6,30	5,60	7,36	6,80	5,74	7,34	6,30	5,23	6,52	10,50	10,15	12,65
	Trás	Adultos	7,65	8,57	6,51	7,83	8,64	7,04	7,37	8,83	6,57	11,83*	12,93	10,50
		Idosos	5,80	7,74	5,18	6,05	8,75	5,67	4,88	8,80	3,71	7,56	9,82	6,60
	Amplitude	Adultos	16,70*	14,83	18,26	16,68*	15,23	17,94	16,91*	15,19	17,8	26,47*	23,45	28,30
		Idosos	12,36	11,70	13,92	13,06	11,75	15,53	10,61	9,53	15,3	17,96	16,86	22,47
ML	Direita	Adultos	12,39*	11,15	13,25	12,20*	11,56	12,99	12,04*	10,53	13,1	6,18	5,78	6,82
		Idosos	7,65 <sup>T</sup>	7,22	10,54	9,38 <sup>L,Q</sup>	8,18	11,85	7,70 <sup>T</sup>	5,00	10,3	5,56	4,47	6,93
	Esquerda	Adultos	12,73*	13,69	11,43	12,77*	13,32	11,89	12,28*	13,40	9,73	6,83	7,48	6,26
		Idosos	7,82	9,92	6,71	8,64	11,21	7,18	6,84	9,50	5,32	5,44	7,34	3,79
	Amplitude	Adultos	25,32*	23,09	26,62	25,16*	22,83	26,35	24,32*	20,62	26,6	13,19	12,03	14,38
		Idosos	15,37	14,04	20,46	18,02	15,36	23,06	14,54	10,32	19,8	11,00	8,35	14,16

**Legenda:** Diferenças estatísticas ( $p < 0,05$ ) comparando \*adultos e idosos; e comparando <sup>T</sup>tornozelo, <sup>Q</sup>quadril e <sup>L</sup>livre”.

### 3.4 DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional (LEF). Adultos jovens e idosos realizaram o teste de Limites de Estabilidade Funcional (LEF) nas condições bipodal e semi-tandem. Também foram testadas três estratégias para a realização do LEF, a saber: livre, tornozelo e quadril. Os resultados apontaram maiores valores no grupo adulto do que nos idosos para praticamente todas as variáveis analisadas ( $p < 0,05$ ), com exceção das variáveis deslocamentos para trás (nas condições bipodal livre, tornozelo e quadril), e nos deslocamentos médio-lateral na condição semi-tandem ( $p > 0,05$ ). Ao comparar as condições bipodal livre, tornozelo e quadril, em cada um dos grupos, foi constatado que somente no grupo idoso na variável de deslocamento para a direita houve diferença estatística. Foi constatado que na estratégia do tornozelo ocorreu maior deslocamento do que na estratégia do quadril, ou seja, houve maior deslocamento para a direita utilizando a estratégia do tornozelo à do quadril, no grupo idoso.

Dada a complexidade do sistema de equilíbrio postural, uma variedade de tarefas são adotadas para serem analisadas, dentre elas, a ereta quieta em apoio bipodal (CUAYA-SIMBRO et al., 2021; HUR et al., 2012), em base estreita (SOLIS-ESCALANTE; KAM; WEERDESTTEYN, 2020) e unipodal (ANGUERA et al., 2016; MAZUMDER et al., 2017). Contudo, a avaliação de um número maior de tarefas dificultaria a identificação do melhor ensaio e aumentaria o tempo de testagem e/ou análise de dados. Em ambientes clínicos a seleção de testes evita períodos de exames excessivamente demorados (MELILLO et al., 2017). Dentre os vários testes, um facilmente viável na prática clínica seria o LEF, que mede o controle volitivo das inclinações máximas e é fortemente dependente da estratégia de movimento individual (JURAS et al., 2008).

O teste de LEF é considerado como uma ferramenta de avaliação importante do equilíbrio quase-estático, que se utiliza da movimentação dinâmica para definir os limites do equilíbrio funcional (HOLBEIN-JENNY et al., 2007). O LEF representa a distância máxima no deslocamento do COP quando o corpo é inclinado em várias direções, sobre sua base de suporte sem que ocorra um passo (MCCOLLUM; LEEN, 1989; MELZER et al., 2009).

O fato de dezoito das vinte e quatro variáveis dos deslocamentos

apresentarem diferenças entre adultos jovens e idosos mostra que a o teste de LEF foi sensível para diferenciar o desempenho. Por conseguinte, foi aceita a hipótese  $H_1$ . Tais resultados corroboram com estudos que verificaram o LEF reduzido nas direções anteroposterior e médio-lateral em idosos comparados a adultos jovens (HOLBEIN-JENNY et al., 2007; KING; JUDGE; WOLFSON, 1994; MURRAY; SEIREG; SEPIC, 1975; SCHIEPPATI et al., 1994; TOMITA et al., 2021). Adultos apresentam maior LEF o que parece ser indicador válido da capacidade de equilíbrio, enquanto idosos apresentam menores limites de estabilidade sendo indicativo de que há menor área para manter-se seguro, em equilíbrio (TOMITA et al., 2021). Neste sentido, os jovens, por apresentarem maior amplitude articular do tornozelo e melhor controle e força muscular (isométrico e excêntrico), aumentaram a inclinação voluntária máxima (CLARK et al., 2005; ROBINOVITCH et al., 2002). Em contra-partida, os idosos além de apresentarem menores valores no deslocamento do COP, levaram mais tempo para atingir o limite de estabilidade funcional (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; BLASZCZYK; HANSEN; LOWE, 1993). A capacidade reduzida dos idosos de controlar o deslocamento do COP dentro dos limites da base de suporte, durante a atividades que desafiam o limite de estabilidade, pode levar a quedas (TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Se uma pessoa estiver com o COP perto ao limite da base de apoio (dado pelo contato dos pés) e com alta velocidade será mais difícil recuperar o equilíbrio quando comparada a uma situação em que estivesse no centro da base de apoio, com a mesma velocidade (PAI; PATTON, 1997).

A avaliação dos limites de estabilidade funcional demonstrou valores elevados dos parâmetros de deslocamentos na direção médio-lateral quando comparado com a direção anteroposterior, na base bipodal. Tais resultados corroboram com Holbein e Redfern (1997), que encontraram os ângulos de oscilação em média  $9,2^\circ$  anteroposterior e  $15,3^\circ$  de oscilação médio-lateral. Apesar da articulação do tornozelo possibilitar maior grau de liberdade no plano sagital (anteroposterior), devido a estrutura anatômica (KAPANDJI, 2000), esses resultados podem ser explicados pelo fato de que a separação dos pés, na condição bipodal, tem a tendência de resultar maiores deslocamentos na direção médio-lateral (HOLBEIN; CHAFFIN, 1997). Portanto, o posicionamento paralelo e afastado dos pés, na postura bipodal, é maior em comprimento do que a base de suporte podal, formada pelas extremidades do pé (retropé e antepé), isso define que a área

aproximada dos limites de estabilidade funcional médio-lateral seja maior do que a anteroposterior.

A ausência de diferença entre grupos, nas variáveis de deslocamentos deslocamento para trás em todas as estratégias na condição bipodal e no deslocamento médio-lateral na condição semi-tandem, pode ter ocorrido pelo fato de que o deslocamento para trás na condição bipodal em todas as estratégias e nas direções médio-laterais no apoio em semi-tandem, os participantes já estão com o COP perto ao limite da base de apoio, ou seja, próximos aos LEF. Os grupos permaneceram em uma posição mais central, por maior segurança e melhor equilíbrio (HOLBEIN; REDFERN, 1997; PAI; PATTON, 1997). Na posição de semi-tandem, de maior instabilidade, tanto adultos jovens quanto os idosos utilizaram estratégias semelhantes para atingir o máximo dos limites de estabilidade, utilizando como estratégias a flexão lateral do tronco, principalmente, a inclinação lateral torácica.

Em nosso estudo o teste de LEF mostrou ser uma medida confiável para a análise do equilíbrio. RAFAŁ e colaboradores (2011), ao avaliar a confiabilidade teste-reteste intrasessão (quatro medições com intervalos de dois minutos) e intersessão (quatro medições com uma semana de intervalo) para as medidas de deslocamento do COP em posição quieta e durante o teste de LEF, constataram que para o teste na posição quieta apenas o parâmetro de velocidade média do COP forneceram alta confiabilidade intrasessão e intersessão, ou seja, um único parâmetro apresentou um alto valor de aplicação; enquanto que, no teste de LEF, foi mostrado valores elevados de todos os parâmetros, como os deslocamentos anteroposterior, médio-lateral e área na intrasessão e intersessão. Os parâmetros relacionados ao teste de LEF mostram-se muito confiáveis e pode ter potencial aplicabilidade em avaliações na prática clínica e esportivas em diversos grupos populacionais.

O teste de LEF é utilizado para a análise do equilíbrio em diversas populações, como pessoas com desenvolvimento típico (“equilíbrio normal”) (HAWORTH et al., 2020), em adolescentes (ALSALAHEEN et al., 2015), adultos jovens (LININGER et al., 2018), atletas com capacidades físicas associadas a um bom equilíbrio (ALONSO et al., 2013) e pessoas com comprometimento no equilíbrio, como pessoas com doença de Parkinson (HASEGAWA et al., 2021) ou esclerose múltiplas (MELILLO et al., 2017), e idosos (HORAK; WRISLEY; FRANK,

2009; MICHALSKA et al., 2020) A redução no alcance do LEF tem sido relacionada ao déficit no equilíbrio em idosos saudáveis (OWINGS et al., 2000). Maiores alcances/deslocamentos no LEF podem sugerir melhor desempenho de equilíbrio. O desempenho no teste LEF pode diferir em relação às estratégias posturais utilizadas (CLARK et al., 2005).

Para compreender o papel das estratégias no teste do LEF é importante relatar sobre a ação das estratégias no teste em pé quieto. Segundo Winter (1995), na posição bipodal quieta, a estratégia do tornozelo ocorre com a movimentação na direção anteroposterior (ação dos dorsiflexores / plantiflexores), e a estratégia do quadril (ação dos abdutores / adutores do quadril) emerge com a movimentação na direção médio-lateral. Em outras posições, como tandem ou semi-tandem, os dois mecanismos funcionam separadamente, com a ação da estratégia do tornozelo (ativação dos inversores/eversores) quando há oscilações na direção médio-lateral, enquanto a estratégia do quadril domina na direção anteroposterior. Para manter a oscilação do corpo dentro dos limites de estabilidade, durante as inclinações, podem ser usadas estratégias do tornozelo (movimentos centralizado, principalmente nos tornozelos), do quadril (o movimento corporal é controlado por meio da movimentação do quadril) e quando as estratégias acima são insuficientes para recuperar o equilíbrio, um passo é dado para modificar a base de apoio para prevenir uma queda e o passo, quando as estratégias anteriores são insuficientes para recuperar o equilíbrio (HORAK; NASHNER, 1986; MCCOLLUM; LEEN, 1989; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Em postura bípede quieta os adultos utilizam a estratégia do tornozelo (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK, 1996).

Adultos jovens tem a capacidade de inclinar o corpo a partir da posição vertical sem alterar a base de apoio (KING; JUDGE; WOLFSON, 1994). O controle sobre as estratégias de movimentos utilizadas pelos adultos jovens para atingir o limite de estabilidade funcional foi restrito à estratégia do tornozelo em alguns estudos (HOLBEIN; REDFERN, 1997; JURAS et al., 2008; SŁOMKA et al., 2020). Tal peculiaridade no uso restrito da estratégia do tornozelo pode resultar em um limite de estabilidade funcional um tanto conservador, em torno de 50% a 60% da base de suporte (HOLBEIN; REDFERN, 1997). Outros estudos indicam que durante as inclinações em idosos ocorre a utilização da estratégia do quadril (JONSSON; HENRIKSSON; HIRSCHFELD, 2003; WERNICK-ROBINSON; KREBS; GIORGETTI, 1999); essa propensão ao uso dessa estratégia ao responder

situações de perda do equilíbrio - como durante o movimento de uma superfície de apoio - pode ser devido às restrições no sistema biomecânico (fraqueza dos músculos do tornozelo perda de sensibilidade desta articulação (capacidade de detectar movimento), perda de flexibilidade e alteração postural em flexão), que limitam o uso de estratégia de tornozelo, em idosos por exemplo (MANCHESTER et al., 1989; ROBINOVITCH et al., 2002; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 1996). Contudo, ao inclinar, os indivíduos coordenam os segmentos corporais de várias maneiras, para manter o equilíbrio e atingir a meta de deslocamento (NASHNER; MCCOLLUM, 1985). Apesar do uso corriqueiro em pesquisas utilizando a restrição da estratégia do tornozelo, são necessárias mais investigações que utilizem outras estratégias, como estratégia livre, ao usar o corpo para atingir a meta de inclinar-se o mais longe possível. Em nosso estudo, além de utilizar as estratégias do tornozelo e quadril no teste de LEF, também foi utilizada estratégia “livre” para atingir o objetivo final, que foi inclinar-se o mais longe possível; como visto em outros estudos (CLARK et al., 2005; WALLMANN, 2001).

O uso das três estratégias (livre, tornozelo e quadril) no teste do LEF produziu resultados semelhantes. Das vinte e quatro variáveis nenhuma apresentou diferença no grupo adulto jovem e apenas uma no grupo idoso. Por conseguinte, foi parcialmente aceita a hipótese H<sub>2</sub>. Fornecemos aos participantes uma meta para a tarefa em cada condição, inclinar o mais longe possível. Os participantes podem ter realizado uma resistência em comprometer a estabilidade biomecânica, permanecendo em um limite de estabilidade seguro e conservador e por isso as semelhanças nos resultados de deslocamentos entre as estratégias – livre, tornozelo e quadril. Essa manutenção conservadora faz com que o limite de estabilidade não atinja todo o seu potencial teórico da base de suporte (HOLBEIN; REDFERN, 1997). Para não comprometer a estabilidade os sujeitos reduziram a inclinação máxima anterior (auto selecionada), durante o teste de alcance funcional, enquanto com a apresentação de um alvo visual externo *on-line*, uma tolerância maior de instabilidade biomecânica ocorreu para atingir a meta de alcançar o alvo, durante o teste de LEF (CLARK et al., 2005). Durante as tarefas de limites de estabilidade os participantes são influenciados pela disposição de tolerar o desequilíbrio durante a tarefa de inclinação máxima (CLARK et al., 2005; RILEY et al., 1997). Diferentes estratégias podem ser utilizadas no teste de alcance, contudo movimentos compensatórios podem restringir o máximo deslocamento anterior do corpo

(WERNICK-ROBINSON et al., 1999). Assim sendo, movimentos compensatórios podem ter acontecido nas estratégias usadas neste estudo e a não mensuração dessas compensações pode ser um fator limitante. Embora as estratégias livres ou de quadril provavelmente estenderia os limites de estabilidade, tal resultado não seria duplicado, ou significativo para demonstrar as diferenças (HOLBEIN; REDFERN, 1997). Para estudos futuros, análises das estratégias adotadas no LEF devem ser investigadas para compreender se efetivamente ocorrerão o máximo deslocamento dentro da base de suporte.

Apenas a variável de deslocamento médio-lateral para direita apresentou diferença entre as estratégias no grupo idoso, sendo maior deslocamento na estratégia de tornozelo em comparação às condições livre e quadril. Esse maior deslocamento para a direita nos idosos foi explicado pela preferência lateral mais forte à direita nos membros inferiores reforçada com o avanço da idade, devido aos anos de uso e treinamento do lado preferido, reforçando a preferência unilateral para o lado preferido (MARCORI et al., 2019). Assim, ao deslocar-se o peso do corpo para a direita, usando a estratégia do tornozelo, em seu membro inferior de suporte preferido (direito), ocorria maior segurança e maior amplitude de deslocamento. Ao analisar as diferentes estratégias realizadas pelos idosos, no parâmetro de deslocamento para a direita, pode-se inferir que nas estratégias quadril e livre, ao inclinar-se para a direita (flexão lateral) usando o quadril e tronco, ou, a forma livre da inclinação, pode ter ocorrido a compensação para o lado contra-lateral (deslocando o peso do corpo para a perna esquerda), o que reduziu o valor no parâmetro de deslocamento para a direita. Os idosos podem apresentar alterações da mobilidade do tronco (região lombar) e quadril, causadas por alterações no sistema musculoesquelético (articulações, músculos, ligamentos, fâscias, nervos) sendo capazes de gerar dor e restrição da capacidade de executar a tarefa de inclinação (FALCAO, 2006; DA COSTA PROCOPIO, 2015). Praticamente todos os distúrbios neuromusculoesqueléticos resultam em alguma degeneração do sistema de equilíbrio (WINTER, 1995). Desta forma, os idosos preferiram permanecer dentro de uma área mais conservadora usando a estratégia do tornozelo ao invés de usar as inclinações do tronco e quadril.

O presente estudo apresenta como principais limitações sua amostra reduzida e a pequena magnitude do tamanho do efeito das variáveis com diferenças estatísticas tanto no grupo de adultos jovens quanto de idosos, e a ausência de

outros grupos de variadas faixas etárias ou níveis de desempenho (melhor e pior habilidade) de equilíbrio. E ainda, não foram levadas em consideração as características antropométricas, como por exemplo o comprimento dos pés. Pessoas com pés maiores podem apresentar um LEF maior em unidades de comprimentos, se comparado a pessoas com o pé pequeno (HOLBEIN; REDFERN, 1997). Tais limitações impedem a proposição de escalas de avaliação e classificação do equilíbrio. Além do mais, a falta de controle das características antropométricas dos participantes do estudo, tal como a altura ou IMC, pode ter influenciado o desempenho no teste de LEF. Assim, talvez seja interessante normalizar os dados, realizar algum tipo de correção ou proposta de coeficiente que leve em consideração estas outras variáveis antropométricas que poderiam ter efeito direto ou indireto no desempenho do LEF. E além do mais, considerando custo e pouca acessibilidade da plataforma de força, sugere-se o uso de dispositivos alternativos de baixo custo analisar o equilíbrio, tal como os smartphones.

### 3.5 CONCLUSÃO

Adultos jovens desempenham maiores deslocamentos (anterior, direita e esquerda) no teste de LEF em comparação aos idosos, independentemente da estratégia de inclinação realizada (livre, tornozelo e quadril) e da base de suporte (bipodal com pés paralelos ou semi-tandem). Tais resultados indicam o LEF como ferramenta potencial para discriminar o desempenho do equilíbrio entre grupos. Segundo Holbein-jenny e colaboradores (2007) as medidas obtidas pelo teste de LEF parecem ser indicadores válidos da capacidade de equilíbrio em adultos e idosos. Não houve diferença no desempenho com as diferentes estratégias de inclinação (livre, tornozelo e quadril) no teste de LEF nos adultos jovens para todas as variáveis e para a maior parte das variáveis nos idosos. Logo, foi sugerido que o teste LEF pode ser realizado com qualquer uma das estratégias.

Foram sugeridos novos estudos que analisem maiores populações, com níveis de desempenho de equilíbrio distintos, para que o teste do LEF possa ser testado como possível ferramenta de avaliação e classificação do equilíbrio.

#### 4 TERCEIRO ESTUDO (EXPERIMENTO II): “TESTE DA ASSOCIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POSTURAL MENSURADO POR SMARTPHONE E PLATAFORMA DE FORÇA: UM ESTUDO DE VALIDAÇÃO”.

##### RESUMO

A posturografia, por meio da plataforma de força, fornece medidas consideradas padrão ouro na análise do equilíbrio. Contudo, devido ao seu alto custo, encontrar outros dispositivos acessíveis, tal como os *smartphones*, pode ser uma alternativa interessante. Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi testar a associação entre medidas de equilíbrio no teste de Limite de Estabilidade Funcional (LEF) mensurado pelo alcance do COP em plataforma de força e pelo ângulo de inclinação de um *smartphone*. Para tanto, 47 participantes, sendo 43 jovens (idade M=22,09 anos; DP=3,47 anos) e 4 idosos (idade M=66,25 anos e DP=5,06 anos) foram analisados no teste de LEF por meio de uma plataforma de força e de um *smartphone* alocado na região lombar. Os resultados apresentaram algumas associações significantes entre as variáveis do *smartphone* e da plataforma de força, contudo todas muito baixas ( $p > 0,317$ ;  $p < 0,039$ ). A ausência de associação forte entre as variáveis da plataforma de força e do *smartphone* foi explicada pelas estratégias utilizadas pelos participantes em flexionar/estender de maneira diferente os diferentes segmentos corporais para melhor explorar os alcances no teste de LEF. Foi sugerida a realização de outros estudos que contemplem a análise destes diferentes graus de liberdade dos segmentos do tronco, membros inferiores e novas propostas de avaliação e classificação do equilíbrio.

**Palavras-chave:** posturografia; dispositivo móvel; *smartphone*; validação.

#### 4.1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio é essencial para diversas atividades diárias, esportivas e lazer e deve ser eficiente para atingir os objetivos específicos de cada tarefa (HORAK; MACPHERSON, 1996; HORAK; WRISLEY; FRANK, 2009). Comprometimentos no controle postural, como no envelhecimento, pode resultar na redução da capacidade funcional em atividades diárias, isolamento social, depressão e ser um elemento predisponente a quedas, que como consequência pode levar a fraturas, gerando maior gasto público pelo uso de serviços de saúde (HORAK, 2006; NACHREINER et al., 2007; PIIRTOLA; ERA, 2006; STEL et al., 2004). Portanto, ao compreender o equilíbrio é possível elaborar um programa de intervenção, reduzir o risco de quedas e melhorar a qualidade de vida e esportiva (HORAK, 1997; OZINGA; ALBERTS, 2014).

A plataforma de força é o instrumento mais utilizado para análise do equilíbrio, devido a sensibilidade e precisão (CHAUDHRY; BUKIET; FINDLEY, 2011; ERA et al., 2006). Porém, seu alto custo e complexidade operacional muitas vezes impossibilita seu uso em ambientes clínicos e esportivos (OZINGA; ALBERTS, 2014; SIMON, 2004). Isoladamente, este instrumento também é insuficiente para outras avaliações (neurológicas, otológicas e músculo-esqueléticas), o que demanda no uso de métodos complementares (KINGMA et al., 2011). Devida a importância do estudo do equilíbrio, novas técnicas e instrumentos são desenvolvidos e utilizados em sua avaliação. Em especial, o uso de *smartphones* pode ser uma alternativa interessante, pois são mais acessíveis (baixo custo), inclusive a idosos (ANDERSON; PERRIN, 2017; HSIEH et al., 2019), fáceis de serem utilizados, além de possuírem vários sensores (acelerômetro, inclinômetro, magnetômetro, GPS e câmeras) que fornecem diversas medidas (aceleração, posição, tempo, velocidade, imagens, vídeos, etc.) que podem ser usadas para análise do movimento humano (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015; HSIEH et al., 2019; PATTERSON et al., 2014b). Portanto, a avaliação objetiva do equilíbrio, que envolva a mínima assistência e que seja de fácil acesso, por meio do *smartphone* pode ser uma opção interessante.

Estudos procuraram validar o *smartphones* com a plataforma de força, considerada um instrumento padrão ouro na avaliação do equilíbrio. Medidas de acelerometria de *smartphone*, alocado na região do esterno, são comparáveis a

uma plataforma de força para medir o equilíbrio de idosos (HSIEH et al., 2019). Contudo, essa correlação pode ser baixa a moderada, quando avaliadas pessoas com esclerose múltiplas (HSIEH; SOSNOFF, 2021). O posicionamento do *smartphone* (esterno ou lombar) influencia na correlação entre o dispositivo móvel e plataforma de força, durante o movimento de sentar e levantar em idosos saudáveis (CERRITO et al., 2015). Porém, apesar de estudos utilizarem o *smartphone* para mensurar o equilíbrio, uma revisão sistemática sobre o uso do *smartphone* para avaliar o equilíbrio e o risco de queda relatou que estudos validaram os *smartphones* com técnicas de padrão ouro (ROEING; HSIEH; SOSNOFF, 2017). Essa revisão indica a necessidade de comparar o equilíbrio por meio de dispositivo móvel e tecnologia padrão ouro. Pouco se sabe sobre seu uso no teste do limite de estabilidade funcional (LEF).

O teste da validação de *smartphones*, em relação ao uso de plataforma de força, para a análise do LEF, não tem sido foco de estudo. O teste de LEF é uma ferramenta confiável para avaliar o equilíbrio funcional em adultos saudáveis (JURAS et al., 2008); e as medidas obtidas pelo teste de LEF são indicadores da capacidade de equilíbrio em grupos jovens e idosos (HOLBEIN-JENNY et al., 2007). Quando comparado ao teste de organização sensorial as variáveis do LEF foram preditores importantes dos resultados do *Dizziness Handicap Inventory*, que indica deficiências (ROW et al., 2019). Teoricamente, a região de estabilidade é a base total de apoio definida pelos limites da área de contato com o solo. No entanto, a região de estabilidade funcional é menor que os limites da base de suporte, cerca de 60%, com a oscilação em média 9,2° anteroposterior e 15,3° médio-lateral (HOLBEIN; REDFERN, 1997). O LEF está relacionado com características antropométricas. Foi apontado que o limite de estabilidade anterior foi cerca de 23% do comprimento da base (pé) e está a 6 cm antes do limite anterior do pé (primeiro dedo do pé); e o limite de estabilidade posterior foi de 19% da base de suporte, estando a 5 cm antes do limite final do calcanhar; e os limites laterais foram de 19% da largura média da base de suporte, estando a 8 cm medialmente ao maléolo lateral (HOLBEIN; REDFERN, 1997). O LEF seria a análise do equilíbrio a partir do centro em direção aos limites da base de suporte, delimitado pelos pés, e a expressão da máxima distância possível que alguém poderia se deslocar sem dar um passo ou cair (MCCOLLUM; LEEN, 1989; MELZER et al., 2009).

Este estudo objetiva testar a associação de medidas de inclinação

de um *smartphone* com medidas de deslocamento do COP de uma plataforma de força, durante o teste de Limite de Estabilidade Funcional. Foi levantada a hipótese de que os dados das inclinações do *smartphone* são associáveis (associação moderada ou alta) com os dados de deslocamentos da plataforma de força, no teste de LEF. A realização do estudo testará a possibilidade do uso de um instrumento mais acessível e de maior simplicidade na análise dos dados para ser utilizado por profissionais que necessitam de indicadores de desempenho da qualidade do equilíbrio postural.

## 4.2 MÉTODOS

Conforme explicado a dissertação foi dividida em dois capítulos experimentais com objetivos distintos. No primeiro estudo experimental, o teste de LEF foi analisado para verificar se ele seria capaz de diferenciar o desempenho de equilíbrio entre adultos jovens e idosos. Neste segundo estudo experimental, será testada a validação de medidas de um *smartphone*, em função de medidas de plataforma de força, no teste de LEF. Para tanto, os mesmos participantes e coletas de dados do estudo anterior foram aproveitados. Por conseguinte, nesta seção serão apenas acrescentadas as informações referentes ao dispositivo de *smartphone* utilizado para responder aos objetivos do presente estudo.

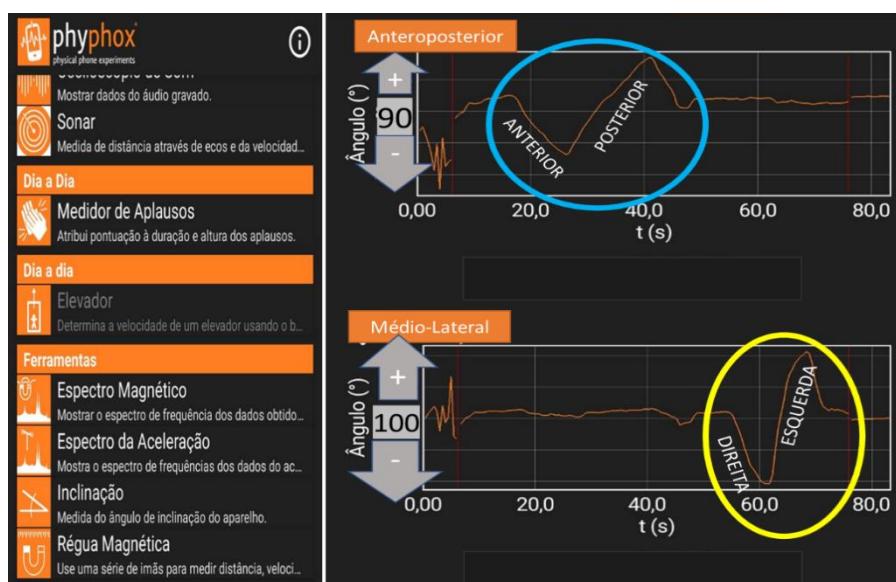
### 4.2.1 Instrumento

O equilíbrio foi avaliado com a plataforma de força portátil AccuSway<sup>Plus</sup> da AMTI (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*) com dimensões de 44mm (altura) x 500mm (largura) x 500mm (comprimento), que mediu a oscilação do COP. Os dados da plataforma de força foram adquiridos em uma frequência de 100Hz. Os dados de oscilação foram analisados usando o *software Balance Clinic* (*software* de equilíbrio da AMTI, versão 2.02.01), como em outros estudos (BIRD; HILL; FELL, 2012; CORBIN et al., 2007). O COP foi calculado a partir dos sinais de força e momento por meio do *Balance Clinic Software* (AMTI, Watertown, MA).

Outra fonte de dados do equilíbrio foi o *smartphone* (Redmi Note 9

Pro, da marca Xiaomi, versão MIUI Global 12.0.4) com o aplicativo *Phyphox* (*Physical Phone Experiments*, versão 1.1.9), figura 1. O aplicativo gratuito e sem anúncios desenvolvido na (RWTH Aachen University, Alemanha) permite usar diferentes sensores do *smartphone* para vários experimentos (GÖTZE et al., 2017; STAACKS et al., 2018). Os dados das inclinações foram registrados durante o teste de LEF. Todos os dados foram registrados em arquivos no formato do *Microsoft Excel* e transferido para um computador (*Notebook Inspiron 15 3000*, DELL). Os dados da ferramenta de inclinações *Phyphox* são fornecidos como: tempo (obtidos a cada 0,501 segundos); inclinação anterior e posterior (graus) e inclinação direita e esquerda (graus).

**Figura 1** – Capturas da tela do *Phyphox* no *Android*.



**Legenda:** à esquerda, o menu principal que oferece acesso a uma grande coleção de experimentos com análise de dados, categorizados por tópicos, inclusive a ferramenta de inclinação, usada no presente estudo. À direita, resultado gráfico da experiência das inclinações anteroposterior, apresentada pela elipse com contorno azul, com início em 90°; e médio-lateral, pela elipse amarela, iniciado em aproximadamente 100°.

Quando os participantes se inclinam para frente, a linha do gráfico desloca-se para baixo, e quando se inclinam para trás a linha desloca-se para cima. Para as inclinações médio-laterais, quando se inclinam para a direita a linha desloca-se para baixo, e para a esquerda a linha faz um trajeto para cima.

#### 4.2.2 Procedimentos

O dispositivo de *smartphone* foi fixado firmemente na região lombar com o centro, aproximadamente, entre as vértebras L3 e L4 (CENCIARINI et al., 2010; FLEURY et al., 2013; NEVILLE; LUDLOW; RIEGER, 2015) por uma faixa elástica abdominal da marca *Hidrolight*, e customizada com um suporte para a colocação do dispositivo móvel. Os resultados da análise das oscilações posturais são mais consistentes nesta posição, se comparado aos posicionamentos na cabeça, ombros e joelhos, devido à proximidade com o centro de massa corporal (KAMEN et al., 1998; LINDER et al., 2019; MAYAGOITIA et al., 2002). A orientação do *smartphone* era na posição vertical, aproximadamente, como pode ser visto na figura 2.

**Figura 2** – Exemplo das posições de inclinações realizadas durante o teste de Limites de Estabilidade Funcional (LEF) nas direções anteroposterior e médio-lateral.



**Legenda:** Os painéis A e B, respectivamente com inclinações para frente e trás, nas condições bipodais livre, tornozelo, quadril e semi-tandem livre; e os painéis C e D, respectivamente, com inclinação para direita e esquerda nas mesmas condições podais.

Após a fixação do dispositivo, o aplicativo era iniciado e interrompido pelo avaliador, em sincronia com a plataforma de força. Ao finalizar cada tentativa os

dados experimentais brutos eram exportados e salvos no formato XLSX. A cada nova tentativa o aplicativo era zerado para gerar novos dados.

#### 4.2.3 Variáveis do Estudo

As variáveis dependentes fornecidas pela plataforma de força foram o deslocamento máximo, mínimo e amplitude, nas direções anteroposterior (ap) e médio-lateral (ml). A descrição operacional dessas variáveis foi descrita no estudo experimental 1 da dissertação.

O aplicativo *Phyphox* forneceu as medidas angulares de inclinação. Quando o celular está na posição vertical, posicionado na coluna lombar, os valores aproximados em relação ao eixo anteroposterior são: a) de 90°, no centro; b) redução dos valores ao inclinar-se para a frente; c) aumento desses valores ao inclinar-se para trás. Os valores no eixo médio-lateral, no mesmo posicionamento vertical, iniciam-se em cerca de cem graus e seguem: d) quando inclina-se para a direita os escores diminuem para valores negativos; e) quando inclina-se para a esquerda, os valores das angulações aumentam positivamente, conforme pode ser visto na figura 1.

As variáveis dependentes fornecidas pelo *Phyphox*, calculadas separadamente para as direções ap e ml foram: a) inclinação máxima anterior: menor valor da série temporal do ângulo anteroposterior; b) inclinação máxima posterior: maior valor da série temporal do ângulo anteroposterior; c) inclinação máxima para a direita: menor valor da série temporal do ângulo médio-lateral; d) inclinação máxima para a esquerda: maior valor da série temporal do ângulo médio-lateral; e) amplitude ap e ml: diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do ângulo, nas direções ap e ml, respectivamente.

#### 4.2.4 Análise Estatística

Em função da maior parte dos resultados terem violado o pressuposto de normalidade, foi utilizada estatística não-paramétrica. Assim, para as análises descritivas das variáveis dependentes foram utilizadas as medianas e 1° e

3º quartis. Para a análise da associação entre as variáveis da plataforma de força e do *smartphone* foi utilizado o teste *Spearman Rho*. As análises estatísticas foram feitas no software SPSS (v. 27). A significância adotada para as análises estatísticas foi estabelecida em 5% ( $p < 0,05$ ).

#### 4.2.5 Resultados

A tabela 1 apresenta os resultados de deslocamentos anterior, posterior e amplitude anteroposterior; assim como, os deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral (mediana, 1º e 3º quartis), de adultos jovens e idosos, no teste de LEF, por meio do *smartphone*. As condições analisadas foram a bipodal livre, tornozelo, quadril e semi-tandem livre.

A tabela 2 apresenta as associações entre as variáveis do equilíbrio da plataforma de força e do *smartphone* nos grupos de jovens e idosos. Associações foram encontradas apenas no grupo de adultos, nas variáveis de deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral, quando relacionadas as variáveis da plataforma de força e do *smartphone*, na condição de limite de estabilidade funcional, em apoio podal semi-tandem, utilizando a estratégia livre ( $p > 0,31$ ;  $p < 0,039$ ). A associação foi negativa para as variáveis de deslocamento direita e esquerda médio-lateral; enquanto a amplitude médio-lateral apresentou uma associação positiva.

Nos testes de LEF, no grupo de jovens, na base semi-tandem, as variáveis deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral da plataforma de força e do *smartphone* tiveram uma relação baixa (respectivamente,  $\rho = -0,31$ ;  $p = 0,03$ ;  $\rho = -0,36$ ;  $p = 0,01$ ;  $\rho = 0,37$ ;  $p = 0,01$ ). Outras análises não apresentaram associação para as variáveis deslocamento anterior, posterior, amplitude anteroposterior (nas condições bipodal e semi-tandem) e deslocamentos para direita, esquerda e amplitude médio-lateral, nas condições bipodal ( $p < 0,38$ ;  $p > 0,05$ ).

**Tabela 1** - Deslocamentos nos LEF de adultos e idosos por meio do *smartphone*

		BIPODAL LIVRE			BIPODAL TORNOZELO			BIPODAL QUADRIL			SEMI-TANDEM			
		M <sub>d</sub>	1°.Q	3°.Q	M <sub>d</sub>	1°.Q	3°.Q	M <sub>d</sub>	1°.Q	3°.Q	M <sub>d</sub>	1°.Q	3°.Q	
AP	Anterior	Adultos	69,0	57,4	78,0	80,2	76,6	85,9	53,8	41,1	65,9	63,1	51,5	70,5
		Idosos	72,7	57,9	74,4	80,2	75,5	83,2	63,2	49,1	73,5	62,1	51,5	69,1
	Posterior	Adultos	105,2	99,4	112,6	99,9	95,6	104,1	111,9	105,4	118,8	108,8	101,3	115,8
		Idosos	99,4	97,1	106,5	96,5	93,3	102,0	104,0	99,0	105,7	100,7	99,7	106,9
	Amp	Adultos	35,7	24,5	56,4	18,8	13,5	23,5	52,2	44,1	73,1	43,3	34,7	66,6
		Idosos	25,6	23,9	48,5	16,3	10,1	26,4	42,1	25,8	55,0	38,3	30,9	55,4
ML	Direita	Adultos	-162,7	-175,1	-94,3	-163,6	-177,7	-34,7	-160,4	-175,3	-94,0	-148,9	-172,2	-47,7
		Idosos	-133,0	-169,0	-16,3	-135,0	-169,2	4,3	-156,2	-175,5	-29,6	-17,0	-139,3	8,6
	Esquerda	Adultos	174,2	163,5	178,0	171,5	152,8	177,9	173,5	165,7	178,9	173,8	152,2	177,6
		Idosos	163,5	127,2	164,2	146,3	112,6	168,4	155,2	138,4	174,9	160,7	134,6	176,9
	Amp	Adultos	336,4	255,9	351,8	288,0	176,6	355,2	323,9	260,7	348,7	314,0	164,9	346,5
		Idosos	274,4	179,5	319,3	271,7	130,8	324,5	318,8	176,7	334,4	177,8	126,0	316,2

Fonte:

o

próprio

autor

**Tabela 2** - Associação (*Spearman Rho*  $\rho$ ; significância  $p$ ) entre as variáveis do equilíbrio da plataforma de força e do *smartphone*.

		Anterior		Posterior		Amplitude		
		$\rho$	$p$	$\rho$	$p$	$\rho$	$P$	
AP	LEF Bipodal Livre	Adultos	0,106	0,498	0,201	0,196	-0,232	0,134
		Idosos	-0,40	0,60	0,80	0,20	-0,40	0,60
	LEF Bipodal Tornozelo	Adultos	0,027	0,864	-0,21	0,177	0,097	0,535
		Idosos	0,40	0,60	-0,20	0,80	-0,40	0,60
	LEF Bipodal Quadril	Adultos	0,248	0,109	0,215	0,167	-0,298	0,052
		Idosos	0,40	0,60	-0,40	0,60	-0,40	0,60
	LEF Semi-Tandem	Adultos	-0,003	0,985	-0,051	0,747	-0,014	0,927
		Idosos	0,80	0,20	0,80	0,20	-0,60	0,40
			Direita		Esquerda		Amplitude	
			$\rho$	$p$	$\rho$	$p$	$\rho$	$P$
ML	LEF Bipodal Livre	Adultos	0,04	0,8	0,06	0,703	-0,022	0,889
		Idosos	0,40	0,60	-0,80	0,20	0,40	0,60
	LEF Bipodal Tornozelo	Adultos	-0,231	0,136	-0,146	0,35	0,227	0,143
		Idosos	-0,40	0,60	-0,40	0,60	0,20	0,80
	LEF Bipodal Quadril	Adultos	0,055	0,728	0,166	0,288	-0,03	0,848
		Idosos	-0,40	0,60	-0,80	0,20	0,40	0,60
	LEF Semi-Tandem	Adultos	-0,317	0,039*	-0,369	0,015*	0,376	0,013*
		Idosos	-0,40	0,60	-0,80	0,20	0,40	0,60

**Fonte:** Elaborado pelo autor

#### 4.3 DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi testar a associação de medidas de inclinação de um *smartphone* com medidas de deslocamento do COP de uma plataforma de força, durante o teste de Limite de Estabilidade Funcional. Adultos jovens e idosos realizaram o teste de LEF nas condições bipodal (livre, tornozelo e quadril) e semi-tandem livre. Os resultados apontaram fracas associações entre plataforma de força e *smartphone* para as variáveis nas condições de inclinação médio-lateral direita, esquerda e amplitude na base de apoio semi-tandem, no grupo de adultos jovens. As demais variáveis, em ambos os grupos, não apresentaram

associações entre as medidas da plataforma de força e do *smartphone*. Logo, a hipótese de associação de dados do *smartphone* e de deslocamentos da plataforma de força foi refutada.

Métodos objetivos de mensuração do equilíbrio são importantes para detectar sintomas de desequilíbrios, criar dados normativos e permitir a análise de fatores intervenientes. Entre as principais medidas utilizadas para avaliar o equilíbrio está o comportamento do COP, mas os custos e a complexidade dos equipamentos tornam a avaliação restrita aos centros de pesquisas e serviços privados caros (CHAUDHRY; BUKIET; FINDLEY, 2011; CHAUDHRY et al., 2004; DI FABIO; EMASITHI; PAUL, 1998). Assim, dispositivos portáteis, como o *smartphone*, tem sido uma alternativa testada por vários pesquisadores na tentativa de análise e/ou avaliação do equilíbrio.

O uso de sensores móveis e aplicativos ou *software* são tecnologias acessíveis na avaliação do equilíbrio com um bom custo-benefício e medidas favoráveis (CHUNG; SOANGRA; LOCKHART, 2014; KOSSE et al., 2015; OZINGA, 2015). O *smartphone* também possui fácil acessibilidade (POUSHTER; BISHOP; CHWE, 2018), avaliações em tempo real, pode ser autoadministrado e com resultados fáceis de compreensão, facilitando a disseminação das informações e o monitoramento por parte das equipes de saúde (DOBKIN; DORSCH, 2011). Como desvantagem, a própria natureza da tecnologia de detecção, *Micro-Electro-Mechanical Systems* (MEMS), em que os sensores baseados em MEMS embutidos no *smartphone*, expõe os sensores a ruídos e que necessitam de calibração e filtragem adequados (TANG; TAN; TRINH, 2016). Essa área de pesquisa é promissora e a comparação entre um método convencional considerado padrão ouro, como a plataforma de força, e outro método, como o *smartphone*, na avaliação do equilíbrio está se tornando cada vez mais comum.

De fato, o intuito deste trabalho é comparado com outros estudos que analisaram o uso do *smartphone* para avaliar o equilíbrio. Estudos prévios demonstraram que o *smartphone* são comparados à plataforma de força para medir o equilíbrio em idosos (HSIEH et al., 2019), em grupos de esclerose múltiplas (HSIEH; SOSNOFF, 2021) e em doenças de Parkinson (OZINGA, 2015) e adultos saudáveis (PATTERSON, et al., 2014a; PATTERSON, et al., 2014b). Neste trabalho foi encontrada fraca associação entre *smartphone* e plataforma para medir o equilíbrio, sugerindo que os dados de inclinação do *smartphone* não são

comparáveis com a tecnologia da plataforma de força. Isso pode ter acontecido uma vez que o *smartphone* captura dados de inclinação, por exemplo, já a plataforma de força captura o centro de pressão. No estudo de Hsieh e Sosnoff (2021), que avaliaram grupos com esclerose múltipla, e foi encontrado correlações fracas a moderadas entre o *smartphone* e a plataforma de força para raiz quadrada da média (RMS, *Root Mean Square*) e elipse de área de 95%, enquanto que as comparações entre *smartphone* e acelerômetro em nível de pesquisa correlações moderadas a altas para RMS anteroposterior/médio-lateral e para elipse de área de 95%, tal resultado ocorreu uma vez que ambos os acelerômetros fornecem um *proxy* do centro de massa enquanto a plataforma de força o centro de pressão.

Em 2019, Hsieh e colaboradores, em sua avaliação com idosos, apresentaram correlações moderadas a fortes entre os dispositivos *smartphone* e plataforma de força evidenciando o *smartphone* como um instrumento válido na avaliação do equilíbrio. Em Patterson et al. (2014b), com um grupo de jovens saudáveis, o equilíbrio anteroposterior foi registrado usando o dispositivo móvel e o dispositivo considerado padrão ouro, e os resultados mostraram que os escores de equilíbrio derivados dos acelerômetros do *smartphone* foram consistentes com os escores de equilíbrio obtidos a partir de um sistema de equilíbrio previamente validado, plataforma de força. Para Chung; Soangra; Lockhart, (2014) ao investigar características dinâmicas não lineares da oscilação postural medidas na plataforma de força e no *smartphone*, por meio da técnica de análise de quantificação de recorrência (RILEY; TURVEY, 1999), constataram que embora a maioria das medidas da oscilação postural analisadas pelo *smartphone* tenha sido diferente da plataforma, as características determinísticas da oscilação não foram diferentes, ou seja, o *smartphone* foi capaz de quantificar a previsibilidade da oscilação postural não linear semelhante à plataforma de força. Para os estudos citados, embora nem todos os resultados sejam precisos quanto o padrão ouro, os *smartphones* podem ser usados como uma ferramenta para estimar o equilíbrio com certos cuidados.

De outro ponto de vista, Pinho e colaboradores (2019), por meio de revisão sistemática, ao verificar se os dispositivos móveis eram capazes de avaliar o equilíbrio, incluindo estudos que compararam esses métodos mais acessível com outros métodos de avaliação do equilíbrio, concluíram que os *smartphones* não possuem poder discriminatório (acurácia) para avaliar o equilíbrio. A metodologia dos estudos não permitiu adequada reprodutibilidade e a qualidade dos trabalhos

foram consideradas de fraca a moderada (PINHO, 2019). Assim, pesquisas futuras devem investigar o uso do *smartphone* na análise do equilíbrio em distintas populações.

Nosso trabalho aponta que há limitações no uso do *smartphone* para fornecer medidas objetivas do equilíbrio. Vale observar que foi utilizado um aplicativo genérico e gratuito para tal finalidade (Phyphox), assim outros aplicativos também devem ser testados. Embora tais resultados não sejam tão promissores, o uso do *smartphone* pode ser aproveitado no rastreamento e gerenciamento do equilíbrio e nas trocas de informações com a equipe de saúde (MARRIE et al., 2019). O automonitoramento remoto baseado em sensores, por meio de um aplicativo, como o *Floodlight Open*, desenvolvido para monitorar os sintomas de esclerose múltiplas, incluindo humor, destreza manual, caminhada e equilíbrio, pode permitir a avaliação do controle postural à medida que percebe a mudança dos sintomas e assim permite o início das estratégias de tratamento precocemente (MONTALBAN et al., 2018). Em um estudo de validação do aplicativo de *smartphone* (*SWAY Balance Mobile Application*) com a plataforma de força foi demonstrado forte consistência nos resultados do aplicativo móvel *SWAY Balance* quando comparados aos do *BIODEX Balance System* (PATTERSON et al., 2014b). No entanto, pesquisas sobre o uso do *smartphone* nas medidas do equilíbrio em distintas populações são limitadas. Assim, pesquisas futuras devam integrar o *smartphone* e aplicativos específicos de saúde para facilitar o autogerenciamento dos distúrbios de equilíbrio, antecipar diagnósticos de instabilidades previamente, informar à equipe de saúde a quantidade e qualidade do equilíbrio dos pacientes e elaborar protocolos de exercícios seguros para serem executados de forma remota. Para a avaliação do equilíbrio há uma ampla gama de tarefas e o que se busca encontrar é quais destas variedades podem fornecer informações importantes e fidedignas para essa área de estudo.

A tarefa do limite de estabilidade funcional usada em nosso trabalho é considerada uma ferramenta de avaliação importante por definir os limites do equilíbrio (HOLBEIN-JENNY et al., 2007). Entre as tarefas utilizadas para avaliar o equilíbrio, por meio do *smartphone*, citam-se: o teste unipodal (PATTERSON et al., 2014b), os testes de Romberg e tandem Romberg (YVON; NAJUKO-MAFEMERA; KANEGAONKAR, 2015), seis condições do BESS (*Balance Error Scoring System*), marcha e postura em pé paralela e semitandem (KOSSE et al., 2014) e variadas

posturas podais (unipodal e bipodal) em diferentes superfícies de apoio solo ou espuma, por meio da análise de três *smartphones* simultaneamente, em distintas regiões corporais (SHAH; ALEONG; ASSIM, 2016). Deste modo, nota-se que o teste do LEF na avaliação do equilíbrio por meio do *smartphone* tem sido pouco estudado.

Este estudo manipulou várias estratégias para realizar o teste de LEF com a intenção de atingir o máximo dos limites de estabilidade (estratégias do tornozelo, quadril e livre). Contudo, nossos resultados, não mostraram associações moderadas e fortes entre as medidas da plataforma de força e do *smartphone*, usando o teste do LEF. A ausência de associação forte entre as variáveis da plataforma de força e do *smartphone* pode ser explicada pelas estratégias utilizadas pelos participantes em flexionar/estender/inclinar os diferentes segmentos corporais para melhor explorar os limites de estabilidade. Na estratégia do tornozelo, por exemplo, enquanto alguns utilizaram a movimentação restrita na articulação do tornozelo, outros usaram a movimentação do tornozelo associada a pequenos movimentos de quadril, e outros utilizaram o tornozelo, quadril e tronco simultaneamente (para manter o equilíbrio nas inclinações finais por 5 s, pequenas e rápidas movimentações das articulações adjacentes, principalmente quadril e coluna aconteciam). Essa individualidade na execução da tarefa, observada em nosso estudo, pode limitar a comparação interindividual e a padronização do movimento por grupo. Segundo Mccollum e Leen (1989) muitas vezes há uma mistura do movimento do tornozelo e do quadril para manter o equilíbrio, permitindo observar a maneira pela qual um padrão de movimento postural é escolhido. É importante salientar que dependendo da estratégia adotada, como por exemplo a do tornozelo puramente, é questionado se esta é capaz de atingir o máximo da estabilidade funcional (HOLBEIN; REDFERN, 1997). Além da manipulação das estratégias, em nosso estudo os participantes foram instruídos a realizar duas condições, bipodal e semi-tandem.

Em nosso trabalho as únicas associações verificadas entre as medidas da plataforma de força e do *smartphone* foram na base semi-tandem, nas variáveis de direção médio-lateral (direita, esquerda e amplitude). O *smartphone* conseguiu, ainda que em uma associação fraca, manter o comportamento parecido ao verificado na plataforma de força. Esse resultado pode ter sido relacionado à dificuldade da tarefa em semi-tandem. Segundo Hsieh e Sosnoff (2021) tarefas de equilíbrio, consideradas mais difíceis, que desafiam os sistemas sensório-motores,

como em apoio unipodal e tandem, as correlações entre os sistemas de avaliação podem ser evidenciadas. A análise do controle do equilíbrio em base estreita, como na base de suporte semi-tandem, pode ser ferramenta importante na avaliação do equilíbrio (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004), pois os parâmetros do COP médio-lateral são mais sensíveis na análise do equilíbrio (PARK; JUNG; KWEON, 2014). Por conseguinte, pesquisas com diferentes apoios podais, como o unipodal, no teste de LEF poderiam elucidar o equilíbrio por meio do *smartphone*.

Sobre as tarefas, a importância relativa da visão é pronunciada ao comparar diferentes condições visuais, porém, esta é uma limitação deste trabalho, por não realizar os testes de LEF com os olhos abertos e fechados. Existe maior oscilação postural sem a referência visual (ADAMO; POCIASK; GOLDBERG, 2013; YVON; NAJUKO-MAFEMERA; KANEGAONKAR, 2015). A manipulação da fonte sensorial visual permite analisar a diferenciação entre os grupos ao comparar as condições olhos fechados e abertos (ERA et al., 2006). Portanto, futuras pesquisas com o teste de LEF e as condições podais e visuais usadas para avaliar o equilíbrio por meio de dispositivos móveis, pesquisas futuras devem integrar aplicativos de *smartphone*, tarefas de LEF e condições que facilitem a compreensão do equilíbrio.

Este estudo ao associar o uso das tecnologias do *smartphone* com a plataforma de força para avaliar o equilíbrio forneceu resultados preliminares sem associações na maioria das variáveis analisadas entre o *smartphone* e plataforma de força, e isso pode ter ocorrido devido às limitações do estudo. O *smartphone* usado para este estudo foi um Redmi Note 9 Pro, da marca Xiaomi, e não está claro se os resultados são semelhantes para diferentes tipos de *smartphones*. Com os rápidos avanços da tecnologia, estudos futuros devem entender se os dados diferem entre os tipos de *smartphones* e aplicativos para extração dos dados. O posicionamento escolhido para o *smartphone* foi a região lombar. Ainda não está claro se outros locais forneceriam resultados melhores ou semelhantes.

#### 4.4 CONCLUSÃO

Não houve associação moderada ou forte entre as medidas de deslocamento da plataforma de força e angulares do *smartphone*, no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional (LEF). Não foi possível validar o uso do *smartphone* para analisar o desempenho do LEF. A ausência de associação entre

as medidas foi explicada pelas diferentes estratégias no controle dos graus de liberdade das articulações de membros inferiores, tronco e pescoço no LEF. Pesquisas devem considerar o posicionamento do *smartphone* no corpo, como assegurar a análise compensatória entre segmentos corporais no teste de LEF, aumentar o número de participantes e analisar participantes com diferentes características.

## 5 CONCLUSÃO GERAL

A revisão sistemática narrativa mostrou que os métodos apresentaram a classificação do equilíbrio baseado em índices posturais para prever desequilíbrios e risco de quedas, em classificadores para reconhecer diferentes grupos, em aprendizado de máquinas para discriminação de populações específicas, em métodos estatísticos na geração de pontuações do equilíbrio. Mas as abordagens para classificar o equilíbrio são difíceis em sua compreensão e poucos estudos utilizaram tarefas dinâmicas, como o teste de limite de estabilidade funcional, e equipamentos acessíveis, como *smartphone*. No estudo experimental I, ao comparar o desempenho de adultos jovens e idosos no teste de limite de estabilidade funcional, foram verificados maiores deslocamentos nos adultos em comparação aos idosos, independentemente da estratégia e da base de suporte. Esse resultado sugere a capacidade de equilíbrio dos jovens constituída da maior amplitude articular do tornozelo, melhor força muscular e propriocepção eficiente, enquanto idosos pelas alterações osteomioarticular vivenciam menores limites de estabilidade. No experimento II, ao testar a associação de medidas de inclinação de um *smartphone* com medidas de deslocamento do COP, não houve associação moderada ou forte entre as medidas de deslocamento da plataforma de força e angulares do *smartphone*. A ausência de associações foi explicada pelas diferentes estratégias no controle dos graus de liberdade das articulações de membros inferiores, tronco e pescoço durante o desempenho do LEF, assim como o posicionamento do *smartphone* no corpo.

O teste do limite de estabilidade funcional é uma ferramenta para discriminar o desempenho do equilíbrio entre grupos. Não foi possível validar o uso do *smartphone* para analisar o desempenho do LEF.

Sugere-se mais estudos que analisem maiores populações, com níveis de desempenho de equilíbrio distintos, para que o teste do limite de estabilidade funcional possa ser testado como ferramenta de avaliação e classificação do equilíbrio. Além disso, visto que o *smartphone* é um equipamento de fácil acesso, estudos devem assegurar a análise compensatória entre segmentos corporais no teste de LEF, como considerar o posicionamento do *smartphone* no corpo.

## REFERÊNCIAS

- ABDUL-RAHMAN, R. S. et al. Postural control and balance assessment in children 15 years old with type 1 diabetes. **International Journal of Medical Research & Health Sciences**, 5, n. 12, p. 65-69, 2016.
- ACAR, E.; ÇANKAYA, T.; ÖNER, S. The Relationship Between Trunk Muscle Thickness and Static Postural Balance in Older Adults. **Journal of aging and physical activity**, v. 28, n. 2, p. 269-275, 2019.
- ADAMO, D. E.; POCIASK, F. D.; GOLDBERG, A. The contribution of head position, standing surface and vision to postural control in young adults. **Journal of Vestibular Research**, v. 23, n. 1, p. 33-40, 2013.
- AGOSTINI, V. et al. Postural control after traumatic brain injury in patients with neuro-ophthalmic deficits. **Gait & posture**, v. 34, n. 2, p. 248-253, 2011.
- AGOSTINI, V. et al. The role of central vision in posture: Postural sway adaptations in Stargardt patients. **Gait & posture**, 43, p. 233-238, 2016.
- AHMADI, S. A. et al. Towards computerized diagnosis of neurological stance disorders: data mining and machine learning of posturography and sway. **Journal of Neurology**, 266, p. 108-117, 2019.
- ALHIMALE, L.; ZEDAN, H.; AL-BAYATTI, A. The implementation of an intelligent and video-based fall detection system using a neural network. **Applied Soft Computing**, v. 18, p. 59-69, 2014.
- ALKAN, H. et al. The relationship between posturographic fall risk and clinical balance tests among community-dwelling older adults. **Turkish Journal of Geriatrics**, 17 (3) 242-248, 2014.
- ALONSO, F. et al. Generating reference models for structurally complex data. **Methods of information in medicine**, v. 52, n. 05, p. 441-453, 2013.
- ALSALAHEEN, B. et al. Reliability and construct validity of limits of stability test in adolescents using a portable forceplate system. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 96, n. 12, p. 2194-2200, 2015.
- ANDERSON, M.; PERRIN, A. Technology use among seniors. **Washington, DC: Pew Research Center for Internet & Technology**, 2017.
- ANGUERA, A. et al. Applying data mining techniques to medical time series: an empirical case study in electroencephalography and stabilometry. **Computational and structural biotechnology journal**, v. 14, p. 185-199, 2016.
- AQUINO, L. M. d. Controle postural apos acidente vascular cerebral. 2011. 83p. Tese de doutorado. Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, Programa de Pós-graduação em Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça

e Pescoco. São Paulo. 2011.

AUDIFFREN, J. et al. A non linear scoring approach for evaluating balance: classification of elderly as fallers and non-fallers. **PLoS one**, v. 11, n. 12, p. e0167456, 2016.

BARGIOTAS, I. et al. On the importance of local dynamics in statokinesigram: A multivariate approach for postural control evaluation in elderly. **PloS one**, v. 13, n. 2, p. e0192868, 2018.

BET, P.; CASTRO, P. C.; PONTI, M. A. Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: A systematic review. **International journal of medical informatics**, v. 130, p. 103946, 2019.

BIGELOW, K. E; BERME, N. Development of a protocol for improving the clinical utility of posturography as a fall-risk screening tool. **The Journals of Gerontology: Series A**, Volume 66A, 66, n. 2, p. 228-233, 2011.

BIRD, M-L.; HILL, K. D.; FELL, J. W. A randomized controlled study investigating static and dynamic balance in older adults after training with Pilates. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 93, n. 1, p. 43-49, 2012.

BLACK, F. O. What can posturography tell us about vestibular function?. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 942, n. 1, p. 446-464, 2001.

BŁASZCZYK, J. W.; BECK, M.; SADOWSKA, D. Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: vision and gender effects. **Acta Neurobiol Exp**, v. 74, n. 4, p. 433-442, 2014.

BŁASZCZYK, J. W. et al. Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1295-1300, 2009.

BLASZCZYK, J. W.; HANSEN, P. D.; LOWE, D. L. Postural sway and perception of the upright stance stability borders. **Perception**, v. 22, n. 11, p. 1333-1341, 1993.

BLASZCZYK, J. W.; LOWE, D. L.; HANSEN, P. D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait & Posture**, v. 2, n. 1, p. 11-17, 1994.

BROWNE, J. E.; O'HARE, N. J. Review of the different methods for assessing standing balance. **Physiotherapy**, v. 87, n. 9, p. 489-495, 2001.

CANDIDO, C. R. C. **Análise de diferentes procedimentos de avaliação do controle postural na plataforma de força em postura bípede quieta**. 2018. 194 f. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em educação Física UEL/UEM, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2018.

CAO, H. et al. Expanded Disability Status Scale (EDSS) estimation in multiple sclerosis from posturographic data. **Gait & posture**, v. 37, n. 2, p. 242-245, 2013.

CENCIARINI, M. et al. Stiffness and Damping in Postural Control Increase With Age. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 57, n. 2, p. 267-275, 2010.

CERRITO, A. et al. Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. **Gait & Posture**, 41, n. 2, p. 409-413, 2015/02/01/ 2015.

CHAUDHRY, H. et al. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, 15, n. 1, p. 82-91, 2011.

CHAUDHRY, H. et al. *et al.* Measures of postural stability. **J Journal of Rehabilitation Research**, 41, n. 5, 2004.

CHUNG, C. C.; SOANGRA, R.; LOCKHART, T. E. Recurrence Quantitative Analysis of Postural Sway using Force Plate and Smartphone. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, 58, n. 1, p. 1271-1275, 2014.

CLARK, S. et al. Comparison of Older Adult Performance During the Functional-Reach and Limits-of-Stability Tests. **Journal of Aging & Physical Activity**, 13, n. 3, p. 266, 2005.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioural sciences**. 2ed. Hillsdale, NJ, Lawrence Earlbaum, 1988.

COHEN, J. Statistical power analysis. **Current directions in psychological science**, v. 1, n. 3, p. 98-101, 1992.

CORBIN, D. M. et al. The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. **Journal of sport rehabilitation**, v. 16, n. 4, p. 363-372, 2007.

CRENNA, P. et al. Forward and backward axial synergies in man. **Experimental Brain Research**, v. 65, n. 3, p. 538-548, 1987.

CUAYA-SIMBRO, G. et al. Comparing machine learning methods to improve fall risk detection in elderly with osteoporosis from balance data. **Journal of healthcare engineering**, 2021.

CZERWOSZ, L. et al. Posturography in differential diagnosis of normal pressure hydrocephalus and brain atrophy. In: **Respiratory Regulation-Clinical Advances**. Springer, Dordrecht, p. 311-324, 2013.

DA COSTA PROCOPIO, N. G. **Alterações da mobilidade do tronco em idosos com dor lombar aguda**. 2015. 33 paginas. especialização. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte. 2015.

DE CARVALHO, A.; SILVA, V.; GRANDE, A. J. Avaliação do risco de viés de ensaios clínicos randomizados pela ferramenta da colaboração Cochrane. **Diagn Tratamento**, v. 18, n. 1, p. 38-44, 2013.

DEL ROSARIO, M. B.; REDMOND, S. J.; LOVELL, N. H. Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. **Sensors**, v. 15, n. 8, p. 18901-18933, 2015.

DI FABIO, R. P.; EMASITHI, A.; PAUL, S. Validity of visual stabilization conditions

used with computerized dynamic platform posturography. **Acta oto-laryngologica**, v. 118, n. 4, p. 449-454, 1998.

DOBKIN, B. H. ; DORSCH, A. A promessa do mHealth: monitoramento de atividades diárias e avaliações de resultados por sensores vestíveis. **Neurorreabilitação e reparo neural** , v. 25, n. 9, pág. 788-798, 2011.

DOMÈNECH-VADILLO, E. et al. Normative data for static balance testing in healthy individuals using open source computerized posturography. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, v. 276, n. 1, p. 41-48, 2019.

DUARTE, F. J. A. **Classificação de atividades físicas através do uso do acelerómetro do smartphone**. 2013. Tese de Doutorado. Instituto Superior de Engenharia de Lisboa. Lisboa - Portugal. 2013.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

EDGINTON BIGELOW, K.; BERME, N. Development of a protocol for improving the clinical utility of posturography as a fall-risk screening tool. **Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences**, v. 66, n. 2, p. 228-233, 2011.

ERA, P. et al. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. **Gerontology**, v. 52, n. 4, p. 204-213, 2006.

ERKEN, E. et al. The effect of hemodialysis on balance measurements and risk of fall. **International urology and nephrology**, v. 48, n. 10, p. 1705-1711, 2016.

FALCÃO, F. C. de O. S. **Qualidade de vida e capacidade funcional em idosos com dor lombar crônica**. 2006. 228 f. Dissertação (Mestrado em Gerontologia) - Faculdade de Educação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

FLEURY, A. et al. "Evaluation of a Smartphone-based audio-biofeedback system for improving balance in older adults - A pilot study," **35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, pp. 1198-1201, 2013. doi: 10.1109/EMBC.2013.6609721.

FORTH, K. E.; FIEDLER, M. J.; PALOSKI, W. H. Estimating functional stability boundaries for bipedal stance. **Gait & posture**, v. 33, n. 4, p. 715-717, 2011.

FREEMAN, D. L. et al. The instrumented Test of Sensory Integration for Balance: a validation study. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 41(2), p. 77, 2001.

GÖTZE, B. et al. Smartphone-Experimente zu harmonischen Pendelschwingungen mit der App phyphox. **Didaktik der Physik Frühjahrstagung**, Dresden, 2017.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 85, n. 4, p. 589-592, 2004.

GYLLENSTEN, A. L.; HUI-CHAN, C. W.; TSANG, W. W. N. J. Stability limits, single-leg jump, and body awareness in older Tai Chi practitioners. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 2, p. 215-220, 2010.

HAMMAN, R. G. et al. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 73, n. 8, p. 738-744, 1992.

HASAN, S. S. et al. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods. **Gait & posture**, V. 4, N. 1, P. 1-10, 1996.

HASEGAWA, N. et al. Functional limits of stability and standing balance in people with Parkinson's disease with and without freezing of gait using wearable sensors. **Gait Posture**, 87, p. 123-129, Jun 2021.

HAWORTH, J. et al. BTrackS limits of stability test is a reliable assessment of volitional dynamic postural control. **Gait Posture**, 80, p. 298-301, Jul 2020.

HEDJAZI, N. et al. PCA-based selection of distinctive stability criteria and classification of post-stroke pathological postural behaviour. **Australasian physical & engineering sciences in medicine**, v. 41, n. 1, p. 189-199, 2018.

HERTEL, J.; OLMSTED-KRAMER, L. C. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. **Gait & Posture**, 25, n. 1, p. 33-39, 2007/01/01/ 2007.

HIGGINS, J.; ALTMAN, D.; STERNE, J. Assessing risk of bias in included studies. . In: HIGGINS J; ALTMAN, D.; STERNE, J. (Eds.). **Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions**. John Wiley & Sons, The Cochrane Collaboration, 2011, p. p. 177 - 229.

HOLBEIN, M. A.; CHAFFIN, D. B. Stability Limits In Extreme Postures: Effects Of Load Positioning, Foot Placement, and Strength. **Human Factors**. 39 (3): pp. 456-468, 1997. doi:10.1518/001872097778827160

HOLBEIN-JENNY, M. A. et al. Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23–73 years. **Ergonomics**, 50, n. 5, p. 631-646, 2007/05/01 2007.

HOLBEIN, M. A.; REDFERN, M. S. Functional stability limits while holding loads in various positions. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 19, n. 5, p. 387-395, 1997.

HORAK, Fay B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & posture**, v. 6, n. 1, p. 76-84, 1997.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, 35, p. 7-11, Sep 2006.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium, In: Rowell, L. B.; Sherpherd, J.T. (Ed). **Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts**. New York: Oxford American Physiological Society. P. 255-92, 1996.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, 1986.

HORAK, F. B.; WRISLEY, D. M.; FRANK, J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. **Physical therapy**, v. 89, n. 5, p. 484-498, 2009.

HOWCROFT, J. et al. Elderly fall risk prediction using static posturography. **PLoS one**, v. 12, n. 2, p. e0172398, fev 2017.

HSIEH, K. L. et al. Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. **Gait & Posture**, 67, p. 160-165, 2019/01/01/ 2019.

HSIEH, K. L.; SOSNOFF, J. J. Smartphone accelerometry to assess postural control in individuals with multiple sclerosis. **Gait & Posture**, v. 84, p. 114-119, 2021.

HUR, P. et al. Invariant Density Analysis: Modeling and Analysis of the Postural Control System Using Markov Chains. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 4, p. 1094-1100, 2012.

ISTOMINA, T. et al. Fuzzy Classification of Romberg Test Parameters Using Verified Database of Stabil-Metric Data. In: **2020 International Youth Conference on Radio Electronics, Electrical and Power Engineering (REEPE)**. IEEE, p. 1-4, 2020.

JBABDI, M.; BOISSY, P.; HAMEL, M. Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. **BMC geriatrics**, v. 8, n. 1, p. 1-8, 2008.

JONSSON, E.; HENRIKSSON, M.; HIRSCHFELD, H. Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? **Journal of rehabilitation medicine**, 35, n. 1, p. 26-30, 2003.

JURAS, G. et al. Evaluation of the limits of stability (LOS) balance test. **J Hum Kinet**, 19, n. 1, p. 39-52, 2008.

KAMEN, G. et al. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. **Gerontology**, v. 44, n. 1, p. 40-45, 1998.

KANDEL, E. R. et al. Postura. In: KANDEL, E. R. et al. (eds). **Princípios de neurociências**. 5 ed. Porto Alegre: AMGH Editora, 2014, pp. 811-832.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular: membro inferior**. 5º ed. Médica Panamericana, 2000.

KING, M. B.; JUDGE, J. O.; WOLFSON, L. Functional base of support decreases

with age. **Journal of gerontology**, v. 49, n. 6, p. M258-M263, 1994.

KINGMA, H. et al. Stocktaking on the development of posturography for clinical use. **Journal of Vestibular Research**, v. 21, n. 3, p. 117-125, 2011.

KOOZEKANANI, S. et al. On the role of dynamic models in quantitative posturography. **IEEE Transactions on biomedical engineering**, n. 10, p. 605-609, 1980.

KOSSE, N. M. et al. Validade e confiabilidade da marcha e análise do controle postural usando o acelerômetro tri-axial do iPod touch. **Annals of biomedical engineering**, v. 43, n. 8, pág. 1935-1946, 2015.

LEE, B.-C. et al. Cell phone based balance trainer. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 9, n. 1, p. 10, 2012/02/08 2012.

LINDER, S. M. et al. A mobile device dual-task paradigm for the assessment of mTBI. **Military medicine**, v. 184, n. Supplement\_1, p. 174-180, 2019.

LININGER, M. R. et al. Test-retest reliability of the limits of stability test performed by young adults using NeuroCom® VSR Sport. **International journal of sports physical therapy**, v. 13, n. 5, p. 800, 2018.

LISTON, R. A.; BROUWER, B. J. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 77, n. 5, p. 425-430, 1996.

MANCHESTER, D. et al. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **Journal of gerontology**, v. 44, n. 4, p. M118-M127, 1989.

MARANESI, E. et al. A statistical approach to discriminate between non-fallers, rare fallers and frequent fallers in older adults based on posturographic data. **Clinical biomechanics**, v. 32, p. 8-13, 2016.

MARCORI, A. J. et al. Beyond handedness: Assessing younger adults and older people lateral preference in six laterality dimensions. **Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition**, v. 24, n. 2, p. 163-175, 2019.

MARREGA, L. H. et al. Comparison between decision tree and genetic programming to distinguish healthy from stroke postural sway patterns. In: **2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. IEEE, p. 6820-6823, 2015.

MARRIE, R. A. et al. Use of eHealth and mHealth technology by persons with multiple sclerosis. **Multiple sclerosis and related disorders**, v. 27, p. 13-19, 2019.

MARKOVIC, G. et al. Intra-session reliability of traditional and nonlinear time-series posturographic measures in a semi-tandem stance: A reference to age. **Measurement**, 51, p. 124-132, 2014/05/01/ 2014.

MATSUDO, S. et al. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de

validade e reprodutibilidade no Brasil. **Rev. bras. ativ. fís. saúde**, p. 05 - 18, 2001.

MAYAGOITIA, R. E. et al. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. **Gait & posture**, v. 16, n. 1, p. 55-59, 2002.,

MAYR, S.; ERDFELDER, E.; BUCHNER, A.; FAUL, F. A short tutorial of GPower. **Tutorials in quantitative methods for psychology**, v. 3, n. 2, p. 51-59, 2007.

MAZUMDER, O. et al. Posturography stability score generation for stroke patient using Kinect: Fuzzy based approach. In: **2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. IEEE, p. 3052-3056, 2017.

MCCOLLUM, G.; LEEN, T. K. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. **Journal of Motor Behavior**, 21, n. 3, p. 225-244, 1989.

MCKEON, P. O.; HERTEL, J. Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. **BMC Musculoskeletal Disorders**, 9, n. 1, p. 76, 2008/06/02 2008.

MELILLO, F. et al. Computerized posturography is more sensitive than clinical Romberg Test in detecting postural control impairment in minimally impaired Multiple Sclerosis patients. **Multiple sclerosis and related disorders**, v. 14, p. 51-55. 2017.

MELZER, I.; BENJUJA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: A comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, 33, n. 6, p. 602-607, 2004.

MELZER, I. et al. Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. **Age and ageing**, v. 38, n. 1, p. 119-123, 2009.

MICHALSKA, J. et al. Fall-related measures in elderly individuals and Parkinson's disease subjects. **PloS one**, v. 15, n. 8, p. e0236886, 2020.

MOHAN, G. et al. Quantitative evaluation of balance in patients with spinocerebellar ataxia type 1: A case control study. **Parkinsonism & related disorders**, v. 15, n. 6, p. 435-439, 2009.

MOHER, D. et al. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement (Chinese edition). **Journal of Chinese Integrative Medicine**, v. 7, n. 9, p. 889-896, 2009.

MONTALBAN, X. et al. FLOODLIGHT: Remote Self-Monitoring Is Accepted by Patients and Provides Meaningful, Continuous Sensor-Based Outcomes Consistent With and Augmenting Conventional In-Clinic Measures (P4. 382). **Neurology**. v. 90, n. 15 Supplement, p. 4.382, 2018.

MUIR, J. W. et al. Dynamic parameters of balance which correlate to elderly persons with a history of falls. **Plos one**, v. 8, n. 8, p. e70566, 2013.

MURRAY, M.; SEIREG, A.; SEPIC, S. B. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. **The Journal of bone and joint surgery. American**

**volume**, v. 57, n. 4, p. 510-516, 1975.

NACHREINER, N. M. et al. Circumstances and consequences of falls in community-dwelling older women. **Journal of women's health**, v. 16, n. 10, p. 1437-1446, 2007.

NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and brain sciences**, v. 8, n. 1, p. 135-150, 1985.

NEVILLE, C.; LUDLOW, C.; RIEGER, B. Measuring postural stability with an inertial sensor: validity and sensitivity. **Medical devices (Auckland, NZ)**, v. 8, p. 447, 2015.

NICHOLS, D. S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical therapy**, v. 77, n. 5, p. 553-558, 1997.

ONGUN, N. et al. Tetra-ataxiometric posturography in patients with migrainous vertigo. **Pain physician**, v. 19, n. 1, p. E87-E95, 2016.

OUZZANI, M. et al. Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews. **Systematic reviews**, v. 5, n. 1, p. 1-10, 2016.

ÖZDEMİR, O.; KUTSAL GÖKÇE, Y. Fall risk assessment of elderly by using posturography. **Türk Geriatri Dergisi**, v. 12, n. 4, p. 177-180, 2009.

OWINGS, T. M. et al. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 48, n. 1, p. 42-50, 2000.

OZINGA, S. J. **Quantification of postural stability in Parkinson's disease patients using mobile technology**. 2015. pp. 214. Tese de Doutorado. Cleveland State University, Ohio, 2015.

OZINGA, S. J.; ALBERTS, J. L. Quantification of postural stability in older adults using mobile technology. **Experimental brain research**, v. 232, n. 12, p. 3861-3872, 2014.

PAI, Y.-C.; PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 4, p. 347-354, 1997.

PARK, J. W.; JUNG, M.; KWEON, M. The mediolateral CoP parameters can differentiate the fallers among the community-dwelling elderly population. **Journal of Physical Therapy Science**, 26, n. 3, p. 381-384, 2014. Article.

PATTERSON, J. A. et al. Comparison of a Mobile Technology Application with the Balance Error Scoring System. **International Journal of Athletic Therapy & Training**, v. 19, n. 3, p. 4–7, 2014a.

PATTERSON, J. A. et al. Validation of measures from the smartphone sway balance application: a pilot study. **International journal of sports physical therapy**, 9, n. 2, p. 135-139, 2014b.

PAU, M. et al. Characterization of static balance abilities in elite soccer players by

playing position and age. **Research in sports medicine**, v. 22, n. 4, p. 355-367, 2014.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force platform measurements as predictors of falls among older people—a review. **Gerontology**, v. 52, n. 1, p. 1-16, 2006.

PINHO, A. S. do. **Utilização de smartphones na avaliação do equilíbrio postural através de sensores inerciais**. 2019. pp. 61. Tese (Doutorado) -Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Fundação Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre. Porto Alegre. 2019.

PINHO, A. S. et al. Can we rely on mobile devices and other gadgets to assess the postural balance of healthy individuals? A systematic review. **Sensors**, v. 19, n. 13, p. 2972, 2019.

POUSHTER, J.; BISHOP, C.; CHWE, H. Social media use continues to rise in developing countries but plateaus across developed ones. **Pew research center**, v. 22, p. 2-19, 2018.

RAFAL, S. et al. Test-retest reliability of measurements of the center of pressure displacement in quiet standing and during maximal voluntary body leaning among healthy elderly men. **Journal of human kinetics**, 28, p. 15-23, 2011.

RASKU, J. A method for the classification of corrective activity in context dependent postural controlling tasks. **Computers in biology and medicine**, v. 39, n. 10, p. 940-945, 2009.

RILEY, M. A. et al. Influences of body lean and vision on unperturbed postural sway. **Motor Control**, v. 1, n. 3, p. 229-246, 1997.

RILEY, M. A.; BALASUBRAMANIAM, R.; TURVEY, M. T. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. **Gait & posture**, v. 9, n. 1, p. 65-78, 1999.

ROBINOVITCH, S. N. et al. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **Journal of neurophysiology**, v. 88, n. 2, p. 613-620, 2002.

ROEING, K. L.; HSIEH, K. L.; SOSNOFF, J. J. A systematic review of balance and fall risk assessments with mobile phone technology. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, 73, p. 222-226, 2017.

ROW, J. et al. Balance Assessment in Traumatic Brain Injury: A Comparison of the Sensory Organization and Limits of Stability Tests. **J Neurotrauma**, 36, n. 16, p. 2435-2442, Aug 15, 2019.

ROY, S. et al. Quantification of postural balance using augmented reality based environment: A pilot study. **IEEE**. p.1-3, 2017.

SARABON, N. et al. The effect of vision elimination during quiet stance tasks with different feet positions. **Gait & Posture**, 38, n. 4, p. 708-711, 2013.

SARIPALLE, S. K. et al. Classification of body movements based on posturographic

data. **Human movement science**, v. 33, p. 238-250, 2014.

SARIPALLE, S. K. et al. Machine learning methods for credibility assessment of interviewees based on posturographic data. In: **2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. IEEE, p. 6708-6711, 2015.

SCHIEPPATI, M. et al. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, 93, n. 4, p. 286-298, Aug 1994.

SCHWESIG, R. et al. Posturale Defizite und Sturzrisiko bei älteren Personen mit Verdacht auf Osteoporose. **Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie**, v. 43, n. 3, p. 158-164, 2010.

SHAH, N.; ALEONG, R.; SO, I. Novel use of a smartphone to measure standing balance. **JMIR rehabilitation and assistive technologies**, v. 3, n. 1, p. e4, 2016.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2ª edição. Barueri: Manole, 2003.

SIGELMANN, E. Tipos de pesquisa: aspectos metodológicos específicos. **Arquivos Brasileiros de Psicologia**, v. 36, n. 3, p. 141-155, 1984.

SIMON, S. R. Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. **Journal of biomechanics**, v. 37, n. 12, p. 1869-1880, 2004.

SŁOMKA, K. J. et al. Forward functional stability indicator (FFSI) as a reliable measure of limits of stability. **MethodsX**, v. 7, p. 100756, 2020.

SOLIS-ESCALANTE, T.; KAM, D. D.; WEERDESTeyN, V. Classification of Rhythmic Cortical Activity Elicited by Whole-Body Balance Perturbations Suggests the Cortical Representation of Direction-Specific Changes in Postural Stability. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 28, n. 11, p. 2566-2574, 2020.

STAACKS, S. et al. Advanced tools for smartphone-based experiments: phyphox. **Physics education**, v. 53, n. 4, p. 045009, 2018.

STEL, V. S. et al. Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline. **Age and ageing**, v. 33, n. 1, p. 58-65, 2004.

SUN, R.; HSIEH, K. L.; SOSNOFF, J. J. Fall risk prediction in multiple sclerosis using postural sway measures: a machine learning approach. **Scientific reports**, v. 9, n. 1, p. 1-7, 2019.

TANG, P. V.; TAN, T. D.; TRINH, C. D. Characterizing Stochastic Errors of MEMS – Based Inertial Sensors. **VNU Journal of Science: Mathematics - Physics**, v. 32, n. 2, P. 34 - 42, jun 2016.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Métodos de pesquisa em atividade física**. Artmed Editora, 2009. 8536327146.

THOMSEN, M. H. et al. Four-way-leaning test shows larger limits of stability than a circular-leaning test. **Gait & posture**, 51, p. 10 - 13, 2017.

TIGRINI, A. et al. Cross Teager-Kaiser operator and Lempel-Ziv Index for the assessment of human posturographic data. In.: 2021 **IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)**, p. p. 1 - 5, June 2021.

TIMMANN-BRAUN, D. Posturographie. **Das Neurophysiologie-Labor**, v. 34, n. 3, p. 113-118, 2012.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **New England journal of medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701-1707, 1988.

TOMITA, H. et al. Limits of Stability and Functional Base of Support While Standing in Community-Dwelling Older Adults. **Journal of Motor Behavior**, 53, n. 1, p. 83-91, 2021.

VAN DIEST, M. et al. Quantifying postural control during exergaming using multivariate whole-body movement data: a self-organizing maps approach. *PloS one*, 10(7), p. e0134350, 2015.

VISSER, J. E. et al. The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 11, p. 2424-2436, 2008.

WALLMANN, H. W. Comparison of elderly nonfallers and fallers on performance measures of functional reach, sensory organization, and limits of stability. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 9, p. M580-M583, 2001.

WALTHER, L. E. et al. Die Anwendung künstlicher neuronaler Netze bei der Auswertung posturografischer Messungen. **Laryngo-Rhino-Otologie**, v. 90, n. 04, p. 211-217, 2011.

WANG, B.-S.; WANG, X.-J.; GONG, L.-K. The construction of a Williams design and randomization in cross-over clinical trials using SAS. **Journal of statistical software**, v. 29, n. 1, p. 1-10, 2009.

WERNICK-ROBINSON, M.; KREBS, D. E.; GIORGETTI, M. M. Functional reach: Does it really measure dynamic balance? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 3, p. 262-269, 1999.

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

WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A. Concepts and methods for assessing postural instability. **Journal of aging and physical activity**, v. 4, n. 3, p. 214-233, 1996.

YVON, C.; NAJUKO-MAFEMERA, A.; KANEGAONKAR, R. The D+R Balance application: A novel method of assessing postural sway. **J. Laryngol. Otol.** 129, 773–778, 2015.

ZEMKOVÁ, E. et al. Postural Sway Response to Exercise: The Effect of Intensity and Duration. **International Journal of Applied Sports Sciences**, v. 17, n. 1, 2005.

## APÊNDICES

## APÊNDICE A

## Estratégias de buscas usadas nas bases de dados eletrônicas

Seguem abaixo dois exemplos de busca nas bases de dados, na primeira e segunda etapa, respectivamente, em formato de tabelas.

**Tabela 1** – Bases de dados e palavras-chave usadas na revisão sistemática (primeira etapa).

Base de dados	Termos-chave e algoritmo	Total	Filtros utilizados	Total pós Filtragem
PubMed/Medline	((Postural Balance OR Postural Controls OR Postural Stability OR Stability) AND (Classification OR discriminant analysis OR score)) AND (posturography OR posturographic OR Stabilography OR Stabilometry)) All fields	561	Idioma: Inglês.	529
Web of Science	(TI=(Postural Balance) OR TI=(Postural Controls) OR TI=(Postural Stability) AND TS=(Classification) OR TS=(score) AND TI=(posturography) OR TI=(posturographic) OR TI=(Stabilography) OR TI=(Stabilometry))	3055	1. Idioma: Inglês 2. Tipos de documento: Artigos 3. Categorias: Engineering Biomedical Ou Multidisciplinary Sciences.	327
SCOPUS	TITLE-ABS-KEY (("Postural Balance" OR "Postural Controls" OR "Postural Stability" OR "Stability" ) AND ( "Classification" OR "discriminant analysis" OR "score" ) AND ( "posturography" OR "posturographic" OR "Stabilography" OR "Stabilometry"))	585	1. Idiomas: Inglês, espanhol e português. 2. Tipos de documento: Artigos ou revisão	551
IEEEExplore	(((((("All Metadata":Postural Balance) OR "All Metadata":Postural Controls) OR "All Metadata":Postural Stability) OR "All Metadata":Stability) AND "All Metadata":Classification) OR "All Metadata":discriminant analysis) OR "All Metadata":score) AND "All Metadata":posturography) OR "All Metadata":posturographic) OR "All Metadata": Stabilography) OR "All Metadata":Stabilometry)	68	NU	68
Embase	((('postural balance':ab,ti OR 'postural controls':ab,ti OR 'postural stability':ab,ti OR stability:ab,ti) AND classification:ab,ti OR 'discriminant analysis':ab,ti OR 'score scale':ab,ti) AND posturography:ab,ti OR posturographic:ab,ti OR stabilography:ab,ti OR stabilometry:ab,ti	1287	1. Idioma: Inglês 2. Tipos de publicação: artigos	734

**Fonte:**

o

próprio

autor

**Tabela 2** – Bases de dados e palavras-chave usadas na revisão sistemática (segunda etapa).

Base de dados	Termos-chave e algoritmo	Total
PubMed/Medline	"posturographic data"[Title/Abstract] AND ("score"[Title/Abstract] OR "index"[Title/Abstract] OR "classification"[Title/Abstract])	13
Web of Science	Balance (tópico) and Posturographic data (tópico) and index (tópico)	17
SCOPUS	(TITLE-ABS-KEY ( posturographic AND data ) AND TITLE-ABS-KEY ( balance ) AND TITLE-ABS-KEY ( classification )	27
IEEEExplore	("Document Title":Postural Balance) OR ("Document Title":Postural control) OR ("Document Title":Stability) AND ("Document Title":Classification) OR ("Document Title":index) AND ("All Metadata":posturography) OR ("All Metadata":Stabilometry) Filtros Aplicados: Journals e Magazines.	Sem filtro = 298; Com filtro = 59
Embase	(stabilograph:ab,ti OR 'posturographic data':ab,ti) AND balance:ab,ti OR stability:ab,ti	34

**Fonte:** o próprio autor.

APÊNDICE B  
Anamnese

## 1- Identificação

Nome completo: \_\_\_\_\_

Data de nascimento \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ No \_\_\_ Complemento \_\_\_\_\_

Bairro: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_

Fone residencial: \_\_\_\_\_ Celular: \_\_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_

## 2- Histórico de saúde

a) Faz uso de medicamento contínuo? \_\_\_ sim \_\_\_ não.

Qual? \_\_\_\_\_

b) Faz uso de algum medicamento, atualmente? \_\_\_ sim \_\_\_ não

Qual? \_\_\_\_\_

c) Tem algum histórico de lesão (dor) nos membros inferiores?

\_\_\_ sim \_\_\_ não

Qual? \_\_\_\_\_

d) Tem algum histórico de lesão (dor) no tronco?

\_\_\_ sim \_\_\_ não

Qual? \_\_\_\_\_

e) Possui algum comprometimento funcional do sistema sensorial (visual, vestibular, somatossensorial)? \_\_\_ sim \_\_\_ não

Qual? \_\_\_\_\_

f) Utiliza óculos ou lentes? \_\_\_\_\_ sim \_\_\_\_\_ não.

APÊNDICE C  
Termo de consentimento livre e esclarecido

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, rubricue todas as folhas e assine ao final deste documento, com as folhas rubricadas pelo pesquisador, e assinadas pelo mesmo, na última página. Este documento está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa você não será penalizado(a) de forma alguma.

**PROJETO DE PESQUISA:** AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA E SMARTPHONE.

Prezado(a), essa pesquisa tem como título “AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM ADULTOS JOVENS E IDOSOS POR MEIO DE PLATAFORMA DE FORÇA E SMARTPHONE”, e será realizada no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina e no hospital universitário, ambulatório de fisioterapia, setor Traumato-ortopedia funcional, sob a supervisão do pesquisador responsável, Flavio Junior Guidotti. O objetivo da pesquisa será comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional por meio da plataforma de força (primeiro estudo experimental). A partir desta proposta, também será testada a validade de um instrumento de análise do equilíbrio por meio de dados de inclinação de *smartphone* (segundo estudo experimental). Para tanto, serão realizados 3 estudos com os seguintes objetivos: (1) identificar e descrever os estudos com propostas de avaliação da classificação do equilíbrio por meio de uma revisão sistemática narrativa; (2) comparar adultos jovens e idosos no desempenho do teste de limite de estabilidade funcional por meio da plataforma de força; (3) testar a validade de um instrumento de análise do equilíbrio (inclinômetro do *smartphone*), por meio da associação entre medidas fornecidas pela plataforma de força e *smartphone* (em tarefa de LEF). Sua participação é de suma relevância e ela acontecerá em um único dia, com um tempo gasto com todos os procedimentos

(explicação do projeto, entrevista e coleta de dados) de aproximadamente 60 min.

Na sessão experimental, você assinará o TCLE, responderá em forma de entrevista, uma anamnese com informações pessoais e histórico de saúde e um questionário sobre o nível de atividade física. Se os critérios de inclusão no estudo forem atendidos, serão mensuradas as características antropométricas (massa corporal, estatura, circunferência cintura e tamanho da base de suporte). Em seguida, você realizará a tarefa de equilíbrio:

a) a tarefa será realizar a inclinação voluntária máxima para frente, trás, direita e esquerda, sem desequilibrar, sem perder o contato dos pés com a superfície e manter-se nestas posições o mais imóvel possível por 5 segundos.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e futuras pesquisas e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem será remunerado (a) por sua participação. Explicitamos a garantia de ressarcimento das despesas decorrentes do transporte para a participação na pesquisa. Os benefícios esperados são contribuir para o conhecimento na área de pesquisa em controle postural.

Quanto aos riscos, o presente estudo apresenta riscos e desconfortos indiretos de dimensão física. Na realização da tarefa do LEF em apoios bidual e semi-tandem os riscos esperados estão relacionados a danos musculares, como dor, cansaço físico e desestabilidade do equilíbrio. Para minimizar estes riscos serão realizados intervalos de descanso de um minuto entre as tentativas, de dois minutos entre as condições podais (bipodal e semi-tandem). Para impedir o risco de queda terá um avaliador na direção das inclinações para segurar o avaliado, caso seja necessário. Qualquer indicativo de danos significativos a você, participante da pesquisa, previsto ou não no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, o sistema CEP/CONEP será comunicado imediatamente. Os pesquisadores envolvidos comprometem-se a tomar as devidas providências em caso de quaisquer danos ou incidentes decorrentes da pesquisa, e a realizar assistência médica imediata e se responsabilizam pela assistência integral no que se refere às complicações e danos decorrentes da pesquisa. Caso você tenha dor devido a

fadiga muscular e essa permaneça além de 72 horas, você poderá entrar em contato com o pesquisador e o mesmo realizará atendimento sem custo para solução dos problemas.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar pessoalmente.

Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos - CEP/UEL, LABESC - Laboratório Escola de Pós-Graduação - sala 14. Campus Universitário - Rodovia Celso Garcia Cid, Km 380 (PR 445), Londrina- Pr - CEP: 86057-970, Telefone: 43-3371-5455, e-mail: cep268@uel.br

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue a você.

Londrina, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 202\_.

\_\_\_\_\_ (NOME POR EXTENSO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA), tendo sido devidamente esclarecido(a) sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar voluntariamente da pesquisa descrita acima.

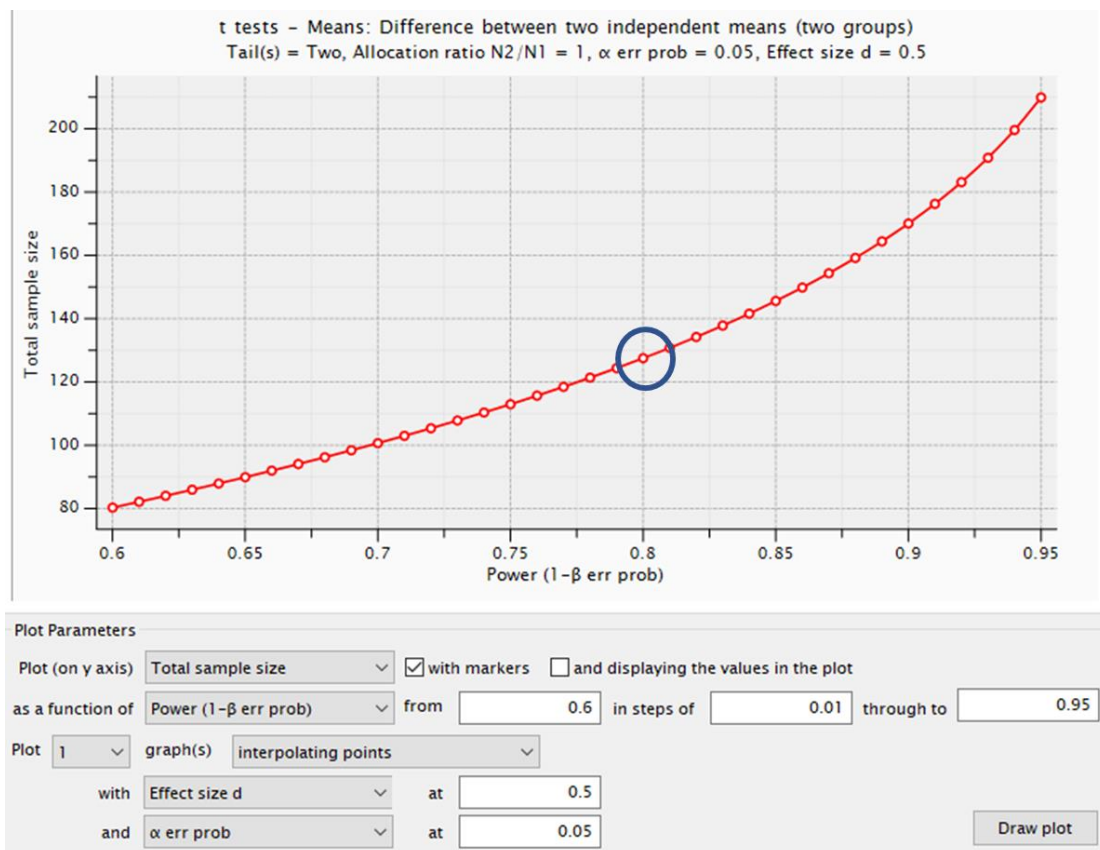
Assinatura: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_\_

**ANEXOS**

## ANEXO A

FIGURA 1 - CÁLCULO DO TAMANHO DA AMOSTRA NO G\* POWER



ANEXO B  
QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ) - FORMA  
CURTA

Nome: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_ Idade: \_\_\_ Sexo: F( ) M( )

Você trabalha de forma remunerada: ( ) Sim ( ) Não

Quantas horas você trabalha por dia: \_\_\_\_\_

Quantos anos completos você estudou: \_\_\_\_\_

De forma geral sua saúde está:

( ) Excelente ( ) Muito boa ( ) Boa ( ) Regular ( ) Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação às pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL, USUAL ou HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão, mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal.
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

**1a.** Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica

aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que faça você suar **BASTANTE** ou aumentem **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

Dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**1b.** Nos dias em que você faz essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

Horas: \_\_\_\_\_ minutos: \_\_\_\_\_

**2a.** Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que faça você suar leve ou aumentem **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

Dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**2b.** Nos dias em que você faz essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

Horas: \_\_\_\_\_ minutos: \_\_\_\_\_

**3a.** Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

Dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**3b.** Nos dias em que você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta caminhando **por dia**?

Horas: \_\_\_\_\_ minutos: \_\_\_\_\_

**4a.** Estas últimas perguntas são em relação ao tempo que você gasta sentado ao todo no trabalho, em casa, na escola ou faculdade e durante o tempo livre. Isto inclui o tempo que você gasta sentado no escritório ou estudando, fazendo lição de casa, visitando amigos, lendo e sentado ou deitado assistindo televisão.

Quanto tempo **por dia** você fica sentado em um dia da semana?

Horas: \_\_\_\_\_ minutos: \_\_\_\_\_

**4b.** Quanto tempo **por dia** você fica sentado no final de semana?

Horas: \_\_\_\_\_ minutos: \_\_\_\_\_

A classificação do nível de atividade física de acordo com a orientação do próprio IPAQ, foi realizado da seguinte forma:

Sedentário - não realiza nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana;

Insuficientemente Ativo - consiste em classificar os indivíduos que praticam atividades físicas por pelo menos 10 minutos contínuos por semana, porém de maneira insuficiente para ser classificado como ativos. Para classificar os indivíduos nesse critério, são somadas a duração e a frequência dos diferentes tipos de atividades (caminhadas + moderada + vigorosa). Essa categoria divide-se em dois grupos:

Insuficientemente Ativo A - realiza 10 minutos contínuos de atividade física, seguindo pelo menos um dos critérios citados: frequência - 5 dias/semana ou duração - 150 minutos/semana;

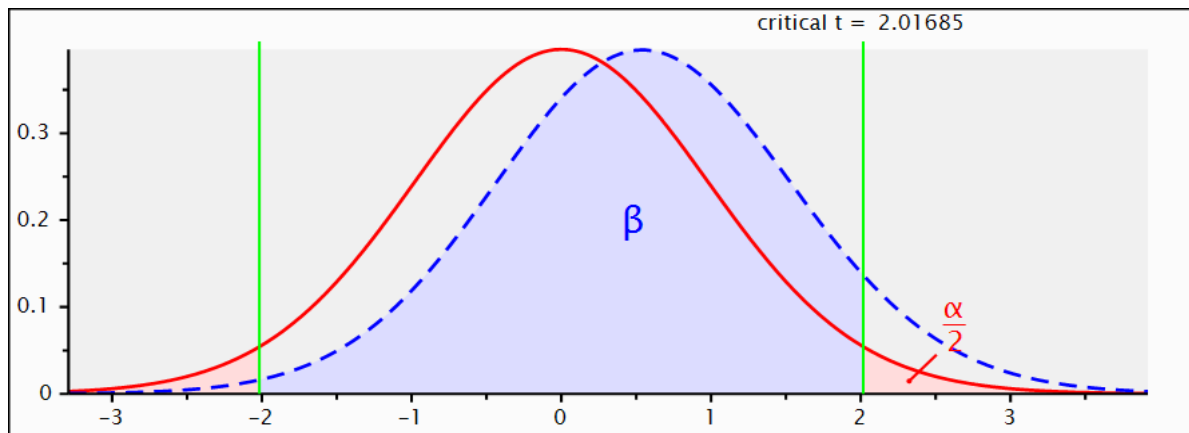
Insuficientemente Ativo B - não atinge nenhum dos critérios da recomendação citada nos indivíduos insuficientemente ativos A;

Ativo - cumpre as seguintes recomendações: a) atividade física vigorosa –  $\geq 3$  dias/semana e  $\geq 20$  minutos/sessão; b) moderada ou caminhada –  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  minutos/sessão; c) qualquer atividade somada:  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 150$  min/semana;

Muito Ativo - cumpre as seguintes recomendações: a) vigorosa –  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  min/ sessão; b) vigorosa –  $\geq 3$  dias/semana e  $\geq 20$  min/sessão + moderada e ou caminhada  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  min/sessão.

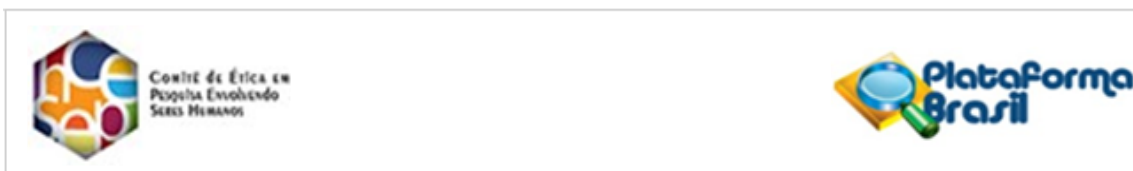


ANEXO C  
FIGURA 2 - CÁLCULO DO TAMANHO DO EFEITO NO G\* POWER



ANEXO D  
FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

ENVOLVENDO SERES HUMANOS.



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA** Título da Pesquisa: ESCALA DE CLASSIFICAÇÃO DO EQUILÍBRIO POR MEIO DA AVALIAÇÃO POSTUROGRÁFICA

**Pesquisador:** FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI

**Versão:** 2

**CAAE:** 45302721.8.0000.5231

**Instituição Proponente:** CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEM/UEL

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 4.729.555 **Apresentação do Projeto:**

O arquivo "PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1730221.pdf", versão 2, de 10/05/2021, apresenta as seguintes informações:

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1730221.pdf	10/05/2021 11:12:13		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_CEP_FlavioJrGuidotti_vfinal.docx	10/05/2021 11:11:18	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_termodeconsentimentolivre escla recido_v2.docx	10/05/2021 11:06:33	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto_flavio.pdf	06/04/2021 18:48:25	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito

Continuação do Parecer: 4.729.555

**Situação do Parecer:** Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:** Não

LONDRINA, 24 de Maio de 2021

**Assinado por:** Adriana Lourenço Soares Russo (Coordenador(a))