



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

FLAVIO JUNIOR ZAGO LOPES GUIDOTTI

**DESENVOLVIMENTO, PROPRIEDADES PSICOMÉTRICAS E
DADOS NORMATIVOS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO
DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL**

Londrina
2026

FLAVIO JUNIOR ZAGO LOPES GUIDOTTI

**DESENVOLVIMENTO, PROPRIEDADES PSICOMÉTRICAS E
DADOS NORMATIVOS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO
DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL**

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

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki

Londrina
2026

G948 Guidotti, Flavio Junior Zago Lopes :
DESENVOLVIMENTO, PROPRIEDADES PSICOMÉTRICAS E DADOS
NORMATIVOS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM
PLATAFORMA INSTÁVEL / Flavio Junior Zago Lopes Guidotti. - Londrina,
2026.
222 f. : il.

Orientador: Victor Hugo Alvez Okazaki.
Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina,
Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em
Educação Física, 2026.
Inclui bibliografia.

1. Desenvolver um instrumento de medida em plataforma instável - Tese. 2.
Avaliar suas propriedades psicométricas - Tese. 3. Estabelecer parâmetros
normativos para interpretação do desempenho - Tese. I. Okazaki, Victor Hugo
Alvez . II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e
Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CDU 796

FLAVIO JUNIOR ZAGO LOPES GUIDOTTI

**DESENVOLVIMENTO, PROPRIEDADES PSICOMÉTRICAS E
DADOS NORMATIVOS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO
DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL**

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

BANCA EXAMINADORA

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

Profa. Dra. Andresa Mara de Castro Germano
Technische Universität Chemnitz

Profa. Dra. Christiane de Souza Guerino
Macedo
Universidade Estadual de Londrina

Londrina, 27 de março de 2026.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus, ao meu Senhor e Salvador Jesus Cristo, e ao poder do Espírito Santo, que esteve à frente de cada etapa desta tese. Durante todo o processo, pedi que o Senhor me direcionasse em todos os momentos, nas coletas de dados, preparando as pessoas que participariam do estudo, os locais das avaliações e protegendo cada participante. Com cuidado e fidelidade, lahweh conduziu cada detalhe.

Sou profundamente grato a Deus pelo conhecimento adquirido ao longo da pós-graduação *stricto sensu*, em cada disciplina, em cada reunião do grupo, e pelo auxílio concedido durante a escrita desta tese. Nos momentos de maior cansaço e sobrecarga, Deus me fortaleceu e me lembrava de que o trabalho realizado hoje era melhor do que o de ontem. Louvo ao Senhor por me sustentar em toda essa caminhada.

Agradeço de forma muito especial à minha esposa, Arelis, que foi minha estrutura durante esse período. Esteve à frente do nosso lar em muitos momentos em que não pude estar tão presente, permitindo que eu me dedicasse a este trabalho. Eu a amo por seu cuidado e amor por mim e nossos filhos. Sou imensamente grato aos meus filhos, Antonella e Vittorio, e espero que, no futuro, ao lerem esta tese, compreendam que ela é uma bênção que Deus concedeu à nossa família e uma vitória construída por todos nós.

Agradeço aos meus pais, Luzia e Oclides Guidotti, que sempre torceram por mim em todas as etapas da minha vida, esta conquista também lhes pertence. Aos meus sogros, Ruby e Antônio Felipe, agradeço o acolhimento em períodos importantes, especialmente nas férias, proporcionando um ambiente tranquilo para a escrita desta tese. Às minhas irmãs, Eduara e Sandra, minha gratidão pelo apoio e torcida constantes.

Expresso minha profunda gratidão ao meu orientador, Professor Dr. Victor Hugo Alves Okazaki, essencial em todas as etapas deste trabalho. Sua orientação foi fundamental nas coletas de dados, na condução das análises estatísticas, nas revisões dos textos e nos momentos em que precisei de tranquilidade e confiança para continuar. Em situações em que eu mesmo me sentia inseguro, ele demonstrava convicção de que o trabalho estava no caminho certo. Destaco ainda sua generosidade, ao abrir sua casa e acolher seus alunos sem distinção, e sua

admirável agilidade de raciocínio.

Agradeço também por sua dedicação no desenvolvimento das plataformas utilizadas neste estudo. A construção mecânica em MDF, o desenvolvimento do *software*, do adaptador analógico e dos dispositivos de coleta foram fruto de seu trabalho, criatividade e empenho. Louvo a Deus por sua vida e por sua disposição em compartilhar conhecimento e esforço para tornar este projeto possível.

Estendo minha gratidão à sua família, Ana Caroline e suas filhas Emy, Victória e Eloah, pela compreensão durante os períodos de intensa dedicação do professor Victor a este trabalho. Agradeço também à sua sogra, Naná, pela torcida ao longo dessa caminhada.

Agradeço ao Prof. Victor pela paciência, bem como confiança e credibilidade em meu retorno à pós-graduação. No momento em que mais precisei, fui acolhido novamente. Esse retorno não representou apenas a conclusão de algo que havia ficado inacabado, mas também a renovação da esperança de que é possível fechar ciclos. Isso fortaleceu minhas emoções e minha confiança para seguir adiante.

Agradeço ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEL/UEM e à CAPES pela concessão da bolsa de doutorado, fundamental em momentos em que precisei me dedicar integralmente à tese. Sou grato também pela oportunidade de cursar disciplinas que ampliaram meu conhecimento e me permitiram conviver com professores tão especiais. Agradeço, de modo particular, à Ivone, secretária da pós-graduação, que, ao meu retorno, me tranquilizou ao afirmar que tudo faz parte de um processo e que eu conseguiria vencer.

Sou muito grato a todos os participantes desta pesquisa, que generosamente dedicaram seu tempo para contribuir com este estudo. Agradeço também aos colegas do Laboratório de Neurociências Motoras, que colaboraram em diferentes etapas desta tese, seja como participantes, seja no auxílio durante as coletas. Para evitar omissões, expresso aqui minha gratidão a todos que contribuíram com este trabalho.

Agradeço ainda aos alunos da Universidade Estadual de Londrina, que participaram como voluntários e/ou também auxiliaram no processo de avaliação. Para evitar omissões, expresso aqui minha gratidão a todos que contribuíram com este trabalho.

Aos membros da banca examinadora, minha sincera gratidão:

À Professora Dra. Andresa, que, mesmo à distância e em fuso horário distinto, dedicou seu tempo e atenção para avaliar este trabalho, é uma grata satisfação contar com sua participação e uma honra conhecê-la;

Ao Prof. Dr. Marco Antônio, pela disponibilidade de seu tempo e contribuição neste trabalho, sendo uma satisfação para mim contar com sua participação, é uma honra conhecê-lo;

À Professora Dra. Christiane, que tive a oportunidade de conhecer pessoalmente e por quem tenho grande admiração. Sua agilidade, capacidade de resolução e o respeito que inspira em alunos e profissionais são notáveis, sendo uma verdadeira inspiração. É admirável como é amada pelos alunos;

À Professora Dra. Suhaila, pela gentileza em aceitar compor esta banca e pela inspiração proporcionada por seu projeto, que evidencia que nosso trabalho vai além de uma função, sendo uma verdadeira missão que impacta a vida das pessoas. É admirável como os alunos a respeitam e admiram.

Agradeço pelas contribuições e orientações de todos os professores da banca examinadora, que certamente enriquecerão esta tese.

Por fim, esta tese é dedicada, a Deus, ao meu Senhor e Salvador Jesus Cristo e ao poder do Espírito Santo.

RESUMO

GUIDOTTI, Flavio Junior Zago Lopes. **Desenvolvimento, propriedades psicométricas e dados normativos de um teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável**. 2026. 222 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Centro de Educação Física e Esportes, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2026.

O desenvolvimento e a validação de um teste de equilíbrio dinâmico de baixo custo, de fácil aplicação e suficientemente desafiador para mensurar capacidades (sub)máximas são fundamentais para a avaliação e intervenção relacionadas ao equilíbrio. Esta tese, estruturada em três estudos, teve como objetivo desenvolver um instrumento de medida em plataforma instável, avaliar suas propriedades psicométricas e estabelecer parâmetros normativos para interpretação do desempenho. No primeiro estudo, foram definidos os parâmetros do protocolo de teste (níveis de instabilidade, altura da plataforma e tempo de execução). Vinte adultos jovens realizaram o teste em 19 níveis de instabilidade (2 a 68 cm) e três alturas (8, 10,5 e 13,5 cm), sendo estabelecidos intervalo funcional de 2 a 42 cm, altura de 8 cm e tempo critério de 10 segundos. O segundo estudo avaliou a confiabilidade teste-reteste (estabilidade relativa) e o erro de medida (precisão absoluta) em protocolos com 7 e 9 níveis de instabilidade, em 35 adultos jovens, tendo o protocolo de 7 níveis apresentado melhor confiabilidade e menor erro de medida. O terceiro estudo investigou a validade de construto por comparação entre grupos conhecidos e a interpretabilidade dos escores com base em dados normativos. O teste foi aplicado em 748 indivíduos (4–87 anos) e em diferentes grupos esportivos, evidenciando diferenças sistemáticas no desempenho. A análise percentílica permitiu estabelecer faixas classificatórias e uma escala normativa. Os resultados indicam que o instrumento desenvolvido e o protocolo de teste proposto apresentam evidências adequadas de confiabilidade, erro de medida, validade de construto e interpretabilidade, configurando uma ferramenta robusta para avaliação do equilíbrio dinâmico.

Palavras-chave: Equilíbrio dinâmico; Controle postural; Avaliação funcional; Plataforma instável; Propriedades de medida; Confiabilidade; Erro de medida; Validade de construto; Dados normativos.

ABSTRACT

GUIDOTTI, Flavio Junior Zago Lopes. **Development, psychometric properties, and normative data of a dynamic balance test on an unstable platform.** 2026. 222 p. Doctoral Thesis (PhD in Physical Education) – Center for Physical Education and Sports, State University of Londrina, Londrina, 2026.

The development and validation of a low-cost, easy-to-administer dynamic balance test that is sufficiently challenging to assess (sub)maximal capacities are essential for balance-related assessment and intervention. This doctoral thesis, structured into three studies, aimed to develop a measurement instrument based on an unstable platform, evaluate its measurement properties, and establish normative parameters for performance interpretation. In the first study, the test protocol parameters (instability levels, platform height, and trial duration) were defined. Twenty young adults performed the test across 19 instability levels (2 to 68 cm) and three platform heights (8, 10.5, and 13.5 cm), resulting in the establishment of a functional range from 2 to 42 cm, a platform height of 8 cm, and a criterion time of 10 seconds. The second study evaluated test–retest reliability (relative reliability) and measurement error (absolute reliability/precision) using protocols with 7 and 9 instability levels in 35 young adults. The 7-level protocol demonstrated superior reliability and lower measurement error. The third study investigated construct validity through known-groups comparison and assessed score interpretability based on normative data. The test was administered to 748 individuals aged 4 to 87 years and across different sports groups, revealing systematic differences in performance. Percentile-based analysis enabled the establishment of classification ranges and a normative scale. The findings indicate that the developed instrument and the proposed test protocol provide adequate evidence of reliability, measurement error, construct validity, and interpretability, supporting its use as a robust tool for dynamic balance assessment.

Key-words: Dynamic balance; Postural control; Functional assessment; Unstable platform; Measurement properties; Reliability; Measurement error; Construct validity; Normative data.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Plataforma instável instrumentada para avaliação do desempenho no equilíbrio dinâmico.....	30
Figura 2 –	Condições podais e direção da perturbação	32
Figura 3 –	Diagrama do delineamento experimental.....	33
Figura 4 –	Representação esquemática do protocolo experimental do instrumento de medida de equilíbrio dinâmico em plataforma instável.....	39
Figura 5 –	Relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, na condição de perturbação médio-lateral	46
Figura 6 –	Relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, na condição anteroposterior em apoio bipodal.....	47
Figura 7 –	Relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, na condição anteroposterior em apoio semi-tandem.....	48
Figura 8 –	Curva de desempenho em função da instabilidade da plataforma nas diferentes alturas experimentais (nas condições ML – A e B; AP-BI – C e D; e AP-ST, E e F)	54
Figura 9 –	Comparação entre condições podais (ML, AP-BI e AP-ST) para as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios.	56
Figura 10 –	Maior tempo em equilíbrio (s) ao longo dos 19 níveis de instabilidade nas três condições podais (média $\pm$ desvio padrão)	60
Figura 11 –	Desempenho no teste de equilíbrio ao longo dos níveis de instabilidade. (A) Proporção de participantes com sucesso (≥ 10 s) nas três condições podais. (B) Probabilidade estimada de sucesso em função do nível de instabilidade (regressão logística	

binária) na condição médio-lateral	62
Figura 12 – Representação da plataforma instável utilizada no instrumento de medida de equilíbrio dinâmico: (A) vista inferior com sensores, (B) vista superior com demarcação central e (C) participante posicionado sobre a plataforma.....	87
Figura 13 – Bases semicilíndricas com diferentes diâmetros.....	90
Figura 14 – Representação gráfica da confiabilidade teste–reteste do nível máximo de desempenho alcançado.....	102
Figura 15 – Representação esquemática da plataforma de equilíbrio dinâmico instável, posicionamento dos sensores eletrônicos e posicionamento do participante.....	121
Figura 16 – Software <i>Dynamic Balance Test</i> (v. 1.5)	126
Figura 17 – Associação entre idade cronológica (4–87 anos) e escore do nível máximo (ENM) com ajuste LOESS e intervalo de confiança de 95% (população geral)	133
Figura 18 – Boxplot do ENM por faixa etária com pontos individuais e letras do CLD e heatmap do Dunn (Bonferroni) mostrando $-\log_{10}(p)$ no triângulo superior e asteriscos nos pares significativos.....	136
Figura 19 – Probabilidade estimada do ENM (≥ 4) em função da idade, derivada do modelo de regressão logística ordinal	137
Figura 20 – Desempenho do ENM entre a população geral (18–40 anos) e diferentes modalidades esportivas.....	141
Figura 21 – Capacidade discriminativa do ENM para identificação de atletas: análise por curva ROC	143
Figura 22 – Curvas percentílicas de referência do ENM por faixa etária ao longo do ciclo vital.....	146

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ângulos máximos de inclinação da plataforma para diferentes diâmetros das bases semicilíndricas e configurações de altura da prancha	28
Tabela 2 – Estatísticas descritivas ($M \pm DP$) das variáveis tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios em três alturas de plataforma e 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) - na condição médio-lateral.....	51
Tabela 3 – Estatísticas descritivas ($M \pm DP$) das variáveis tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios em três alturas de plataforma e 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) - na condição anteroposterior bipodal.....	52
Tabela 4 – Estatísticas descritivas ($M \pm DP$) das variáveis tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios em três alturas de plataforma e 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) - na condição anteroposterior semi-tandem	53
Tabela 5 – Estatísticas descritivas do maior tempo em equilíbrio (s) nos 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) nas 3 condições podal (ML, AP-BI e AP-ST), com altura de plataforma de 8 cm	58
Tabela 6 – Progressões geométricas da instabilidade da plataforma: diâmetros das bases de suporte correspondentes aos níveis estruturais nas configurações de 7 e 9 níveis	90
Tabela 7 – Sistema de classificação funcional do escore no instrumento de medida de equilíbrio dinâmico, baseado no critério de permanência mínima de 10 segundos, aplicável às plataformas com 7 e 9 níveis de instabilidade	92
Tabela 8 – Características Gerais da Amostra (N=35)	98
Tabela 9 – Estatísticas descritivas do escore do nível máximo de instabilidade alcançado nos dois momentos	99
Tabela 10 – Confiabilidade teste-reteste, concordância entre sessões e erro de medida do nível máximo de desempenho alcançado.....	100
Tabela 11 – Distribuição das discrepâncias entre medições para o escore do nível máximo de instabilidade alcançado	100

Tabela 12 – Análise de Bland–Altman para confiabilidade teste–reteste do nível máximo de desempenho alcançado	101
Tabela 13 – Distribuição dos participantes por idade cronológica	116
Tabela 14 – Distribuição dos participantes por faixas etárias funcionais (modelo analítico).....	117
Tabela 15 – Descrição dos grupos de modalidades esportivas	118
Tabela 16 – Progressão geométrica da instabilidade na configuração de 7 níveis: diâmetros das bases de suporte	122
Tabela 17 – Sistema de classificação do escore no teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável (7 níveis)	123
Tabela 18 – Características demográficas e desempenho funcional na população geral, atletas e amostra total.....	131
Tabela 19 – Estatística descritiva do escore do nível máximo de instabilidade alcançado segundo faixas etárias na população geral (sem atletas)	132
Tabela 20 – Desempenho do ENM entre modalidades esportivas	134
Tabela 21 – Diferença absoluta em unidades da escala ENM em relação ao grupo-referência da população geral (18 a 40 anos)	140
Tabela 22 – Acurácia discriminativa do ENM para identificação de atletas	142
Tabela 23 – Percentis normativos do ENM por faixa etária	145

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Zonas Interpretativas Baseadas em Percentis para os escores do nível máximo de instabilidade alcançado (ENM).....	147
--	-----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ø	Diâmetro das bases
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AP	Anteroposterior
BI	Bipodal
Cm	Centímetros
CP	Controle Postural
e.g	abreviatura do termo em Latim “ <i>exempli gratia</i> ”, significa “por exemplo”
ENM	Escore do nível máximo de instabilidade alcançado
Etc	Entre outros, Entre outras coisas
G	Grupo
H	Altura das bases
M	Minutos
ML	Médio-lateral
TEM	Maior tempo em equilíbrio
NT	Número de Toques Total
PSI	<i>Pounds per Square Inch (libras por polegada quadrada)</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Science</i>
ST	Semi-tandem
T	Tentativa
TALE	Termo de Assentimento Livre e Esclarecido
TCLE	Termo de consentimento Livre e Esclarecido
TEA	Tempo de Equilíbrio Absoluto
TME	Tempo Médio de Equilíbrio
UEL	Universidade Estadual de Londrina
V	Versão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	ESTUDO 1: DESENVOLVIMENTO E DEFINIÇÃO DOS PARÂMETROS OPERACIONAIS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL	21
2.1	Introdução.....	22
2.2	Método	26
2.2.1	Caracterização do estudo	26
2.2.2	Plataforma instável para avaliação do equilíbrio dinâmico: descrição estrutural, instrumentação e caracterização mecânica	26
2.2.3	Delineamento	31
2.2.4	Cálculo do tamanho da amostra	35
2.2.5	Caracterização dos participantes	37
2.2.6	Procedimentos	37
2.2.7	Local do estudo.....	41
2.2.8	Variáveis de estudo.....	41
2.2.9	Análise estatística	42
2.3	Resultados	44
2.3.1	Escolha dos níveis de maior e menor dificuldade	44
2.3.2	Escolha da altura da plataforma que melhor discrimine o equilíbrio entre os 19 níveis de instabilidade.....	50
2.3.3	Escolha do tempo critério.....	57
2.4	Discussão	63
2.5	Conclusão.....	78
3	ESTUDO 2: CONFIABILIDADE TESTE-RETESTE E ERRO DE MEDIDA DO NÍVEL DE DESEMPENHO EM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO COM DIFERENTES PROGRESSÕES DE INSTABILIDADE.....	79
3.1	Introdução.....	80
3.2	Método	83

3.2.1	Delineamento do estudo	83
3.2.2	Cálculo do tamanho da amostra e participantes	85
3.2.3	Instrumentos e protocolo de avaliação.....	86
3.2.3.1	Plataforma de equilíbrio dinâmico	86
3.2.3.2	Progressões de instabilidade da plataforma (7 e 9 níveis).....	88
3.2.3.3	Sistema de classificação funcional do desempenho	91
3.2.4	Procedimentos experimentais	92
3.2.5	Variáveis de estudo.....	94
3.2.6	Análise estatística	95
3.3	Resultados	97
3.3.1	Características da amostra e número de observações	97
3.3.2	Desempenho no instrumento de medida de equilíbrio dinâmico	98
3.3.3	Confiabilidade, erro de medida e concordância	99
3.3.4	Análise de Bland-Altman (<i>Agreement</i>)	101
3.3.5	Viés sistemático entre medições	103
3.4	Discussão	103
3.5	Conclusão	108
4	ESTUDO 3: VALIDADE DE CONSTRUTO PARA GRUPOS CONHECIDOS E INTERPRETABILIDADE BASEADA EM DADOS NORMATIVOS AO LONGO DO CICLO DA VIDA	110
4.1	Introdução	111
4.2	Método	115
4.2.1	Delineamento e propriedades de medidas avaliadas.....	115
4.2.2	Participantes	115
4.2.3	Cálculo do tamanho amostral.....	119
4.2.4	Instrumento de medida.....	120
4.2.4.1	Princípio de funcionamento da plataforma	120
4.2.4.2	Configuração da instabilidade utilizada no estudo	121
4.2.4.3	Sistema de classificação funcional do escore do teste	122
4.2.4.4	Desfecho do estudo e instrumentação	123
4.2.5	Procedimentos de coleta de dados	124
4.2.6	Variáveis de estudo e desfechos	126
4.2.7	Análise estatística	128

4.2.7.1	Capacidade discriminativa do instrumento (como evidência de validade de construto) em função da idade.....	128
4.2.7.2	Capacidade discriminativa do instrumento (como evidência de validade de construto) em relação ao perfil funcional e modalidades esportivas.....	128
4.2.7.2.1	Comparação entre modalidades esportivas	129
4.2.7.2.2	Comparação entre cada modalidade esportiva e a população geral pareada por idade	129
4.2.7.2.3	Comparação entre grupo agregado de atletas e a população geral	129
4.2.7.3	Habilidade discriminativa do instrumento	130
4.2.7.4	Avaliação do efeito teto	130
4.2.7.5	Capacidade classificatória e construção de dados normativos	130
4.3	Resultados	130
4.3.1	Capacidade discriminativa etária do escore do nível máximo de instabilidade alcançado (como evidência de validade de construto)	134
4.3.2	Capacidade discriminativa em relação ao perfil funcional e modalidades esportivas.....	138
4.3.2.1	Comparação entre modalidades esportivas	138
4.3.2.2	Comparação entre grupo agregado de atletas e a população geral	139
4.3.2.3	Comparação entre cada modalidade esportiva e a população geral pareada por idade	139
4.3.3	Habilidade discriminativa do desempenho para identificação de atletas.....	141
4.3.4	Avaliação de efeito de teto	143
4.3.5	Capacidade classificatória e referências normativas	144
4.4	Discussão	148
4.5	Conclusão	157
5	CONCLUSÃO FINAL DA TESE	159
	REFERÊNCIAS	162

APÊNDICES	177
APÊNDICE A – Análise de sensibilidade do tamanho da amostra	178
APÊNDICE B – Anamnese, estudo 1	179
APÊNDICE C – TCLE, estudo 4	180
APÊNDICE D – TCLE, estudo 2.....	184
APÊNDICE E – Anamnese, estudo 2.....	189
APÊNDICE F – Anamnese, estudo 3.....	194
APÊNDICE G –TCLE e TALE, estudo 3	198
APÊNDICE H – TCLE, acima de 18 anos, estudo 3	206
APÊNDICE I - Análise da relação entre poder estatístico e tamanho amostral estimado 3.....	211
APÊNDICE J - Declaração de uso da inteligência artificial	212
 ANEXOS	 213
ANEXO A – Folha de aprovação do CEP	214

1. INTRODUÇÃO

O controle postural (CP) desempenha um papel crucial para manter a orientação corporal e o equilíbrio durante posições e movimentos do corpo humano (Horak, 2006; Horak; Macpherson, 1996; Massion, 1994). Em contextos do dia a dia, os desafios enfrentados pelo CP frequentemente ocorrem em condições dinâmicas (Nevitt et al., 1989; Pollock et al., 2000). Lidar com situações imprevisíveis, caracterizadas pelo equilíbrio dinâmico, é essencial para compreender o controle postural de forma abrangente (Paillard, 2019; Paillard; Noé, 2015; Petró; Papachatzopoulou; Kiss, 2017). Nesse contexto, o equilíbrio dinâmico pode ser compreendido como um construto relacionado à capacidade de manter ou recuperar a estabilidade durante perturbações ou movimentos do corpo, sendo necessário o uso de instrumentos de medida para sua adequada avaliação. Diante dos desafios frequentemente encontrados pelo controle postural em condições dinâmicas, as plataformas instáveis se apresentam como ferramentas valiosas para avaliação do equilíbrio.

As plataformas instáveis são equipamentos com bases cilíndricas em contato com a superfície horizontal, usadas em avaliações e no treinamento para restaurar ou melhorar o controle postural (Borreani et al., 2014; Noé; García-Massó; Paillard, 2017; Petró; Papachatzopoulou; Kiss, 2017; Rougier; Perennou, 2019). Essas plataformas desafiam os indivíduos a manter o equilíbrio diante de níveis variados de instabilidade (Paillard; Noé, 2015), resultando em ajustes baseados em informações sensoriais e comandos motores (Rougier; Mathias; Tanzi, 2011). Além de serem sensíveis para detectar alterações neurológicas sutis e avaliar a eficácia de tratamentos (Mauritz; Dietz; Haller, 1980; Nachreiner et al., 2007), as plataformas instáveis têm sido reconhecidas como instrumentos de medida potencialmente úteis para análise do equilíbrio em situações desafiadoras (Leme et al., 2022a). No entanto, apesar das vantagens oferecidas pelas plataformas instáveis, ainda existem lacunas a serem preenchidas no desenvolvimento de instrumentos de medida padronizados, especialmente no que se refere à definição estruturada de níveis de instabilidade, à avaliação de propriedades de psicométricas (confiabilidade e erro de medida) e à disponibilidade de parâmetros normativos para interpretação dos escores. Além disso, é fundamental considerar a capacidade desses instrumentos em testar hipóteses e

distinguir entre grupos com diferentes níveis de desempenho, como atletas de diversas modalidades esportivas, crianças e idosos.

Indivíduos fisicamente ativos e atletas de diversas modalidades exibem uma melhor habilidade de equilíbrio em situações instáveis (Asseman; Caron; Crémieux, 2008; Perrin et al., 2002; Zemková, 2014), devido à experiência motora adquirida durante o treinamento (Paillard, 2017), bem como às complexidades das tarefas vivenciadas durante a prática (Crotts et al., 1996; Kiers et al., 2013; Perrin et al., 2002). Em contraste, o desempenho do controle postural dinâmico pode variar substancialmente ao longo do ciclo vital, refletindo processos maturacionais, adaptativos e funcionais associados à idade, como observado em crianças, adolescentes e idosos mesmo na ausência de condições patológicas (Elena et al., 2014; Ferber-Viart et al., 2007a; Wu et al., 2021). Essas variações etárias e funcionais influenciam diretamente a estabilidade em situações dinâmicas, especialmente quando o equilíbrio é desafiado por tarefas instáveis (Haddad et al., 2013; Massion, 1994). Além disso, diferenças no nível de experiência motora e no tipo de prática corporal, incluindo atletas e não atletas, também interferem de forma significativa no controle postural (Elena et al., 2014; Ferber-Viart et al., 2007). Diante desse panorama, investigar o desempenho do equilíbrio dinâmico em plataforma instável em indivíduos saudáveis pertencentes a diferentes faixas etárias e níveis de experiência motora, incluindo atletas de modalidades com alta demanda de equilíbrio, torna-se fundamental para o desenvolvimento de um instrumento de medida com evidências de validade de suas características psicométricas e interpretabilidade, capaz de classificar o desempenho do equilíbrio de forma sensível e funcional ao longo do ciclo vital.

Dentro deste escopo, a presente tese está estruturada em três estudos que analisaram os seguintes objetivos: (a) desenvolver um instrumento de medida do equilíbrio e determinar os parâmetros do protocolo de teste a partir dos níveis de instabilidade, da altura da plataforma e do tempo de teste (Estudo 1); (b) avaliar a confiabilidade (estabilidade relativa) e o erro de medida (precisão absoluta) do desempenho na plataforma de equilíbrio, nas configurações de 7 e 9 níveis de instabilidade, em dois momentos (teste-reteste) e identificar a estratificação mais adequada dos níveis de instabilidade (Estudo 2); e, (c) avaliar a validade de construto do protocolo de teste de equilíbrio por meio de teste de hipóteses (comparação entre grupos conhecidos) e investigar a interpretabilidade dos escores baseada em dados

normativos para classificação funcional do desempenho ao longo do ciclo vital (Estudo 3). O desenvolvimento do instrumento de medida proposto, baseado no uso de uma plataforma instável com vários níveis progressivos de instabilidade, pode permitir a avaliação do equilíbrio de forma simples e com instrumento de baixo custo. A presente tese pode fornecer evidências para o uso do instrumento de medida do equilíbrio dinâmico como uma ferramenta para a análise do equilíbrio em grande escala, facilitando a sua aplicabilidade.

2. ESTUDO 1: DESENVOLVIMENTO E DEFINIÇÃO DOS PARÂMETROS OPERACIONAIS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL

RESUMO

A análise do equilíbrio dinâmico por meio de plataforma instável é verificada em diversos estudos. Contudo, ainda é necessário identificar quais os melhores níveis de instabilidades, a melhor altura de elevação da plataforma instável e o melhor tempo de teste, para o desenvolvimento de um protocolo de avaliação do equilíbrio. O objetivo do presente estudo foi desenvolver um instrumento de medida do equilíbrio e determinar os parâmetros do protocolo de teste a partir dos níveis de instabilidade, da altura da plataforma e do tempo de teste. Para tanto, foi construída uma plataforma de equilíbrio instável com 19 níveis de instabilidade (com variações na base de suporte, diâmetros de 2 a 68cm) e 3 alturas (do solo ao suporte dos pés na plataforma – 8, 10,5 e 13,5 cm). A tarefa consistiu em adultos jovens (18-30 anos) permanecerem o maior tempo possível sem encostar as bordas da plataforma instável no solo, durante 30 segundos de teste. O teste foi realizado com a perturbação médio-lateral (bipedal pés paralelos), anteroposterior (pés paralelos e semi-tandem). Os membros superiores tiveram liberdade de movimento para auxiliar na manutenção do equilíbrio. Foram analisadas as variáveis de tempo total, maior tempo em equilíbrio e número de desequilíbrios, em função dos diferentes níveis de instabilidade, para definir os melhores parâmetros do instrumento. A partir do desempenho, com base na técnica de *breakpoint*, foram selecionados os níveis de instabilidade, mais fácil (42 cm de diâmetro) para a mais difícil (2 cm de diâmetro), a altura da plataforma (8 cm) e o tempo da tarefa (10 segundos). A partir destes parâmetros, foi possível desenvolver um instrumento de medida e elaborar um protocolo de teste para a avaliação do equilíbrio dinâmico em plataforma.

Palavras-chave: instrumento de medida de equilíbrio; níveis de instabilidade; equilíbrio dinâmico; plataforma instável; altura da plataforma; tempo em equilíbrio.

2.1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio dinâmico é essencial em muitas atividades do cotidiano das pessoas como caminhar, correr e até mesmo realizar tarefas simples como alcançar um objeto, envolvem movimentos complexos que demandam ajustes contínuos para manter o equilíbrio (Chagdes et al., 2013; Winter, 1995). Do ponto de vista da mensuração em saúde, o equilíbrio dinâmico pode ser compreendido como um construto, cuja avaliação requer a utilização de instrumentos de medida capazes de operacionalizar esse fenômeno de forma válida e mensurável. São justamente nas situações dinâmicas em que ocorrem as quedas, principalmente nas condições de perturbações (Bruniera; Rodacki, 2014; Maki; Holliday; Topper, 1994; Nevitt et al., 1989), o que torna essencial a realização de estudos em situações mais ecológicas semelhantes às situações que proporcionam as quedas (Williams; Murray; Powell, 2016). Uma possibilidade para análise do equilíbrio dinâmico são as plataformas de equilíbrio instável (Borreani et al., 2014; Noé; García-Massó; Paillard, 2017; Petró; Papachatzopoulou; Kiss, 2017; Rougier; Perennou, 2019). Estas plataformas possuem diferentes aplicações (Peres, 2010; Velloso, 2023), como por exemplo: treinar a propriocepção (Godard; Whitman; Richmond, 2004; Peres, 2010), realizar exercícios para atividade física geral (Inoue; Guazzelli, 2009), prevenir lesões em atletas (Aaltonen et al., 2007; Al Attar et al., 2022), estratégias de controle postural (Almeida; Carvalho; Talis, 2006; Noé; García-Massó; Paillard, 2017) e reabilitação de diversas disfunções de movimento (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Apesar destas diversas aplicações, a utilização de plataformas instáveis para a avaliação quantitativa do equilíbrio dinâmico ainda é escassa, especialmente no que se refere ao desenvolvimento de instrumentos de medida com evidências de propriedades psicométricas adequadas.

Alguns estudos também recorreram às plataformas instáveis para a avaliação do equilíbrio dinâmico (Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022, 2022a; Leme; Candido; Okazaki, 2018, 2018; Oliveira et al., 2013). Esses dispositivos têm se mostrado uma ferramenta promissora, proporcionando dados quantitativos sobre o equilíbrio dinâmico quando combinados com uma plataforma de força (Almeida; Carvalho; Talis, 2006; Cimadoro et al., 2013; Paillard et al., 2006), empregando softwares de *smartphone* para fornecer dados e feedback auditivo sobre o equilíbrio (Velloso, 2023), ou quando conectados a computadores com *softwares* específicos

para avaliação do equilíbrio em situações de instabilidade da base de suporte (Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022a, 2022b; Leme; Candido; Okazaki, 2018; Okazaki, 2010a; Oliveira et al., 2013). O potencial dessas análises reside não apenas na capacidade de fornecer informações objetivas sobre o equilíbrio dinâmico, mas também na sua acessibilidade, com plataformas instáveis sendo de baixo custo e de fácil acesso (Okazaki, 2010b). No entanto, para maximizar sua eficácia e garantir a validade dos resultados, é crucial estabelecer instrumentos de medida padronizados com definições claras de seus parâmetros operacionais e com evidências de propriedades psicométricas, que permitam uma avaliação consistente e confiável do equilíbrio dinâmico, levando em consideração as instabilidades das plataformas (Krabbe, 2017; Mokkink et al., 2025, 2010).

As instabilidades das plataformas instáveis são geradas pelas bases em contato com o solo que possuem formatos cilíndricos, redondos ou semiesféricos. A partir destas instabilidades, é possível estabelecer diferentes níveis de dificuldade na tarefa por meio da instabilidade na base de suporte para avaliar o equilíbrio (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Estes diferentes níveis de instabilidade foram inicialmente analisados em plataformas com base hemisféricas, que permite movimentos multidirecionais, com circunferências de 109 cm e 31 cm (Cimadoro et al., 2013); bases semicilíndricas, que possibilitam movimentos unidirecionais no sentido anteroposterior ou médio-lateral, com 12,5 cm de circunferência (Cimadoro et al., 2013); raios de 30 cm, 60 cm e 120 cm equilíbrio (Almeida; Carvalho; Talis, 2006), raio de 55 cm (Guillou; Dupui; Golomer, 2007; Noé; García-Massó; Paillard, 2017); e diâmetros variando de 4,0 cm a 15,5 cm, com incrementos de 1,5 cm entre os níveis (Velloso, 2023). Apesar da formulação de índices de dificuldade, que se basearam nos diferentes níveis de instabilidade, apenas se inferiu que haveria uma maior dificuldade em níveis de instabilidade com menor diâmetro e maior altura da base. Contudo, não foram examinados os desempenhos em relação aos diversos níveis de instabilidade, de modo a determinar os índices de forma precisa com base no desempenho, e ainda não foram verificadas as direções médio-lateral de perturbação (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Assim, é importante determinar os melhores graus de instabilidade para definir os níveis de dificuldade do teste em plataforma instável, considerando o diâmetro/raio/circunferência da base de suporte que fica em contato com o solo e a base da plataforma. Outra característica que merece destaque é a altura da plataforma, medida do solo até sua superfície superior, que também

modificará a sensibilidade e a dificuldade do teste de equilíbrio na plataforma instável.

As alturas da plataforma variaram em diferentes estudos, com medidas de 5 cm (Cimadoro et al., 2013), 6 cm (Noé; García-Massó; Paillard, 2017), 7 cm (Almeida; Carvalho; Talis, 2006; Cimadoro et al., 2013), 8 cm (Cimadoro et al., 2013), e 12 e 17 cm (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Essa diversidade de alturas destaca as abordagens diversas adotadas, porém ainda não se determinou quais desses níveis são mais eficazes para a avaliação do equilíbrio dinâmico. Plataformas com alturas menores tendem a permitir mais toques no chão durante o período de equilíbrio o que impacta diretamente os indicadores de desempenho, como número de desequilíbrios (Leme et al., 2022a, 2022b). Por outro lado, plataformas mais altas podem oferecer um tempo prolongado de equilíbrio antes que ocorra o toque no solo, permitindo assim maiores ajustes posturais antes do toque da borda da plataforma com o solo (Leme et al., 2022a, 2022b). A combinação de diferentes diâmetros e alturas da base de suporte da plataforma permite a elaboração de índices de dificuldade (Almeida; Carvalho; Talis, 2006b; Velloso, 2023). A configuração com menor dificuldade teria maior diâmetro e menor altura da base de suporte, ao passo que a maior dificuldade seria realizada com menor diâmetro e maior altura da base de suporte (Almeida; Carvalho; Talis, 2006b; Velloso, 2023). Apesar do efeito que altura da plataforma e dos diferentes níveis de instabilidade possuem no desempenho do equilíbrio em plataforma instável, a manipulação destas variáveis não tem sido foco de estudo de forma sistemática para a construção de instrumentos de medida padronizados. Além disso, outro parâmetro importante para um instrumento de medida de equilíbrio em plataforma instável diz respeito ao tempo da tarefa.

O teste de equilíbrio dinâmico na plataforma instável estabelece o objetivo de que a pessoa avaliada tente não tocar as bordas da plataforma no solo, mantendo-se em equilíbrio na situação de instabilidade proporcionada pela base de suporte (Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022a, 2022b; Noé; García-Massó; Paillard, 2017; Oliveira et al., 2013). Existem duas principais possibilidades para a realização desse teste. A mais comum quantifica o desempenho pelo tempo em equilíbrio e número de desequilíbrios em um determinado nível de instabilidade (Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022a, 2022b; Oliveira et al., 2013). Outra possibilidade é avaliar até qual nível de dificuldade, determinado pelo grau de instabilidade na base de suporte, o participante consegue manter-se equilibrado por um período específico (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Nesse formato, o avaliado realiza dois testes de

equilíbrio de dez segundos em um determinado índice de dificuldade e, se conseguir permanecer na plataforma sem que esta toque suas bordas com sensores no solo, pode progredir para o próximo nível de instabilidade da plataforma. Em situações mais desafiadoras, como com um raio da base de 30 cm e altura de 17 cm, foi observado que alguns participantes conseguiram manter o equilíbrio sem tocar as bordas da plataforma no solo por dez segundos (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Por outro lado, também foi verificada proposta de avaliação com apenas cinco segundos, iniciada quando a pessoa avaliada alcançava a posição unipodal de equilíbrio, excluindo tentativas inferiores a 5 segundos, com variação nas dimensões das bases (109, 31 e 12,5 cm de circunferência e 5, 8 e 7 cm de altura, respectivamente) (Cimadoro et al., 2013). No entanto, é necessário investigar qual seria o tempo mais apropriado a ser adotado como padrão para o teste de equilíbrio dinâmico. É importante observar também que não há uma concordância nos eixos analisados já que foram utilizados recursos já disponíveis no mercado (Cimadoro et al., 2013) e ou apenas a perturbação na base de suporte na direção anteroposterior (Almeida; Carvalho; Talis, 2006). Isso ressalta a necessidade de explorar o uso das plataformas instáveis em outras bases de suporte (perturbação na direção médio-lateral e anteroposterior), visando ampliar suas aplicações clínicas e de pesquisa.

Considerado os aspectos discutidos anteriormente, o objetivo deste primeiro estudo da tese foi desenvolver um instrumento de medida do equilíbrio e determinar os parâmetros do protocolo de teste a partir dos níveis de instabilidade, da altura da plataforma e do tempo de teste. A elaboração de um instrumento de medida de equilíbrio dinâmico com índices de dificuldades, considerando os níveis de instabilidade (altura e dimensão da base de sustentação) e o tempo de tarefa, é essencial para proporcionar uma estrutura objetiva e mensurável na avaliação com plataformas instáveis. Isso permite graduar a dificuldade do teste, facilitando a criação de escalas lineares para futuras comparações entre diferentes grupos, além da possibilidade de sua aplicação voltada para programas de intervenção para a reabilitação e o treinamento.

2.2 MÉTODO

2.2.1 Caracterização do Estudo

O presente estudo é um estudo metodológico de desenvolvimento de instrumento de medida (Mokkink et al., 2025, 2010), com delineamento experimental (Thomas; Nelson; Silverman, 2009).

2.2.2 Plataforma Instável para Avaliação do Equilíbrio Dinâmico: Descrição Estrutural, Instrumentação e Caracterização Mecânica

Foi desenvolvida uma plataforma instável destinada à avaliação do desempenho no equilíbrio dinâmico em diferentes níveis de instabilidade mecânica. O dispositivo consiste em uma prancha retangular confeccionada em MDF, com dimensões aproximadas de 70 cm de comprimento, 40 cm de largura e 3 cm de espessura. Na face inferior da prancha foram posicionados os elementos estruturais responsáveis pela geração das perturbações mecânicas e pela aquisição dos sinais experimentais. A plataforma foi projetada para ser sustentada por duas bases semicilíndricas intercambiáveis posicionadas paralelamente ao eixo longitudinal da prancha, permitindo a geração controlada de oscilações da superfície de apoio.

As bases semicilíndricas foram confeccionadas em MDF e acopladas à prancha por meio de um sistema de encaixe metálico localizado na face inferior das bases semicilíndricas. Para permitir o acoplamento das bases, foram posicionados orifícios na parte inferior da prancha distribuídos simetricamente em relação ao centro da plataforma, aproximadamente a 20 cm do ponto central, possibilitando o posicionamento equidistante das bases em relação ao centro da prancha. Durante a montagem do dispositivo, duas bases de mesmo diâmetro são fixadas simultaneamente, uma em cada lado longitudinal da plataforma, mantendo orientação paralela ao comprimento da prancha. Esse arranjo estrutural restringe o movimento da plataforma a um único eixo de rotação, permitindo a geração de perturbações mecânicas predominantemente no plano médio-lateral ou no plano anteroposterior, dependendo da orientação da prancha em relação ao participante.

Além das bases semicilíndricas, o dispositivo permite a manipulação

da altura da plataforma em relação ao solo por meio da utilização de suportes intermediários. Esses suportes foram confeccionados em MDF e possuem alturas de 2,5 cm e 5,5 cm, sendo posicionados entre a prancha e as bases semicilíndricas por meio de um sistema de encaixe metálico semelhante ao utilizado nas bases. Dessa forma, o dispositivo permite três configurações de altura da plataforma em relação ao solo: 8 cm, utilizando apenas as bases semicilíndricas; 10,5 cm, utilizando base semicilíndrica associada ao suporte intermediário de 2,5 cm; e 13,5 cm, utilizando base semicilíndrica associada ao suporte intermediário de 5,5 cm. A possibilidade de manipulação da altura da plataforma permite aumentar o braço de alavanca do sistema e, conseqüentemente, modificar as exigências mecânicas impostas ao controle do equilíbrio.

A manipulação da altura da plataforma também influencia o potencial de excursão angular da prancha antes do contato com o solo. Para caracterizar essa propriedade mecânica do dispositivo, foram determinadas experimentalmente as angulações máximas de inclinação da plataforma nas diferentes combinações entre os diâmetros das bases semicilíndricas e as três alturas de configuração da prancha (8, 10,5 e 13,5 cm). As medições foram realizadas utilizando o sensor de inclinação de um *smartphone* Redmi Note 9 Pro com o aplicativo *Phyphox*, ferramenta que permite utilizar sensores internos de dispositivos móveis para medições físicas experimentais (Götze *et al.*, 2017; Staacks *et al.*, 2018). Durante as medições, o dispositivo foi posicionado horizontalmente sobre a superfície da plataforma, sendo inicialmente calibrado em posição paralela ao solo (0°). Em seguida, a prancha foi inclinada até atingir o limite máximo de oscilação antes do contato com o solo, sendo registrado o valor angular correspondente. As medições foram realizadas apenas com o objetivo de caracterizar as propriedades mecânicas do instrumento de medida, não sendo utilizadas durante os procedimentos de coleta de dados com os participantes nem incluídas nas análises de desempenho de equilíbrio dinâmico. Os resultados obtidos evidenciam que configurações com maior altura da plataforma apresentam maiores ângulos máximos de inclinação, indicando maior amplitude potencial de oscilação do sistema. Esse comportamento é consistente com modelos mecânicos de superfícies instáveis, nos quais o aumento da altura da base eleva a possibilidade de excursão angular da plataforma antes do contato com o solo, ampliando as exigências de controle postural impostas ao participante (Deligiannis; Mangalam, 2025b).

Tabela 1 – Ângulos máximos de inclinação da plataforma para diferentes diâmetros das bases semicilíndricas e configurações de altura da prancha

Altura (cm)	Diâmetros das bases de suporte da plataforma instável (cm)																		
	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	16	18	20	26	42	68
8	9,6	9,7	10	10,2	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3	10,4	10,4	10,4	10,4	10,6	10,6	10,6	10,6	10,6
10,5	13,6	14	14	14,4	14,7	14,7	14,7	14,7	14,7	14,8	14,9	14,9	14,9	14,9	15	15,1	15,1	15,2	15,4
13,5	18,8	18,8	18,9	19,3	19,3	19,3	19,3	19,3	19,4	19,4	19,5	19,5	19,5	19,6	19,6	20	20	20,5	21,2

Fonte: o próprio autor.

A plataforma foi equipada com dois sensores eletrônicos posicionados na face inferior da prancha, alinhados ao centro da largura da plataforma, localizados próximos às extremidades das larguras da prancha. Esses sensores são responsáveis pela detecção do contato das bordas da prancha com o solo durante a execução da tarefa, permitindo identificar episódios de perda de equilíbrio. Os sinais gerados pelos sensores são transmitidos por meio de um conector RCA fêmea instalado na face inferior da plataforma e direcionados, por meio de um cabo RCA de duas vias, a um sistema de aquisição de dados utilizando um adaptador analógico-digital (*Analog-Digital for Laboratory Task*, versão 1.5), desenvolvido por Okazaki (2009). Os sinais são processados pelo *software Dynamic Balance Task* (versão 1.5) (OKAZAKI, 2010a), responsável pelo registro automático das variáveis de desempenho.

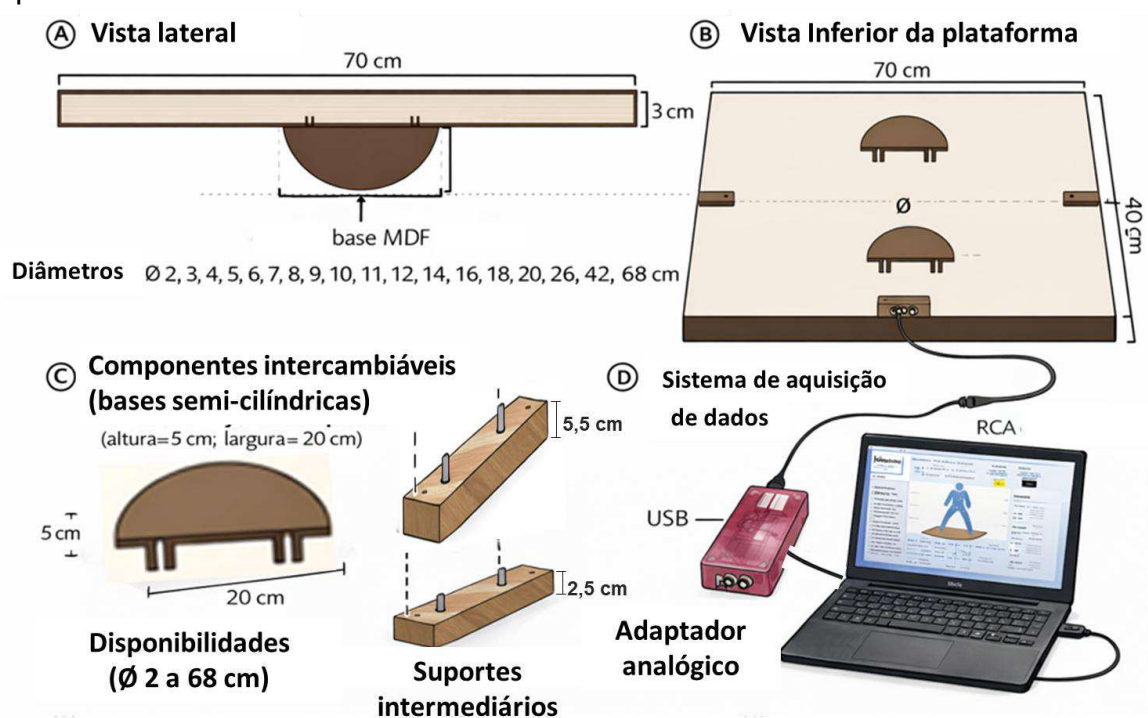
A caracterização mecânica do dispositivo baseia-se na manipulação do diâmetro das bases semicilíndricas utilizadas como superfície de apoio da plataforma. Foram construídas bases com os seguintes diâmetros ($\varnothing$): 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 16, 18, 20, 26, 42 e 68 cm. A variação do diâmetro das bases modifica diretamente a curvatura da superfície de contato com o solo e, consequentemente, o nível de instabilidade mecânica da tarefa. Bases com maiores diâmetros apresentam menor curvatura e maior área efetiva de contato com o solo, proporcionando maior estabilidade da plataforma. Por outro lado, bases com menores diâmetros apresentam maior curvatura, reduzindo a área de contato com o solo e aumentando a instabilidade mecânica do sistema. Dessa forma, a utilização de diferentes diâmetros permite estabelecer um gradiente ordinal de dificuldade da tarefa, operacionalizando diferentes níveis de instabilidade do equilíbrio dinâmico.

A utilização de 19 níveis de instabilidade definidos pelo diâmetro da base de suporte foi adotada com o objetivo de criar um gradiente progressivo e relativamente contínuo de instabilidade mecânica da plataforma. Essa abordagem permite caracterizar o desempenho do equilíbrio dinâmico em uma ampla faixa de dificuldade da tarefa, desde condições consideradas mais estáveis até níveis de instabilidade significativamente mais desafiadores. A utilização de múltiplos níveis intermediários de instabilidade possibilita uma análise mais sensível do desempenho do equilíbrio, permitindo identificar com maior precisão possíveis mudanças no comportamento do controle postural ao longo do continuum de dificuldade da tarefa. Estudos que investigam o controle do equilíbrio em superfícies instáveis indicam que a utilização de múltiplos níveis de instabilidade aumenta a sensibilidade da avaliação

e melhora a capacidade de discriminar diferenças no desempenho postural entre condições ou grupos experimentais (Dutt-Mazumder; Dhar; Dutt-Mazumder, 2018; Gudžiūnas et al., 2024). Dessa forma, o delineamento experimental adotado fornece uma caracterização de alta resolução da capacidade de equilíbrio dinâmico em condições progressivas de instabilidade mecânica da base de suporte.

A figura 1 apresenta uma representação esquemática do instrumento, incluindo a estrutura da prancha, o posicionamento dos sensores e conectores, bem como os componentes responsáveis pela geração das diferentes condições de instabilidade mecânica da plataforma.

Figura 1 – Plataforma instável instrumentada para avaliação do desempenho do equilíbrio dinâmico



(A) Vista lateral da plataforma de instabilidade. (B) Vista inferior da plataforma. (C) Componentes intercambiáveis da plataforma: bases semi-cilíndricas com diâmetros variáveis (Ø 2-68 cm) e suportes intermediários. (D) sistema de aquisição dos dados compreendendo a plataforma conectada via cabo RCA ao adaptador analógico, que é conectado ao computador.

Fonte: próprio autor.

A figura 1 apresenta a plataforma instável instrumentada para avaliação do equilíbrio dinâmico. (A) Vista lateral da plataforma utilizada para execução da tarefa de equilíbrio. A prancha retangular é sustentada por duas bases semicilíndricas intercambiáveis posicionadas paralelamente ao eixo longitudinal da

plataforma, permitindo a geração de oscilações controladas da superfície de apoio. (B) Vista inferior da prancha, ilustrando o posicionamento dos sensores de contato responsáveis pela detecção do toque das extremidades da plataforma com o solo. Os sensores estão alinhados ao centro da largura da prancha e posicionados próximos às extremidades. A figura também apresenta o conector RCA fêmea utilizado para transmissão do sinal ao sistema de aquisição de dados e os pontos de encaixe das bases semicilíndricas, distribuídos simetricamente em relação ao centro da plataforma. (C) Componentes responsáveis pela geração das diferentes condições de instabilidade mecânica, incluindo as bases semicilíndricas intercambiáveis de diferentes diâmetros e os suportes intermediários utilizados para modificar a altura da plataforma em relação ao solo. (D) Sistema de aquisição de dados utilizado para registro das variáveis experimentais, composto por um adaptador analógico-digital conectado a um computador portátil responsável pela coleta, processamento e armazenamento dos dados durante a execução da tarefa.

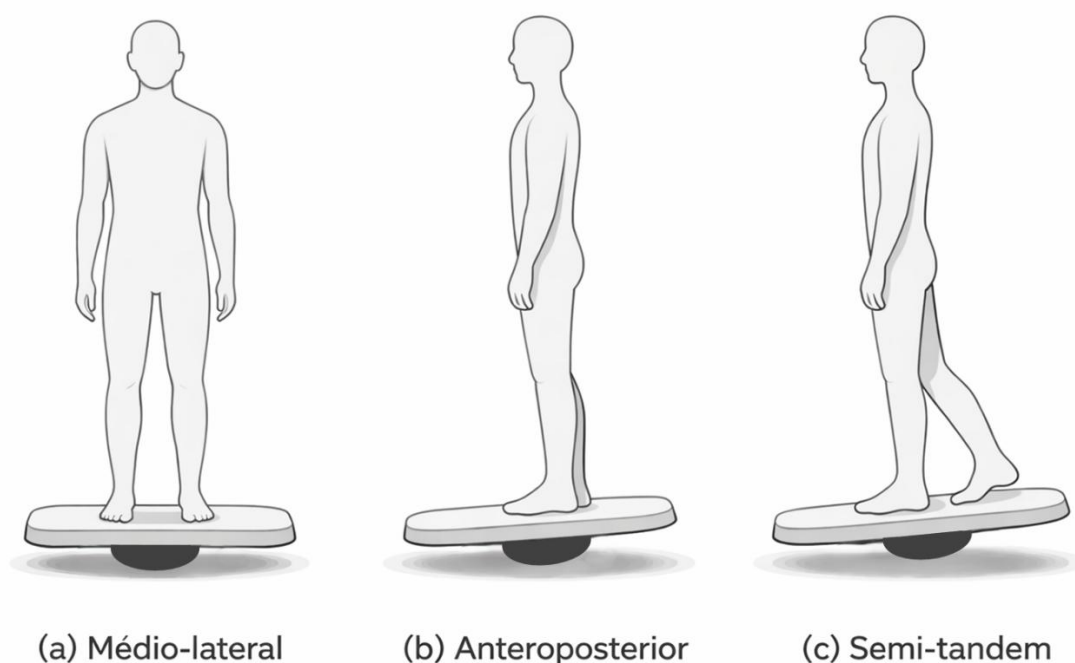
2.2.3 Delineamento

Os participantes realizaram a tarefa de equilíbrio dinâmico sobre uma plataforma instável composta por uma prancha apoiada sobre bases semicilíndricas intercambiáveis, que permitiam a manipulação do nível de instabilidade mecânica da tarefa. A instabilidade da plataforma foi controlada pelo diâmetro das bases de suporte, sendo utilizados 19 níveis progressivos de instabilidade definidos pelos seguintes diâmetros ($\emptyset$): 68, 42, 26, 20, 18, 16, 14, 13, 12, 11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3 e 2 cm. Esses níveis foram avaliados em três alturas da base da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm).

Além da manipulação da instabilidade mecânica da plataforma, as avaliações foram realizadas em três condições podais distintas, com o objetivo de induzir diferentes direções predominantes de perturbação do equilíbrio. Na condição médio-lateral (ML), os participantes posicionaram os pés paralelos, aproximadamente na largura dos ombros, afastados da linha central da plataforma, favorecendo perturbações predominantes no plano médio-lateral. Na condição anteroposterior bipodal (AP-BI), os pés foram posicionados paralelos e centralizados sobre a linha longitudinal da plataforma, também aproximadamente na largura dos ombros, favorecendo perturbações predominantes no plano anteroposterior. Na condição

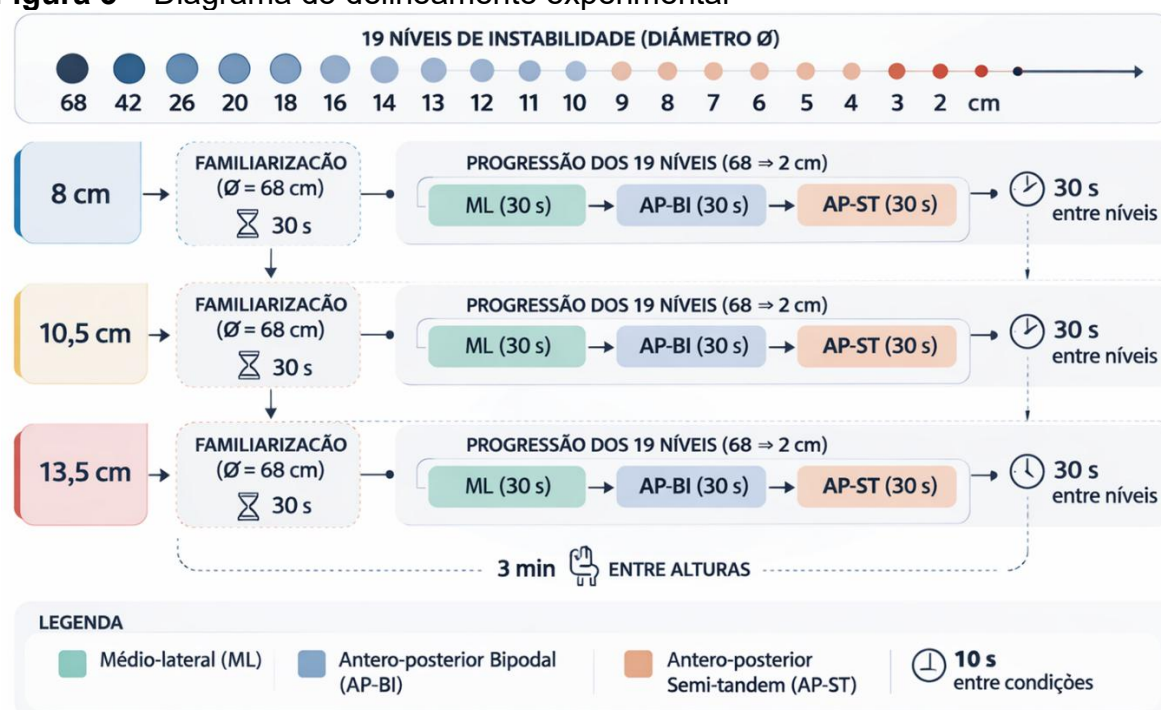
anteroposterior semi-tandem (AP-ST), os participantes posicionaram os pés em apoio semi-tandem, separados lateralmente por aproximadamente 2,5 cm, com o calcanhar do pé anterior posicionado a aproximadamente 2,5 cm do hálux do pé posterior. Os participantes puderam escolher qual pé permaneceria à frente (Castro et al., 2015; Markovic et al., 2014; Sarabon; Mlaker; Markovic, 2010). As três condições podais e as respectivas direções predominantes de perturbação são apresentadas na Figura 2.

Figura 2 – Condições podais e direção da perturbação



Fonte: o próprio autor.

No total, cada participante foi submetido a 171 tentativas experimentais, considerando a combinação entre os 19 níveis de instabilidade, três alturas da plataforma e três condições podais ($19 \times 3 \times 3$). A organização geral da sequência experimental está representada esquematicamente na Figura 3. O diagrama apresenta a estrutura do protocolo experimental, incluindo as três alturas da plataforma, a fase de familiarização realizada no nível mais estável da plataforma ($\varnothing = 68$ cm) antes de cada bloco experimental e a progressão dos 19 níveis de instabilidade, nos quais foram executadas as três condições podais na ordem ML, AP-BI e AP-ST.

Figura 3 – Diagrama do delineamento experimental

Fonte: o próprio autor.

O diagrama ilustra a progressão das condições experimentais utilizadas para avaliação do equilíbrio dinâmico na plataforma instável. Os participantes realizaram tentativas de 30 s em 19 níveis progressivos de instabilidade da base de suporte (Ø 68–2 cm), avaliados em três alturas da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm). Em cada nível de instabilidade foram executadas três condições podais na seguinte ordem: médio-lateral (ML), anteroposterior bipodal (AP-BI) e anteroposterior semi-tandem (AP-ST). Intervalos de 10 s foram fornecidos entre condições podais, 30 s entre níveis de instabilidade e 3 min entre alturas da plataforma.

Durante as tentativas experimentais, os participantes foram instruídos a manter a prancha de equilíbrio sem que suas bordas tocassem o solo. Caso ocorresse contato da prancha com o solo, os participantes deveriam retornar o mais rapidamente possível à posição horizontal da plataforma (aproximadamente 0° de inclinação). Foi solicitado que permanecessem o maior tempo possível em equilíbrio sobre a prancha, evitando o contato com o solo, podendo para isso realizar livremente os ajustes corporais necessários.

Não foram fornecidas instruções adicionais relacionadas à minimização da oscilação corporal ou ao posicionamento dos membros superiores, a fim de evitar restrições posturais artificiais. Essa decisão metodológica foi adotada

considerando que mesmo instruções simples podem modificar o foco atencional do participante e, conseqüentemente, alterar as estratégias naturais de controle postural, influenciando o desempenho na tarefa de equilíbrio (Deligiannis et al., 2024; Mitra; Fraizer, 2004).

Antes do início das avaliações em cada altura da plataforma, os participantes realizaram uma fase de familiarização com a tarefa. A familiarização foi conduzida no nível mais estável da plataforma ($\varnothing = 68$ cm) e consistiu em uma tentativa de 30 s em cada uma das três condições podais avaliadas (ML, AP-BI e AP-ST). Esse procedimento foi repetido separadamente antes das avaliações realizadas nas alturas de 8 cm, 10,5 cm e 13,5 cm da plataforma, com o objetivo de reduzir possíveis efeitos de aprendizagem motora e permitir a adaptação inicial dos participantes às características mecânicas da tarefa.

A coleta experimental iniciou-se na menor altura da plataforma (8 cm). Em cada nível de instabilidade, os participantes realizaram uma tentativa de 30 s em cada uma das três condições podais, sempre na seguinte ordem padronizada: ML, AP-BI e AP-ST. Entre cada mudança de condição podal foi concedido um intervalo de 10 s. Após a realização das três condições podais em determinado nível de instabilidade, foi concedido um intervalo de 30 s antes da progressão para o nível seguinte. A progressão da instabilidade seguiu sempre a mesma ordem, iniciando no maior diâmetro da base de suporte ($\varnothing = 68$ cm) e avançando progressivamente até o menor diâmetro ($\varnothing = 2$ cm).

Após a conclusão das avaliações na altura de 8 cm, o mesmo protocolo foi repetido nas alturas de 10,5 cm e 13,5 cm da plataforma, mantendo-se a mesma sequência de progressão dos níveis de instabilidade e a mesma ordem das condições podais. Entre as diferentes alturas da plataforma foi concedido um intervalo de descanso de 3 min, durante o qual os participantes foram encorajados a permanecer sentados, a fim de minimizar possíveis efeitos de fadiga.

Cada tentativa teve duração de 30 s. Considerando o tempo das tentativas e os intervalos padronizados entre condições podais, níveis de instabilidade e alturas da plataforma, a duração total da sessão experimental foi de aproximadamente 2 h por participante. Além dos intervalos padronizados, medidas adicionais foram adotadas para reduzir possíveis efeitos de fadiga ao longo da sessão experimental. Durante os intervalos entre blocos experimentais, os participantes foram orientados a comunicar qualquer sinal de fadiga ou desconforto, podendo solicitar

pausas adicionais quando necessário, a fim de garantir condições consistentes de desempenho durante toda a avaliação.

Estudos prévios que investigaram o desempenho do equilíbrio dinâmico em plataformas instáveis utilizaram tempos de teste de 10 s (Guidotti et al., 2025) e 20 s por tentativa (Candido; Faquin; Okazaki, 2012; Castelani et al., 2014; Leme et al., 2022, 2022b). No entanto, nesses estudos foi utilizado apenas um nível de instabilidade da plataforma. No presente estudo, considerando a avaliação sistemática de múltiplos níveis de instabilidade, optou-se por utilizar tentativas de 30 s. Esse período mais prolongado permitiu uma janela temporal maior para análise do desempenho de equilíbrio e possibilitou identificar com maior precisão os períodos mais longos em que os participantes conseguiram manter a plataforma em equilíbrio sem contato das bordas com o solo, variável utilizada como indicador de desempenho no teste.

A utilização de 19 níveis de instabilidade definidos pelo diâmetro da base de suporte foi adotada com o objetivo de criar um gradiente progressivo e relativamente contínuo de instabilidade mecânica da plataforma. Essa abordagem permitiu caracterizar o desempenho do equilíbrio dinâmico em uma ampla faixa de dificuldade da tarefa, desde condições altamente estáveis até níveis de instabilidade significativamente mais desafiadores. A utilização de múltiplos níveis intermediários de instabilidade possibilita uma análise mais sensível do desempenho de equilíbrio, permitindo identificar com maior precisão possíveis mudanças no comportamento do controle postural ao longo do continuum de dificuldade da tarefa (Dutt-Mazumder; Dhar; Dutt-Mazumder, 2018; Gudžiūnas et al., 2024). Dessa forma, o delineamento experimental adotado fornece uma caracterização de alta resolução da capacidade de equilíbrio dinâmico em condições progressivas de instabilidade mecânica da base de suporte.

2.2.4 Cálculo do Tamanho da Amostra

O tamanho da amostra foi avaliado por meio de análise de sensibilidade a posteriori, utilizando o software GPower* versão 3.1, conforme recomendações metodológicas para estudos com delineamentos analíticos e amostras fixas (Faul et al., 2009; Mayr et al., 2007).

Foi considerado um modelo de regressão linear múltipla com dois

preditores, adotando-se nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$) e poder estatístico de 80% ($1 - \beta = 0,80$). Com base na amostra disponível ($n = 20$), a análise indicou capacidade para detectar tamanhos de efeito iguais ou superiores a $f^2 = 0,58$, o que corresponde aproximadamente a um coeficiente de determinação de $R^2 \approx 0,37$, conforme a relação $f^2 = R^2 / (1 - R^2)$.

De acordo com os critérios de magnitude de efeito propostos por Cohen (1988), por Cohen (1988), esse valor é superior ao limiar estabelecido para efeitos grandes ($f^2 = 0,35$), indicando que o presente estudo apresenta sensibilidade restrita à detecção de associações de grande magnitude, com limitação para identificar efeitos pequenos ou moderados.

Os modelos de regressão ajustados no presente estudo apresentaram coeficientes de determinação elevados (R^2 entre 0,95 e 0,99), evidenciando uma relação funcional forte entre a variável independente (nível de instabilidade da plataforma) e as variáveis de desfecho do instrumento. Esse padrão é consistente com a natureza mecanicamente controlada do sistema experimental, na qual a manipulação direta da instabilidade da base de suporte impõe uma relação estrutural com o desempenho no equilíbrio dinâmico.

Nesse contexto, os elevados valores de R^2 devem ser interpretados com cautela, uma vez que refletem, em grande parte, a redução da variabilidade residual associada ao controle experimental da variável independente, e não exclusivamente a força da associação em condições naturais. Essa característica é esperada em estudos de desenvolvimento de instrumentos baseados em sistemas físicos controlados.

Para fins de interpretação da sensibilidade empírica do estudo, foi considerado o menor coeficiente de determinação observado entre os modelos ajustados ($R^2 = 0,95$), correspondente à relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e o tempo absoluto de equilíbrio na condição médio-lateral com altura de 8 cm. Os demais modelos apresentaram coeficientes ainda mais elevados (R^2 entre 0,96 e 0,99), reforçando a consistência da relação funcional entre as variáveis.

Dessa forma, embora o tamanho amostral limite a detecção de efeitos de menor magnitude, ele se mostra adequado para os objetivos do presente estudo, que consistem na modelagem da relação funcional entre variáveis mecanicamente controladas e na definição de parâmetros operacionais do instrumento de medida, etapa característica do processo de desenvolvimento e operacionalização do

construto (apêndice A).

2.2.5 Caracterização dos Participantes

A seleção dos participantes foi por conveniência. Participaram do estudo 20 adultos jovens universitários, sendo 12 homens e 8 mulheres ($25,86 \pm 3,14$ anos; $75,31 \pm 8,77$ Kg; $169,56 \pm 7,87$ cm). Os critérios de inclusão dos participantes foram: ter idades entre 18 a 30 anos; não apresentarem histórico de cirurgia no tronco ou membros inferiores com menos de 2 anos; 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 sistemas sensorial, neurológico ou vestibular sem correção; não utilizarem medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o equilíbrio conforme questionamentos da anamnese (apêndice B). O critério de exclusão dos participantes foi a incapacidade em realizar a tarefa de equilíbrio dinâmico proposta no estudo.

Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (apêndice C). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 68225823.9.0000.5231; Número do Parecer: 6.014.228; Anexo A). O recrutamento dos participantes foi realizado por meio de convites pessoais e contato telefônico do estudante da universidade. Todos os participantes relataram participar regularmente de atividades físicas recreacionais, sem treinamento específico em tarefas de equilíbrio.

2.2.6 Procedimentos

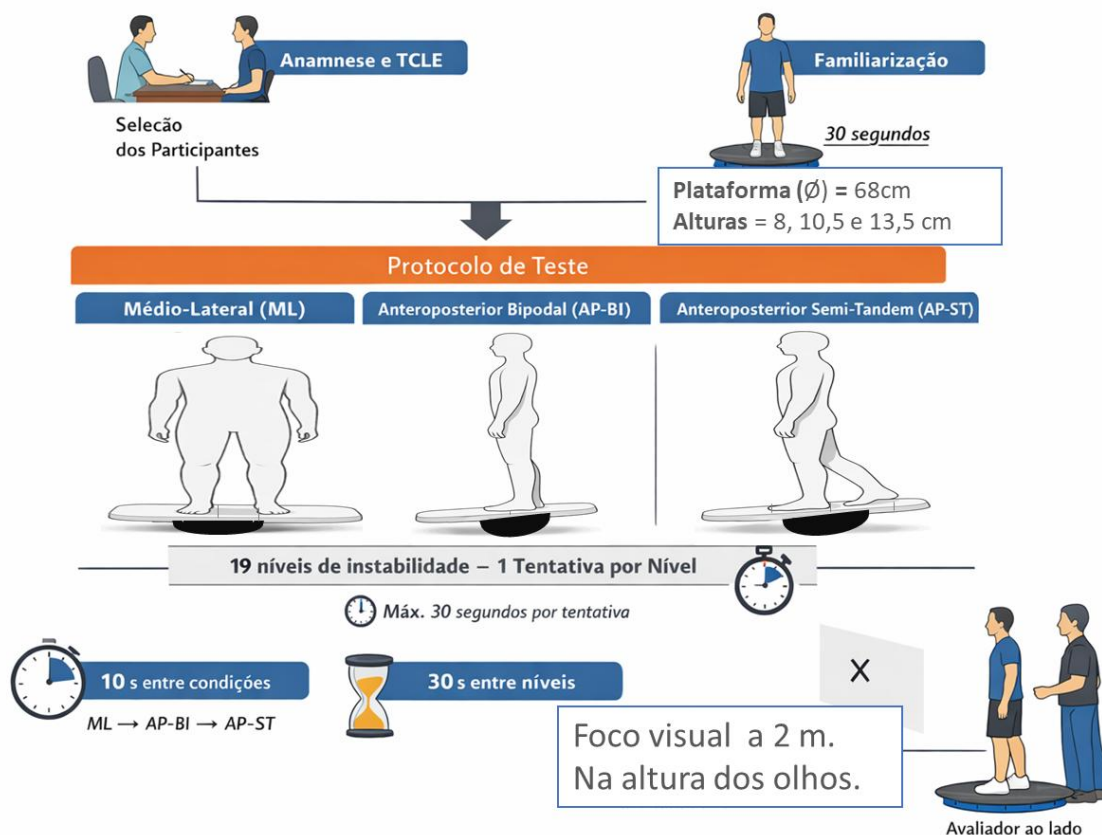
Os participantes foram inicialmente convidados e informados sobre os objetivos e os procedimentos do estudo. Na sessão experimental, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e responderam a uma anamnese estruturada em forma de entrevista. Após a confirmação dos critérios de inclusão, os participantes realizaram a avaliação do equilíbrio dinâmico sobre uma plataforma instável, composta por múltiplos níveis progressivos de instabilidade, três alturas da plataforma e três condições podais: médio-lateral (ML), anteroposterior bipodal (AP-

BI) e anteroposterior semi-tandem (AP-ST), conforme protocolo padronizado do instrumento de medida.

Antes do início do protocolo experimental, os participantes realizaram um período de familiarização com a plataforma instável. A familiarização foi realizada utilizando o nível mais fácil da plataforma, caracterizado por uma base de suporte com diâmetro de 68 cm. Esse procedimento teve duração de 30 segundos e foi realizado antes de cada conjunto de avaliações correspondentes às diferentes alturas da plataforma. Assim, antes da realização dos níveis progressivos de instabilidade em cada altura da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm) e nas três condições podais (ML, AP-BI e AP-ST), os participantes realizavam uma tentativa de familiarização (30 segundos) com o objetivo de compreender a tarefa e se adaptar à dinâmica da plataforma, minimizando erro sistemático associado ao aprendizado.

O protocolo experimental consistiu na realização de 19 níveis progressivos de instabilidade da base de suporte em cada altura da plataforma, totalizando avaliações nas três alturas (8, 10,5 e 13,5 cm) e nas três condições podais. Cada nível de instabilidade foi executado em uma única tentativa. A ordem das condições podais foi fixa ao longo do protocolo experimental, conforme figura 4.

Figura 4 – Representação esquemática do protocolo experimental do instrumento de medida de equilíbrio dinâmico em plataforma instável



Fonte: o próprio autor.

Durante os testes, os participantes permaneceram descalços sobre a plataforma. Para padronização do controle visual, os participantes foram orientados a manter o olhar fixo em um ponto localizado na parede à frente, a aproximadamente 2 metros de distância, na altura dos olhos. Esse ponto visual foi marcado na parede por um símbolo em formato de “X” de cor preta sobre fundo branco.

As posições dos pés foram previamente demarcadas na superfície da plataforma com auxílio de marcações realizadas com caneta, de acordo com a direção da perturbação (médio-lateral, anteroposterior bipodal ou anteroposterior semi-tandem). Na condição médio-lateral, os participantes se posicionavam de frente para a borda longitudinal da plataforma, facilitando a subida por ambos os lados e permitindo que as oscilações da plataforma ocorressem na direção médio-lateral. Os pés eram posicionados paralelamente e separados aproximadamente à largura dos ombros, mantendo-se equidistantes da linha central demarcada na plataforma.

Nas condições anteroposteriores (bipodal e semi-tandem), os

participantes posicionavam-se de frente para a borda correspondente à largura da plataforma (40 cm), permitindo que as oscilações ocorressem na direção anteroposterior. Na condição anteroposterior bipodal, os participantes subiam na plataforma posicionando ambos os pés sobre a linha central demarcada (que dividia a plataforma longitudinalmente, em região anterior e posterior), mantendo-os aproximadamente à largura dos ombros e equidistantes entre si. Já na condição anteroposterior semi-tandem, o participante posicionava inicialmente o pé posterior sobre a plataforma (no campo atrás da linha de demarcação central), seguido pelo posicionamento do pé anterior. Nessa condição, o pé posterior era posicionado com a primeira articulação metatarsofalangeana próxima ao meio do arco longitudinal do pé anterior, mantendo aproximadamente 2,5 cm de distância entre os pés (Markovic et al., 2014; Šarabon; Mlaker; Markovic, 2010). A escolha do pé posicionado à frente na condição semi-tandem foi deixada a critério do participante (Castro et al., 2015).

Durante a execução das tarefas, os membros superiores permaneceram livres para auxiliar na manutenção do equilíbrio. Um avaliador permaneceu ao lado do participante durante toda a execução dos testes para garantir sua segurança e oferecer apoio caso fosse necessário interromper a tentativa ou auxiliar na recuperação do equilíbrio.

Cada tentativa era iniciada com uma das bordas da plataforma em contato com o solo, mantendo a plataforma em posição inclinada e pressionando os sensores localizados nas bordas da estrutura. Na condição de perturbação médio-lateral, o teste iniciava com a borda lateral direita da plataforma em contato com o solo. Nas condições de perturbação anteroposterior (bipodal e semi-tandem), o teste iniciava com a borda posterior da plataforma apoiada no solo. Após o comando verbal do avaliador indicando o início da tentativa, o participante elevava a borda da plataforma do solo, liberando o sensor. Nesse momento ocorria automaticamente o início da contagem do tempo e o registro das variáveis do teste pelo *software* de aquisição de dados. Os sensores utilizados funcionavam de forma semelhante a um botão mecânico de teclado, permanecendo pressionados quando a borda da plataforma estava em contato com o solo. Assim, o tempo de equilíbrio era registrado apenas quando os sensores estavam liberados, isto é, quando a plataforma permanecia sem contato com o solo. O contato das bordas da plataforma com o solo resultava novamente no acionamento do sensor, sendo registrado pelo sistema como um evento de desequilíbrio (número de toques ao solo).

Cada tentativa teve duração máxima de 30 segundos. O término da tentativa era indicado automaticamente pelo cronômetro do *software* de aquisição de dados apresentado na tela do computador do avaliador. Entre as tentativas, foram adotados intervalos de descanso padronizados para minimizar efeitos de fadiga. Foi concedido um intervalo de aproximadamente 10 segundos entre as condições podais, 30 segundos entre os níveis consecutivos de instabilidade e 3 minutos entre as diferentes alturas da plataforma.

Em relação à duração das tentativas, estudos prévios utilizando plataformas instáveis têm adotado tempos de avaliação de aproximadamente 10 s (Guidotti et al., 2025) e 20 s por tentativa (Candido; Faquin; Okazaki, 2012; Castelani et al., 2014; Leme et al., 2022, 2022b). Entretanto, nesses estudos foi utilizado apenas um nível de instabilidade. Considerando que o presente estudo avaliou múltiplos níveis progressivos de instabilidade da base de suporte, foi adotado um tempo máximo de 30 segundos por tentativa. De acordo com Scoppa et al. (2013), intervalos de aproximadamente 30 segundos fornecem medidas estáveis do controle postural. Dessa forma, a duração de 30 segundos permitiu ampliar a janela temporal de observação do desempenho dos participantes, possibilitando identificar com maior precisão os períodos mais longos de manutenção do equilíbrio sem contato das bordas da plataforma com o solo, variável definida como maior tempo em equilíbrio.

2.2.7 Local do Estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Neurociências Motoras (NEMO) do Centro de Educação Física e Esporte (CEFE) da Universidade Estadual de Londrina (UEL).

2.2.8 Variáveis de Estudo

O *software Dynamic Balance Test* (v.1.5) registrou automaticamente as seguintes variáveis de desfecho (*outcomes* do instrumento de medida): (a) tempo em equilíbrio absoluto (s): tempo acumulado durante a tentativa em que a plataforma permaneceu sem contato das bordas com o solo, tempo total em equilíbrio; (b) número de desequilíbrios (frequência absoluta): número total de contatos das bordas da plataforma com o solo durante a tentativa; (c) maior tempo contínuo em equilíbrio (s):

maior intervalo contínuo de tempo em que a plataforma permaneceu sem contato das bordas com o solo durante a tentativa.

Como variáveis independentes foram manipuladas as características mecânicas da tarefa de equilíbrio, incluindo: (i) os níveis progressivos de instabilidade da base de suporte, determinados pelo diâmetro da base semicilíndrica da plataforma; (ii) as alturas da plataforma (8 cm, 10,5 cm e 13,5 cm); e (iii) as condições podais de execução da tarefa, correspondentes às posições médio-lateral (ML), anteroposterior bipodal (AP-BI) e anteroposterior semi-tandem (AP-ST).

Todas as variáveis foram registradas automaticamente pelo *software* a partir da detecção dos eventos de contato e liberação dos sensores localizados nas bordas da plataforma. Em conjunto, essas variáveis permitem caracterizar diferentes aspectos do desempenho no controle do equilíbrio dinâmico, incluindo a estabilidade global durante a tentativa, a capacidade de manutenção contínua do equilíbrio e a ocorrência de eventos de perda de estabilidade.

2.2.9 Análise Estatística

A análise estatística foi conduzida com o objetivo de modelar a relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e o desempenho no teste de equilíbrio dinâmico, identificar os níveis correspondentes às maiores e menores dificuldades da tarefa, determinar a altura da plataforma com maior capacidade discriminativa do desempenho de equilíbrio e estabelecer um critério temporal funcional para a execução do teste. Inicialmente, foram calculadas estatísticas descritivas para todas as variáveis, apresentadas como média e desvio-padrão para variáveis contínuas e como frequências absolutas ou relativas quando apropriado.

Para identificar os níveis correspondentes às maiores e menores dificuldades do teste, a relação entre os níveis de instabilidade da plataforma (variável independente, representada pelo diâmetro da base de suporte em centímetros) e as variáveis dependentes, tempo em equilíbrio absoluto (s) e número de desequilíbrios (frequência de contatos das bordas da plataforma com o solo), foi examinada por meio de análise exploratória de diagramas de dispersão. A partir da inspeção visual dos padrões de dispersão, foram identificados potenciais pontos de inflexão na relação entre instabilidade e desempenho.

Posteriormente, modelos de regressão linear segmentada (*Piecewise*

Linear Regression) foram ajustados para estimar os *breakpoints*, representando mudanças na inclinação da relação entre instabilidade da plataforma e desempenho no equilíbrio, indicando possíveis pontos de mudança na sensibilidade do instrumento. Nesse modelo, o *breakpoint* representa o ponto no qual ocorre alteração na tendência da relação, separando dois segmentos lineares: um primeiro segmento caracterizado por maior sensibilidade do desempenho às variações de instabilidade e um segundo segmento refletindo estabilização do desempenho (platô). A forma geral do modelo de regressão segmentada foi expressa como:

$$\hat{y} = \beta_0 + \beta_1 x + \beta_2 (x - x_k) I(x > x_k)$$

em que $\hat{y}$ representa o valor predito da variável dependente, x corresponde ao nível de instabilidade (cm), x_k representa o *breakpoint* estimado, $I(x > x_k)$ é uma função indicadora que assume valor 1 quando $x > x_k$ e 0 quando $x \leq x_k$, e β_0 , β_1 e β_2 representam os coeficientes de regressão. A qualidade de ajuste dos modelos foi avaliada por meio do coeficiente de determinação (R^2), da estatística F e do nível de significância (p) (Pokiya, 2022).

Após a identificação dos *breakpoints* para cada altura da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm), foram definidos os níveis de instabilidade correspondentes às maiores e menores dificuldades da tarefa. O menor diâmetro da base de suporte foi interpretado como a condição de maior instabilidade, enquanto o diâmetro correspondente ao *breakpoint* representou o início da estabilização do desempenho. O intervalo entre esses dois limites definiu a faixa funcional do teste, dentro da qual o desempenho variou proporcionalmente às mudanças de instabilidade.

Para determinar a altura da plataforma com maior capacidade discriminativa do desempenho de equilíbrio entre os diferentes níveis de instabilidade, foi realizada uma análise de variância para medidas repetidas (ANOVA 3×19), considerando a altura da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm) e o nível de instabilidade (19 diâmetros variando de 2 a 68 cm) como fatores intra-sujeitos. A normalidade dos resíduos foi verificada por meio do teste de Shapiro–Wilk. Quando observados efeitos principais significativos, comparações post hoc foram realizadas com ajuste de Bonferroni.

Para estabelecer um critério funcional de desempenho para o protocolo proposto, a variável maior tempo em equilíbrio (maior período contínuo sem contato da plataforma com o solo durante cada tentativa) foi analisada ao longo dos diferentes níveis de instabilidade. Com base na distribuição desses valores, foi

definido um limiar temporal que resultasse em menos de aproximadamente 50% de desempenhos bem-sucedidos em níveis intermediários de instabilidade, evitando efeitos de piso e de teto, conforme recomendações para propriedades psicométricas. A partir dessa análise, adotou-se um tempo critério de 10 segundos.

Com base nesse critério, o desempenho foi dicotomizado como: sucesso (≥ 10 s) e fracasso (< 10 s). A relação entre o nível de instabilidade e a probabilidade de sucesso foi analisada por meio de regressão logística binária. Adicionalmente, a capacidade discriminativa do modelo foi avaliada por meio da análise da curva *Receiver Operating Characteristic* (ROC), sendo a área sob a curva (AUC) utilizada como indicador da capacidade discriminativa do instrumento de medida.

Todas as análises estatísticas foram realizadas no software SPSS versão 20 (IBM Corp., Armonk, NY, EUA), adotando-se nível de significância de $p < 0,05$.

2.3 RESULTADOS

O resultado será apresentado em 3 etapas:

- 1.3.1. Escolha dos níveis de maior e menor dificuldade.
- 1.3.2. Escolha da altura da plataforma (entre 8 cm, 10,5 cm e 13,5 cm) que melhor discrimine o equilíbrio dinâmico
- 1.3.3. Escolha do tempo critério.

2.3.1 Escolha dos Níveis de Maior e Menor Dificuldade

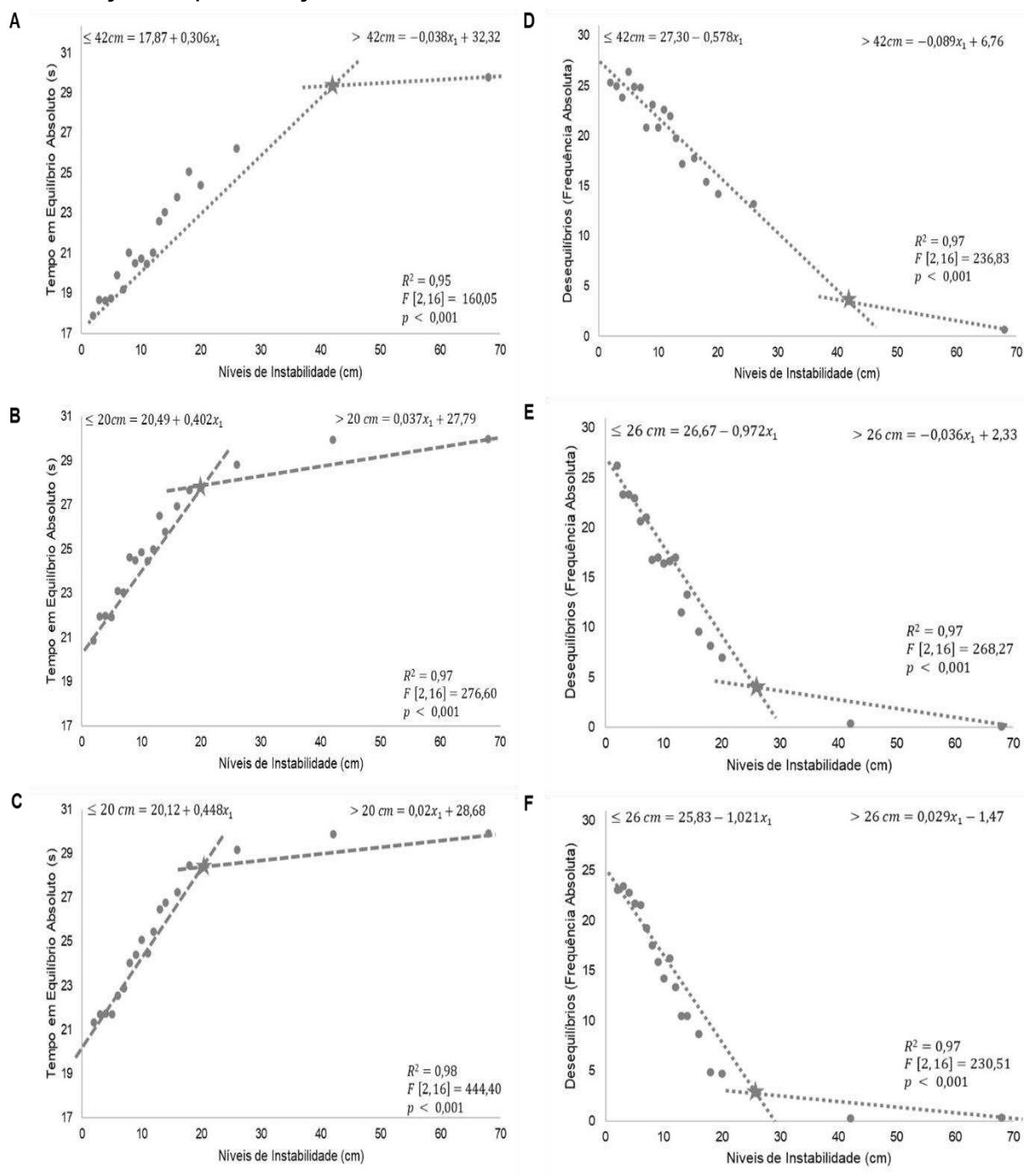
A análise inicial dos dados foi conduzida por meio da inspeção dos diagramas de dispersão entre os 19 níveis de instabilidade (diâmetro variando de 68 a 2 cm) e as variáveis dependentes tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios (frequência absoluta de toques das bordas da plataforma no solo), nas três alturas de plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm) e nas três condições de testes (médio-lateral, anteroposterior em apoio bipodal e anteroposterior em apoio semi-tandem). Essa análise exploratória permitiu identificar pontos de mudança na tendência das relações entre instabilidade e desempenho, caracterizados como *breakpoints*, que demarcaram os limites a partir dos quais o comportamento das curvas se modificava.

Na sequência, foram ajustados modelos de regressão linear segmentada (*piecewise linear regression*) considerando os *breakpoints* identificados na análise exploratória, permitindo modelar o comportamento das variáveis antes e após esses pontos de inflexão. Observou-se que, na plataforma com altura de 8 cm, o *breakpoint* ocorreu em um nível de instabilidade correspondente a 42 cm de diâmetro da base de suporte. Em contraste, nas plataformas de 10,5 cm e 13,5 cm, os *breakpoints* ocorreram em níveis de instabilidade menores, sendo identificados em 20 cm para a variável tempo em equilíbrio absoluto e em 26 cm para a variável número de desequilíbrios.

Observou-se que, na plataforma de 8 cm, o aumento do diâmetro da base de suporte esteve associado a um aumento progressivo do tempo em equilíbrio absoluto e a uma redução do número de desequilíbrios ao longo de um maior número de níveis de instabilidade, até a ocorrência de um patamar de estabilização do desempenho. Nas plataformas de 10,5 cm e 13,5 cm, por outro lado, o início da estabilização ocorreu em níveis de instabilidade mais precoces, reduzindo o número de níveis efetivamente desafiadores antes do estabelecimento do platô de desempenho.

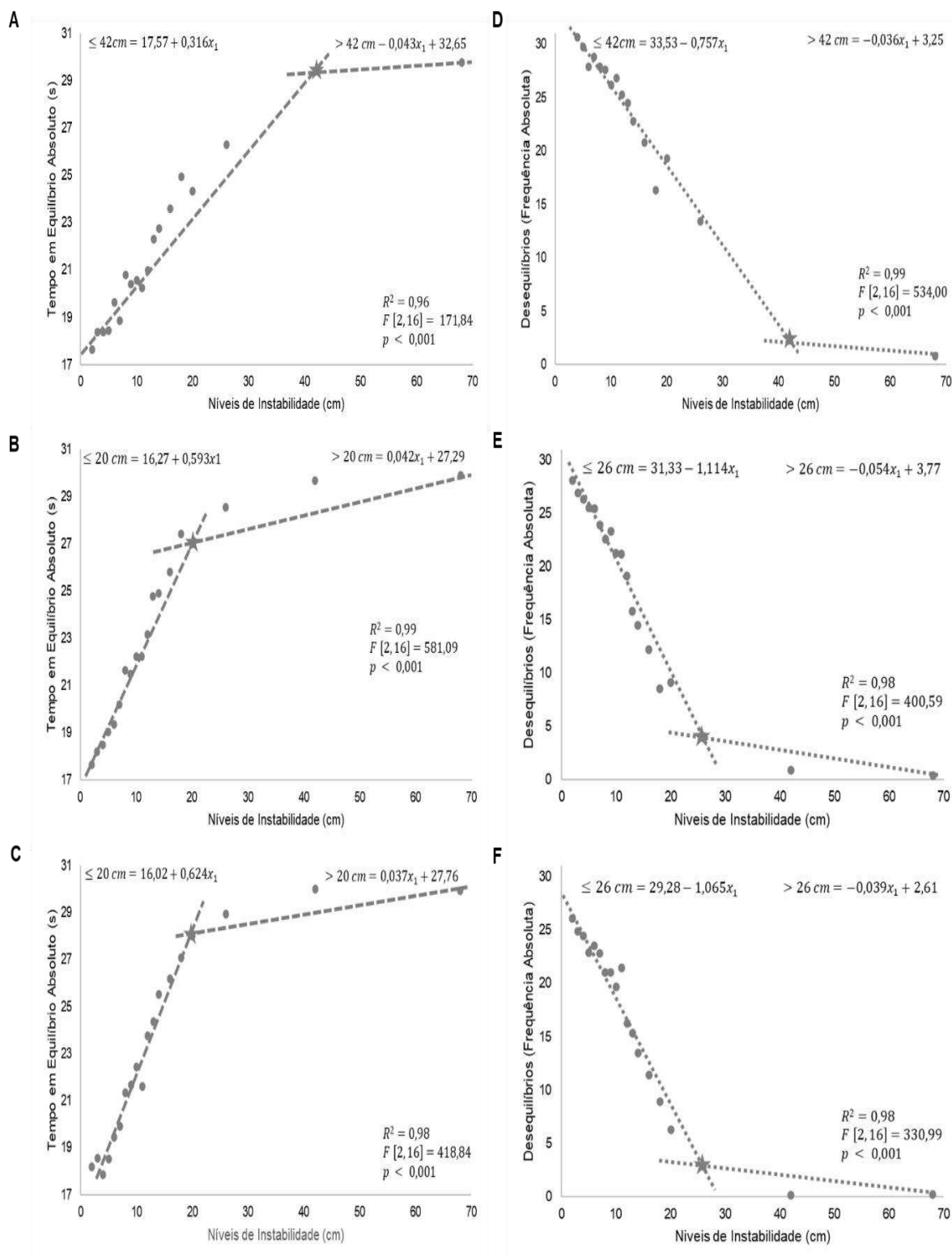
As Figuras 5, 6 e 7 apresentam os diagramas de dispersão que ilustram a relação entre os níveis de instabilidade e as variáveis de desempenho, bem como os modelos de regressão segmentada ajustados para cada condição experimental (médio-lateral, anteroposterior apoio bipodal, e anteroposterior apoio semi-tandem). Cada figura está organizada em seis painéis: A, B e C representam o tempo em equilíbrio absoluto nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, respectivamente, enquanto D, E e F apresentam o número de desequilíbrios nas mesmas alturas. Em cada painel, o *breakpoint* é destacado por um marcador no formato de estrela, acompanhado das equações lineares estimadas para os segmentos antes e após a mudança de inclinação da reta, bem como dos respectivos indicadores de ajuste dos modelos (R^2 , F e p).

Figura 5 – Relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, na condição de perturbação médio-lateral



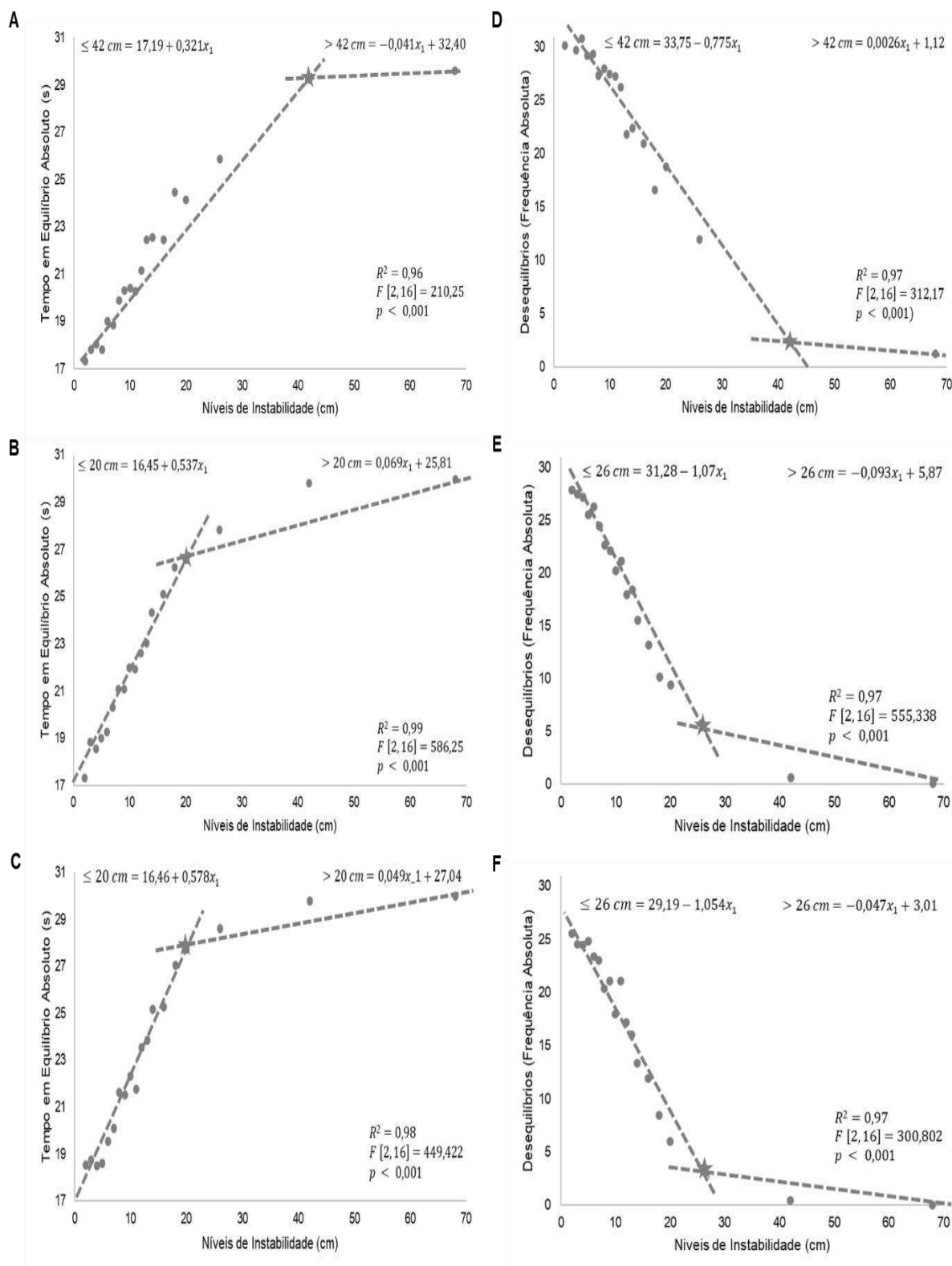
Fonte: o próprio autor.

Figura 6 – Relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, na condição anteroposterior em apoio bipodal



Fonte: o próprio autor.

Figura 7 – Relação entre os níveis de instabilidade da plataforma e as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas alturas de 8, 10,5 e 13,5 cm, na condição anteroposterior em apoio semi-tandem



Fonte: o próprio autor

Para a plataforma com altura de 8 cm, o menor diâmetro de instabilidade (2 cm) esteve associado aos desempenhos mais baixos em todas as condições experimentais, caracterizando o limite de maior dificuldade da tarefa. Por outro lado, o diâmetro de 42 cm apresentou os maiores valores de tempo em equilíbrio e os menores valores de desequilíbrios, marcando também o início de um platô de estabilização do desempenho, no qual o aumento adicional da base de suporte não resultou em melhorias relevantes nas variáveis analisadas. Nas plataformas de 10,5 cm e 13,5 cm, esse processo de estabilização ocorreu em níveis de instabilidade menores, reduzindo o intervalo de níveis nos quais a tarefa apresentou variação significativa de dificuldade.

De modo geral, os coeficientes estimados antes dos *breakpoints* revelaram um padrão consistente de melhora do desempenho com o aumento do diâmetro da base de suporte. Para o tempo em equilíbrio absoluto, os coeficientes apresentaram valores positivos ($\beta = 0,306-0,624$), enquanto para o número de desequilíbrios os coeficientes foram negativos ($\beta = -0,578$ a $-1,114$), indicando redução progressiva dos contatos da plataforma com o solo à medida que a instabilidade diminuía.

Após os *breakpoints*, entretanto, os coeficientes apresentaram magnitudes substancialmente menores, em alguns casos próximas de zero, evidenciando a estabilização do desempenho. Como exemplo, na condição de perturbação médio-lateral com plataforma de 8 cm de altura, o segmento anterior ao *breakpoint* apresentou coeficiente positivo para o tempo em equilíbrio ($\beta = 0,306$) e coeficiente negativo para o número de desequilíbrios ($\beta = -0,578$). Após o ponto de inflexão, os coeficientes foram reduzidos para valores próximos de zero ($\beta = -0,038$ para tempo em equilíbrio e $\beta = -0,089$ para desequilíbrios), caracterizando de forma mais evidente o fenômeno de estabilização do desempenho, interpretado como efeito teto da tarefa.

Em conjunto, esses achados permitiram delimitar os limites funcionais de dificuldade do teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável. O menor diâmetro da base de suporte (2 cm) foi considerado o nível de maior instabilidade da tarefa, enquanto os diâmetros correspondentes aos *breakpoints* representaram o início da estabilização do desempenho. Dessa forma, o intervalo compreendido entre esses limites foi considerado a faixa funcional de instabilidade do teste, dentro da qual o desempenho variou de maneira mais sensível às mudanças nas condições da tarefa.

2.3.2 Escolha da Altura da Plataforma que Melhor Discrimine o Equilíbrio Entre os 19 Níveis de Instabilidade

Para a definição da altura da plataforma mais adequada para discriminar o desempenho de equilíbrio ao longo dos níveis de instabilidade, os resultados foram analisados em etapas complementares. Inicialmente, realizou-se uma análise descritiva das três condições podais experimentais, médio-lateral (ML), anteroposterior bipodal (AP-BI) e anteroposterior semi-tandem (AP-ST), considerando as três alturas de plataforma testadas (8, 10,5 e 13,5 cm) e os 19 níveis de instabilidade ($\emptyset = 2$ a 68 cm). Essa etapa teve como objetivo identificar padrões gerais de desempenho nas variáveis tempo em equilíbrio absoluto (TEA) e número de desequilíbrios (DES) ao longo da progressão de instabilidade. Em seguida, procedeu-se à comparação entre as alturas da plataforma para verificar diferenças no comportamento das curvas de desempenho e possíveis efeitos de saturação. Para isso, foi aplicada uma ANOVA de medidas repetidas 3×19 (altura $\times$ instabilidade), após verificação da normalidade das distribuições pelo teste de Shapiro–Wilk.

As estatísticas descritivas completas das variáveis TEA e DES para cada condição podal, nas três alturas da plataforma e nos 19 níveis de instabilidade, são apresentadas nas Tabelas 2, 3 e 4.

Tabela 2 – Estatísticas descritivas ($M \pm DP$) das variáveis tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios em três alturas de plataforma e 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) - na condição médio-lateral

$\emptyset$ (cm)	Tempo em Equilíbrio Absoluto			Desequilíbrios		
	8 cm ($M \pm DP$)	10,5 cm ($M \pm DP$)	13,5 cm ($M \pm DP$)	8 cm ($M \pm DP$)	10,5 cm ($M \pm DP$)	13,5 cm ($M \pm DP$)
2	21,925 $\pm$ 3,378	20,860 $\pm$ 3,150	21,330 $\pm$ 3,021	25,350 $\pm$ 11,686	26,200 $\pm$ 9,088	23,050 $\pm$ 8,715
3	21,825 $\pm$ 4,147	21,930 $\pm$ 3,893	21,700 $\pm$ 2,920	25,000 $\pm$ 12,307	23,300 $\pm$ 11,070	23,450 $\pm$ 9,966
4	21,855 $\pm$ 3,798	21,970 $\pm$ 3,280	21,750 $\pm$ 2,605	23,850 $\pm$ 11,375	23,350 $\pm$ 9,912	22,800 $\pm$ 7,245
5	21,420 $\pm$ 3,275	21,900 $\pm$ 3,760	21,690 $\pm$ 3,101	26,400 $\pm$ 10,767	22,950 $\pm$ 10,541	21,700 $\pm$ 8,676
6	21,915 $\pm$ 3,026	23,090 $\pm$ 3,083	22,555 $\pm$ 2,482	24,900 $\pm$ 8,867	20,650 $\pm$ 9,599	21,600 $\pm$ 7,451
7	21,815 $\pm$ 3,174	23,045 $\pm$ 3,187	22,900 $\pm$ 3,076	24,850 $\pm$ 9,264	21,000 $\pm$ 9,325	19,250 $\pm$ 7,643
8	23,130 $\pm$ 3,306	24,625 $\pm$ 2,807	24,020 $\pm$ 2,374	20,850 $\pm$ 9,511	16,800 $\pm$ 10,380	17,550 $\pm$ 6,878
9	22,135 $\pm$ 3,106	24,480 $\pm$ 2,569	24,405 $\pm$ 3,015	23,150 $\pm$ 9,320	17,000 $\pm$ 8,718	15,900 $\pm$ 8,006
10	23,420 $\pm$ 2,993	24,855 $\pm$ 2,415	25,095 $\pm$ 2,395	20,800 $\pm$ 9,742	16,400 $\pm$ 8,846	14,200 $\pm$ 7,606
11	23,090 $\pm$ 2,705	24,445 $\pm$ 2,630	24,460 $\pm$ 2,206	22,600 $\pm$ 7,910	16,650 $\pm$ 8,450	16,250 $\pm$ 6,324
12	23,130 $\pm$ 2,741	24,985 $\pm$ 2,155	25,460 $\pm$ 2,672	21,950 $\pm$ 8,757	17,000 $\pm$ 8,510	13,350 $\pm$ 7,969
13	24,145 $\pm$ 2,301	26,505 $\pm$ 1,711	26,460 $\pm$ 1,851	19,750 $\pm$ 7,532	11,550 $\pm$ 6,501	10,500 $\pm$ 5,482
14	24,705 $\pm$ 2,866	25,785 $\pm$ 2,144	26,770 $\pm$ 1,948	17,200 $\pm$ 8,326	13,300 $\pm$ 6,053	10,450 $\pm$ 6,253
16	24,800 $\pm$ 2,378	26,950 $\pm$ 1,692	27,240 $\pm$ 1,429	17,750 $\pm$ 7,893	9,550 $\pm$ 5,790	8,650 $\pm$ 4,694
18	25,530 $\pm$ 2,181	27,660 $\pm$ 1,495	28,475 $\pm$ 1,108	15,400 $\pm$ 7,287	8,150 $\pm$ 4,648	4,900 $\pm$ 3,523
20	25,360 $\pm$ 2,218	27,810 $\pm$ 1,661	28,355 $\pm$ 1,750	14,200 $\pm$ 6,771	6,950 $\pm$ 4,628	4,700 $\pm$ 4,612
26	25,715 $\pm$ 1,758	28,825 $\pm$ 0,898	29,190 $\pm$ 0,834	13,200 $\pm$ 4,225	4,050 $\pm$ 2,685	2,750 $\pm$ 2,613
42	29,000 $\pm$ 0,881	29,945 $\pm$ 0,123	29,895 $\pm$ 0,261	3,550 $\pm$ 3,300	0,350 $\pm$ 0,587	0,300 $\pm$ 0,657
68	29,905 $\pm$ 0,154	29,980 $\pm$ 0,089	29,950 $\pm$ 0,143	0,700 $\pm$ 1,174	0,100 $\pm$ 0,447	0,263 $\pm$ 0,452

Fonte: o próprio autor.

Tabela 3 – Estatísticas descritivas ($M \pm DP$) das variáveis tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios em três alturas de plataforma e 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) – na condição anteroposterior bipodal

$\emptyset$ (cm)	Tempo em Equilíbrio Absoluto			Desequilíbrios		
	8 cm ($M \pm DP$)	10,5 cm ($M \pm DP$)	13,5 cm ($M \pm DP$)	8 cm ($M \pm DP$)	10,5 cm ($M \pm DP$)	13,5 cm ($M \pm DP$)
2	17,64 $\pm$ 2,45	17,67 $\pm$ 2,31	18,19 $\pm$ 2,90	32.000 $\pm$ 6.758	28.684 $\pm$ 5.774	26.474 $\pm$ 6.859
3	18,39 $\pm$ 2,19	18,21 $\pm$ 2,00	18,55 $\pm$ 2,67	31.842 $\pm$ 6.568	27.789 $\pm$ 6.746	25.474 $\pm$ 5.910
4	18,36 $\pm$ 2,24	18,50 $\pm$ 2,52	17,73 $\pm$ 3,43	30.579 $\pm$ 6.686	27.158 $\pm$ 7.946	25.105 $\pm$ 5.820
5	18,45 $\pm$ 2,37	19,04 $\pm$ 2,53	18,52 $\pm$ 3,31	29.895 $\pm$ 6.674	26.316 $\pm$ 6.684	23.632 $\pm$ 6.130
6	19,62 $\pm$ 2,18	19,35 $\pm$ 2,61	19,45 $\pm$ 2,41	28.526 $\pm$ 7.575	26.316 $\pm$ 5.831	23.789 $\pm$ 6.537
7	18,86 $\pm$ 2,64	20,21 $\pm$ 2,30	19,92 $\pm$ 2,36	29.474 $\pm$ 7.947	24.316 $\pm$ 5.548	23.368 $\pm$ 7.418
8	20,79 $\pm$ 2,17	21,65 $\pm$ 2,05	21,33 $\pm$ 2,54	27.526 $\pm$ 6.851	22.947 $\pm$ 6.827	21.632 $\pm$ 7.104
9	20,39 $\pm$ 1,63	21,48 $\pm$ 2,05	21,68 $\pm$ 2,05	27.789 $\pm$ 7.146	23.632 $\pm$ 7.448	21.842 $\pm$ 6.776
10	20,56 $\pm$ 1,83	22,24 $\pm$ 2,11	22,42 $\pm$ 2,52	26.158 $\pm$ 7.544	21.895 $\pm$ 5.141	20.421 $\pm$ 6.777
11	20,23 $\pm$ 2,41	22,23 $\pm$ 2,32	21,60 $\pm$ 2,63	26.474 $\pm$ 6.040	21.895 $\pm$ 7.125	21.737 $\pm$ 6.991
12	20,98 $\pm$ 1,52	23,17 $\pm$ 2,12	23,77 $\pm$ 2,10	25.211 $\pm$ 6.949	19.947 $\pm$ 5.788	16.579 $\pm$ 6.397
13	22,29 $\pm$ 1,45	24,78 $\pm$ 2,08	24,35 $\pm$ 1,87	24.211 $\pm$ 5.968	16.263 $\pm$ 6.674	16.053 $\pm$ 3.456
14	22,74 $\pm$ 1,58	24,89 $\pm$ 1,94	25,50 $\pm$ 2,29	22.947 $\pm$ 5.995	15.105 $\pm$ 4.642	14.158 $\pm$ 5.833
16	23,58 $\pm$ 1,64	25,80 $\pm$ 2,06	26,18 $\pm$ 2,10	20.632 $\pm$ 5.377	12.684 $\pm$ 3.652	11.947 $\pm$ 6.205
18	24,93 $\pm$ 1,42	27,40 $\pm$ 1,52	27,09 $\pm$ 1,79	16.421 $\pm$ 4.562	8.947 $\pm$ 3.851	9.053 $\pm$ 3.171
20	24,34 $\pm$ 2,08	27,00 $\pm$ 1,55	27,99 $\pm$ 1,46	19.105 $\pm$ 6.027	9.526 $\pm$ 3.596	6.316 $\pm$ 3.267
26	26,29 $\pm$ 2,03	28,55 $\pm$ 1,29	28,93 $\pm$ 1,34	14.000 $\pm$ 5.558	4.158 $\pm$ 2.853	2.842 $\pm$ 3.132
42	29,40 $\pm$ 0,63	29,67 $\pm$ 0,53	29,98 $\pm$ 0,09	2.421 $\pm$ 2.714	0.947 $\pm$ 1.471	0.158 $\pm$ 0.501
68	29,77 $\pm$ 0,39	29,91 $\pm$ 0,19	29,94 $\pm$ 0,16	0.842 $\pm$ 1.302	0.316 $\pm$ 0.582	0.211 $\pm$ 0.419

Fonte: o próprio autor.

Tabela 4 – Estatísticas descritivas ($M \pm DP$) das variáveis tempo em equilíbrio absoluto e desequilíbrios em três alturas de plataforma e 19 níveis de instabilidade ($\emptyset$) – na condição anteroposterior semi-tandem

$\emptyset$ (cm)	Tempo em Equilíbrio Absoluto			Desequilíbrios		
	8 cm ($M \pm DP$)	10,5 cm ($M \pm DP$)	13,5 cm ($M \pm DP$)	8 cm ($M \pm DP$)	10,5 cm ($M \pm DP$)	13,5 cm ($M \pm DP$)
2	17,33 $\pm$ 2,35	17,32 $\pm$ 2,83	18,55 $\pm$ 2,63	30,150 $\pm$ 7,611	27,900 $\pm$ 8,602	25,550 $\pm$ 5,125
3	17,82 $\pm$ 1,58	18,86 $\pm$ 2,21	18,75 $\pm$ 2,33	31,750 $\pm$ 8,410	27,500 $\pm$ 6,685	24,550 $\pm$ 4,718
4	18,04 $\pm$ 2,03	18,56 $\pm$ 2,07	18,51 $\pm$ 2,43	29,700 $\pm$ 8,033	27,250 $\pm$ 7,873	24,450 $\pm$ 6,004
5	17,82 $\pm$ 1,90	19,00 $\pm$ 2,45	18,61 $\pm$ 2,22	30,850 $\pm$ 6,556	25,600 $\pm$ 6,954	24,850 $\pm$ 6,226
6	19,00 $\pm$ 2,26	19,27 $\pm$ 2,09	19,55 $\pm$ 2,32	29,250 $\pm$ 7,398	26,350 $\pm$ 7,569	23,400 $\pm$ 4,773
7	18,85 $\pm$ 2,32	20,31 $\pm$ 2,08	20,11 $\pm$ 2,55	29,350 $\pm$ 7,021	24,500 $\pm$ 7,359	23,000 $\pm$ 6,044
8	19,88 $\pm$ 1,78	21,10 $\pm$ 2,60	21,61 $\pm$ 2,31	27,350 $\pm$ 7,066	22,700 $\pm$ 8,079	20,350 $\pm$ 5,163
9	20,29 $\pm$ 1,81	21,10 $\pm$ 2,23	21,53 $\pm$ 1,98	28,000 $\pm$ 7,034	22,150 $\pm$ 5,806	21,050 $\pm$ 7,000
10	20,39 $\pm$ 1,90	22,00 $\pm$ 2,45	22,32 $\pm$ 2,48	27,500 $\pm$ 8,108	20,250 $\pm$ 5,270	18,000 $\pm$ 5,516
11	20,28 $\pm$ 1,96	21,93 $\pm$ 2,20	21,78 $\pm$ 1,75	27,300 $\pm$ 6,586	21,200 $\pm$ 6,622	21,050 $\pm$ 5,916
12	21,15 $\pm$ 2,17	22,62 $\pm$ 1,96	23,54 $\pm$ 2,03	26,250 $\pm$ 6,248	18,000 $\pm$ 3,920	17,200 $\pm$ 4,456
13	22,44 $\pm$ 1,88	23,04 $\pm$ 2,17	23,86 $\pm$ 2,25	21,800 $\pm$ 6,429	18,450 $\pm$ 6,692	16,000 $\pm$ 6,018
14	22,55 $\pm$ 1,90	24,33 $\pm$ 1,96	25,17 $\pm$ 1,72	22,400 $\pm$ 6,565	15,550 $\pm$ 4,883	13,400 $\pm$ 4,706
16	22,45 $\pm$ 1,49	25,10 $\pm$ 2,19	25,28 $\pm$ 2,13	20,950 $\pm$ 5,336	13,200 $\pm$ 5,890	11,900 $\pm$ 4,340
18	24,47 $\pm$ 2,05	26,25 $\pm$ 1,78	27,05 $\pm$ 1,41	16,600 $\pm$ 5,384	10,200 $\pm$ 4,150	8,450 $\pm$ 4,110
20	24,15 $\pm$ 1,50	26,57 $\pm$ 1,59	27,76 $\pm$ 1,30	18,800 $\pm$ 7,172	9,450 $\pm$ 3,546	6,000 $\pm$ 3,987
26	25,86 $\pm$ 1,66	27,83 $\pm$ 1,42	28,62 $\pm$ 1,08	12,000 $\pm$ 3,770	5,450 $\pm$ 3,502	3,450 $\pm$ 2,665
42	29,24 $\pm$ 1,06	29,81 $\pm$ 0,31	29,78 $\pm$ 0,41	2,450 $\pm$ 3,017	0,600 $\pm$ 0,995	0,450 $\pm$ 0,686
68	29,59 $\pm$ 0,82	29,98 $\pm$ 0,11	30,00 $\pm$ 0,00	1,250 $\pm$ 1,997	0,100 $\pm$ 0,308	0,050 $\pm$ 0,224

Fonte: o próprio autor.

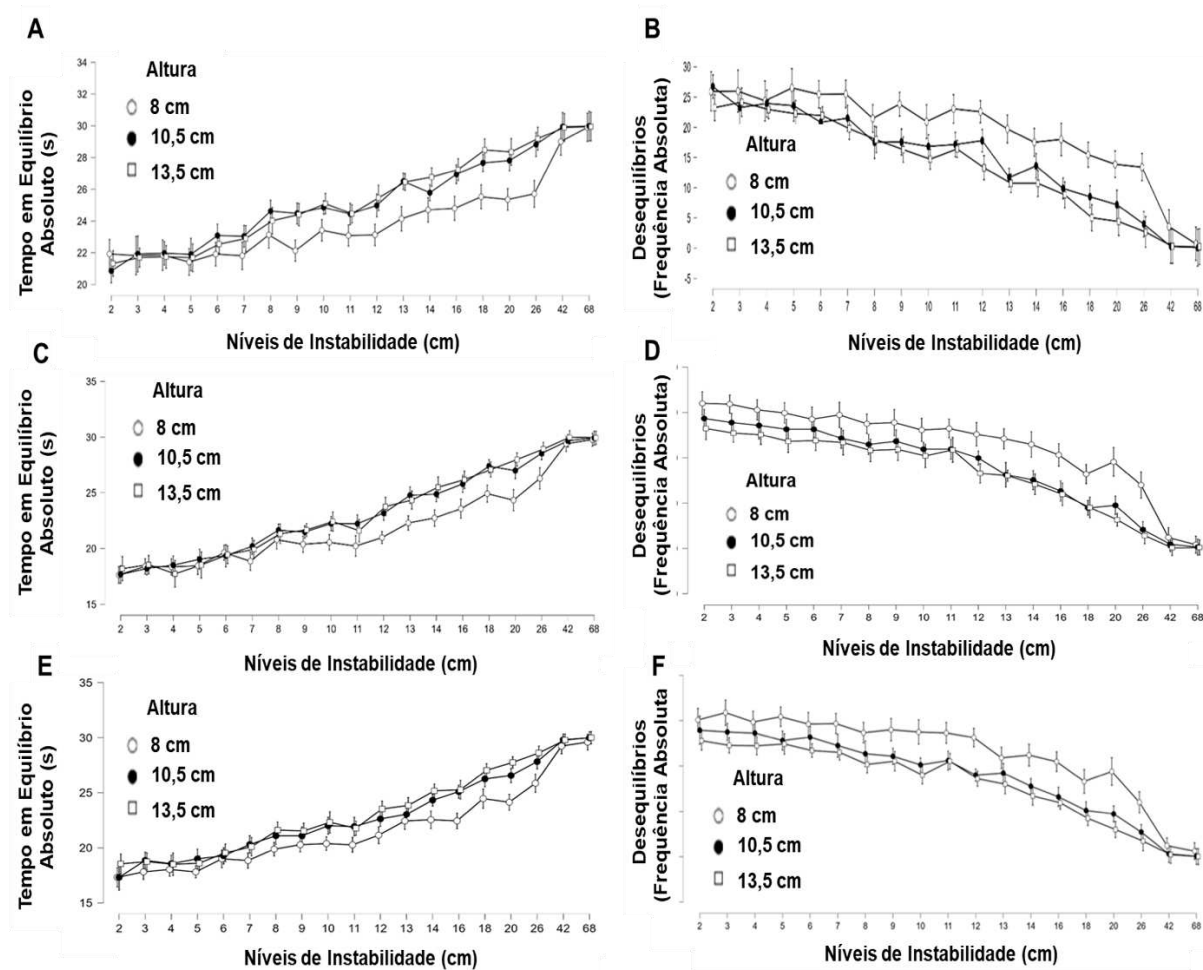
A análise das médias e desvios-padrão revelou um padrão consistente de desempenho nas três condições podais ao longo dos níveis de instabilidade. Em todas as alturas testadas, observou-se aumento progressivo do tempo em equilíbrio absoluto e redução acentuada do número de desequilíbrios à medida que o diâmetro da base de apoio aumentava, indicando menor instabilidade da plataforma. Esse comportamento monotônico confirma a sensibilidade do protocolo experimental para detectar variações graduais no controle postural ao longo do espectro de instabilidade.

Apesar desse padrão geral comum, diferenças qualitativas importantes foram observadas entre as alturas da plataforma. Nas alturas de 10,5 cm e 13,5 cm, o desempenho apresentou saturação precoce, com valores próximos ao teto para o tempo em equilíbrio e próximos ao piso para o número de desequilíbrios já a partir de níveis intermediários de instabilidade. Em contraste, a altura de 8 cm apresentou uma progressão mais gradual do desempenho ao longo dos níveis de

instabilidade, mantendo maior amplitude de variação entre condições sucessivas. Esse comportamento sugere maior capacidade discriminatória dessa altura para detectar diferenças no controle postural entre níveis próximos de instabilidade.

A figura 8 ilustra esse padrão de desempenho ao longo dos 19 níveis de instabilidade nas três alturas de plataforma para cada condição podal. Observa-se que as curvas correspondentes às alturas de 10,5 cm e 13,5 cm convergem rapidamente para valores máximos de tempo em equilíbrio e mínimos de desequilíbrios, enquanto a altura de 8 cm mantém uma progressão mais distribuída ao longo da escala de instabilidade.

Figura 8 – Curva de desempenho em função da instabilidade da plataforma nas diferentes alturas experimentais (nas condições ML – A e B; AP-BI – C e D; e AP-ST, E e F)



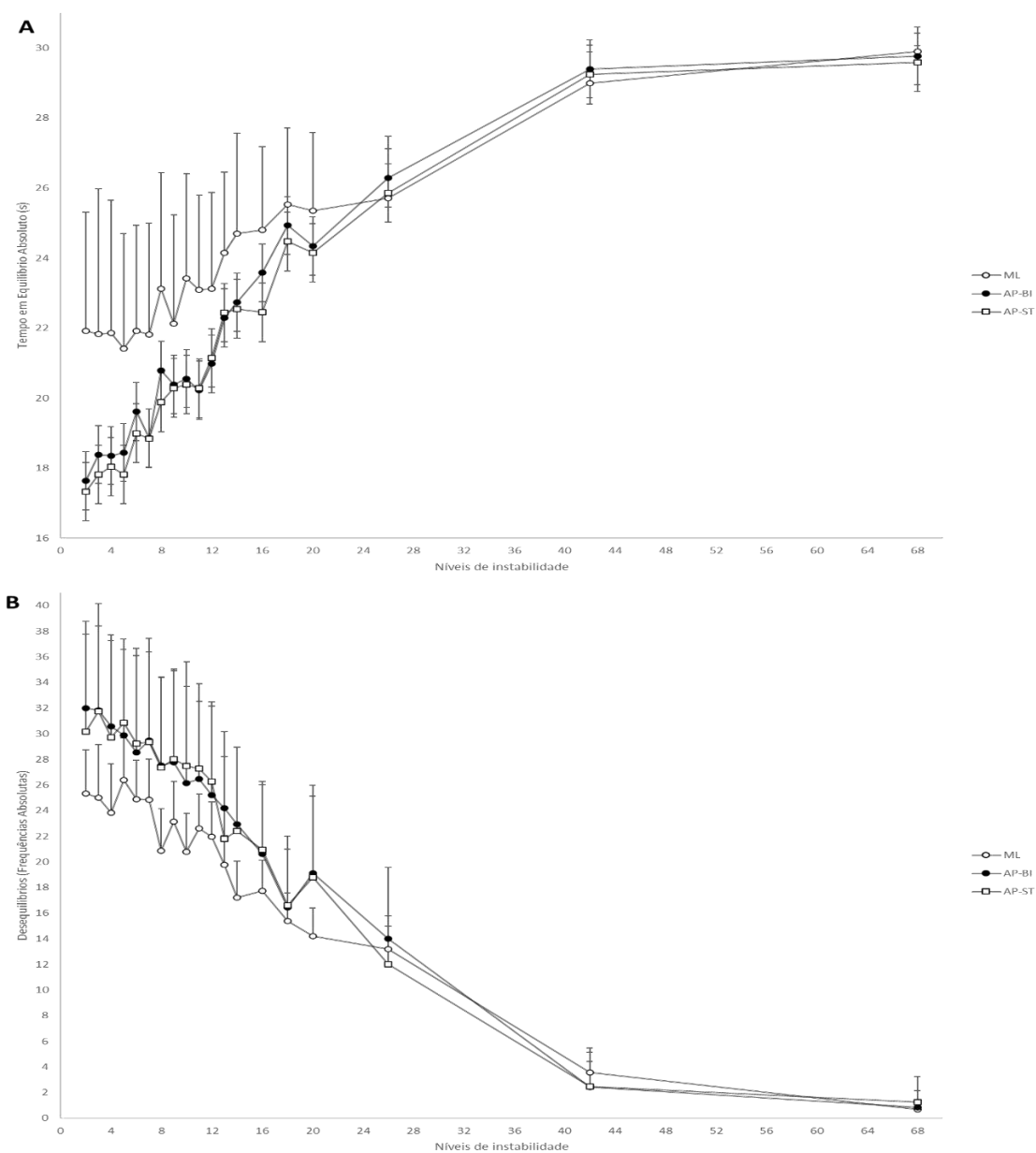
Fonte: o próprio autor.

Nos níveis mais instáveis ($\emptyset = 2$ cm), o tempo em equilíbrio absoluto foi maior na condição ML ($21,93 \pm 3,38$ s) em comparação às condições AP-BI ($17,64 \pm 2,45$ s) e AP-ST ($17,33 \pm 2,35$ s). Esse padrão manteve-se nos níveis intermediários ($\emptyset = 8$ – 18 cm), nos quais o desempenho médio variou entre 23,13 e 25,53 s na condição ML, enquanto valores entre 20,79–24,93 s e 19,88–24,47 s foram observados nas condições AP-BI e AP-ST, respectivamente. Tendência semelhante foi observada para a variável desequilíbrios, com menor número médio de toques na condição ML ao longo da faixa intermediária de instabilidade ($\emptyset = 8$ a 26 cm), variando entre 20,85 e 13,20 desequilíbrios, em comparação aos intervalos observados em AP-BI (27,53–14,00) e AP-ST (27,35–12,00).

Nos níveis de menor instabilidade ($\emptyset \geq 42$ cm), as diferenças entre as alturas de 10,5 cm e 13,5 cm tornaram-se praticamente inexistentes, com ambas apresentando valores próximos ao piso mínimo de desequilíbrios ($\leq 0,35$ em média) e tempo em equilíbrio próximo ao valor máximo do teste. Por outro lado, a plataforma de 8 cm atingiu esse patamar de desempenho apenas no nível máximo de estabilidade testado ($\emptyset = 68$ cm), indicando maior extensão da faixa discriminatória ao longo da escala de instabilidade.

Essas diferenças entre condições podais nas 3 alturas estão ilustradas na figura 9, que apresenta as curvas de desempenho para as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios nas três configurações podais.

Figura 9 – Comparação entre condições podais (ML, AP-BI e AP-ST) para as variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios



Fonte: o próprio autor.

Com base nesses resultados, a condição médio-lateral foi utilizada como referência para examinar a influência da altura da plataforma sobre o desempenho. A análise inferencial por meio de ANOVA de medidas repetidas 3×19 (altura $\times$ instabilidade) confirmou diferenças significativas entre as alturas testadas. O teste Post Hoc de Bonferroni indicou que a altura de 8 cm apresentou tempos em equilíbrios menores em comparação às alturas de 10,5 cm (diferença média = -1,307 s; $t(38) = -6,794$; $p < 0,001$) e 13,5 cm (diferença média = -1,415 s; $t(38) = -7,357$; $p < 0,001$), não sendo observada diferença significativa entre as duas alturas maiores. Esses resultados indicam que plataformas mais altas facilitam o desempenho e reduzem a capacidade do teste de discriminar níveis distintos de instabilidade.

Além disso, a interação altura $\times$ instabilidade revelou que a plataforma de 8 cm manteve diferenças significativas entre níveis sucessivos de instabilidades até aproximadamente $\emptyset = 26$, enquanto nas alturas 10,5 e 13,5 cm as comparações significativas cessaram mais precocemente, nos níveis $\emptyset = 20$ cm e $\emptyset = 16$ cm, respectivamente. Esse padrão reforça a interpretação de que a altura de 8 cm proporciona maior sensibilidade discriminatória ao longo da progressão de instabilidade.

De forma integrada, os resultados indicam que a combinação entre a condição médio-lateral e a altura de plataforma de 8 cm representa a configuração que apresentou maior sensibilidade discriminatória ao longo dos níveis de instabilidade. Essa condição demonstrou maior amplitude de resposta nas variáveis analisadas, ausência de saturação precoce e maior capacidade de discriminar níveis sucessivos de instabilidade.

2.3.3 Escolha do Tempo Critério

A definição do tempo critério foi baseada na análise da variável Maior Tempo em Equilíbrio (s), definida como o maior intervalo contínuo durante o qual a plataforma permaneceu sem tocar o solo em cada tentativa. Essa variável foi analisada ao longo dos 19 níveis de instabilidade ($\emptyset = 2\text{--}68$ cm) nas três condições podais: médio-lateral (ML), anteroposterior bipodal (AP-BI) e anteroposterior semi-tandem (AP-ST), utilizando a altura de plataforma previamente definida de 8 cm. As estatísticas descritivas foram calculadas para cada nível de instabilidade

considerando os 20 participantes em cada condição experimental.

A Tabela 5 apresenta as estatísticas descritivas do maior tempo em equilíbrio ao longo dos níveis de instabilidade nas três condições podais.

Tabela 5 – Estatísticas descritivas do maior tempo em equilíbrio (s) nos 19 níveis de instabilidade ($\varnothing$) nas 3 condições podal (ML, AP-BI e AP-ST), com altura de plataforma de 8 cm

$\varnothing$	ML		AP-BI		AP-ST	
	Média $\pm$ DP	Mediana [P25-P75]	Média $\pm$ DP	Mediana [P25-P75]	Média $\pm$ DP	Mediana [P25-P75]
2	5.65 $\pm$ 5.90	3.95 [2.08-6.35]	2.91 $\pm$ 1.71	2.45 [1.83-3.30]	2.80 $\pm$ 2.66	2.15 [1.75-2.58]
3	6.17 $\pm$ 7.66	2.35 [1.80-5.90]	2.71 $\pm$ 1.30	2.35 [1.98-2.75]	2.26 $\pm$ 0.89	2.10 [1.68-2.90]
4	5.97 $\pm$ 7.25	3.40 [2.73-5.38]	2.61 $\pm$ 0.99	2.30 [1.98-3.23]	2.13 $\pm$ 1.02	1.70 [1.58-2.03]
5	4.58 $\pm$ 5.88	2.85 [2.05-4.75]	2.77 $\pm$ 1.09	2.40 [2.10-3.60]	2.40 $\pm$ 0.90	2.25 [1.78-2.98]
6	4.65 $\pm$ 3.27	3.60 [2.88-5.13]	3.27 $\pm$ 1.60	2.95 [2.10-3.93]	2.77 $\pm$ 1.06	2.45 [1.88-3.48]
7	4.70 $\pm$ 4.21	3.25 [2.15-5.35]	2.67 $\pm$ 1.28	2.55 [1.70-3.10]	2.56 $\pm$ 1.07	2.35 [1.83-3.30]
8	6.16 $\pm$ 6.67	3.60 [2.60-6.28]	3.28 $\pm$ 1.25	3.05 [2.38-4.10]	2.94 $\pm$ 1.29	2.65 [2.13-3.63]
9	4.31 $\pm$ 2.66	3.45 [2.15-5.88]	3.44 $\pm$ 1.32	3.15 [2.30-3.85]	3.32 $\pm$ 1.99	2.70 [2.10-3.73]
10	6.91 $\pm$ 7.76	4.20 [2.80-5.85]	3.47 $\pm$ 2.02	3.10 [2.13-4.03]	3.46 $\pm$ 1.53	3.25 [2.40-3.88]
11	5.96 $\pm$ 5.42	3.40 [2.98-6.45]	3.48 $\pm$ 1.98	2.75 [2.10-4.33]	3.32 $\pm$ 1.91	2.65 [2.20-3.55]
12	5.18 $\pm$ 4.33	3.70 [2.48-6.18]	3.81 $\pm$ 1.43	3.50 [2.90-4.50]	3.52 $\pm$ 1.55	3.65 [2.40-4.18]
13	5.78 $\pm$ 3.96	4.60 [3.13-7.50]	3.70 $\pm$ 1.45	3.40 [2.38-4.63]	4.63 $\pm$ 2.72	3.95 [3.23-5.93]
14	7.88 $\pm$ 7.29	5.30 [4.13-7.38]	4.49 $\pm$ 1.42	4.40 [3.90-4.95]	4.19 $\pm$ 1.84	3.75 [2.95-4.75]
16	6.94 $\pm$ 5.71	4.35 [3.55-7.63]	5.14 $\pm$ 2.07	4.60 [3.80-6.03]	4.13 $\pm$ 1.27	3.85 [3.33-5.43]
18	6.35 $\pm$ 2.70	5.65 [4.68-7.20]	6.09 $\pm$ 2.51	5.40 [4.63-7.28]	5.98 $\pm$ 2.70	6.00 [4.03-6.80]
20	8.68 $\pm$ 6.05	6.25 [4.98-10.88]	6.26 $\pm$ 2.50	5.45 [4.30-8.25]	4.52 $\pm$ 1.53	4.80 [3.00-5.53]
26	8.07 $\pm$ 4.97	6.90 [5.25-9.35]	9.04 $\pm$ 3.73	8.65 [6.65-9.93]	7.25 $\pm$ 3.22	6.40 [4.98-8.80]
42	22.90 $\pm$ 6.19	23.70 [18.63-28.20]	24.29 $\pm$ 7.15	28.40 [20.13-30.00]	23.47 $\pm$ 7.59	25.30 [18.75-30.00]
68	29.08 $\pm$ 2.74	30.00 [29.75-30.00]	27.56 $\pm$ 4.21	30.00 [27.30-30.00]	27.65 $\pm$ 4.94	30.00 [29.08-30.00]

Fonte: o próprio autor.

De modo geral, observou-se aumento progressivo do maior tempo em equilíbrio à medida que o diâmetro da base aumentava e, conseqüentemente, a instabilidade da plataforma diminuía. Esse padrão foi consistente nas três condições podais, indicando relação direta entre a estabilidade mecânica da base de apoio e a capacidade de manutenção do equilíbrio dinâmico. Entretanto, a condição médio-lateral apresentou maior amplitude de variação dos tempos ao longo da escala de instabilidade, configurando-se como a condição mais sensível para discriminar o desempenho entre os participantes.

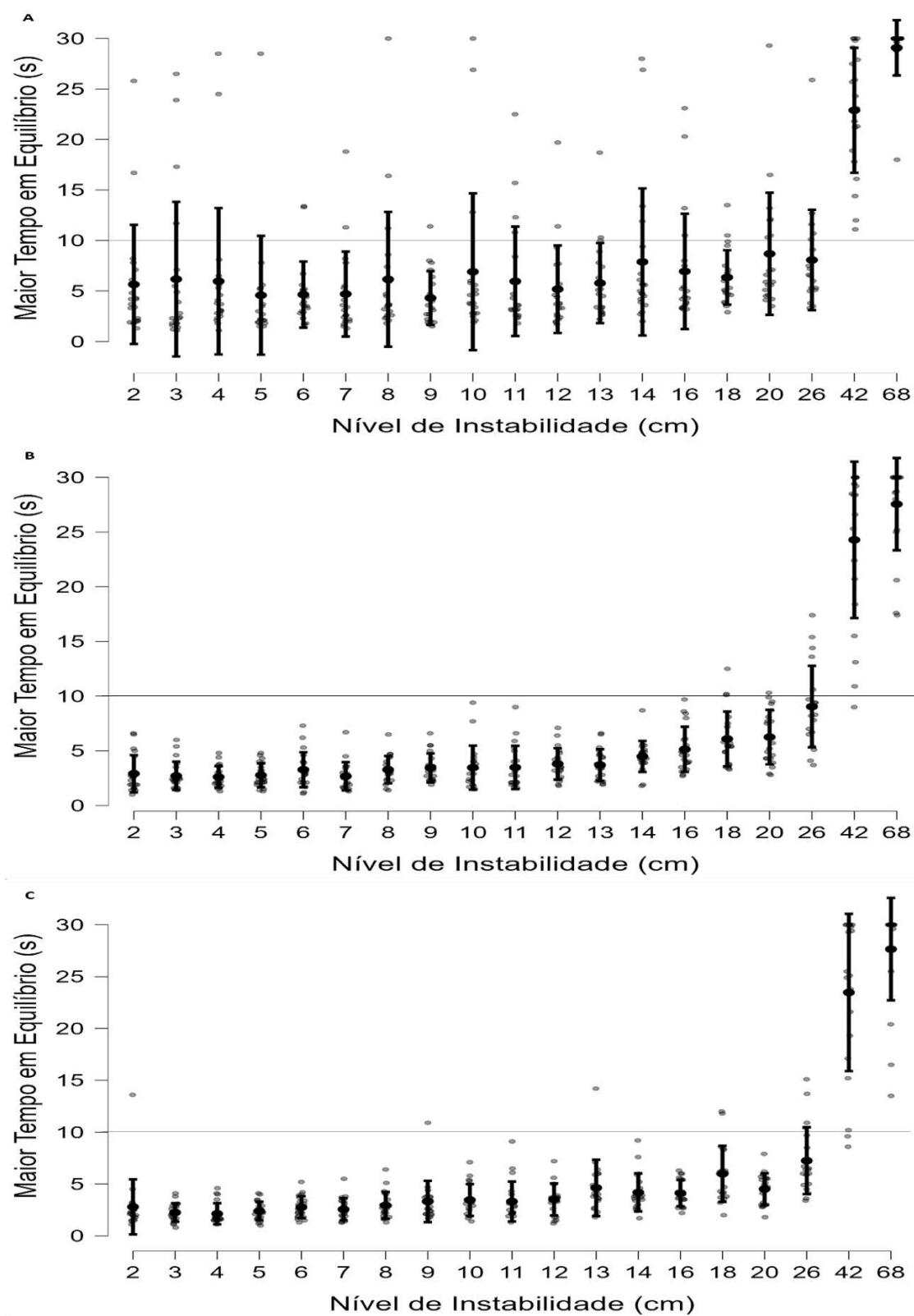
Na condição ML, os tempos médios variaram de 4,58 $\pm$ 5,88 s nos níveis mais instáveis a 29,08 $\pm$ 2,74 s no nível de maior estabilidade. Observou-se incremento gradual dos tempos até aproximadamente o nível $\varnothing$ = 26 cm (8,07 $\pm$ 4,97

s), seguido por aumento acentuado nos níveis finais ($\varnothing = 42$ e 68 cm), nos quais médias e medianas aproximaram-se do valor máximo possível do teste. Esse comportamento caracteriza uma transição entre níveis de elevada instabilidade, nos quais os participantes apresentam tempos reduzidos de equilíbrio, e níveis de elevada estabilidade, nos quais ocorre saturação do desempenho.

A análise conjunta das médias, medianas e dispersões indica que, nos níveis intermediários de instabilidade grande parte dos participantes ainda apresenta tempos inferiores a 10 segundos, enquanto outra parcela já ultrapassa esse limiar. Essa região caracteriza uma zona de transição funcional, na qual o desempenho deixa de ser predominantemente malsucedido e passa a apresentar proporções crescentes de tentativas bem-sucedidas. Com base nessa distribuição, adotou-se 10 segundos como tempo critério para classificar o desempenho em equilíbrio sustentado.

A Figura 10 ilustra o comportamento do maior tempo em equilíbrio ao longo dos níveis de instabilidade nas três condições podais (A) médio-lateral, (B) anteroposterior apoio bipodal e (C) anteroposterior apoio semi-tandem, destacando o valor critério de 10 segundos.

Figura 10 – Maior tempo em equilíbrio (s) ao longo dos 19 níveis de instabilidade nas três condições podais (média $\pm$ desvio padrão)

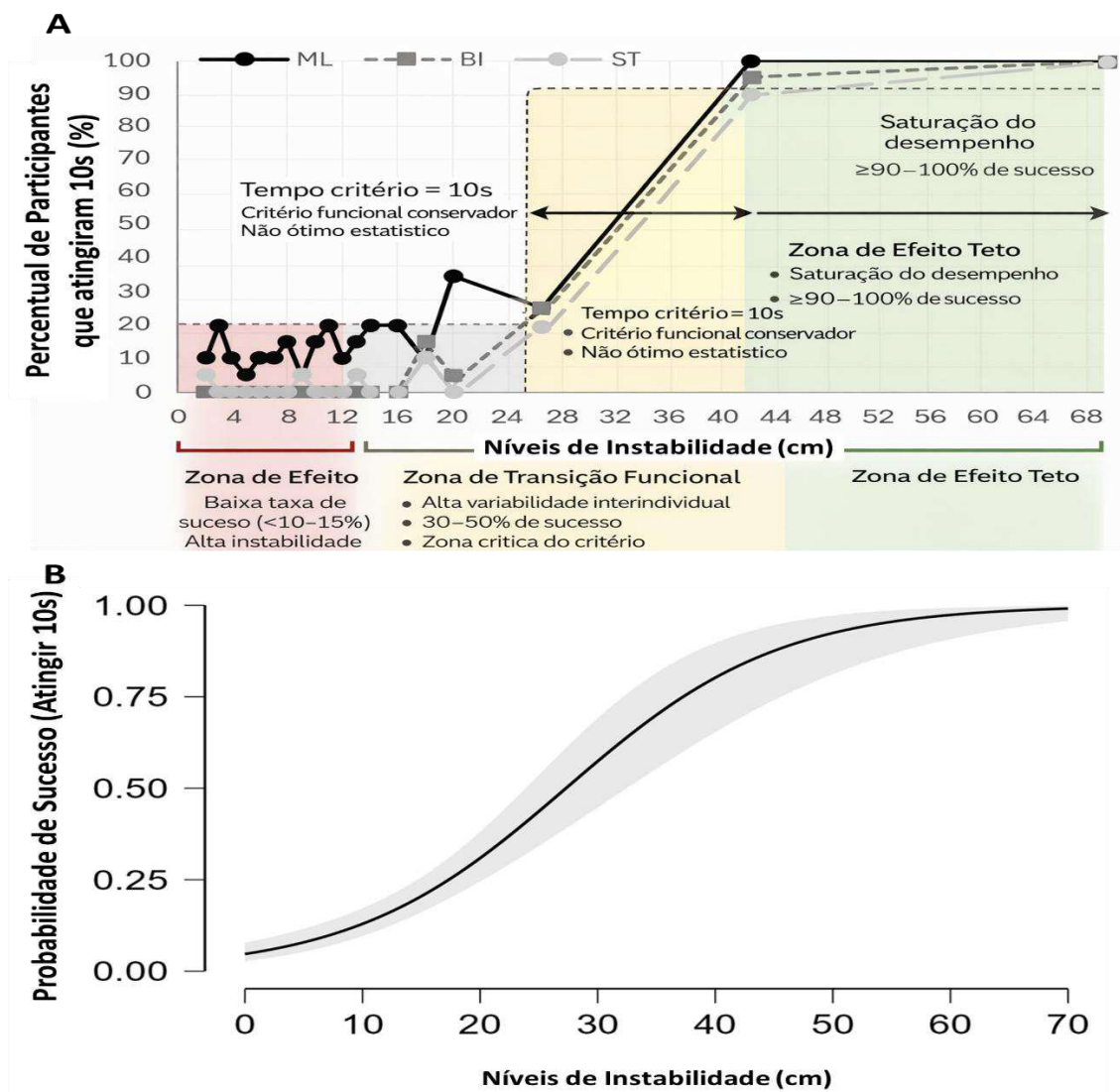


Fonte: o próprio autor.

A partir desse critério, o desempenho foi classificado de forma dicotômica, considerando sucesso (≥ 10 s) ou insucesso (< 10 s). A distribuição das proporções de sucesso ao longo dos níveis de instabilidade revelou comportamento progressivo nas três condições podais: à medida que o diâmetro da base aumentava e a instabilidade diminuía, maior proporção de participantes conseguia manter o equilíbrio por pelo menos 10 segundos. Esse aumento foi particularmente evidente a partir do nível $\emptyset = 18$ cm, culminando em 100% de sucesso nos níveis de maior estabilidade ($\emptyset = 42$ e 68 cm).

Entre as condições testadas, a configuração médio-lateral apresentou desempenho consistentemente superior e uma progressão mais contínua das proporções de sucesso ao longo dos níveis. Ao todo, foram observadas 91 tentativas bem-sucedidas na condição ML, em comparação com 48 na condição AP-BI e 47 na condição AP-ST. Mesmo nos níveis mais instáveis, a condição ML apresentou proporções de sucesso superiores às observadas nas condições anteroposteriores. O painel A da figura 11 apresenta a proporção de participantes que atingiram o tempo critério de 10 segundos em cada nível de instabilidade nas três condições podais, enquanto o painel B apresenta a probabilidade estimada de sucesso em função do nível de instabilidade, obtida por regressão logística na condição médio-lateral.

Figura 11 – Desempenho no teste de equilíbrio ao longo dos níveis de instabilidade. (A) Proporção de participantes com sucesso (≥ 10 s) nas três condições podais. (B) Probabilidade estimada de sucesso em função do nível de instabilidade (regressão logística binária) na condição médio-lateral



Fonte: o próprio autor.

De modo geral, os níveis iniciais caracterizaram-se por baixa frequência de sucesso, configurando efeito piso, enquanto os níveis finais apresentaram alta frequência de sucesso, caracterizando efeito teto. Entre esses extremos, observou-se uma faixa intermediária de instabilidade com proporções moderadas de sucesso e maior variabilidade interindividual. Nessa região, o tempo critério de 10 segundos mostrou-se particularmente sensível para discriminar o desempenho entre participantes.

Em função do maior número de tentativas bem-sucedidas, da progressão mais estável do desempenho ao longo dos níveis e da ausência de efeito piso nos níveis iniciais, as análises inferenciais foram conduzidas exclusivamente na condição médio-lateral. A regressão logística binária indicou efeito significativo do nível de instabilidade sobre a probabilidade de sucesso ($\Delta\chi^2 = 122,352$; $p < 0,001$). A curva ajustada do modelo (Figura 11B) evidencia a redução progressiva da probabilidade de sucesso com o aumento da instabilidade. O modelo apresentou ajuste global satisfatório (R^2 de McFadden = 0,292; R^2 de Nagelkerke = 0,412), indicando proporção relevante da variabilidade explicada pelo nível de instabilidade. Cada incremento unitário no nível esteve associado a um aumento de 11,7% na chance de insucesso (OR = 1,117; $p < 0,001$). A capacidade discriminativa do modelo foi avaliada por meio da área sob a curva ROC, considerando o nível de instabilidade como variável preditora e o sucesso (≥ 10 s) como desfecho binário. O modelo apresentou AUC = 0,775, indicando desempenho discriminativo adequado para diferenciar tentativas bem-sucedidas de malsucedidas com base no nível de instabilidade.

2.4 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo principal desenvolver um teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável, determinando os parâmetros concernentes aos (a) níveis de dificuldade (instabilidade da base de suporte), (b) altura da plataforma e (c) tempo critério de teste. Os resultados demonstraram que a relação entre a instabilidade e o desempenho motor não é linear, sendo possível identificar *breakpoints* que demarcam os limites de maior e menor dificuldade (nível de 2 cm de diâmetro estabelecido como o mais desafiador e o de 42 cm na plataforma de 8 cm como o ponto de início da estabilização do desempenho). Quanto à altura, a plataforma de 8 cm destacou-se por proporcionar uma progressão mais gradual e sensível entre os 19 níveis de instabilidade, evitando a saturação precoce observada nas alturas de 10,5 cm e 13,5 cm e, portanto, oferecendo maior poder discriminatório. Por fim, a análise do tempo de desempenho permitiu estabelecer o tempo de 10 segundos como um critério para indicar o sucesso na tarefa de equilíbrio em vários níveis de instabilidade, particularmente na condição médio-lateral. Na sequência, cada um desses resultados centrais é discutido separadamente, para fundamentar as

escolhas metodológicas e evidenciar as implicações dos resultados.

Sob a perspectiva da mensuração em saúde, o presente estudo não se restringe ao desenvolvimento de um protocolo experimental, mas à estruturação de um instrumento de medida, no qual foram definidos atributos operacionais fundamentais para o estabelecimento inicial de um protocolo de teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável, incluindo a calibração dos níveis de dificuldade, a configuração geométrica do dispositivo e o critério temporal de desempenho. De acordo com as recomendações da literatura de mensuração (Krabbe, 2017; Mokkink et al., 2025, 2010), essa etapa corresponde à definição do modelo de mensuração e constitui um pré-requisito para a investigação de propriedades psicométricas, tal como confiabilidade e validade contemplados nos estudos dos próximos capítulos da presente tese.

O uso de superfícies instáveis como recurso terapêutico e de avaliação do controle postural é amplamente documentado (Anderson; Behm, 2005; Behm; Colado, 2012; Linens; Ross; Arnold, 2016; Tang et al., 2024; Waddington; Adams; Jones, 1999), sendo considerado um método quantitativo, portátil e aplicável em diferentes populações (Fuchs et al., 2024; Fusco et al., 2020; Rizzato et al., 2023a; Wilkerson; Nitz, 1994). Entretanto, um desafio comum na área é que a maioria dos estudos utiliza apenas um único nível de instabilidade (Rizzato et al., 2023; Stehlik, 2021), geralmente comparando um dispositivo instável com o solo rígido (Barfi et al., 2025; Condrón; Hill, 2002; Condrón; Hill; Physio, 2002). Uma característica fundamental dos dispositivos instáveis é a progressão sistemática da dificuldade (Blasco et al., 2019), assim sendo, apesar do reconhecimento da importância das plataformas instáveis para a reabilitação e o treinamento sensório-motor, ainda há escassez de modelos experimentais que validem uma escala progressiva e mensurável de instabilidade (Palm et al., 2014).

Uma alternativa encontrada na literatura foi criar progressões utilizando diferentes dispositivos, como superfícies de espumas com densidades diferentes, discos infláveis, plataformas de madeira, BOSU® ou combinações entre esses (Blasco et al., 2019; Gras et al., 2020; Praxedes et al., 2011; Tan; Guney-Deniz; Doral, 2025). Embora essas comparações tenham revelado que superfícies instáveis aumentam a demanda neuromuscular em relação ao solo rígido, os resultados também mostraram que o aumento na dificuldade não ocorre de forma previsível ou linear, tanto em populações atléticas (Gras et al., 2020) quanto clínicas, como após

artroplastia de quadril (Gras et al., 2024). Essa limitação é coerente com a crítica de que avaliações baseadas apenas na substituição de um dispositivo por outro “mais instável” resultam em saltos amplos e imprevisíveis no estímulo postural, não refletindo um continuum mensurável de dificuldade (Kang et al., 2016). A ausência desse continuum compromete a sensibilidade do instrumento, uma vez que, para avaliações de desempenho motor, é fundamental que variações na tarefa resultem em mudanças consistentes e graduais no desempenho. Em sistemas nos quais a instabilidade é modulada por parâmetros geométricos bem definidos, como a base de suporte, torna-se possível estabelecer relações mais previsíveis entre a dificuldade mecânica e a resposta motora. Por outro lado, quando diferentes dispositivos são utilizados, cada um com geometria, material, altura e centro de rotação distintos, ocorrem escaladas de desafio heterogêneas, que nem sempre discriminam sensivelmente o desempenho entre indivíduos (Borreani et al., 2014; Gudžiūnas et al., 2024). Assim, estudos reforçam que o desafio postural deve ser progressivo e ajustado com precisão às capacidades individuais, uma vez que progressões muito grosseiras ou não sistematizadas tendem a reduzir a sensibilidade de avaliação e prescrição (Paillard, 2023). Nesse sentido, programas que utilizam progressões estruturadas e mais graduais demonstram maior capacidade de manter o estímulo adequado ao longo do treino, evitando estagnação e favorecendo adaptações contínuas (Dos Santos et al., 2025).

Diante dessa limitação, diversas patentes buscaram desenvolver plataformas com múltiplos níveis de instabilidade, criando progressões por variação geométrica. Alguns exemplos incluem: bases convexas intercambiáveis com diferentes raios de curvatura (Stehlik, 2021); bases ovais com radiais maiores ou menores associadas à dificuldade (Moscarello, 2015); dispositivos com esfera central (sem especificação do diâmetro), cuja dificuldade é modulada pela variação de sua massa (4, 6 ou 8 kg), pela restrição geométrica de uma borda por onde a esfera se movimenta e por um sistema de fricção ajustável (regula a movimentação da esfera) (Cantor, 2006); trilhos com fulcros (pontos de apoios) ajustáveis, modificando o eixo de rotação (fulcros unidos criam um ponto de apoio pontual, semelhante a uma semiesfera, gerando instabilidade multidirecional e fulcros afastados criam um eixo de apoio linear, análogo a um semicilindro, gerando instabilidade unidirecional (Kemery; Guild, 2005); e combinações de semiesferas, cilindros e esferas com graus crescentes de liberdade (Tsai, 2008). Entretanto, essas invenções descrevem, em sua maioria,

apenas que “um raio maior é mais fácil” e “um raio menor é mais difícil”, sem fornecer medidas numéricas precisas (por exemplo, diâmetros) nem validação experimental. Embora úteis como concepção mecânica, tais propostas permanecem predominantemente teóricas, contrastando com sistemas instrumentados que possuem definição operacional e medidas objetivas.

Entre os sistemas validados experimentalmente, destacam-se o *Biodex Stability System* (BSS) e o *Kinesthetic Ability Trainer* (KAT). O BSS oferece 12 níveis progressivos de instabilidade, determinados pela resistência de molas que controlam o grau de liberdade da plataforma, de até 20°, nos eixos anteroposterior e medial-lateral (Arnold; Schmitz, 1998; Cachupe et al., 2001b; Cug; Wikstrom, 2014; Parraca et al., 2011; Testerman; Griend, 1999), contudo, os estudos apresentam as variações entre os níveis 8 (mais estável) ao 1 (mais instável) (Arnold; Schmitz, 1998; Cachupe et al., 2001a; Hinman, 2000; Schmitz; Arnold, 1998). Frequentemente utilizam níveis isolados em suas análises, como 8 (Eftekhar-Sadat et al., 2015; Parraca et al., 2011), 5 (Karartı et al., 2021), 2 (Cachupe et al., 2001a) ou 1 (Cug; Wikstrom, 2014); ou, comparam níveis estável (como o 8) com o instável (1 ou 2) (Aydoğ et al., 2006; Testerman; Griend, 1999), nível 6 com o 3 (Hinman, 2000). Um ponto crítico é que a progressão de instabilidade do BSS não se comporta de forma linear, estudos indicam que os níveis mais instáveis (1–2) tendem a exibir baixa confiabilidade e alto erro de medida, com o nível 1 mostrando escores de mudança mínima detectável superiores aos próprios escores médios (Cug; Wikstrom, 2014) e o nível 2 sendo inviável em populações vulneráveis, como na artrite reumatoide (Aydoğ et al., 2006), além de já ter sido reportado por Pincivero et al. (1995) apud Cachupe (2001) com ICC muito inferior ao de níveis estáveis (0,60 no nível 2 vs. 0,95 no nível 8). Embora alguns trabalhos descrevam maior confiabilidade e melhor capacidade discriminativa nos níveis mais estáveis (Aydoğ et al., 2006; Cachupe et al., 2001; Schmitz; Arnold, 1998), achados como os de Hinman (2000) mostram que até mesmo um nível mais instável (3) pode apresentar confiabilidade superior, e que níveis muito estáveis, como o nível 8, não necessariamente discriminam déficits proprioceptivos (Testerman; Griend, 1999). Soma-se a isso uma limitação estrutural do sistema em que o índice de estabilidade global é fortemente influenciado pelo componente anteroposterior, responsável por até 95% de sua variância (Arnold; Schmitz, 1998), tornando-se pouco sensível a déficits médio-laterais, justamente a direção clinicamente mais associada às quedas (Maki; Holliday; Topper, 1994). Além disso, medidas do BSS mostram baixa

validade de construto quando comparadas a testes funcionais como *Timed-Up-and-Go Test*, *Four-Square Step Test* e *Y balance test* (Almeida et al., 2017; Dawson et al., 2018), indicando que o sistema captura dimensões distintas do equilíbrio. Por fim, mesmo para fins de treinamento, iniciar o treino em níveis mais difíceis não garante maiores ganhos, já que a dificuldade inicial não se mostrou determinante para a melhora do desempenho (Blasco et al., 2019). Mesmo sendo amplamente utilizado, o BSS não resolve o principal desafio teórico da área: validar matematicamente que o salto de um nível para outro representa de fato um aumento quantificável (e contínuo) da dificuldade.

De forma análoga, o *Kinesthetic Ability Trainer* (KAT), plataforma suportada em seu centro por uma pequena esfera, sem especificação de diâmetro, e ao lado 2 almofadas pneumáticas (Hansen et al., 2000; Kerim; Uzunkulaoğlu; Ay, 2019; Mason; Mason; Howard, 1992), regula a instabilidade por meio da pressão (0 a 7,25 psi), onde a diminuição da pressão aumenta a dificuldade (France et al., 1992; Mason; Mason; Howard, 1992), contudo, a relação entre a pressão e a estabilidade ocorre de forma não linear, a rigidez da plataforma decresce desproporcionalmente em baixas pressões (≤ 3 psi), resultando em instabilidade extrema e dificultando o controle preciso do estímulo (France et al., 1992). Essa imprevisibilidade operacional, caracterizada pela elevada variância dos escores e pela dificuldade excessiva do teste unipodal mesmo em indivíduos saudáveis, compromete a consistência das medições e inviabiliza avaliação individual confiável (Hansen et al., 2000). Ademais, o pronunciado efeito de aprendizagem (Hansen et al., 2000; Holm et al., 2004) exige melhorias de 30% a 51% no desempenho para confirmar progresso real (Hansen et al., 2000), tornando o dispositivo insensível para detectar melhorias sutis. Esta não linearidade inerente a ambos os sistemas, limita a criação de uma progressão suave e calibrada de desafios, do nível mais fácil para o mais difícil e a falta de estudos que comparem sistematicamente todos os níveis impede a definição de um continuum de dificuldade válido.

Outros estudos buscaram alternativas geométricas para criar progressões experimentais controladas. No estudo de Cimadoro et al. (2013) estabeleceram uma progressão de dificuldade usando comparação em testes com bases semi-esféricas (109 cm de circunferência/5cm de altura e 31cm/8cm) e uma semi-cilíndrica (12,5 cm/7cm), os achados demonstraram que bases menores (semiesférica menor e semi-cilíndrica) induziram uma variabilidade do centro de

pressão significativamente maior tanto no eixo anteroposterior quanto no médio-lateral, em comparação com as bases semiesférica maior. Esta maior instabilidade foi corroborada pela ativação muscular, onde os músculos fibular longo, extensor longo dos dedos e tibial anterior apresentaram atividade eletromiográfica significativamente maior nas bases semi-cilíndrica e semiesférica menor. Houve similaridade na dificuldade entre a base unidirecional (semi-cilíndrica) e a multidirecional (semiesférica menor), que, apesar de permitirem padrões de movimento distintos, exigiram níveis comparáveis de controle postural (Cimadoro et al., 2013), corroborando com o uso de nosso dispositivo que permite movimentos unidirecionais (AP ou ML), porém, apenas três bases foram comparadas, e a análise não teve extensão suficiente para caracterizar a curva de progressão com alta resolução.

Almeida, Carvalho e Tales (2006) classificaram a instabilidade em nove níveis através da combinação de raios (30, 60 e 120cm) e alturas (7, 12 e 17cm), a lógica foi que bases maiores e baixas alturas (ex.: raio 120 cm, altura 7 cm) são mais fáceis e bases menores e altas (ex.: 30 cm / 17 cm) são mais difíceis. Embora o ordenamento geral fizesse sentido biomecânico, o salto de dificuldade entre níveis não foi testado numericamente, de modo que não se sabe se os incrementos são equivalentes, não foi identificada a região em que o sistema entra em “platô” ou em saturação, e o modelo não permitiu localizar o ponto crítico de transição entre regimes estável e instável. Williams et al. (2018) avançaram ao validar uma plataforma com base hemiesférica instrumentada com cinco bases de diferentes raios (25, 20, 15, 13 e 11 cm). Entretanto, apenas dois níveis (20 cm e 15 cm) foram comparados experimentalmente, e o teste foi realizado sentado. A validação técnica do dispositivo demonstrou alta acurácia no eixo anteroposterior e no médio-lateral em relação a um sistema optoeletrônico padrão-ouro, confirmando a precisão das medições obtidas pela unidade inercial acoplada na plataforma. Os resultados revelaram que a redução do raio da base (de 20 cm para 15 cm) aumentou significativamente a variabilidade e a velocidade média do movimento, especialmente na ausência de visão, caracterizando maior demanda de controle postural e um nível superior de instabilidade. Entretanto, embora o estudo de Williams et al. (2018) demonstre que a manipulação do raio de curvatura é um método eficaz para ajustar gradualmente o desafio postural (Williams et al., 2018), sua aplicação foi limitada à postura sentada e a apenas dois níveis de instabilidade, o que restringe a interpretação da progressão postural em contextos funcionais mais desafiadores, como a posição ortostática.

Diante dessas lacunas, o presente trabalho desenvolveu e validou uma escala progressiva composta por 19 níveis de instabilidade, cujos resultados se alinham ao modelo geométrico de Deligiannis e Mangalam (2025b), segundo o qual a forma e a proporção da base determinam o modo como o corpo controla o equilíbrio: bases mais largas permitem oscilações maiores do centro de massa sem que a borda toque o solo, proporcionando ajustes amplos e controlados, enquanto bases estreitas tornam pequenas mudanças posturais suficientes para desestabilizar a plataforma. Esse princípio foi reproduzido empiricamente em nossos resultados, nos quais o nível mais instável (2 cm) gerou perda imediata do apoio frente a pequenas oscilações, resultando em menor tempo absoluto de equilíbrio e maior número de desequilíbrios, configurando uma condição de controle postural no limite funcional. A regressão segmentada confirmou essa organização, identificando dois *breakpoints* objetivos que delimitam a zona efetiva de dificuldade: 42 cm como limite superior (“efeito teto”), no qual ampliar a base não melhora o desempenho, e 2 cm como limite inferior (“efeito chão”), em que o desempenho permanece consistentemente baixo. Esse fenômeno de saturação é coerente com estudos que mostram a perda de sensibilidade de testes sem limites superiores bem definidos (Baranes et al., 2024; Pardasany et al., 2012). Na plataforma de 8 cm de altura, a mais discriminatória, o *breakpoint* de 42 cm marcou o ponto a partir do qual os coeficientes de regressão se aproximaram de zero, indicando que níveis adicionais se tornam redundantes, como também sugerido por Robinson e Gribble (2008).

A definição desses pontos de corte não representa apenas uma descrição estatística dos dados, mas constitui um fundamento metodológico essencial para a construção de instrumentos clínicos válidos. Especificamente, os resultados demonstram que o instrumento é capaz de refletir variações sistemáticas no desempenho em resposta ao aumento da dificuldade mecânica, conforme esperado teoricamente. Guidotti (2022) destaca que limiares derivados de análise quantitativa permitem classificar o equilíbrio, prever alterações funcionais e orientar intervenções de forma mais precisa. Nesse sentido, ao excluir níveis que não contribuem para a discriminação (como aqueles acima de 42 cm) e ao concentrar a análise na faixa funcional mais sensível às mudanças (entre 2 cm e 42 cm), o instrumento passa a apresentar maior precisão e capacidade discriminativa, com incrementos de dificuldade mais bem estratificados em comparação a abordagens anteriores. Adicionalmente, a determinação dos *breakpoints* confere robustez metodológica ao

teste, ao permitir a caracterização empírica dos efeitos teto e chão, aspectos fundamentais para a sensibilidade de instrumentos de medida. Os resultados também podem ser interpretados à luz de um modelo de mensuração, no qual o desempenho observado reflete uma variável latente — o controle postural dinâmico — inferida a partir de indicadores observáveis, como o tempo em equilíbrio absoluto e o número de desequilíbrios, organizados em uma estrutura progressiva de dificuldade.

Merece destaque nas avaliações posturais em plataforma instável suas particularidades em serem mais desafiadoras em comparação aos testes tradicionais ortostáticos. Por exemplo, Deligiannis et al. (2024) demonstraram que superfícies instáveis aumentam o recrutamento de reflexos de longa latência (50–100 ms), envolvendo circuitos espinhais e supraespinhais responsáveis por respostas rápidas, automáticas e precisas — padrão observado nos níveis mais desafiadores de nossa escala. De forma complementar, Schlattmann et al. (2025) mostraram que maior instabilidade não apenas eleva a dificuldade mecânica, mas reorganiza a estratégia de controle ao longo do tempo e das direções de movimento, ampliando a velocidade de oscilação e o deslocamento do centro de pressão, e configurando uma “topologia em sela” sustentada por mecanismos simultâneos de *feedforward* e *feedback*. Finalmente, Deligiannis e Mangalam (2025a) evidenciam que plataformas instáveis revelam “assinaturas individuais de controle”, isto é, padrões próprios e consistentes de resposta adaptativa. Nesse sentido, a escala desenvolvida nesta tese, ao estabelecer limites superiores e inferiores empiricamente derivados, fornece uma ferramenta robusta para avaliação clínica, investigação de aprendizagem motora e prescrição de desafios posturais em contextos dinâmicos, superando as limitações de modelos teóricos e de estudos baseados em poucos níveis de instabilidade (i.e., equilíbrio ortostático). Outro ponto relevante para um teste de equilíbrio é a altura da base em relação ao solo.

A altura da base de apoio de uma plataforma instável constitui um parâmetro geométrico responsável por determinar tanto o limite máximo de inclinação antes do contato com o solo quanto o grau de sensibilidade da tarefa de equilíbrio às oscilações corporais, influenciando diretamente a segurança, a precisão de avaliação e a progressão terapêutica em populações clínicas ou em protocolos experimentais de alta demanda motora. Algumas patentes reforçam um escalonamento de dificuldade baseado nas alturas. Velloso (2023) descreve oito bases esféricas de diâmetros (4; 5,5; 7; 8,5; 10; 11,5; 13 e 15,5 cm), nas quais o menor diâmetro equivale

a menor altura e menor dificuldade (devido ao menor ângulo de inclinação), enquanto maior diâmetro eleva a altura e o desafio. Outro, propôs três níveis de dificuldade – iniciante, intermediário e avançado – definidos pela elevação progressiva da base, porém sem apresentar medidas absolutas e sem testar os efeitos dessas diferenças sobre o equilíbrio (Stack, 1998). Moscarello (2015) descreve uma prancha oval e levemente curvada para cima. Em sua parte de baixo, no centro, há uma saliência arredondada mais alta (com variação da altura de 0,3 cm a 15,2 cm). Nas laterais da plataforma, há outras saliências arredondadas com variações nas alturas (de 0,3 até 10,2 cm), que fornece um amplo espectro de variações estruturais que influenciam o movimento da prancha. Apesar das invenções com distintas alturas, não se avaliou o efeito da altura na sensibilidade do desempenho, lacuna preenchida pela presente tese.

Alguns dispositivos com distintas alturas são usados para o treinamento, como por exemplo, o CanDo MVP *Balance System* que é um dispositivo com opções selecionáveis de quatro pranchas (três circulares, com diâmetros: 41, 51 e 76 cm; e uma retangular de 38x46 cm). Os níveis de instabilidade são fornecidos por bases (variações das alturas: 2,5; 3,8; 5,0; 6,3 e 7,6 cm) encaixadas no centro da plataforma (movimentos de circundução) ou nas laterais (movimentos unidirecionais médio-lateral ou anteroposterior) (FABRICATION ENTERPRISES INC, 2012, 2015). Para o treinamento em pessoas com instabilidade crônica do tornozelo, os exercícios iniciavam do nível mais estável (altura de 2,5 cm) para o menos estável (altura de 7,6cm). Foi demonstrado que quatro semanas com *wobble board* melhorou significativamente o equilíbrio estático (*foot lift test*) e o equilíbrio dinâmico (*Star Excursion Balance Test*, *side hop* e *figure-of-eight hop*) em comparação com o grupo controle (Linens; Ross; Arnold, 2016); e o segundo, mostrou que protocolos de treinamento com e sem tarefa cognitiva aplicados durante cinco semanas promoveram ganhos no equilíbrio (estático e dinâmico), na propriocepção e nos parâmetros cinéticos de aterrissagem (como tempo para estabilização e deslocamento do centro de pressão), embora sem diferenças entre as duas modalidades de intervenção (Taghavi Asl; Shojaedin; Hadadnezhad, 2022). Importa ressaltar, contudo, que ambos os estudos utilizaram o sistema de equilíbrio apenas como recurso de treinamento sem empregar como instrumento de avaliação escalonada do equilíbrio dinâmico. Isso evidencia ausência de propostas que tenham operacionalizado o escalonamento progressivo das instabilidades conforme a

abordagem metodológica desenvolvida nesta tese para a avaliação do equilíbrio dinâmico.

Um sistema teórico matemático demonstrou que alturas de plataforma entre 7,5 e 10 cm ampliam o ângulo de inclinação e o deslocamento possível antes da perda de suporte, criando um estímulo mais desafiador e potencialmente mais sensível às estratégias posturais; entretanto, alturas reduzidas (5–6 cm) são tradicionalmente recomendadas em populações neurológicas por oferecerem menor deslocamento angular, maior segurança e maior frequência natural de oscilação, reduzindo o risco de quedas e facilitando respostas rápidas de reequilíbrio, enquanto para a reabilitação ortopédica a faixa mais indicada seria de 6 a 7,5 cm (Deligiannis; Mangalam, 2025b). Embora a redução de altura limite o desafio mecânico e possa resultar em baixa diferenciação de desempenho entre níveis distintos de instabilidade — especialmente em indivíduos fisicamente aptos, atletas ou adultos saudáveis em testes de desempenho máximo — alturas entre 7,5 e 10 cm caracterizam-se por ampliar significativamente o alcance de movimento da prancha, tornando a plataforma mais responsiva às modificações de geometria da base; nessa faixa, pequenas variações nos níveis de instabilidade (como mudanças no diâmetro do fulcro) produzem grandes diferenças perceptíveis na resposta dinâmica, algo não observado em alturas menores, nas quais as plataformas tendem a apresentar respostas muito semelhantes mesmo quando se alteram as dimensões do fulcro (Deligiannis; Mangalam, 2025b). Esses resultados reforçam a importância de definir a altura não apenas com base na engenharia do dispositivo, mas considerando a sensibilidade necessária para discriminar diferentes níveis de desempenho e particularidades do controle postural, sobretudo em escalas analíticas como a proposta nesta tese. Nossos resultados, com a escolha da altura de 8 cm também está em consonância com estes resultados citados, ao mostrar capacidade discriminativa entre níveis mais elevados de dificuldade (chegando a 42 cm), enquanto as alturas de 10,5 e 13,5 cm levaram a efeitos teto em níveis precoces (em torno de 26 cm). Além disso, maiores alturas possuem implicações diretas de segurança, particularmente em populações clínicas, idosos, pessoas com déficits neurológicos ou em crianças (Gobbi et al., 2003; Simeonov; Hsiao, 2001).

O desempenho do equilíbrio, por outro lado, não foi afetado por alturas mais elevadas. Van den Bogaart et al. (2022) utilizou pranchas de equilíbrio uniaxiais com base de raio de 24cm e variação na altura de 15 cm, 17 cm e 19 cm, e apontou

que o aumento da altura das pranchas de equilíbrio não causou maior piora do equilíbrio (sem quedas), nem diferenças na cinemática. A razão mais provável é que as diferenças entre as alturas das pranchas não foram grandes o suficiente para causar distinções nos resultados, corroborando com nossos resultados de que alturas maiores utilizadas (10,5 e 13,5 cm) apresentaram resultados semelhantes entre si. Outro aspecto importante para ser considerado em um teste de equilíbrio é o eixo de oscilação da base de suporte.

Os resultados da presente tese evidenciaram, em níveis intermediários de instabilidade ($\emptyset = 8$ a 20 cm), particularmente nas variáveis tempo em equilíbrio absoluto e número de desequilíbrios, melhor desempenho na condição médio-lateral (ML) em comparação às condições anteroposterior bipodal e semi-tandem, independentemente da altura da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm). Tais resultados sugerem que a base ML apresenta maior capacidade operacional para diferenciar níveis progressivos de dificuldade. Essa tendência corrobora a relevância biomecânica da instabilidade na direção ML, amplamente reconhecida pela literatura como um eixo crítico para o controle postural, uma vez que quedas laterais são comuns e frequentemente mais perigosas, sobretudo devido à menor vivência motora associada às reações de proteção lateral (Maki; Holliday; Topper, 1994; Maki; McIlroy, 1996). Estudos longitudinais demonstraram que a amplitude do CoP na direção ML foi a variável capaz de prever quedas em idosos acompanhados por até seis meses, reforçando a relevância funcional desse eixo para o controle postural e a estabilidade dinâmica (De Abreu et al., 2024). E ainda, déficits no controle neuromuscular lateral têm sido apontados como mais críticos para a manutenção do equilíbrio e para a recuperação frente a perturbações do que variações anteroposteriores, uma vez que as estratégias de proteção lateral são menos treinadas e apresentam menor margem mecânica de compensação (Maki; McIlroy, 2006). Estudos prévios mostram que, embora em superfícies estáveis a trajetória do centro de pressão (CoP) se estenda predominantemente no sentido anteroposterior, refletindo o padrão habitual de maior instabilidade nesse plano, a introdução de instabilidade no eixo ML provoca uma expansão expressiva da dispersão do CoP nessa direção, exigindo reorganização imediata das estratégias de controle postural (Deligiannis et al., 2024). Essa redistribuição da oscilação confirma que a condição ML impõe um desafio específico e mais complexo ao sistema postural, por demandar respostas corretivas rápidas, coordenação intersegmentar eficiente e maior capacidade discriminativa das

estratégias de equilíbrio. Assim, a condição ML pode aumentar a sensibilidade analítica do teste para captar variações associadas aos diferentes níveis de instabilidade, representando um modelo de teste funcionalmente mais exigente e ecologicamente relevante para a avaliação do equilíbrio. Na concepção de protocolos para avaliação do equilíbrio dinâmico, também é fundamental a definição de parâmetros e critérios operacionais do teste, como por exemplo, a definição de um tempo critério para a sua realização.

Duas abordagens principais podem ser adotadas para operacionalizar o uso do tempo critério em testes de equilíbrio dinâmico, configurando-se, portanto, como uma regra operacional de decisão, que permite classificar o desempenho e orientar a progressão dentro do instrumento de medida: (a) utilizar um tempo fixo de exposição à tarefa, tratando a duração do equilíbrio como variável dependente contínua a ser maximizada, ou (b) estabelecer um tempo critério fixo como meta funcional para progressão entre níveis de instabilidade. Em estudos prévios conduzidos com a plataforma instável desenvolvida em nosso laboratório (Candido; Faquin; Okazaki, 2012; Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022a; Leme; Candido; Okazaki, 2018; Oliveira et al., 2013), foi predominantemente adotada a primeira estratégia, na qual um único nível de instabilidade era utilizado para mensurar o tempo médio, o maior tempo em equilíbrio e o número de desequilíbrios. Embora esse procedimento permita comparações diretas entre grupos sob uma mesma condição mecânica de instabilidade, ele está sujeito a vieses importantes, sobretudo aos efeitos de teto e de piso, uma vez que um único nível de instabilidade pode ser excessivamente fácil para indivíduos com bom desempenho ou excessivamente difícil para indivíduos com menor capacidade de controle postural.

Diante dessas limitações, a presente tese propôs e fundamentou a definição de um tempo critério fixo como referência funcional para a progressão entre níveis de instabilidade, com o objetivo de estabelecer um parâmetro temporal capaz de orientar a interpretação do desempenho no teste de equilíbrio dinâmico. Cabe ressaltar que, neste capítulo, o tempo critério não foi operacionalmente adotado durante as coletas, mas analisado de forma retrospectiva, a partir da distribuição dos tempos em equilíbrio observados, com a finalidade de subsidiar decisões metodológicas para os estudos subsequentes. Essa abordagem permite avaliar em que medida um critério temporal fixo se mostra conceitualmente coerente e funcionalmente plausível, aproximando o teste de uma situação de desafio

progressivo, ao mesmo tempo em que oferece um referencial para minimizar efeitos de teto e piso comumente observados em protocolos baseados em um único nível de instabilidade. Além disso, a definição prévia de um critério temporal binário (atingiu ou não atingiu determinado tempo) estabelece as bases para uma aplicação futura mais simples, reproduzível e clinicamente viável, dispensando instrumentação eletrônica complexa e favorecendo sua utilização em contextos clínicos e esportivos, nos quais a praticidade é um requisito central (France et al., 1992).

Embora estudos anteriores tenham utilizado tempos pré-definidos, como os 10 segundos propostos por France et al. (1992) ou os 16 segundos utilizados por Van Den Bogaart e colaboradores (2022), tais escolhas foram, em geral, baseadas em conveniência metodológica ou segurança da tarefa, sem avaliação empírica sistemática de sua adequação para discriminar níveis progressivos de dificuldade. Inclusive, Van Den Bogaart e colaboradores (2022) relataram que durações mais longas não se mostraram viáveis, pois resultavam em quedas frequentes e exigiam maior atenção e motivação dos participantes. Dessa forma, permanece na literatura uma lacuna metodológica quanto à definição de um critério temporal funcionalmente apropriado para testes de equilíbrio dinâmico com instabilidade progressiva.

No presente estudo, a análise descritiva do maior tempo em equilíbrio evidenciou um comportamento progressivo e consistente nas três condições podais (ML, AP-BI e AP-ST), com aumento dos tempos médios e medianos à medida que a base de apoio se tornava mais ampla, caracterizando níveis mecanicamente mais fáceis. Considerando as distribuições observadas, o tempo de 10 segundos foi deliberadamente selecionado como critério funcional por representar um valor superior à média geral de desempenho das três condições ($\approx 6-7$ s), reduzindo a probabilidade de que flutuações aleatórias do controle motor ou oscilações momentâneas do centro de pressão permitissem a ultrapassagem casual do critério. Essa escolha é particularmente relevante em tarefas de equilíbrio, nas quais a variabilidade intra e inter tentativas é elevada, mesmo em populações saudáveis.

Adicionalmente, a adoção de um tempo critério mais exigente implicou que menos de aproximadamente 40% dos adultos jovens avaliados atingissem o critério em níveis intermediários de instabilidade, o que confere ao teste maior capacidade discriminativa. Tal característica é desejável, considerando que adultos jovens tendem a apresentar desempenho intermediário quando comparados a extremos populacionais: crianças, idosos e indivíduos com condições clínicas

geralmente exibem pior controle postural, enquanto atletas e indivíduos treinados tendem a apresentar desempenho superior e maior resistência à instabilidade. Nesse sentido, a escolha de um critério temporal situado acima da média de desempenho dessa população de referência cria uma margem funcional que permite diferenciar indivíduos com desempenho acima do esperado daqueles com desempenho inferior, sem incorrer em efeito teto precoce.

Com base nesse racional, a regressão logística binária e a análise da curva ROC foram conduzidas exclusivamente na condição médio-lateral, que apresentou maior número de sucessos (≥ 10 s), ausência de efeito piso nos níveis iniciais e progressão mais estável do desempenho ao longo dos níveis de instabilidade. A regressão logística binária realizada na condição médio-lateral demonstrou que o nível de instabilidade exerce influência significativa sobre a probabilidade de atingir o tempo critério de 10 segundos, com redução progressiva da chance de sucesso à medida que a tarefa se torna mecanicamente mais exigente. Os índices de ajuste do modelo indicaram explicação substancial da variabilidade observada, reforçando a coerência funcional entre a progressão mecânica dos níveis e o desempenho temporal dos participantes. Adicionalmente, a avaliação da capacidade discriminativa do modelo por meio da curva ROC revelou AUC = 0,775, valor considerado adequado para discriminar tentativas bem-sucedidas e malsucedidas com base no nível de instabilidade.

É importante destacar que esse resultado não deve ser interpretado como evidência de que o tempo critério de 10 segundos represente um ponto de corte ótimo em termos estatísticos. A AUC obtida refere-se à capacidade do modelo logístico em prever o sucesso a partir do nível de instabilidade, e não à validação direta do critério temporal. A análise ROC aplicada ao próprio tempo em equilíbrio resulta, necessariamente, em separação perfeita, uma vez que o desfecho binário é definido a partir dessa mesma variável, configurando uma relação tautológica. Assim, os resultados apresentados devem ser compreendidos como indicativos de coerência interna entre o critério temporal adotado e os padrões observados de desempenho, e não como prova inferencial de optimalidade.

Em conjunto, esses resultados sustentam que o tempo critério de 10 segundos constitui um parâmetro funcional para a progressão entre níveis de instabilidade no teste de equilíbrio dinâmico proposto nesta tese. Trata-se de uma escolha baseada em padrões descritivos consistentes, proporções de sucesso

cl clinicamente interpretáveis e considerações práticas relacionadas à variabilidade do desempenho motor, e não na pretensão de definir um ponto de corte ótimo universal.

Apesar dos avanços metodológicos alcançados, algumas limitações devem ser reconhecidas. Embora o cálculo amostral tenha sido atendido, o número de participantes foi relativamente reduzido e composto exclusivamente por adultos jovens, o que limita a generalização dos achados para outras populações. Ainda assim, essa escolha foi deliberada e metodologicamente justificada, pois adultos jovens tendem a apresentar desempenho intermediário entre extremos populacionais: de um lado, crianças e indivíduos clínicos, que geralmente exibem pior controle postural; de outro, atletas e pessoas treinadas, que apresentam respostas superiores e maior resistência à instabilidade. Assim, essa faixa etária permitiu observar padrões de progressão e diferenciação dos níveis de instabilidade sem a interferência de limitações motoras severas nem de efeitos de teto associados a alta performance. Uma limitação relevante deste estudo diz respeito ao número de níveis de instabilidade adotados.

Embora os resultados tenham permitido identificar regiões de efeito piso e teto ao longo dos 19 níveis testados, não é possível, com base nos dados atuais, recomendar o número ideal de níveis para aplicação do teste em contextos futuros. Observou-se que níveis mecanicamente muito próximos apresentaram desempenhos semelhantes, especialmente nos extremos da escala, o que pode tornar o protocolo excessivamente longo e fisicamente demandante. Nesse sentido, embora a identificação de efeitos piso e teto represente um passo importante na compreensão da estrutura de dificuldade da tarefa, tais evidências, por si só, não são suficientes para fundamentar a definição do número de níveis do instrumento. A determinação desse parâmetro requer, adicionalmente, a análise da consistência das medidas e da possível redundância entre níveis adjacentes, o que demanda evidências específicas de reprodutibilidade. Assim, a definição do número mínimo de níveis capaz de preservar a capacidade de discriminação entre grupos depende de estudos que avaliem a estabilidade do desempenho e subsidiem a construção de versões mais parcimoniosas e aplicáveis do protocolo.

Por fim, outra limitação diz respeito à ausência de análises biomecânicas detalhadas das estratégias posturais adotadas pelos participantes ao longo dos diferentes níveis de instabilidade. Embora a presente tese tenha se concentrado em medidas diretas da plataforma instável, como tempo em equilíbrio

absoluto, maior tempo em equilíbrio e número de desequilíbrios, não foram analisados parâmetros estabilométricos ou cinemáticos específicos. Estudos recentes do nosso grupo de pesquisa (Guidotti, 2025a, 2025b), no entanto, já demonstraram correlações entre variáveis do centro de pressão e indicadores de desempenho na *UP-balance*, reforçando a base biomecânica da tarefa.

Assim, investigações futuras deverão integrar análises cinemáticas e estabilométricas para aprofundar a compreensão das estratégias posturais mobilizadas, ao mesmo tempo em que permitirão refinar o número de níveis e consolidar a aplicabilidade clínica e esportiva do teste. Do ponto de vista da mensuração, estudos devem investigar propriedades psicométricas adicionais do instrumento, incluindo confiabilidade (teste-reteste), erro de medida, validade de construto em diferentes populações, conforme recomendado pelas diretrizes do COSMIN (Mokkink et al., 2010, 2020, 2023).

2.5 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, foram definidos parâmetros para a operacionalização do protocolo de teste inicial de equilíbrio dinâmico por meio de um instrumento de medida baseado em plataforma instável (*UP-balance*). Especificamente, o protocolo de aplicação do instrumento foi estabelecido com níveis de instabilidade variando entre 2 cm e 42 cm, altura da plataforma de 8 cm e tempo critério de 10 segundos para progressão entre os níveis de instabilidade. Esses parâmetros permitem a padronização da aplicação e constituem a base para a avaliação sistemática do desempenho no equilíbrio dinâmico em condições de instabilidade mecânica.

3. ESTUDO 2: CONFIABILIDADE TESTE-RETESTE E ERRO DE MEDIDA DO NÍVEL DE DESEMPENHO EM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO COM DIFERENTES PROGRESSÕES DE INSTABILIDADE

RESUMO

Embora as plataformas de instabilidade sejam amplamente utilizadas na avaliação e intervenção do equilíbrio postural, a confiabilidade das medidas obtidas a partir de protocolos com diferentes graus de instabilidade ainda é pouco investigada. Este estudo teve como objetivo avaliar a confiabilidade (estabilidade relativa) e o erro de medida (precisão absoluta) do desempenho na plataforma de equilíbrio, nas configurações de 7 e 9 níveis de instabilidade, em dois momentos (teste-reteste) e identificar a estratificação mais adequada dos níveis de instabilidade. Para tanto, 35 participantes jovens e saudáveis (20 homens e 15 mulheres; idade média = 19,57 e DP = 2,17 anos; massa média = 66,69 e DP = 11,71 kg; estatura média = 1,73 e DP = 0,09 m) realizaram testes de equilíbrio em duas sessões, com um intervalo de sete dias. Os testes consistiram em manter o equilíbrio nas plataformas de instabilidade progressiva (7 ou 9 níveis) na direção médio-lateral, com os pés posicionados na largura aproximada do quadril. Os participantes foram instruídos manter-se em equilíbrio por 10 segundos, sem contato da borda da plataforma com o solo, durante três tentativas de 30 segundos. Ao atingir este tempo critério no nível mais fácil, a pessoa progredia para o próximo nível, para tentar completar todos os níveis das plataformas. O nível alcançado foi utilizado como desfecho de desempenho ordinal do instrumento de medida para a interpretação/classificação dos escores (interpretabilidade) do equilíbrio. A confiabilidade teste-reteste foi avaliada pelo Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC[3,1]). O erro de medida foi quantificado pelo erro padrão da medida (*Standard Error of Measurement* – SEM) e pela mudança mínima detectável (MDC95). A concordância entre as sessões foi ainda analisada pelo kappa ponderado (quadrático) e pela porcentagem de concordância exata. A análise de Bland-Altman e o teste de Wilcoxon para amostras pareadas foram aplicados para verificar a existência de viés sistemático. Para a plataforma de 7 níveis, ICC(3,1) = 0,856, indicando alta confiabilidade, kappa ponderado = 0,834, concordância exata = 65,71%, SEM = 0,39 nível e MDC95 = 1,07 nível; houve pequeno viés sistemático (diferença média = +0,23; Wilcoxon p = 0,021). Para a plataforma de 9 níveis, ICC(3,1) = 0,657 (boa confiabilidade), Kappa ponderado = 0,576, concordância exata = 37,14%, SEM = 0,80 nível e MDC95 = 2,21 níveis; houve maior viés sistemático (diferença média = + 0,71; Wilcoxon p = 0,001), sugerindo efeito aprendizagem e/ou maior variabilidade. Tais resultados indicam confiabilidade (capacidade de discriminar indivíduos) adequada e erro de medida de magnitude clinicamente interpretável para ambas as plataformas, com superioridade da configuração de 7 níveis.

Palavras-chave: confiabilidade teste-reteste; erro de medida; equilíbrio dinâmico; plataforma instável.

3.1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio corporal humano resulta de ajustes dinâmicos e contínuos entre os segmentos corporais frente às forças internas e externas, visando manter a projeção do centro de massa dentro dos limites da base de apoio e, assim, assegurar a estabilidade do sistema (Horak; Macpherson, 1996; Skoyles, 2006; Winter, 1995). Situações de instabilidade impõem um desafio adicional ao controle postural, sendo em contextos dinâmicos ou sobre superfícies instáveis que ocorre a maioria das quedas e lesões (Melzer; Benjuya; Kaplanski, 2004). Nesse sentido, a avaliação do equilíbrio dinâmico em condições instáveis apresenta maior validade ecológica e funcional quando comparada a avaliações em bases fixas, por reproduzir demandas semelhantes às encontradas em atividades esportivas e funcionais (Hrysomallis, 2011; Ringhof; Stein, 2018). Plataformas de equilíbrio têm sido amplamente empregadas com esse propósito, ao induzir instabilidade e aumentar as exigências posturais, requerendo ajustes contínuos para manter a plataforma próxima à posição horizontal (Cimadoro et al., 2013b; Davlin, 2004). Esses dispositivos são utilizados tanto em contextos de treinamento, reabilitação e prevenção de lesões (Behm; Colado, 2012; Emery et al., 2005; Söderman et al., 2000; Wester et al., 1996) quanto na avaliação objetiva do equilíbrio dinâmico (Candido; Faquin; Okazaki, 2012; Castelani et al., 2014; Leme et al., 2022; Oliveira et al., 2013). Além de apresentarem vantagens práticas como baixo custo, portabilidade e facilidade de aplicação.

Diversas abordagens instrumentais têm sido propostas para a quantificação objetiva do equilíbrio dinâmico em plataformas instáveis, incluindo plataformas instáveis posicionadas sobre plataformas de força com um único nível de instabilidade (Rizzato et al., 2023), sistemas com plataformas independentes sob cada pé e variação das dimensões da base de suporte (Rougier; Perennou, 2019), sistemas comerciais com capacidades rotacionais (Arnold; Schmitz, 1998; Cachupe et al., 2001b; Cug; Wikstrom, 2014; Parraca et al., 2011; Testerman; Griend, 1999), bem como plataformas instrumentadas com acelerômetros (Fusco et al., 2020), potenciômetros (Orrell; Eves; Masters, 2006), ou instrumentadas com sensores, como a *UP-balance* (Leme et al., 2022). Contudo, diferenças estruturais, versões distintas e variações nos protocolos de aplicação tornam indispensável a descrição precisa do

dispositivo e de suas propriedades de medida, especialmente em testes baseados em categorias ou níveis de instabilidade, nos quais o número de categorias influencia diretamente as estimativas de confiabilidade e erro de medida (Kottner et al., 2011). No contexto do equilíbrio dinâmico, a confiabilidade teste-reteste e o erro de medida constitui requisito fundamental para o uso clínico, esportivo e científico dos instrumentos, sobretudo diante da elevada variabilidade intrínseca das tarefas instáveis e do efeito de aprendizagem entre sessões (Lininger et al., 2018; Naylor; Romani, 2006; Sarabon; Mlaker; Markovic, 2010). Embora sistemas comerciais tenham demonstrado confiabilidade moderada a elevada para diferentes variáveis de controle postural dinâmico (Cachupe et al., 2001; Dawson et al., 2018; Lininger et al., 2018; Naylor; Romani, 2006), limitações persistem, como variabilidade entre variáveis e menor confiabilidade ou maior erro de medida em medidas temporais específicas e a necessidade de tentativas prévias de familiarização (Cachupe et al., 2001a; Dawson et al., 2018b; Lininger et al., 2018; Naylor; Romani, 2006). Paralelamente, plataformas portáteis e de menor custo apresentam confiabilidade aceitável e baixo erro de medição (Fusco et al., 2020; Rizzato et al., 2023b; Sarabon; Mlaker; Markovic, 2010), porém a maioria dos protocolos restringe-se a um único nível de instabilidade ou a progressões pouco graduadas, limitando a capacidade discriminativa (evidência de validade de construto por teste de hipóteses) do instrumento, especialmente em adultos jovens e fisicamente ativos (Dawson et al., 2018; Fusco et al., 2020b; Ringhof; Stein, 2018). Estudos com a plataforma *UP-balance* confirmaram alta confiabilidade em condições bipodais e diferentes direções de perturbação (Leme et al., 2022), mas igualmente não abordaram a confiabilidade teste-reteste do desempenho frente à progressão sistemática da instabilidade.

O sistema *UP-balance* surge como uma alternativa promissora para a avaliação objetiva do equilíbrio dinâmico. Trata-se de uma plataforma instável composta por uma base semicircular e sensores acoplados às bordas, conectados a um *software*, capaz de quantificar variáveis como tempo em equilíbrio absoluto, desequilíbrios (número de toques no solo) e tempo médio de equilíbrio (Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022). Esse instrumento tem sido utilizado em estudos que investigaram o efeito da oclusão visual (Guidotti et al., 2025; Leme; Candido; Okazaki, 2018), diferenças entre grupos populacionais (Guidotti et al., 2025; Oliveira et al., 2013), distintos estilos de dança (Castelani et al., 2014) e a influência da atenção

focada e do toque leve no controle postural (Candido; Faquin; Okazaki, 2012). A maioria dos estudos empregam apenas um único nível de instabilidade, o que limita a extrapolação dos resultados para protocolos com níveis progressivos. Além disso, poucos trabalhos descrevem explicitamente a versão da plataforma, a forma de categorização dos níveis ou a estrutura exata das condições testadas, aspectos fundamentais para permitir comparabilidade entre estudos e interpretação adequada dos coeficientes de confiabilidade. São necessários estudos de confiabilidade teste-reteste e erro de medida, considerando possíveis fontes de variação como momento de avaliação, ambiente e efeito de aprendizagem (Mokkink et al., 2023), para o desenvolvimento de instrumentos e medição na área da saúde (Kottner et al., 2011), visando fornecer análise sobre as propriedades de medida fundamentais para qualquer instrumento (Weir, 2005; Zou, 2012). Torna-se evidente a necessidade de investigar a confiabilidade teste-reteste e o erro de medida dos desfechos de protocolos baseados em plataformas instáveis que empreguem múltiplos níveis progressivos de instabilidade.

Embora a progressão sistemática da instabilidade seja um requisito central para a avaliação funcional do equilíbrio dinâmico, a definição operacional do número de níveis que compõem essa progressão permanece um desafio metodológico. No Capítulo 1 desta tese, foi desenvolvida uma escala contínua composta por 19 níveis de instabilidade, na qual se demonstrou que a relação entre a geometria da base de suporte e o desempenho não é linear, com a presença de regiões caracterizadas por efeito piso e efeito teto, particularmente na plataforma de 8 cm de altura, que apresentou maior sensibilidade discriminativa. Esses efeitos são reconhecidamente associados à perda de informação e à redução da capacidade discriminativa de instrumentos funcionais (Kottner et al., 2011; Ringhof; Stein, 2018), indicando que nem todos os níveis contribuem igualmente para a diferenciação do desempenho. Além disso, o número de categorias utilizadas em testes baseados em progressões influencia diretamente as estimativas de confiabilidade e concordância, tornando desejável a adoção de escalas mais enxutas e funcionalmente informativas (Kottner et al., 2011). Diante disso, um passo metodológico importante seria avaliar em que medida um instrumento é capaz de distinguir indivíduos entre si, apesar das fontes de erro de medida (confiabilidade relativa) (Mokkink et al., 2023).

Considerando o exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a

confiabilidade (estabilidade relativa) e o erro de medida (precisão absoluta) do desempenho na plataforma de equilíbrio, nas configurações de 7 e 9 níveis de instabilidade, em dois momentos (teste-reteste) e identificar a estratificação mais adequada dos níveis de instabilidade. Para isso, foram analisadas a confiabilidade relativa (ICC), a concordância absoluta, o erro de medida (SEM e MDC) e o viés sistemático, conforme recomendações metodológicas para estudos de propriedades de medida (Mokkink et al., 2020, 2023). A hipótese 1 (H_1) é que o escore (nível máximo de instabilidade alcançado, representando a capacidade de equilíbrio dinâmico em ambiente padronizado) apresente adequada confiabilidade teste–reteste, com valores de ICC classificados como bons a excelentes e erro de medida de baixa magnitude (concordância absoluta adequada), tanto na configuração de 7 quanto na de 9 níveis de instabilidade. A hipótese 2 (H_2) é que a configuração com 7 níveis de instabilidade apresente melhor desempenho em termos de propriedades de medida, quando comparada a configuração com 9 níveis, caracterizado por maior confiabilidade teste–reteste, maior concordância absoluta entre sessões, menor erro de medição (SEM e MDC) e menor magnitude de viés sistemático. Os resultados esperados podem subsidiar a interpretabilidade e a padronização de protocolos de avaliação do equilíbrio dinâmico, a partir da definição do número de níveis de instabilidade a serem utilizados (7 ou 9 níveis), em contextos clínicos, esportivos e de pesquisa.

3.2 MÉTODO

3.2.1 Delineamento do Estudo

Este estudo caracteriza-se como um estudo metodológico de avaliação das propriedades de medida, especificamente confiabilidade teste–reteste (*reliability*) e erro de medida (*measurement error*), incluindo análise de viés sistemático. Os participantes foram avaliados duas vezes pelo mesmo avaliador (previamente treinado e padronizado) dentro de um período de uma semana. Não houve qualquer intervenção, treinamento específico ou mudança clínica entre os momentos de avaliação, garantindo a estabilidade do construto avaliado ao longo do intervalo, conforme requerido em estudos de confiabilidade teste–reteste. O intervalo de sete dias entre as avaliações foi definido de modo a reduzir efeitos de memória e

aprendizagem imediata, ao mesmo tempo em que se assume estabilidade clínica do construto avaliado, condição necessária para estudos de confiabilidade teste–reteste. Esse intervalo é considerado apropriado por ser suficientemente curto para evitar mudanças reais no equilíbrio dinâmico e suficientemente longo para minimizar efeitos de recordação, conforme recomendações metodológicas (Mokkink et al., 2020; Paiva et al., 2014).

As avaliações ocorreram em dois momentos distintos, denominados Momento 1 (M1) e Momento 2 (M2), com o objetivo de investigar a estabilidade temporal dos escores do instrumento de medida, representados pelo nível máximo de instabilidade alcançado. No M1, os participantes foram informados quanto aos objetivos e procedimentos do estudo, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (apêndice D) e responderam a um questionário de caracterização da amostra, contendo informações sociodemográficas, antropométricas, histórico de prática de atividade física, experiência prévia com treinamento de equilíbrio e autorrelato de queixas funcionais ou histórico de lesões musculoesqueléticas (apêndice E). Em ambos os momentos (M1 e M2), os participantes realizaram dois testes de equilíbrio dinâmico, correspondentes a duas configurações distintas de instabilidade (7 e 9 níveis), aplicadas na mesma sessão. A ordem de aplicação das configurações foi randomizada entre os participantes, ou seja, alguns iniciavam na configuração de 7 níveis e outros participantes na configuração de 9 níveis, de forma a minimizar efeitos de aprendizagem, fadiga ou ordem.

Todas as avaliações foram conduzidas sob condições padronizadas. Com base nas recomendações metodológicas (Mokkink et al., 2010; Mokkink; Eekhout, 2026), o delineamento foi estruturado para controlar fontes de variação. Especificamente, foram mantidos constantes: avaliador, instrumento, ambiente e protocolo. Adicionalmente, o avaliador não teve acesso aos resultados obtidos no momento anterior durante a segunda avaliação, garantindo independência entre as medições e reduzindo risco de viés de aferição. A única fonte de variação intencional foi o fator “tempo”, após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da instituição (CAAE: 68225823.9.0000.5231; Número do Parecer: 6.014.228; anexo A).

3.2.2 Cálculo do Tamanho da Amostra e Participantes

O cálculo do tamanho da amostra foi conduzido utilizando duas abordagens complementares recomendadas para estudos de confiabilidade baseados no coeficiente de correlação intraclassa (ICC) (Arifin, 2018b). Inicialmente foi empregado o método de teste de hipótese de Walter, Eliasziw e Donner (1998) além das aproximações de Bonett (2002) para estimativas de precisão amostral, operacionalizado pela calculadora web de Arifin (2018a). Para esse cálculo foram definidos um ICC mínimo aceitável (ρ_0) de 0,65, um ICC esperado (ρ_1) de 0,85, nível de significância $\alpha = 0,05$ (bicaudal), poder estatístico de 80% e duas repetições por participante ($k = 2$), resultando em um tamanho amostral estimado de 35 participantes. Em complemento, o cálculo baseado em precisão (ICC – *Estimation*), utilizando ICC esperado de 0,85, precisão desejada de $\pm 0,10$, intervalo de confiança de 95% e $k = 2$, o que indicou necessidade de 31 participantes (35 considerando 10% de perdas).

Foram avaliados 35 participantes jovens e saudáveis (20 homens e 15 mulheres), sem histórico de (i) lesões ortopédicas nos últimos 6 meses, (ii) doenças neurológicas ou (iii) distúrbios sensoriais (visuais, auditivos ou vestibulares), ou a incapacidade de realização dos testes. O recrutamento dos participantes foi por meio de contato pessoal e telefônico. Os participantes foram recrutados por amostragem por conveniência, mediante contatos pessoais e telefônicos (entre 03/2025 e 04/2025), com divulgação interna na universidade, e selecionados consecutivamente de acordo com os critérios de inclusão até que o tamanho amostral planejado fosse atingido, conforme recomendado para estudos de confiabilidade (Kottner et al., 2011). Os participantes foram selecionados de forma a representar a população-alvo do instrumento. A heterogeneidade da amostra foi intencionalmente preservada, uma vez que a variabilidade entre indivíduos influencia diretamente as estimativas de confiabilidade relativa (ICC), sendo necessária para evitar subestimação dos coeficientes (Kottner et al., 2011; Mokkink et al., 2023).

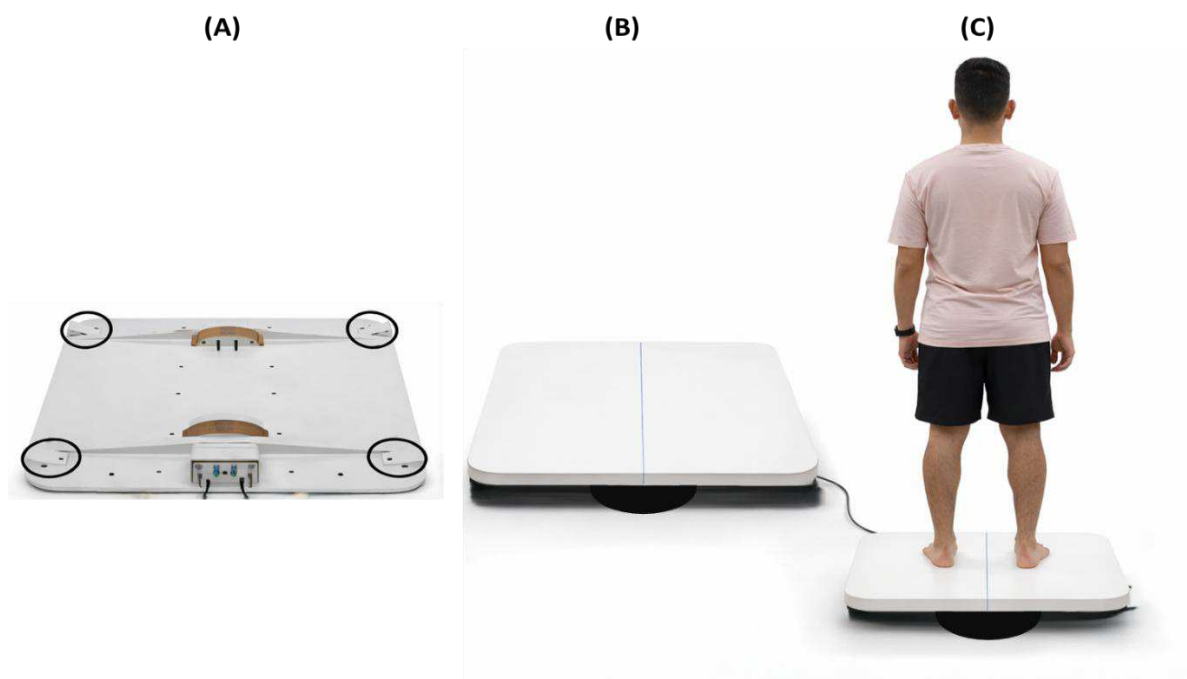
3.2.3 Instrumentos e Protocolo de Avaliação

3.2.3.1 Plataforma de equilíbrio dinâmico

O equilíbrio dinâmico foi avaliado por meio de uma plataforma instável (*UP-balance*) desenvolvida especificamente para fins experimentais, caracterizando-se como um instrumento de medida destinado à avaliação do construto “equilíbrio dinâmico em condição de instabilidade médio-lateral”. A plataforma apresenta dimensões de 70 cm de comprimento, por 40 cm de largura e 3 cm de espessura, e foi confeccionada em madeira MDF, assegurando adequada rigidez estrutural e estabilidade do sistema durante a execução das tarefas. A altura total da plataforma foi padronizada em 8 cm, correspondente à distância vertical entre o solo e a superfície de apoio dos pés do participante.

A instabilidade mecânica da plataforma é determinada exclusivamente pela geometria da base de suporte inferior, composta por elementos removíveis em formato semicilíndrico, também confeccionados em madeira MDF. Esses elementos apresentam diferentes diâmetros de curvatura, os quais modulam progressivamente o grau de instabilidade imposto ao sistema. Bases com maior diâmetro estão associadas a condições mais estáveis, enquanto bases com menor diâmetro geram maiores exigências de controle postural. As bases de suporte foram projetadas como módulos intercambiáveis, fixados à face inferior da plataforma por meio de dois suportes metálicos posicionados de forma simétrica ao longo do comprimento da prancha (figura 12). Esses suportes encontram-se alinhados ao centro geométrico do comprimento da plataforma e localizados próximos às bordas laterais, permitindo o encaixe preciso das bases de suporte com diferentes diâmetros de curvatura.

Figura 12 – Representação da plataforma instável utilizada no instrumento de medida de equilíbrio dinâmico: (A) vista inferior com sensores, (B) vista superior com demarcação central e (C) participante posicionado sobre a plataforma



Fonte: o próprio autor.

Esse arranjo estrutural possibilita a fixação simultânea de duas bases de suporte, uma em cada extremidade lateral da plataforma, mantendo-as alinhadas no eixo longitudinal central. Como consequência, a instabilidade mecânica ocorre predominantemente no plano médio-lateral, permitindo oscilações laterais controladas durante a execução da tarefa de equilíbrio dinâmico. O sistema de encaixe padronizado assegura o posicionamento consistente das bases entre participantes e sessões, contribuindo para a reprodutibilidade das condições experimentais.

Nesta investigação, a análise do desempenho de equilíbrio em plataforma instável concentrou-se exclusivamente na direção médio-lateral (ML) por razões biomecânicas, clínicas e operacionais. O controle postural no plano ML está mais fortemente associado ao risco de quedas do que oscilações em outras direções, sendo medidas de deslocamento lateral do centro de pressão (CoP) preditoras robustas de quedas prospectivas (Maki; Holliday; Topper, 1994; Maki; McIlroy, 1996). Além disso, déficits no controle neuromuscular lateral apresentam maior impacto funcional na manutenção do equilíbrio e na resposta a perturbações (Maki; McIlroy, 2006).

A plataforma foi instrumentada com sensores eletrônicos posicionados nas bordas laterais e na região inferior da prancha, destinados à detecção de eventos relacionados à perda do equilíbrio dinâmico. Os sinais captados foram transmitidos a um adaptador analógico-digital (*Analog–Digital for Laboratory Tasks*, versão 1.5) (Okazaki, 2009), responsável pela conversão e sincronização dos dados. A aquisição, o registro e o processamento das informações foram realizados por meio do *software Dynamic Balance Task* (versão 1.0) (OKAZAKI, 2010a), executado em um computador portátil dedicado exclusivamente à coleta de dados (DELL Inspiron 15, modelo P75F).

3.2.3.2 Progressões de instabilidade da plataforma (7 e 9 níveis)

A progressão da instabilidade da plataforma foi definida com base em critérios geométricos e biomecânicos relacionados à curvatura das bases de suporte. Os valores extremos dos diâmetros das bases foram estabelecidos previamente (42 cm e 2 cm), representando as condições de menor e maior instabilidade funcional. A partir desses limites, foram construídas duas configurações do instrumento de medida compostas por 7 e 9 níveis estruturais. Ambas compartilham os mesmos valores extremos, diferindo apenas na resolução da progressão. A escolha das configurações com 7 e 9 níveis foi orientada por critérios relacionados às propriedades de medida do instrumento, particularmente à capacidade discriminativa e à resolução da escala. Especificamente, buscou-se evitar um número reduzido de níveis, que poderia limitar a diferenciação entre indivíduos com diferentes níveis de medida de equilíbrio dinâmico, bem como um número excessivo de níveis, que poderia resultar em intervalos muito pequenos entre categorias, reduzindo a precisão da classificação funcional e aumentando a variabilidade do erro de medida. Adicionalmente, a adoção de progressões com número ímpar de níveis permitiu a existência de um ponto central na escala, favorecendo a interpretação do desempenho em termos de classificação funcional relativa.

A definição dos diâmetros intermediários seguiu o princípio de subdivisões equidistantes ao longo do intervalo total entre os valores extremos. Para o conjunto de 7 níveis, foram realizadas seis subdivisões equidistantes, conforme a fórmula:

$$\frac{42 - 2}{7 - 1} = \frac{40}{6} = 6,67 \text{ cm}$$

Assim, cada nível sucessivo da progressão corresponde a um incremento aproximado de 6,67 cm no diâmetro da base de suporte, resultando em uma escala progressiva de instabilidade com valores aproximados de 2; 8,7; 15,4; 22; 28,7; 35,3 e 42 cm.

Para o conjunto de 9 níveis, adotou-se o mesmo raciocínio matemático, porém com oito subdivisões equidistantes, de acordo com a fórmula:

$$\frac{42 - 2}{9 - 1} = \frac{40}{8} = 5,0 \text{ cm}$$

Essa progressão resultou em incrementos menores entre níveis consecutivos, proporcionando uma gradação mais fina da instabilidade mecânica ao longo da tarefa.

A adoção de subdivisões equidistantes assegura que ambas as progressões representem variações sistemáticas e proporcionais da base de suporte, permitindo comparar progressões com diferentes resoluções dentro de um mesmo intervalo biomecânico. Os valores dos diâmetros correspondentes a cada nível estrutural das duas progressões são apresentados na Tabela 6, do conjunto de 7 e 9 níveis, possibilitando a visualização comparativa entre os conjuntos de 7 e 9 níveis de instabilidade (figura 13). Destaca-se que os níveis descritos nesta seção referem-se à estrutura física do instrumento de medida (níveis estruturais de instabilidade), sendo distintos do desfecho funcional derivado do protocolo de avaliação.

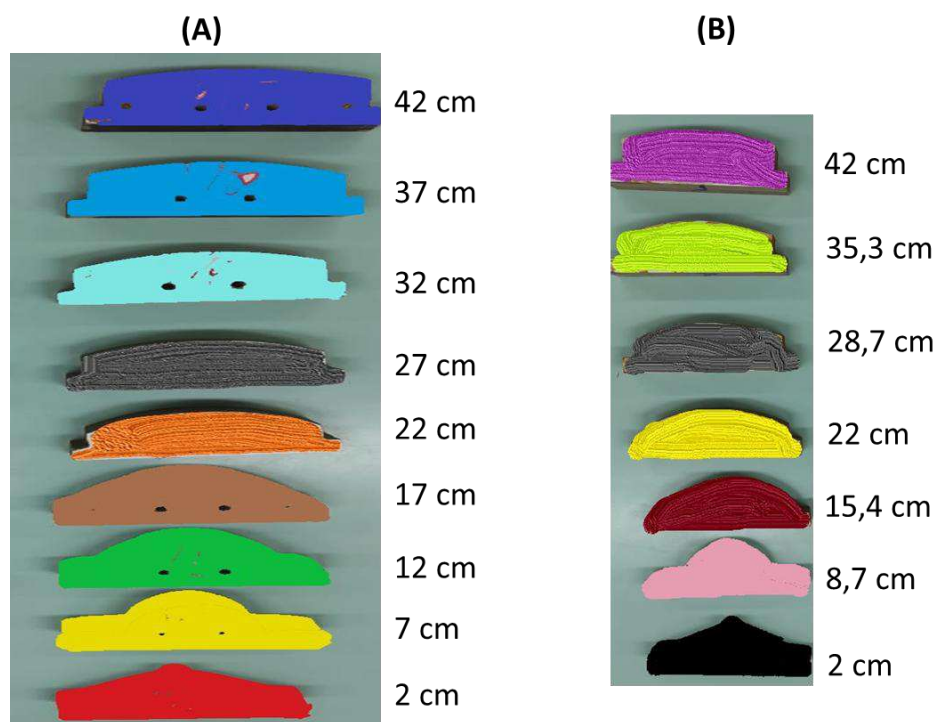
Tabela 6 – Progressões geométricas da instabilidade da plataforma: diâmetros das bases de suporte correspondentes aos níveis estruturais nas configurações de 7 e 9 níveis

Nível estrutural	Conjunto 7 níveis – Diâmetro (cm)	Conjunto 9 níveis – Diâmetro (cm)
1	42	42
2	35,3	37
3	28,7	32
4	22,0	27
5	15,4	22
6	8,7	17
7	2,0	12
8	—	7
9	—	2

Nota: O símbolo “—” indica a inexistência de níveis adicionais na progressão de 7 níveis, uma vez que essa configuração possui apenas sete níveis estruturais.

Fonte: o próprio autor

Figura 13 – Bases semicilíndricas com diferentes diâmetros



Fonte: o próprio autor.

3.2.3.3 Sistema de classificação funcional do desempenho

Para possibilitar a interpretação padronizada da medida de equilíbrio dinâmico, foi desenvolvido um sistema de classificação funcional aplicável às duas progressões de instabilidade da plataforma (7 e 9 níveis). Esse sistema baseia-se no critério de permanência mínima de 10 segundos em cada nível de instabilidade, adotado como requisito para caracterizar a manutenção do equilíbrio dinâmico. O nível máximo de instabilidade alcançado, descrito como “escore do nível máximo de instabilidade alcançado”, foi definido como o nível mais elevado da progressão em que o participante conseguiu manter-se em equilíbrio dinâmico por, no mínimo, 10 segundos contínuos. Esse desfecho não corresponde diretamente a uma propriedade física do instrumento, mas sim a uma medida derivada de um protocolo padronizado de aplicação do instrumento de medida. A progressão ocorreu de forma sequencial, do nível mais estável para o mais instável. Caso o participante não atingisse o critério em determinado nível após três tentativas, o escore final correspondia ao nível imediatamente anterior.

Esse sistema permite transformar o desempenho observado em uma medida funcional ordinal, preservando a hierarquia de dificuldade e garantindo consistência na interpretação dos resultados. A correspondência entre as situações observadas durante o instrumento de medida e os níveis atribuídos em cada versão da plataforma está detalhada na Tabela 7. A Tabela 7 descreve a regra de classificação funcional (*scoring rule*) do instrumento de medida, estabelecendo a correspondência entre a medida do equilíbrio dinâmico observado e o escore ordinal atribuído, com base em critérios operacionais previamente definidos. Essa padronização assegura consistência na atribuição dos escores entre participantes e entre momentos de avaliação, contribuindo para a confiabilidade e interpretabilidade da medida.

Tabela 7 – Sistema de classificação funcional do escore no instrumento de medida de equilíbrio dinâmico, baseado no critério de permanência mínima de 10 segundos, aplicável às plataformas com 7 e 9 níveis de instabilidade

Situação observada no teste	Nível atribuído na plataforma de 7 níveis	Nível atribuído na plataforma de 9 níveis
Não atinge 10 s no nível 1	0	0
Atinge o nível 1, mas falha no nível 2	1	1
Atinge os níveis 1 e 2, mas falha no nível 3	2	2
Atinge os níveis 1 a 3, mas falha no nível 4	3	3
Atinge os níveis 1 a 4, mas falha no nível 5	4	4
Atinge os níveis 1 a 5, mas falha no nível 6	5	5
Atinge os níveis 1 a 6, mas falha no nível 7	6	6
Atinge os níveis 1 a 7, mas falha no nível 8	7	7
Atinge os níveis 1 a 8, mas falha no nível 9	8	—
Atinge 10 s em todos os níveis	9	—

Nota: O escore funcional varia de 0 a 7 na configuração de 7 níveis e de 0 a 9 na configuração de 9 níveis. O valor 0 indica incapacidade de atingir o critério mínimo no primeiro nível de instabilidade, enquanto o valor máximo corresponde ao alcance bem-sucedido de todos os níveis disponíveis na respectiva configuração. A atribuição do escore baseia-se no maior nível em que o participante atinge o critério operacional de sucesso (≥ 10 segundos), conforme definido no protocolo do instrumento de medida.

Fonte: o próprio autor.

3.2.4 Procedimentos Experimentais

Os participantes foram submetidos à avaliação do equilíbrio dinâmico por meio do instrumento de medida baseado em plataforma instável (*UP-balance*), utilizando-se duas configurações distintas de progressão da instabilidade, compostas por 7 e 9 níveis, respectivamente. Em ambas as configurações, a tarefa foi realizada exclusivamente na condição de instabilidade no plano médio-lateral.

Antes do início das avaliações, todos os participantes passaram por um período padronizado de familiarização com o instrumento de medida. A familiarização foi realizada no nível estrutural mais estável da plataforma (base de

suporte com diâmetro de 42 cm), comum às duas configurações de instabilidade, com o objetivo de reduzir efeitos de aprendizado inicial e favorecer a estabilização do desempenho, conforme recomendado em estudos de confiabilidade.

Durante a execução do protocolo de administração do instrumento, os participantes foram instruídos a permanecer em posição ortostática sobre a plataforma, descalços, com os pés posicionados paralelamente e afastados aproximadamente à largura dos ombros. A posição dos pés foi padronizada e marcada na superfície da plataforma, de modo que ambos permanecessem equidistantes da linha central, orientados de acordo com a direção da perturbação médio-lateral. Os membros superiores permaneceram livres para movimentação, podendo ser utilizados como estratégia auxiliar para a manutenção do equilíbrio.

Os participantes foram orientados a manter a cabeça ereta e o olhar direcionado a um ponto fixo demarcado na parede à frente, posicionado a aproximadamente 1,80 m de distância e à altura dos olhos, evitando olhar para a plataforma ou para o solo. Essa padronização da condição visual foi adotada com o objetivo de controlar fontes externas de variação da medida. O avaliador permaneceu ao lado do participante durante todo o procedimento, garantindo sua segurança sem interferir na execução da tarefa.

O início de cada tentativa ocorreu com a plataforma posicionada de forma inclinada, mantendo a borda lateral direita em contato com o solo e acionando o sensor correspondente. A execução da tarefa foi autorizada somente após comando verbal do avaliador (“pode ir”), momento em que o participante iniciava a tentativa elevando a borda da plataforma do solo. A partir da liberação do sensor, a contagem do tempo era iniciada automaticamente pelo sistema de aquisição.

Durante a execução, cada contato de qualquer uma das bordas laterais da plataforma com o solo resultava no acionamento do sensor correspondente e na interrupção imediata da contagem do tempo. A retirada do contato da borda com o solo reiniciava automaticamente a contagem temporal. O objetivo do participante era manter a plataforma sem contato com o solo por um período mínimo contínuo de 10 segundos.

Para cada nível de instabilidade, o procedimento era encerrado assim que o participante atingisse o critério de sucesso (≥ 10 segundos), sendo então autorizado a progredir para o nível subsequente. Caso o participante não atingisse o

critério mínimo estabelecido, mesmo após três tentativas, o procedimento era interrompido e o desempenho registrado conforme a regra de escore previamente definida (Tabela 7). Tentativas nas quais o participante modificasse a posição inicial dos pés, tocasse o solo com um dos pés ou saísse da plataforma eram automaticamente invalidadas e repetidas imediatamente, mantendo-se as mesmas condições experimentais. O objetivo do procedimento experimental foi identificar, para cada participante, o escore correspondente ao nível máximo de instabilidade alcançado, conforme definido operacionalmente pelo protocolo do instrumento de medida.

Com o objetivo de minimizar fontes de erro de medida, todas as avaliações foram conduzidas sob padronização das condições de administração do instrumento, incluindo instruções verbais, posicionamento corporal, orientação visual, sequência de execução e ausência de feedback de desempenho entre sessões. Essa padronização visa reduzir variabilidade sistemática e aleatória associada ao processo de mensuração, conforme recomendado pelas diretrizes COSMIN para estudos de confiabilidade (Mokkink et al., 2023).

3.2.5 Variáveis de Estudo

As variáveis independentes do estudo foram: (i) a configuração do instrumento de medida, considerando duas progressões de instabilidade (7 níveis versus 9 níveis); e (ii) o momento da avaliação (Momento 1 - M1 e Momento 2 - M2), com intervalo de sete dias. A variável dependente foi o escore do nível máximo de instabilidade alcançado (ou, escore do nível máximo – ENM), utilizado como indicador do desempenho em equilíbrio dinâmico. Esse escore representa o maior nível de instabilidade no qual o participante conseguiu manter o equilíbrio dinâmico de forma bem-sucedida, conforme o critério operacional previamente estabelecido (≥ 10 segundos sem contato das bordas da plataforma com o solo). Operacionalmente, o escore é definido como o último nível em que o critério de sucesso é atingido. Caso o participante não atinja o critério em determinado nível, o escore atribuído corresponde ao nível imediatamente anterior. Do ponto de vista da mensuração, essa variável caracteriza-se como um desfecho ordinal, representando categorias ordenadas de

difficuldade crescente. Essa característica foi considerada na definição das estratégias analíticas, incluindo o uso de métricas de confiabilidade relativa e de concordância.

A variável dependente foi analisada separadamente para cada configuração do instrumento (7 e 9 níveis), com escore variando de 0 a 7 e de 0 a 9, respectivamente. Embora ordinal, o escore apresenta uma estrutura hierárquica baseada em incrementos mecânicos padronizados de instabilidade, refletindo progressivamente o construto avaliado (equilíbrio dinâmico). A opção por utilizar o escore ordinal, em vez do tempo contínuo, teve como objetivo padronizar a interpretação do desempenho/medidas obtidas, reduzir dependência tecnológica e ampliar a aplicabilidade clínica do instrumento, permitindo sua utilização em contextos com menor nível de instrumentação.

Durante a aplicação do instrumento de medida, o *software Dynamic Balance Test* (versão 1.5) registrou automaticamente o maior tempo contínuo em equilíbrio em cada nível. Essa medida foi utilizada exclusivamente como critério operacional para progressão no protocolo e não foi considerada como variável de desfecho.

3.2.6 Análise Estatística

Os dados foram analisados por meio de estatística descritiva e inferencial. As características da amostra foram descritas por medidas de tendência central e dispersão apropriadas à natureza das variáveis. O desfecho principal, escore do nível máximo de instabilidade alcançado, foi descrito por medidas paramétricas (média e desvio-padrão) e não paramétricas (mediana e amplitude interquartil), considerando sua natureza ordinal com estrutura hierárquica.

A distribuição dos escores foi avaliada por inspeção gráfica e pelo teste de Shapiro–Wilk. A confiabilidade teste–reteste foi avaliada em 35 participantes, cada um submetido a duas medições realizadas pelo mesmo avaliador, em dois momentos (M1 e M2), com intervalo de sete dias. A confiabilidade foi estimada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclassa com definição de concordância absoluta (ICCagreement), utilizando o modelo *two-way mixed-effects, single measures* (ICC(3,1), *absolute agreement*), calculado separadamente para as progressões de 7 e 9 níveis. Os valores de ICC foram apresentados com intervalos

de confiança de 95% (IC95%). Esse modelo quantifica a confiabilidade relativa da medida, refletindo a capacidade do instrumento em discriminar indivíduos dentro da amostra (Koo; Li, 2016).

Considerando a natureza ordinal do desfecho, foi realizada análise complementar de concordância categórica (Fleiss; Cohen, 1973; Sainani, 2017) por meio do coeficiente kappa ponderado quadrático, permitindo avaliar a concordância entre os momentos com penalização proporcional à magnitude das discordâncias.

A concordância absoluta entre M1 e M2 foi avaliada por meio da diferença entre os escores ($M2 - M1$), pela proporção de concordância exata, calculada como:

$$\text{concordância exata} = \frac{n^\circ \text{ de casos iguais}}{N} \times 100.$$

E pela distribuição das diferenças absolutas entre os momentos.

O erro de medida (*measurement error*) foi quantificado por meio do erro padrão da medida (*Standard Error of Measurement* – SEM) e da mudança mínima detectável (*Minimal Detectable Change* – MDC), Adotando-se a perspectiva de *agreement*, conforme recomendações do COSMIN (Mokkink et al., 2023). O SEM foi estimado a partir do desvio-padrão combinado (*SDpooled* - *standard deviation pooled*), que representa a variabilidade global das medidas entre as sessões, calculado pela fórmula:

$$SD_{pooled} = \sqrt{\frac{SD_1^2 + SD_2^2}{2}}.$$

O SEM foi calculado pela expressão:

$$SEM = SD_{pooled} \times \sqrt{1 - ICC}.$$

A mudança mínima detectável com 95% de confiança (MDC₉₅) foi estimada pela fórmula:

$$MDC_{95} = SEM \times 1,96 \sqrt{2}.$$

O SEM representa o erro absoluto associado à medida, enquanto o MDC₉₅ indica a menor mudança necessária para ser interpretada como real, acima do erro de mensuração. A presença de viés sistemático entre os momentos foi avaliada por meio do teste de Wilcoxon para amostras pareadas, apropriado para dados ordinais ou não normalmente distribuídos. Adicionalmente, foi realizada a análise de Bland–Altman para avaliação da concordância absoluta, utilizando a diferença entre os momentos ($M2 - M1$) em função da média das medições. Foram estimados o viés

médio e os limites de concordância de 95%(média $\pm$ 1,96 DP), permitindo avaliar a magnitude do erro e a presença de tendências sistemáticas ao longo da escala de desempenho (Bland; Altman, 1999; Martin Bland; Altman, 1986).

A utilização combinada de ICC (confiabilidade relativa) e métricas de erro absoluto (SEM, MDC e limites de concordância) segue as recomendações do COSMIN para avaliação integrada das propriedades de medida (Mokkink et al., 2020, 2023), permitindo interpretação tanto da capacidade discriminativa (Mokkink et al., 2023) quanto da precisão das medidas (Mokkink et al., 2010). Todas as análises estatísticas foram realizadas no software SPSS (versão 30.0), com exceção da análise de Bland–Altman, que foi conduzida no JASP (versão 0.95.4). Em todas as análises, adotou-se um nível de significância de 5%.

3.3 RESULTADOS

3.3.1 Características da Amostra e Número de Observações

A amostra foi composta por 35 jovens adultos. Foram realizadas duas medições por participante, em dois momentos fixos (Momento 1 [M1] e Momento 2 [M2], com intervalos de sete dias, totalizando 70 medições (35 participantes x 2 medições). As características da amostra estão apresentadas na tabela 8.

Tabela 8 - Características Gerais da Amostra (N=35)

Característica	Categoria	Número (n)	Percentual (%)
Sexo	Feminino	15	42,86%
	Masculino	20	57,14%
Idade (Média ± DP)	19,57 ± 2,17 anos	35	-
Peso (Média ± DP)	66,69 ± 11,71 kg	35	-
Estatura (Média ± DP)	1,73 ± 0,09 m	35	-
Uso de Medicamentos Contínuos	Sim	5	14,29%
	Não	30	85,71%
Pratica Exercícios Rotineiramente	Sim	30	85,71%
	Não	5	14,29%
Frequência de Exercícios (n=33)	Diariamente	11	31,43%
	3-5 vezes/semana	15	42,86%
	1-2 vezes/semana	4	11,43%
	Ocasionalmente	5	14,29%
Treino Específico para Equilíbrio	Sim	12	34,29%
	Não	23	65,71%

Fonte: o próprio autor.

O uso de medicamentos relatados pelos participantes incluiu os anticoncepcionais, antidepressivos, anti-asmáticos e medicamento para TDAH. As modalidades praticadas são diversificadas, com forte presença de esportes coletivos (vôlei, basquete, futsal, handebol), treinamento de força (musculação, calistenia) e atividades variadas (dança, artes marciais, corrida, ciclismo, escalada). 34,29% da amostra já realizou treinamentos ou testes específicos para equilíbrio e coordenação motora. Esses treinos foram descritos como exercícios proprioceptivos (discos de equilíbrio, bolas), treinamento esportivo específico (saltos, controle corporal) ou uso de plataformas dinâmicas de uma única instabilidade.

3.3.2 Desempenho no Instrumento de Medida de Equilíbrio Dinâmico

No instrumento de medida com 7 níveis de instabilidade, o escore do

nível máximo de instabilidade alcançado apresentou média de $4,40 \pm 1,01$ no M1 e de $4,63 \pm 1,03$ no M2, com mediana de 4 em ambos os momentos e amplitude de 3 a 7 níveis. A diferença média entre as medições foi de 0,23 nível. Para o instrumento de medida com 9 níveis, a média foi de $5,60 \pm 1,12$ no M1 e $6,31 \pm 1,57$ no M2, com mediana de 5 e 6, respectivamente, e amplitude de 4 a 9 níveis. A diferença média entre as medições foi de 0,71 nível. Os valores descritivos estão apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Estatísticas descritivas do escore do nível máximo de instabilidade alcançado nos dois momentos

Plataforma	Sessão	Média $\pm$ DP	Mediana (IQR)	Amplitude
7 níveis	Momento 1	$4,40 \pm 1,01$	4 (1)	3–7
	Momento 2	$4,63 \pm 1,03$	4 (1)	3–7
9 níveis	Momento 1	$5,60 \pm 1,12$	5 (1)	4–9
	Momento 2	$6,31 \pm 1,57$	6 (3)	4–9

Fonte: o próprio autor.

3.3.3 Confiabilidade, Erro de Medida e Concordância

A confiabilidade teste–reteste do escore foi estimada por meio do coeficiente de correlação intraclass (ICC[3,1], modelo de efeitos mistos, medida única, definição de concordância absoluta). A concordância ordinal foi avaliada por meio do *Kappa* ponderado quadrático, enquanto a concordância absoluta foi examinada pela proporção de concordância exata e pela magnitude das discrepâncias entre M1 e M2. O erro de medida foi quantificado por meio do erro padrão da medida (SEM) e da mudança mínima detectável (MDC95). Os resultados estão apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 – Confiabilidade teste-reteste, concordância entre sessões e erro de medida do nível máximo de desempenho alcançado

N	ICC(3,1) (IC95%)	Kappa ponderado quadrático (IC 95%)	Concordância exata (%)	Concordância ≤ 1 nível (%)	SEM (níveis)	MDC ₉₅ (níveis)
7N	0,856 (0,733–0,925)	0,834 (0,710–0,958)	65,71	100	0,39	1,07
9N	0,657 (0,419–0,811)	0,576 (0,349–0,802)	37,14	74,28	0,80	2,21

Notas: N = Níveis (7N – 7 níveis; 9N – 9 níveis). ICC(3,1): coeficiente de correlação intraclassa, modelo bidirecional de efeitos mistos, medida única, com definição de concordância absoluta. Kappa ponderado quadrático; intervalos de confiança de 95%. SEM: erro padrão da medida. MDC₉₅: mudança mínima detectável com 95% de confiança.

Fonte: o próprio autor.

Para o instrumento com 7 níveis o ICC foi de 0,856 (IC95%: 0,733–0,925), indicando elevada confiabilidade relativa. O Kappa ponderado foi 0,834 (IC95%: 0,710–0,958), indicando alta concordância ordinal entre as medições. A concordância exata foi 65,71% e 100% das diferenças entre medições foram ≤ 1 nível, sem discrepâncias ≥ 2 níveis. O SEM foi de 0,39 níveis e o MDC95 de 1,07 níveis.

Para o instrumento com 9 níveis, o ICC foi 0,657 (IC95%: 0,419–0,811), indicando confiabilidade relativa moderada, com menor precisão da estimativa. O Kappa ponderado foi de 0,576 (IC95%: 0,349–0,802), indicando concordância ordinal moderada. A concordância exata foi de 37,14%, aumentando para 74,28% quando consideradas diferenças ≤ 1 nível. Diferenças ≥ 2 níveis foram observadas apenas nesta configuração. O SEM foi de 0,80 níveis e o MDC95 de 2,21 níveis. A distribuição das discrepâncias observadas entre as medições está apresentada na tabela 11.

Tabela 11 - Distribuição das discrepâncias entre medições para o escore do nível máximo de instabilidade alcançado

Diferença absoluta entre sessões	7 níveis n (%)	9 níveis n (%)
0 (concordância exata)	23 (65,71)	13 (37,14)
1 nível	12 (34,29)	13 (37,14)
2 níveis	0 (0,00)	8 (22,86)
≥ 3 níveis	0 (0,00)	1 (2,86)

Fonte: o próprio autor.

3.3.4 Análise de Bland-Altman (*Agreement*)

A análise de Bland–Altman foi utilizada para avaliar o *agreement* (concordância absoluta) entre M1 e M2.

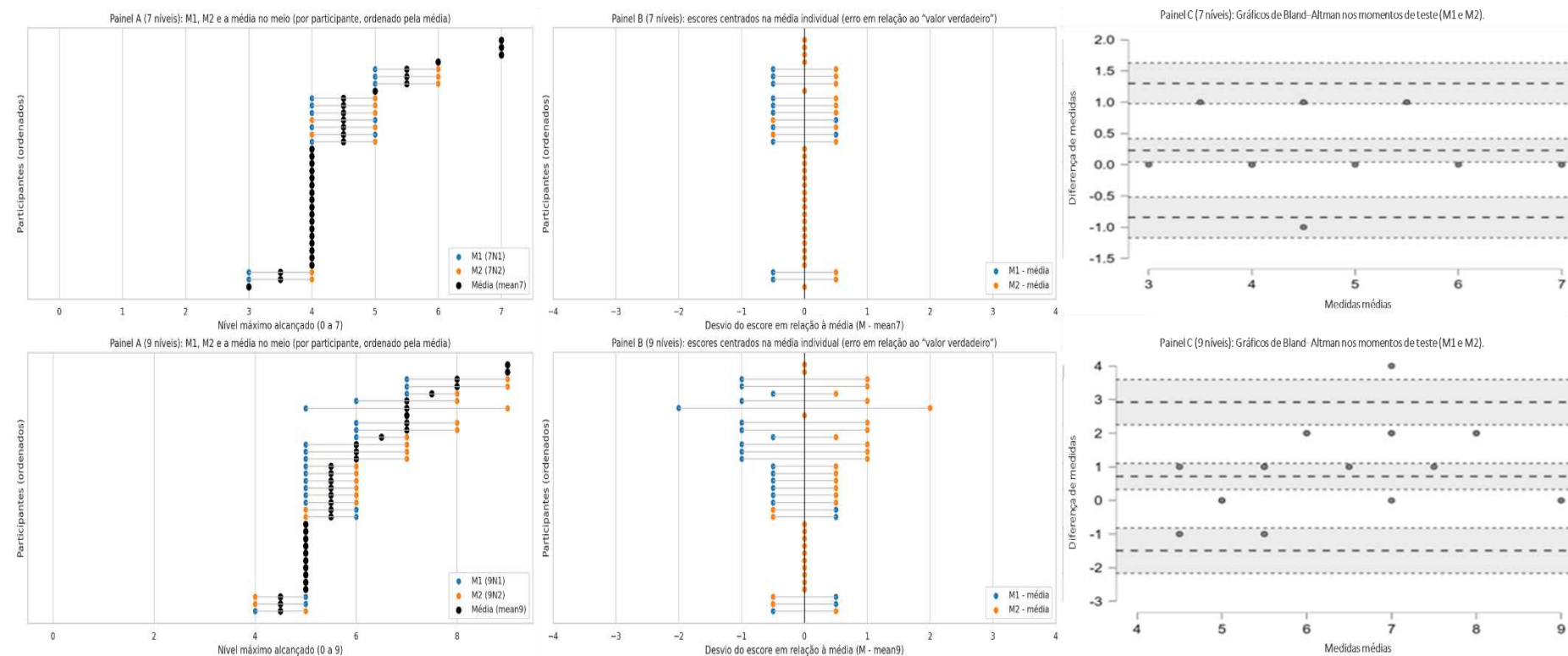
Para a configuração de 7 níveis, a diferença média (viés) foi de 0,23 níveis (IC95%: 0,04 a 0,42), com limites de concordância de 95% variando de –0,84 a 1,30 níveis. Para a configuração de 9 níveis, o viés foi 0,71 níveis (IC95%: 0,33 a 1,10), com limites de concordância de 95% variando de –1,49 a 2,92 níveis. A inspeção visual dos gráficos não evidenciou padrão claro de heterocedasticidade em nenhuma das configurações, embora a dispersão das diferenças tenha sido maior na condição de 9 níveis. Os resultados estão apresentados na Tabela 12 e Figura 14.

Tabela 12 - Análise de Bland–Altman para confiabilidade teste–reteste do nível máximo de desempenho alcançado

Configuração	Viés (Diferença média)	IC95% do viés	Limite inferior (–1,96 DP)	Limite superior (+1,96 DP)
7 níveis	0,23	0,04 – 0,42	–0,84	1,30
9 níveis	0,71	0,33 – 1,10	–1,49	2,92

Fonte: o próprio autor.

Figura 14 – Representação gráfica da confiabilidade teste–reteste do nível máximo de desempenho alcançado



Legenda: O painel A apresenta, para cada participante, os valores obtidos nos momentos M1 e M2, bem como a média individual, representando o valor de referência intraindivíduo. O painel B mostra os escores centrados na média individual ($M1 - \text{média}$ e $M2 - \text{média}$), permitindo a visualização da variabilidade intraindivíduo (erro de medida) em unidades da própria escala. O painel C (7 níveis e 9 níveis) apresentam os gráficos de Bland–Altman para as configurações de 7 e 9 níveis de instabilidade, respectivamente. As linhas centrais indicam o viés (diferença média entre M2 e M1) e as linhas tracejadas representam os limites de concordância de 95%. O eixo horizontal corresponde à média entre as duas medições e o eixo vertical à diferença entre os momentos. .

Fonte: o próprio autor.

3.3.5 Viés Sistemático entre Medições

A presença de viés sistemático foi avaliada por meio do teste de Wilcoxon para amostras pareadas, com estimativa do tamanho de efeito pela correlação bisserial de postos (*rank-biserial correlation* – r_{rb}).

Para a configuração de 7 níveis, observou-se diferença entre M1 e M2 ($Z = -2,309$; $p = 0,021$), com predominância de diferenças positivas (10 vs. 2) e elevada frequência de empates ($n = 23$). O tamanho de efeito foi moderado a elevado ($r_{rb} = 0,667$).

Para a configuração de 9 níveis, a diferença foi mais pronunciada ($Z = -3,297$; $p = 0,001$), com predominância de diferenças positivas (18 vs. 4) e menor número de empates ($n = 13$). O tamanho de efeito foi elevado ($r_{rb} = 0,779$).

3.4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a confiabilidade teste-reteste (*test-retest reliability*) e o erro de medida do escore no nível máximo de instabilidade alcançado, utilizado como indicador do desempenho em equilíbrio dinâmico, obtido por meio da plataforma (*UP-Balance*), nas configurações com 7 e 9 níveis de instabilidade, com base na análise da confiabilidade relativa, da concordância absoluta e da presença de viés sistemático entre dois momentos de avaliação separados por sete dias. De forma consistente com as hipóteses estabelecidas, a configuração com 7 níveis apresentou propriedades de medidas superiores, evidenciadas por maior confiabilidade teste-reteste, maior concordância absoluta e menor erro de medida, enquanto a configuração com 9 níveis demonstrou maior variabilidade intersessões e menor estabilidade absoluta dos escores. Assim, a hipótese 1 foi confirmada para ambas as configurações, ainda que com desempenho inferior na configuração de 9 níveis, enquanto a hipótese 2 foi integralmente confirmada, indicando superioridade da progressão com 7 níveis, indicando superioridade da progressão com 7 níveis em termos de propriedades de medida.

Em conjunto os resultados atendem às recomendações metodológicas para avaliação de propriedades de medida na área da saúde, que

preconizam a análise integrada de confiabilidade relativa, erro de medida e concordância absoluta para interpretação adequada da estabilidade de instrumentos (Kottner et al., 2011; Mokkink et al., 2023). Além disso, os resultados são consistentes com evidências de que tarefas de equilíbrio dinâmico apresentam melhor desempenho psicométrico quando a progressão de dificuldade é estruturada de forma funcional, evitando fragmentação excessiva da escala (Ringhof; Stein, 2018; Sarabon; Mlaker; Markovic, 2010).

A configuração com 7 níveis apresentou confiabilidade teste-reteste elevada ($ICC = 0,856$), valor que ultrapassa o limiar de 0,80 para alta consistência e supera o critério de suficiência de 0,70 estabelecido para instrumentos de medida na área da saúde (Krabbe, 2017; Mokkink et al., 2020), com intervalo de confiança relativamente estreito, indicando alta estabilidade relativa dos escores entre as medições. Esse resultado posiciona o escore do nível de instabilidade alcançado em patamar comparável ao de instrumentos utilizados na avaliação do equilíbrio dinâmico. Por exemplo, no teste de Limites de Estabilidade (LOS) realizado no sistema NeuroCom® VSR Sport, variáveis compostas apresentaram ICCs variando entre 0,88 e 0,96 em adultos jovens (Lininger et al., 2018). De maneira análoga, o *Y-Balance Test* demonstrou coeficientes de confiabilidade intra-avaliador variando de 0,85 a 0,91 em atletas de futebol, reforçando a consistência de testes que desafiam o controle postural por meio de alcances ou progressões motoras (Plisky et al., 2009). Resultados semelhantes também foram observados em plataformas instáveis instrumentadas, como a *Clever Balance Board*, cujas medidas globais de desempenho apresentaram confiabilidade elevada em jovens adultos (ICC variando entre 0,77 e 0,90) (Sarabon; Mlaker; Markovic, 2010).

Em contraste, a configuração com 9 níveis apresentou confiabilidade teste-reteste moderada ($ICC = 0,657$), considerado insuficiente por situar-se abaixo do padrão de 0,70 necessário para assegurar a confiabilidade desejável na prática clínica e em pesquisas (Krabbe, 2017; Mokkink et al., 2020), acompanhada de intervalo de confiança amplo, indicando menor precisão da estimativa e maior variabilidade intersessões. De acordo com as recomendações do COSMIN, a interpretação da confiabilidade deve sempre considerar os intervalos de confiança, uma vez que refletem a incerteza associada à estimativa (Mokkink et al., 2023). Intervalos de confiança amplos têm sido igualmente reportados em testes dinâmicos

de equilíbrio, como no escore composto de controle direcional do teste de Limites de Estabilidade (LOS) realizado no sistema NeuroCom®, com ICC = 0,69 (IC95%: 0,40–0,86) (Pickerill; Harter, 2011) e ICC = 0,73 (IC95%: 0,18–0,91) (Alsalaheen et al., 2015). Rizzato e colaboradores (2023), em teste do equilíbrio dinâmico em pé sobre uma prancha instável (sem especificação de medida da base), em sua análise de confiabilidade inter-sessões (entre dias distintos), apresentaram intervalos de confiança de 95% extremamente amplos para a configuração de oscilação médio-lateral, dos parâmetros cinemáticos *Fine Balance* (ICC 0,66; IC 95%: -0,12 a 0,89) e *Gross Balance* (ICC 0,74; IC 95%: -0,20 a 0,92), sugerindo maior variabilidade nos dados. Em contraste, intervalos de confiança mais estreitos, como os observados na configuração de 7 níveis, indicam maior precisão da medida e melhor estabilidade temporal, conforme discutido por Lininger et al. (2018) e recomendado em estudos de confiabilidade e erro de medida (Kottner et al., 2011).

A distinção entre confiabilidade relativa (*reliability*) e concordância absoluta (*agreement*) é fundamental para a interpretação dos resultados. Enquanto o ICC expressa a capacidade do instrumento em discriminar indivíduos com base na variabilidade relativa, a concordância absoluta reflete o grau de proximidade entre medições repetidas em unidades da própria escala (Kottner et al., 2011; Weir, 2005). Nesse contexto, a configuração de 7 níveis apresentou maior concordância absoluta, com elevada proporção de concordância exata e ausência de discrepâncias superiores a um nível, indicando baixo erro absoluto de medida. Por outro lado, a configuração com 9 níveis apresentou menor concordância exata e maior frequência de discrepâncias entre sessões, refletindo aumento do erro absoluto e menor estabilidade dos escores. Conforme destacado por Kottner et al. (2011), escalas com maior número de categorias tendem a reduzir a probabilidade de concordância exata, mesmo quando a confiabilidade relativa permanece adequada, o que deve ser considerado na interpretação de medidas categóricas ordenadas.

A análise do erro de medida reforça essa interpretação. De acordo com o COSMIN, o erro de medida deve ser interpretado como o componente absoluto da variabilidade não atribuível a mudanças reais no construto (Mokkink et al., 2010, 2023). Na configuração com 7 níveis, os valores de SEM e MDC95 indicam alta precisão da medida, permitindo detectar mudanças relativamente pequenas no desempenho com confiança adequada (Mokkink et al., 2023). Em contraste, a

configuração com 9 níveis apresentou aumento substancial do SEM e do MDC95, refletindo maior incerteza na interpretação de mudanças individuais ao longo do tempo.

O aumento do número de níveis de instabilidade representa um fator metodológico central para a interpretação dos resultados. Embora escalass mais detalhadas possam teoricamente aumentar a sensibilidade do instrumento, elas também tendem a amplificar a variabilidade intraindivíduo e o erro de medida, especialmente em tarefas com elevada demanda de controle sensório-motor (Lininger et al., 2018; Naylor; Romani, 2006; Panjan; Sarabon, 2010; Ringhof; Stein, 2018; Schmidt et al., 2018). Dessa forma, a menor concordância observada na configuração com 9 níveis parece refletir uma propriedade intrínseca da escala, e não necessariamente uma limitação do instrumento.

A literatura reforça que o equilíbrio dinâmico não constitui uma habilidade geral, mas sim um conjunto de capacidades sensório-motoras altamente específicas à tarefa e às restrições impostas pelo ambiente (Ringhof; Stein, 2018). No contexto do teste *UP-balance*, o desempenho depende de restrições intrínsecas e extrínsecas, como o raio de curvatura da base de suporte, que determina diretamente a dificuldade mecânica da tarefa (Rizzato et al., 2023). Para a aplicação clínica, medidas de erro absoluto, como o Erro Padrão da Medida (SEM) e a Mudança Mínima Detectável (MDC), são frequentemente mais informativas do que o ICC isolado (Šarabon; Mlaker; Markovic, 2010). Na configuração de 7 níveis, o SEM foi de 0,39 nível e o MDC95 de 1,07 nível, indicando que uma mudança de dois níveis pode ser interpretada, com 95% de confiança, como uma mudança real no desempenho. Em contraste, na configuração de 9 níveis, o SEM aumentou para 0,80 e o MDC95 para 2,21 níveis, praticamente dobrando a incerteza clínica. Esse aumento do erro mínimo detectável limita a capacidade da configuração com 9 níveis em identificar mudanças clinicamente relevantes de curto prazo. Essa disparidade sugere que a progressão com 7 níveis oferece maior precisão para detectar mudanças expressivas no controle postural dinâmico em adultos jovens.

A análise de Bland–Altman corroborou esses resultados ao demonstrar maior dispersão das diferenças individuais na configuração com 9 níveis, sem evidência de viés proporcional. Esse padrão indica que o erro de medida é relativamente constante ao longo da faixa de desempenho, sendo caracterizado como

erro aleatório, conforme descrito na abordagem clássica de Bland e Altman (1986). Esse padrão é frequentemente descrito em testes de equilíbrio dinâmico que envolvem ajustes rápidos e exploração de estratégias posturais em contextos instáveis (Lininger et al., 2018; Šarabon; Mlaker; Markovic, 2010).

Ambas as configurações apresentaram viés sistemático positivo no reteste, caracterizando um efeito de aprendizagem. Esse resultado foi consistente entre diferentes abordagens analíticas (teste de Wilcoxon e análise de Bland–Altman). De acordo com as recomendações do COSMIN, a presença de viés sistemático indica que parte da variação entre medidas não é aleatória, mas direcional, comprometendo a interpretação da estabilidade da medida ao longo do tempo (Mokkink et al., 2023). Esse efeito foi mais pronunciado na configuração de 9 níveis, evidenciado por maior magnitude do viés e limites de concordância mais amplos, refletindo aumento da variabilidade interindividual entre as sessões. Esse padrão é consistente com evidências de que melhorias entre avaliações sucessivas em tarefas de equilíbrio dinâmico estão associadas a processos de adaptação neural e aprendizagem motora (Lininger et al., 2018; Naylor; Romani, 2006; Šarabon; Mlaker; Markovic, 2010). Em conjunto, esses achados indicam que o efeito de aprendizagem atua de forma mais pronunciada em escalas com maior estratificação, amplificando a variabilidade intersessões e reforçando a necessidade de protocolos de familiarização específicos para cada configuração.

A utilização de um escore baseado no nível máximo de instabilidade alcançado, em substituição de variáveis cinéticas ou cinemáticas complexas, favorece a aplicabilidade do instrumento de medidas em contextos clínicos e não laboratoriais, mantendo a objetividade da mensuração por meio de um critério funcional padronizado (Rizzato et al., 2023c). Contudo, a generalização destes resultados deve ser feita com cautela para outras populações, uma vez que a amostra foi composta por adultos jovens saudáveis. Em populações clínicas ou em idosos, níveis mais elevados de instabilidade podem representar demandas excessivas, potencialmente influenciando tanto o desempenho quanto as propriedades de medida do instrumento (Leme et al., 2022; Rizzato et al., 2023). Além disso, a presença de viés sistemático entre as sessões reforça a importância da padronização de protocolos de familiarização. Estudos que utilizam sistemas instrumentados de avaliação do equilíbrio recomendam a inclusão de tentativas de prática ou períodos de adaptação

antes da coleta definitiva, com o objetivo de minimizar efeitos de aprendizagem e reduzir o viés no reteste (Lininger et al., 2018; Šarabon; Mlaker; Markovic, 2010).

Algumas limitações devem ser consideradas. A amostra foi composta por adultos jovens saudáveis, o que pode limitar a generalização dos resultados para populações clínicas, crianças e idosos. Estudos futuros devem investigar a estabilidade dessas propriedades de medida em diferentes populações e contextos clínicos.

Em síntese, os resultados demonstram que o escore do nível máximo de instabilidade alcançado constitui uma medida confiável do desempenho em equilíbrio dinâmico, especialmente quando estruturado em uma progressão de 7 níveis. A escolha do número de níveis de instabilidade influencia diretamente as propriedades psicométricas do teste de equilíbrio dinâmico, afetando a confiabilidade, o erro de medida e a interpretabilidade clínica dos resultados. Esses resultados contribuem para a padronização de protocolos de avaliação do equilíbrio dinâmico e fornecem subsídios para a escolha de configurações mais adequadas em contextos clínicos, esportivos e de pesquisa.

3.5 CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que o escore do nível máximo de instabilidade alcançado, obtido por meio da plataforma de equilíbrio (*UP-balance*), apresenta adequada confiabilidade teste-reteste e erro de medida, com propriedades de medida dependentes da configuração da progressão da instabilidade. A configuração com 7 níveis apresentou melhor desempenho em termos de confiabilidade relativa, concordância absoluta e precisão da medida, configurando-se como a opção mais adequada para avaliação e monitoramento longitudinal do equilíbrio dinâmico em adultos jovens. Por outro lado, a configuração com 9 níveis, embora preserve a capacidade de discriminação entre indivíduos, apresentou maior erro de medida e maior suscetibilidade a viés sistemático, o que deve ser considerado na interpretação de mudanças em avaliações repetidas. Em conjunto, esses resultados indicam que a definição do número de níveis de instabilidade constitui um componente crítico na padronização de protocolos de avaliação do equilíbrio dinâmico, impactando diretamente a confiabilidade, a interpretabilidade e a

aplicabilidade clínica das medidas, sendo a configuração com 7 níveis a opção mais adequada para a elaboração de protocolos de teste em plataforma instável.

4. ESTUDO 3: VALIDADE DE CONSTRUTO PARA GRUPOS CONHECIDOS E INTERPRETABILIDADE BASEADA EM DADOS NORMATIVOS AO LONGO DO CICLO DA VIDA

RESUMO

Instrumentos de medida do equilíbrio dinâmico em plataforma instável são amplamente utilizados, porém ainda são escassos aqueles que apresentam evidências robustas de validade de construto para grupos conhecidos e interpretabilidade baseada em dados normativos ao longo do ciclo da vida. O estudo objetivou avaliar a validade de construto do protocolo de teste de equilíbrio por meio de teste de hipóteses (comparação entre grupos conhecidos) e investigar a interpretabilidade dos escores baseada em dados normativos para classificação funcional do desempenho ao longo do ciclo vital. Participaram 748 indivíduos, com idades entre 4 e 87 anos, da população geral ou engajados em atividades com elevada demanda de equilíbrio, que realizaram o teste de equilíbrio dinâmico, no qual o escore do nível máximo de instabilidade alcançado foi adotado como seu desempenho. A validade de construto foi investigada por meio da comparação entre grupos etários e entre indivíduos com diferentes níveis de experiência motora. A interpretabilidade foi analisada por meio da construção de curvas percentílicas normativas e da definição de zonas classificatórias de desempenho. Os resultados demonstraram que o escore do nível máximo de instabilidade alcançado apresentou trajetória não linear ao longo do ciclo da vida, com aumento progressivo na infância com mediana (Mdn) = 0 e pré-adolescência (Mdn = 1), platô funcional na adolescência e vida adulta jovem (Mdn = 4) e declínio em meia-idade e idosos (Mdn = 3 e 1, respectivamente). As diferenças entre faixas etárias foram significativas (Kruskal–Wallis $H(6)=364,78$; $p<0,001$; $\eta^2H=0,52$), indicando elevado poder discriminativo do escore entre grupos etários. A regressão ordinal confirmou associação não linear do escore do nível máximo de instabilidade alcançado com a idade, caracterizada por padrão curvilíneo em formato de “U invertido” ($\beta_{\text{linear}}=0,144$; $\beta_{\text{quadrático}}=-0,004$; $p<0,001$), sugerindo variação sistemática do desempenho em equilíbrio dinâmico ao longo do ciclo vital. Adicionalmente, indivíduos com experiência em modalidades com elevada demanda de controle postural apresentaram escores superiores aos da população geral (Mdn = 6; IIQ = 5–7 vs. 1; 0–4), com diferença significativa entre os grupos ($U=445$; $Z=-9,73$; $p<0,001$; $r=-0,68$), evidenciando adequada validade de construto por comparação entre grupos conhecidos. Com base na distribuição do escore do nível máximo de instabilidade alcançado na população geral, foram elaboradas curvas normativas percentílica e zonas classificatórias específicas por faixa etária, permitindo a interpretação do desempenho em equilíbrio dinâmico em relação a uma população.

Palavras-chave: validade de construto; dados normativos; equilíbrio dinâmico; instrumento de medida; controle postural.

4.1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio dinâmico é um componente essencial para o desempenho eficiente de atividades de vida diárias, esportivas e funcionais, as quais demandam controle postural adequado em situações de movimento corporal e/ou instabilidade da base de suporte. Essa capacidade refere-se à habilidade de manter a estabilidade postural durante tarefas dinâmicas, seja em superfícies móveis, seja durante deslocamentos corporais, envolvendo a integração contínua dos sistemas sensorial, motor e cognitivo (Horak; Macpherson, 1996; Winter; Patla; Frank, 1990). No contexto da mensuração em saúde, o equilíbrio dinâmico é compreendido como um construto multidimensional, cuja avaliação depende da operacionalização por meio de variáveis observáveis que representem o desempenho funcional em tarefas padronizadas. Apesar de sua relevância, a avaliação do equilíbrio dinâmico ainda é limitada, em grande parte, pela necessidade de equipamentos sofisticados e pelo baixo nível de padronização dos protocolos disponíveis, o que dificulta comparações entre estudos e populações (Panjan; Sarabon, 2010).

Um desempenho eficiente do equilíbrio está associado à prevenção de quedas (Ulfiana; Dewi; Yusuf, 2019), à redução do risco de lesões musculoesqueléticas (Gribble; Hertel; Plisky, 2012; Hrysomallis, 2011b), à melhora do desempenho esportivo (Asseman; Caron; Crémieux, 2008; Perrin et al., 2002) e pode atuar como fator protetor contra lesões desportivas (Silva et al., 2018). Em contrapartida, déficits no controle postural estão relacionados ao aumento da predisposição a quedas (Alves; Scheicher, 2011) e lesões (Bonfim et al., 2009), especialmente em populações idosas e em indivíduos acometidos por doenças neurológicas, como a doença de Parkinson, bem como por distúrbios musculoesqueléticos (Carlos et al., 2024; Schoneburg et al., 2013; Tinetti, 2003; Voermans et al., 2007). Dessa forma, a análise do equilíbrio dinâmico em populações com diferentes características etárias, funcionais e clínicas é fundamental para a compreensão das particularidades do controle postural humano ao longo do ciclo da vida.

Indivíduos fisicamente ativos e atletas apresentam, de modo geral, maior habilidade em manter o equilíbrio sob condições de elevada instabilidade (Asseman; Caron; Crémieux, 2008; Perrin et al., 2002), sendo observada diferenças

no desempenho entre atletas e não atletas, bem como, entre distintas modalidades esportivas e níveis de habilidade (Davlin, 2004; Hrysomallis, 2011b). Por outro lado, doenças e condições associadas à fragilidade funcional estão relacionadas a comprometimentos do equilíbrio em situações dinâmicas (Haddad et al., 2013a; Massion, 1994), como observado em idosos (Wu et al., 2021b). Além disso, diferenças relacionadas à idade influenciam diretamente o desempenho do equilíbrio, especialmente em crianças e adolescentes, em razão do desenvolvimento incompleto dos sistemas sensoriais e motores envolvidos no controle postural (Ferber-Viart et al., 2007a). Essas evidências sustentam a existência de diferenças sistemáticas entre grupos com níveis conhecidos do construto, condição fundamental para a investigação da validade de construto por comparação entre grupos conhecidos. Apesar da existência de diversos instrumentos e testes para avaliação do equilíbrio, ainda não há protocolos amplamente padronizados capazes de gerar uma escala objetiva e comparável de desempenho entre diferentes grupos populacionais (Visser et al., 2008).

A classificação no desempenho do equilíbrio é fundamental para a predição de quedas, para o auxílio diagnóstico de condições patológicas e para análise do prognóstico funcional em avaliações realizadas em um único ponto no tempo (Anguera et al., 2016; Nguyen et al., 2005; Raiva; Wannasetta; Gulsatitporn, 2005; Sinaki et al., 2005; Song et al., 2002). Embora existam abordagens baseadas em agrupamentos de padrões de oscilação postural (Ahmadi et al., 2019) ou em escalas de estabilidade (Mazumder et al., 2017; Roy et al., 2017), persistem importantes desafios metodológicos relacionados à comparação de resultados individuais, em razão da heterogeneidade das variáveis analisadas e dos métodos empregados para avaliação do controle postural (Duarte; Freitas, 2010). Ainda há dificuldade em estabelecer referências de desempenho funcional que reflitam a capacidade real do indivíduo em relação ao seu limite funcional, permitindo comparações consistentes entre populações saudáveis e clínicas (Słomka et al., 2020). Adicionalmente, a ausência de dados normativos robustos limita a interpretabilidade clínica dos escores, dificultando a comparação do desempenho individual em relação a uma população de referência.

A avaliação do equilíbrio dinâmico por meio do escore do nível máximo de instabilidade alcançado em uma tarefa progressiva insere-se na tradição

dos instrumentos baseados em desempenho. Instrumentos amplamente utilizados, como o *Timed Up and Go* (Faria; Teixeira-Salmela; Nadeau, 2013; Podsiadlo; Richardson, 1991), o *Five Times Sit-to-Stand* (Bohannon, 2006) e a *Short Physical Performance Battery* (Guralnik et al., 1994), avaliam a capacidade funcional do indivíduo em tarefas padronizadas, produzindo escores contínuos que permitem discriminação transversal entre grupos etários, níveis de condicionamento físico e condições clínicas. Esses instrumentos fornecem dados normativos estratificados por idade (Bohannon, 2006; Rikli; Jones, 1999), sendo utilizados para classificação funcional em contextos clínicos e epidemiológicos. De modo semelhante, testes de equilíbrio como a *Berg Balance Scale* (Berg, 1992) e o *Y-Balance Test* (Plisky et al., 2006) têm como foco principal a identificação de déficits funcionais e a comparação entre grupos com diferentes níveis de capacidade. No entanto, esses instrumentos não incorporam, de forma sistemática, uma progressão incremental da dificuldade até o limite funcional do indivíduo, o que pode restringir sua sensibilidade para discriminar níveis elevados de desempenho.

Outro aspecto relevante diz respeito à complexidade da análise e ao elevado custo dos instrumentos tradicionalmente considerados padrão-ouro para a avaliação do equilíbrio, como as plataformas de força e de pressão. A literatura aponta que, além do custo elevado, a análise de dados destes equipamentos é complexa e carece de padronização, o que limita sua aplicação e a comparação de resultados entre estudos e contextos clínicos (Ruhe; Fejer; Walker, 2010; Scoppa et al., 2013). Ademais, sua natureza estática e laboratorial pode não refletir adequadamente o desempenho do equilíbrio em condições dinâmicas e do mundo real (Guidotti, 2022; Howcroft; Kofman; Lemaire, 2013; Moe-Nilssen, 1998). Em contrapartida, plataformas instáveis têm emergido como alternativas viáveis, de baixo custo e de fácil aplicação para a avaliação do equilíbrio dinâmico (Leme et al., 2022a).

A plataforma instável (*UP-balance*), configura-se como uma dessas alternativas econômicas e de operação simples para avaliar o equilíbrio dinâmico em diferentes direções de instabilidade. Este instrumento, demonstrado como válido e confiável (Leme et al., 2022a), fornece métricas de fácil interpretação clínica, como o escore do nível máximo de instabilidade alcançado, além de variáveis complementares (Candido; Faquin; Okazaki, 2012; Castalani et al., 2014; Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022a; Leme; Candido; Okazaki, 2018). Sua utilidade é atestada

por uma variedade de estudos, que a empregaram para investigar desde o efeito da oclusão visual e do toque leve (Leme; Candido; Okazaki, 2018) até a comparação do desempenho entre populações com características distintas, como indivíduos com síndrome de Down, cegos, idosos, adultos jovens e praticantes de diferentes modalidades de dança (Castelani et al., 2014; Guidotti et al., 2025; Oliveira et al., 2013). Além da avaliação, plataformas instáveis têm sido amplamente utilizadas em contextos de reabilitação, prevenção de lesões e verificação da eficácia de programas de intervenção (Emery et al., 2005; Marcori et al., 2020; Sforza et al., 2003). Entretanto, ainda não está estabelecido se a utilização de um protocolo progressivo e padronizado é capaz de produzir um escore com adequada validade de construto para discriminar grupos com níveis conhecidos de desempenho em equilíbrio dinâmico, nem se permite a construção de referências normativas clinicamente interpretáveis.

Fundamental para a interpretação dos resultados de um instrumento de medida é a distinção entre suas propriedades de medida. A confiabilidade, validade de construto e interpretabilidade são conceitos distintos e complementares (De Vet et al., 2011; Portney, 2020). Segundo as recomendações do COSMIN, a validade de construto por comparação entre grupos conhecidos deve ser baseada em hipóteses a priori sobre diferenças esperadas entre grupos, enquanto a interpretabilidade refere-se à capacidade de atribuir significado clínico aos escores por meio de dados normativos e distribuição dos resultados (Mokkink et al., 2010, 2020). Nesse contexto, a ausência de evidências dessas propriedades limita a aplicabilidade clínica e científica de instrumentos de avaliação do equilíbrio dinâmico.

Diante desse cenário, o presente estudo teve como objetivo avaliar a validade de construto do protocolo de teste de equilíbrio por meio de teste de hipóteses (comparação entre grupos conhecidos) e investigar a interpretabilidade dos escores baseada em dados normativos para classificação funcional do desempenho ao longo do ciclo vital. Especificamente, buscou-se: (a) descrever o comportamento do escore em função da idade; (b) testar diferenças entre faixas etárias; (c) comparar grupos com e sem treinamento específico; e (d) estabelecer referências normativas e faixas classificatórias. Foram formuladas as seguintes hipóteses a priori: (H₁) o escore do nível máximo de instabilidade alcançado difere entre faixas etárias; (H₂) indivíduos com treinamento específico apresentam escores superiores; e (H₃) a distribuição dos escores permite a construção de referências normativas para classificação funcional

do desempenho em equilíbrio dinâmico.

4.2 MÉTODO

4.2.1 Delineamento e Propriedades de Medidas Avaliadas

O presente estudo apresenta delineamento observacional transversal, conduzido com o objetivo de investigar a validade de construto por meio da comparação entre grupos conhecidos (*known-groups validity*) e a interpretabilidade baseada em dados normativos de um instrumento de medida do equilíbrio dinâmico realizado em plataforma instável. Em consonância com as recomendações do COSMIN (Mokkink et al., 2010), a validade de construto foi operacionalizada por meio da formulação e teste de hipóteses a priori, baseadas em diferenças esperadas entre grupos definidos por idade e perfil funcional. A abordagem transversal permitiu a comparação do desempenho entre grupos independentes ao longo do ciclo da vida, bem como entre indivíduos da população geral e participantes com treinamento sistemático em modalidades com elevada demanda de controle postural, possibilitando avaliar a capacidade do instrumento em discriminar níveis distintos do construto de interesse. Adicionalmente, a interpretabilidade foi investigada por meio da análise da distribuição dos escores, construção de referências normativas estratificadas por idade, identificação de efeitos de piso e teto e definição de zonas classificatórias de desempenho.

4.2.2 Participantes

Participaram do estudo 748 indivíduos de ambos os sexos, com idades entre 4 e 87 anos, recrutados na comunidade e em contextos esportivos e artísticos. Todos foram considerados saudáveis no momento da avaliação, com base em autorrelato, não apresentando histórico de doenças neurológicas, vestibulares ou musculoesqueléticas incapacitantes que pudessem comprometer o escore do instrumento de medida do equilíbrio dinâmico (Apêndice F).

Para a caracterização geral da amostra, os participantes foram

descritos segundo a idade cronológica (Tabela 13).

Tabela 13 - Distribuição dos participantes por idade cronológica

idade	n	idade	n	idade	n	idade	n	idade	n
4	41	20	16	36	5	52	2	68	3
5	52	21	13	37	5	53	0	69	3
6	57	22	13	38	1	54	0	70	6
7	37	23	11	39	6	55	1	71	5
8	35	24	7	40	7	56	0	72	4
9	40	25	4	41	5	57	0	73	3
10	45	26	4	42	6	58	0	74	5
11	18	27	3	43	4	59	1	75	3
12	14	28	8	44	6	60	5	76	2
13	6	29	5	45	1	61	9	77	2
14	11	30	6	46	4	62	3	78	2
15	14	31	6	47	2	63	4	79	4
16	17	32	7	48	7	64	3	80	0
17	38	33	5	49	0	65	5	81	2
18	29	34	1	50	0	66	5	82-84	2
19	36	35	3	51	0	67	2	85-87	1

Fonte: o próprio autor.

Para as análises de validade de construto (grupos conhecidos) relacionadas à variação etária e para a construção de dados normativos, foram considerados exclusivamente os participantes da população geral, com exclusão do grupo de atletas, conforme recomendado para evitar viés de superestimação dos valores de referência (COSMIN). Os participantes foram organizados em sete faixas etárias funcionais: infância inicial (4–7 anos), infância intermediária (8–10 anos), pré-adolescência (11–13 anos), adolescência (14–17 anos), adulto jovem (18–40 anos), meia-idade (41–60 anos) e idosos (≥ 61 anos). A definição dessas faixas foi baseada em referenciais de desenvolvimento motor e funcional (Gallahue; Ozmun; Goodway, 2013), assegurando coerência teórica para a formulação das hipóteses de validade de construto (tabela 14).

Tabela 14 – Distribuição dos participantes por faixas etárias funcionais (modelo analítico)

Faixa etária funcional	Idade (anos)	N
Infância inicial	4–7	187
Infância intermediária	8–10	120
Pré-adolescência	11–13	38
Adolescência	14–17	78
Adulto jovem	18–40	155
Meia-idade	41–60	43
Idosos	≥ 61	78
Total		699

Fonte: o próprio autor.

Adicionalmente, foram incluídos quatro grupos de adultos com treinamento sistemático (≥ 5 anos) em modalidades com elevada demanda de controle postural: artistas circenses (CIRCO), jogadores de basquetebol (BKT), corredores (CORR) e atletas de alta demanda de equilíbrio (ADE). A inclusão desses grupos atende diretamente ao modelo de validade de construto por grupos conhecidos, permitindo testar a hipótese de que indivíduos com maior exposição a demandas de equilíbrio apresentam escores superiores no instrumento. Os grupos foram organizados conforme a natureza das demandas motoras predominantes em cada modalidade. Ressalta-se que essa categorização foi fundamentada na análise das demandas funcionais inerentes a cada modalidade, particularmente quanto à instabilidade, imprevisibilidade ambiental e exigência de ajustes sensório-motores rápidos, conforme descrito na literatura sobre controle postural em atletas, ainda que não existam estudos específicos para todas as modalidades incluídas.

O G1 (circo) foi composto por 14 artistas circenses (idade média de 24,07 anos), com tempo médio de prática aproximado de 13 anos. Esses participantes são caracterizados por elevada exigência de controle postural em condições de instabilidade e manipulação corporal complexa, frequentemente envolvendo bases de suporte reduzidas e perturbações externas controladas, o que requer refinado ajuste proprioceptivo e vestibular. O G2 (BKT) incluiu 15 jogadores de basquetebol (idade média de 27,7 anos), com tempo mínimo de prática relatado superior a cinco anos. O basquetebol é uma modalidade que envolve deslocamentos multidirecionais rápidos, saltos e aterrissagens sucessivas, impondo constantes reorganizações do centro de pressão e elevada demanda de estabilidade dinâmica. O G3 (Corr) foi formado por 10

corredores (idade média de 31,8 anos), com tempo médio de prática aproximado de 6,1 anos. Trata-se de uma modalidade predominantemente cíclica e previsível, com menor variabilidade direcional e menor frequência de perturbações posturais externas quando comparada a esportes intermitentes. O G4 (ADE) foi composto por 10 atletas provenientes de modalidades com elevada demanda de equilíbrio dinâmico (idade média de 19,6 anos), incluindo motocross, skate, tênis, voleibol, futebol e calistenia, com tempo médio de prática estimado em aproximadamente 5,5 anos (tabela 15).

Tabela 15 – Descrição dos grupos de modalidades esportivas

Grupo	N	Idade média (anos)	Tempo de prática (anos)
Circo	14	24,07	5,0
BKT	15	27,7	13,4
Corr	10	31,8	6,1
ADE	10	19,6	5,3

Fonte: o próprio autor.

Essas modalidades compartilham características de instabilidade mecânica e imprevisibilidade ambiental, exigindo ajustes posturais contínuos e estratégias rápidas de controle motor. Esportes praticados sobre base móvel, como skate e motocross, requerem constante reorganização do centro de massa diante de perturbações externas e deslocamentos em superfícies instáveis; modalidades como tênis e futebol demandam mudanças rápidas e imprevisíveis de direção, com elevada integração sensório-motora; já esportes com saltos e aterrissagens repetidas, como voleibol, impõem substancial controle excêntrico e estabilização pós-impacto. A calistenia, por sua vez, envolve execução de movimentos em bases reduzidas e sustentação do peso corporal em diferentes planos, exigindo controle postural fino e coordenação intersegmentar. Essas características biomecânicas e neuromotoras justificam a inclusão desses atletas como grupo de elevada referência funcional para investigação da capacidade discriminativa do instrumento (como evidência de validade de construto).

Como critérios de inclusão, foram considerados: (i) pertencer a população geral nas faixas etárias definidas ou ao grupo de atletas; (ii) apresentar condições físicas e cognitivas suficientes para compreender e executar as instruções do teste; e (iii) no caso dos atletas, possuir experiência sistemática mínima de cinco

anos em suas modalidades específicas, idades entre 16 a 39 anos e pertencer a um dos 4 grupos atléticos. Foram excluídos do estudo os participantes que não concluíram todos os procedimentos experimentais, bem como aqueles que relataram lesão musculoesquelética recente, ocorrida nas semanas anteriores à avaliação, e que pudesse interferir no escore do instrumento de medida do equilíbrio dinâmico. Foram adotados critérios de inclusão e exclusão previamente definidos, assegurando a homogeneidade da amostra e reduzindo potenciais vieses de confusão.

Os pais ou representantes legais dos participantes menores de idade assinaram o TCLE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido), autorizando a participação. Simultaneamente, o menor concordou com o TALE (Termo de Assentimento Livre e Esclarecido) (Apêndice G). E, todos os participantes acima de 18 anos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice H); O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 68225823.9.0000.5231; Parecer nº 6.014.228; anexo A). O recrutamento dos participantes foi realizado por meio de contato pessoal e telefônico, em escolas, instituições esportivas, projetos comunitários e espaços culturais.

4.2.3 Cálculo do Tamanho Amostral

O cálculo do tamanho amostral foi realizado a priori por meio do *software* G*Power (versão 3.1.9.6), com base em análise de variância de um fator (ANOVA one-way), considerando a comparação entre grupos independentes, em alinhamento ao objetivo de testar hipóteses de validade de construto por meio da abordagem de grupos conhecidos.

Foi adotado tamanho de efeito moderado ($f = 0,25$), conforme critérios estabelecidos por Cohen (1988) e recomendações metodológicas para estudos de propriedades de medida (De Vet et al., 2011; Portney, 2020). O nível de significância foi fixado em $\alpha = 0,05$, com poder estatístico de 80% ($1 - \beta = 0,80$), considerando oito grupos independentes. Com base nesses parâmetros, o tamanho amostral mínimo estimado foi de 240 participantes. A amostra final do estudo ($n = 748$) superou substancialmente esse valor, assegurando elevado poder estatístico, maior precisão

das estimativas e robustez nas análises de validade de construto e na construção de dados normativos.

Adicionalmente, a relação entre tamanho amostral e poder estatístico encontra-se apresentada no apêndice I, reforçando a adequação do delineamento amostral adotado.

4.2.4 Instrumento de Medida

O equilíbrio dinâmico foi avaliado por meio de um instrumento de medida baseado em tarefa padronizada com dificuldade progressiva, realizada em Plataforma Instável, desenvolvido para avaliar o controle postural dinâmico sob demandas crescentes de instabilidade mecânica. O instrumento operacionaliza o construto “equilíbrio dinâmico” por meio do nível máximo de desempenho alcançado em uma tarefa incremental padronizada, representando a capacidade do indivíduo de manter o controle postural frente a perturbações progressivas.

4.2.4.1 Princípio de funcionamento da plataforma

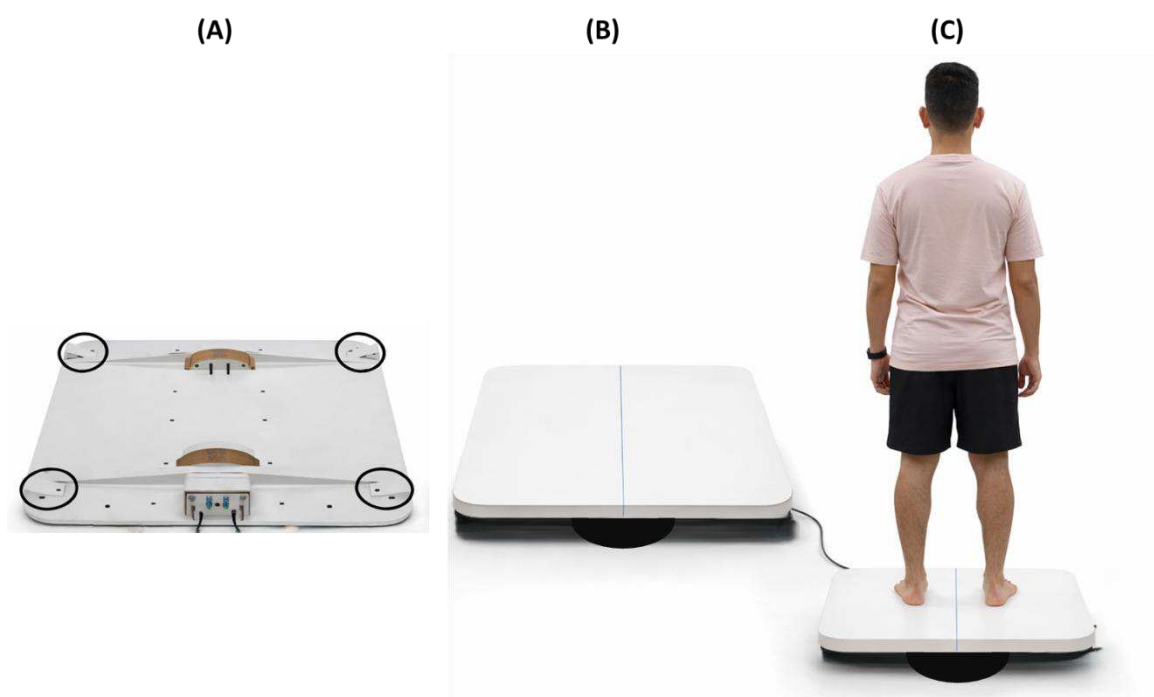
A plataforma consiste em uma prancha confeccionada em madeira MDF, com dimensões de 70 cm de comprimento, 40 cm de largura e altura total de 8 cm, correspondente à distância vertical entre o solo e a superfície de apoio dos pés do participante. A instabilidade mecânica do sistema é determinada exclusivamente pela geometria da base de suporte inferior, composta por elementos removíveis em formato semicilíndrico, também confeccionados em MDF.

A modulação da instabilidade ocorre por meio da variação do diâmetro de curvatura das bases de suporte, de modo que maiores diâmetros estão associados a condições mais estáveis, enquanto menores diâmetros impõem maiores exigências de controle postural. As bases são fixadas à face inferior da plataforma por meio de dois suportes metálicos posicionados simetricamente nas bordas laterais, alinhados ao eixo longitudinal central da prancha. Esse arranjo estrutural permite oscilações predominantemente no plano médio-lateral, caracterizando uma tarefa de equilíbrio dinâmico lateral controlado.

O sistema de encaixe padronizado assegura posicionamento consistente das bases entre participantes e sessões, contribuindo para a

padronização das condições experimentais e controle da variabilidade do procedimento. Uma representação esquemática da plataforma, incluindo suas dimensões, sistema de bases intercambiáveis e posicionamento dos sensores, é apresentada na Figura 15.

Figura 15 – Representação esquemática da plataforma de equilíbrio dinâmico instável, posicionamento dos sensores eletrônicos e posicionamento do participante



Fonte: o próprio autor.

4.2.4.2 Configuração da instabilidade utilizada no estudo

No presente estudo, foi utilizada exclusivamente a configuração da plataforma com progressão de 7 níveis de instabilidade, definida a partir de bases de suporte com diâmetros variando entre 42 cm (menor instabilidade) e 2 cm (maior instabilidade funcional). Os níveis intermediários foram definidos por subdivisões equidistantes ao longo desse intervalo, resultando em uma progressão estrutural sistemática da instabilidade mecânica. A padronização geométrica e mecânica da plataforma garante consistência experimental e uniformidade das condições de avaliação entre participantes. A Tabela 16 apresenta os diâmetros correspondentes a cada nível estrutural da progressão de 7 níveis utilizada neste estudo.

Tabela 16 – Progressão geométrica da instabilidade na configuração de 7 níveis: diâmetros das bases de suporte

Nível estrutural	Diâmetro da base (cm)
1	42,0
2	35,3
3	28,7
4	22,0
5	15,4
6	8,7
7	2,0

Fonte: o próprio autor.

4.2.4.3 Sistema de classificação funcional do escore do teste

O escore do instrumento de medida foi determinado com base no nível máximo de instabilidade alcançado durante a execução do teste em plataforma instável, conforme critérios operacionais padronizados. O participante foi instruído a manter o equilíbrio dinâmico por, no mínimo, 10 segundos, sem contatos das bordas laterais da plataforma com o solo, para completar um determinado nível da progressão. Foram permitidas até três tentativas por nível, com duração máxima de 30 segundos cada. O teste foi iniciado no nível de menor instabilidade e progrediu de forma sequencial. Quando o critério temporal era atingido, o participante avançava para o nível subsequente. Caso o participante não atingisse o critério em um determinado nível, mesmo após as tentativas previstas no protocolo, o escore final era definido como o nível imediatamente anterior. Quando o critério não era atingido já no primeiro nível, o escore era classificado como nível 0. Participantes que atingiram o critério mínimo em todos os níveis disponíveis foram classificados no nível máximo (7) da progressão. A correspondência entre as situações observadas durante a execução do teste e os escores atribuídos encontra-se descrita na tabela 17.

Tabela 17 – Sistema de classificação do escore no teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável (7 níveis)

Situação observada no teste	Escore atribuído
Não atinge 10 s no nível 1	0
Atinge o nível 1, mas falha no nível 2	1
Atinge os níveis 1 e 2, mas falha no nível 3	2
Atinge os níveis 1 a 3, mas falha no nível 4	3
Atinge os níveis 1 a 4, mas falha no nível 5	4
Atinge os níveis 1 a 5, mas falha no nível 6	5
Atinge os níveis 1 a 6, mas falha no nível 7	6
Atinge 10 s em todos os níveis	7

Fonte: o próprio autor.

4.2.4.4 Desfechos do estudo e instrumentação

O desfecho principal do estudo foi definido como o escore do nível máximo de instabilidade alcançado (ou, escore do nível máximo – ENM), correspondente ao nível mais elevado da progressão no qual o participante manteve o equilíbrio dinâmico por, no mínimo, 10 segundos durante a execução do teste. Esse desfecho constitui uma variável ordinal discreta (0–7) e foi utilizado como indicador observável do construto “equilíbrio dinâmico”, conforme operacionalizado pelo instrumento de medida.

A plataforma foi instrumentada com sensores eletrônicos posicionados nas bordas laterais e na região inferior da prancha, destinados à detecção de eventos relacionados à perda do equilíbrio dinâmico. Os sinais foram transmitidos a um adaptador analógico-digital (*Analog–Digital for Laboratory Tasks*, versão 1.5) (Okazaki, 2009) e registrados por meio do *software Dynamic Balance Task* (versão 1.0) (OKAZAKI, 2010a), executado em computador portátil dedicado à coleta de dados.

Evidências prévias de confiabilidade e validade do construto (validade discriminante entre grupos conhecidos) do instrumento de medida, bem como de sua capacidade de distinguir diferentes perfis funcionais e condições sensoriais, foram reportadas em estudos metodológicos anteriores conduzidos pelo mesmo grupo de pesquisa (Candido; Faquin; Okazaki, 2012; Castelani et al., 2014; Guidotti et al., 2025; Leme et al., 2022a; Leme; Candido; Okazaki, 2018; Oliveira et al., 2013).

4.2.5 Procedimentos de Coleta de Dados

As coletas de dados foram realizadas em ambientes previamente preparados e adequados para a aplicação do teste associado ao instrumento de medida de equilíbrio dinâmico em plataforma instável, respeitando as especificidades logísticas e funcionais de cada grupo etário e funcional avaliado. Todos os locais apresentavam piso nivelado, iluminação adequada e espaço suficiente para a execução segura do protocolo.

As avaliações dos grupos de adultos jovens (18–40 anos) e de meia-idade (41–60 anos) foram realizadas em diferentes ambientes institucionais da Universidade Estadual de Londrina, incluindo o Hospital Universitário de Londrina (em sala vinculada ao Centro de Ciências da Saúde), laboratórios multiusuários do Centro de Educação Física e Esporte e salas do Complexo Esportivo Prof. José Coaracy Ferraz Bueno. As coletas com o grupo de idosos (≥ 61 anos) ocorreram no Centro de Convivência do Idoso da zona leste do município de Londrina, em ambiente comunitário apropriado para avaliações funcionais. O grupo de atletas, composto por adultos com treinamento sistemático em modalidades com elevada demanda de equilíbrio, foi avaliado em seus respectivos contextos de prática, incluindo o centro de treinamento da Escola de Circo de Londrina (ECL), a escola Zirkus Espaço Cultural e salas do Complexo Esportivo Prof. José Coaracy Ferraz Bueno do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina. As avaliações dos grupos correspondentes à infância inicial (4–7 anos), infância intermediária (8–10 anos), pré-adolescência (11–13 anos) e adolescência (14–17 anos) foram realizadas nas dependências da Escola *Saint James' International School – Bilingual Education*, localizada no município de Londrina, em ambiente escolar familiar aos participantes.

A avaliação do equilíbrio dinâmico foi realizada exclusivamente utilizando a configuração da plataforma instável composta por sete níveis progressivos de instabilidade, com perturbação mecânica no plano médio-lateral. Antes do início da coleta, todos os participantes passaram por um período padronizado de familiarização com o instrumento de medida, realizado no nível estrutural mais estável da plataforma (42 cm), durante 30 segundos, com o objetivo de minimizar efeitos de aprendizado e reduzir variabilidade intraindivíduo não relacionada ao construto avaliado.

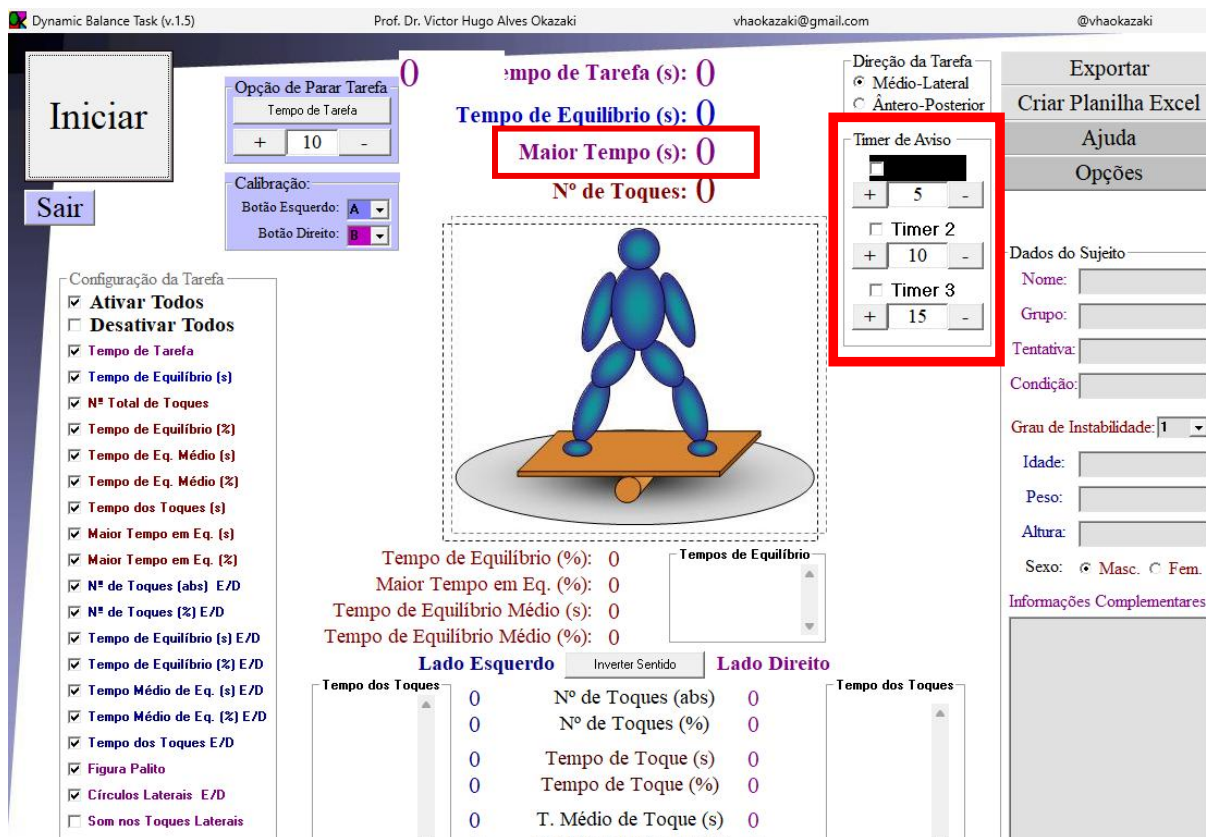
Durante a execução do teste, os participantes permaneceram em

posição ortostática sobre a plataforma, descalços, com os pés posicionados paralelamente e afastados aproximadamente à largura dos ombros. A posição dos pés foi padronizada e previamente demarcada na superfície da plataforma, assegurando alinhamento simétrico em relação ao eixo longitudinal central. Os membros superiores permaneceram livres para movimentação, podendo ser utilizados como estratégia auxiliar para a manutenção do equilíbrio. Os participantes foram instruídos a manter a cabeça ereta e o olhar direcionado a um ponto fixo localizado à frente, posicionado a aproximadamente 1,80 m de distância e à altura dos olhos, evitando direcionar o olhar para a plataforma ou para o solo. Um avaliador treinado permaneceu ao lado do participante durante todo o procedimento, garantindo a segurança sem interferir na execução da tarefa.

Cada tentativa foi iniciada com a plataforma posicionada de forma inclinada, mantendo uma das bordas laterais em contato com o solo. O início da execução era autorizado por comando verbal do avaliador (“pode iniciar”), momento em que o participante elevava a borda da plataforma, liberando o sensor e acionando automaticamente a contagem temporal pelo sistema de aquisição. Durante a execução, qualquer contato de uma das bordas laterais da plataforma com o solo resultava na interrupção imediata da contagem do tempo. A retirada do contato reiniciava automaticamente a contagem temporal. O objetivo do participante era manter a plataforma sem contato com o solo por um período contínuo mínimo de 10 segundos.

A progressão do teste ocorreu de forma sequencial, do nível mais estável para o mais instável. Ao atingir o critério temporal em um determinado nível, o participante era autorizado a prosseguir para o nível subsequente (o tempo critério era visto pelo avaliador na tela do *software dynamic balance test* (versão 1.5), (figura 16). Caso o critério não fosse atingido, eram permitidas até três tentativas naquele nível. O teste era encerrado quando o participante não conseguia atingir o tempo mínimo após o número máximo de tentativas previstas.

Figura 16 – Software *Dynamic Balance Test* (v.1.5)



Legenda: o quadrado em vermelho é o local de visualização do maior tempo em equilíbrio, o tempo em que o participante permanece sem tocar o solo. Adicionalmente, ao lado direito há um quadro com “Timer de Aviso” que mostra quando o participante atinge 5, 10 e 15 segundos em equilíbrio (sem tocar as bordas da plataforma no solo).

Fonte: o próprio autor.

Tentativas nas quais o participante modificasse a posição inicial dos pés, tocasse o solo com um dos pés ou saísse da plataforma eram consideradas inválidas e repetidas imediatamente, mantendo-se as mesmas condições experimentais. O escore final de cada participante foi definido como o nível máximo alcançado, correspondente ao nível mais elevado da progressão no qual foi possível manter o equilíbrio por, no mínimo, 10 segundos.

4.2.6 Variáveis de Estudo e Desfechos

O escore do nível máximo de instabilidade alcançado, (ou, escore do nível máximo – ENM) foi definido como o desfecho principal (*outcome measure*) do

estudo. Esse desfecho foi tratado como variável ordinal discreta e utilizado como indicador do desempenho em equilíbrio dinâmico, conforme operacionalizado pelo instrumento de medida. As variáveis independentes do estudo foram:

(a) Faixa etária, utilizada como variável independente principal para investigar a capacidade de discriminação entre grupos à variação etária: infância inicial (4–7 anos), infância intermediária (8–10 anos), pré-adolescência (11–13 anos), adolescência (14–17 anos), adulto jovem (18–40 anos), meia-idade (41–60 anos) e idosos (≥ 61 anos).

(b) O perfil funcional foi considerado variável independente secundária, operacionalizado em dois níveis analíticos distintos. Inicialmente, foi definido de forma dicotômica, por meio da comparação entre adultos da população geral e um grupo específico de atletas com treinamento sistemático (tempo mínimo de prática superior a cinco anos) em modalidades esportivas. Nessa análise, todos os atletas (G1–G4) foram agrupados em um único bloco, constituindo uma referência funcional superior. Essa estratégia teve como objetivo avaliar a capacidade discriminativa do instrumento (como evidência de validade de construto) para diferenciar indivíduos com elevado desempenho motor da população geral, bem como investigar possíveis efeitos de teto.

Em uma segunda abordagem, o perfil funcional foi analisado de forma estratificada, considerando separadamente os quatro grupos atléticos definidos conforme a natureza das demandas motoras predominantes em cada modalidade: G1 – artistas circenses; G2 – jogadores de basquetebol; G3 – corredores; e G4 – atletas de alta demanda de equilíbrio (ADE). Essa análise permitiu examinar diferenças graduais de desempenho entre modalidades com distintos níveis presumidos de exigência de controle postural dinâmico, bem como comparar cada grupo com seus respectivos pares da mesma faixa etária na população geral.

A partir do escore do nível máximo alcançado, foi derivada uma classificação funcional do equilíbrio dinâmico, utilizada exclusivamente para fins descritivos, normativos e de interpretabilidade, não sendo empregada como variável independente nas análises inferenciais.

4.2.7 Análise Estatística

Inicialmente, foi realizada análise descritiva do escore do nível máximo de instabilidade alcançado, tratado como variável ordinal (0-7) e apresentado por mediana, intervalo interquartil e distribuição de frequências.

As análises relacionadas à validade de construto baseada na comparação entre grupos conhecidos e à construção de dados normativos foram conduzidas exclusivamente com participantes da população geral. As análises envolvendo atletas foram realizadas separadamente como grupo de referência de alto desempenho.

Considerando a natureza ordinal do desfecho, foram utilizados métodos não paramétricos e modelos de regressão apropriados para variáveis ordinais.

4.2.7.1 Capacidade discriminativa do instrumento (como evidência de validade de construto) em função da idade

A validade de construto baseada em hipóteses relacionadas à idade foi avaliada por meio da comparação entre sete faixas etárias independentes utilizando o teste de Kruskal–Wallis, com comparações múltiplas post hoc pelo teste de Dunn, com ajuste de Bonferroni. O tamanho de efeito foi estimado por η^2H , dado pela fórmula ($\eta^2H = \frac{H-k+1}{N-k}$) (Peres, 2026).

A associação entre idade e o escore do instrumento foi examinada por regressão logística ordinal (logit cumulativa), incluído termos linear e quadrático. A suposição de odds proporcionais foi testada, e o ajuste do modelo foi avaliado por estatísticas de verossimilhança e pseudo- R^2 de Nagelkerke.

4.2.7.2 Capacidade discriminativa do instrumento (como evidência de validade de construto) em relação ao perfil funcional e modalidades esportivas

A validade de construto por grupos conhecidos foi examinada por comparações entre atletas e população geral por testes de Mann–Whitney U e Kruskal–Wallis, com estimativa de tamanho de efeito (r e η^2H), para as seguintes

comparações: (i) comparação entre modalidades esportivas por teste de Kruskal–Wallis; (ii) comparação entre atletas e população geral pareada por faixa etária por teste de Mann–Whitney U; (iii) comparação entre grupo agregado de atletas e população geral. Os tamanhos de efeito foram estimados por η^2H e coeficiente r , conforme descrição nos subtópicos a seguir.

4.2.7.2.1 Comparação entre modalidades esportivas

A comparação do nível máximo alcançado entre as quatro modalidades esportivas foi realizada por meio do teste de Kruskal–Wallis. Quando observada diferença global significativa, foram aplicadas comparações múltiplas post hoc pelo teste de Dunn com ajuste de Bonferroni. O tamanho de efeito foi estimado por η^2H . Essa etapa teve como finalidade verificar se diferentes demandas motoras específicas produzem perfis distintos de desempenho de equilíbrio, subsidiando a decisão analítica subsequente de agrupar os atletas em um único grupo funcional.

4.2.7.2.2 Comparação entre cada modalidade esportiva e a população geral pareada por idade

Em seguida, cada grupo de atletas foi comparado separadamente aos participantes da população geral pertencentes à mesma faixa etária funcional, utilizando o teste de Mann–Whitney U para amostras independentes. O tamanho de efeito foi calculado pelo coeficiente r , dada pela fórmula ($r = \frac{z}{\sqrt{N}}$) (Peres, 2026). Essa abordagem permitiu avaliar a capacidade discriminativa do teste para detectar níveis elevados de desempenho associados ao treinamento específico, controlando o efeito confundidor da idade.

4.2.7.2.3 Comparação entre grupo agregado de atletas e população geral

Independentemente da presença de diferenças entre modalidades, todos os atletas foram adicionalmente reunidos em um grupo funcional único, representando indivíduos com treinamento sistemático e elevada exigência de controle postural. O desempenho desse grupo agregado foi comparado à população

geral da mesma faixa etária por meio do teste de Mann–Whitney U, com estimativa do tamanho de efeito (r). Essa análise foi considerada a principal para avaliação da validade discriminante funcional do instrumento, uma vez que testa diretamente a capacidade do teste em distinguir indivíduos com desempenho superior esperado.

4.2.7.3 Habilidade discriminativa do instrumento para identificação de atletas

A capacidade discriminativa do instrumento por meio do escore nível máximo alcançado para identificar atletas foi avaliada por curvas ROC, com estimativa da área sob a curva (AUC), intervalos de confiança de 95%, sensibilidade, especificidade e ponto de corte ótimo (índice de Youden). Modelos de regressão logística binária ajustados por idade foram utilizados como análise complementar.

4.2.7.4 Avaliação de efeito de teto

A interpretabilidade foi examinada por meio da distribuição dos escores e da presença de efeito de teto, definido como a proporção de participantes com escore máximo superior a 15%, indicando potencial limitação na capacidade de distinção entre níveis elevados do construto.

4.2.7.5 Capacidade classificatória e construção de dados normativos

A construção de dados normativos foi estabelecida a partir da distribuição percentilica do escore na população geral, com estimativa dos percentis 5, 10, 25, 50, 75, 90 e 95. Intervalos de confiança de 95% foram obtidos por reamostragem bootstrap. Com base nesses valores, foram definidas categorias interpretativas de desempenho por faixa etária.

Em todas as análises, foi adotada significância de $\alpha = 0,05$ ($p < 0,05$). As análises estatísticas foram realizadas utilizando o *software* SPSS (v. 30.0.0.0) (172), o JASP (v. 0.95.4) e o RStudio (2026.01.1+403) para a geração das figuras.

4.3 RESULTADOS

A amostra total foi composta por 748 participantes, dos quais 699

pertenciam à população geral (PG) e 49 eram atletas. A idade média da amostra total foi de 21,84 anos (DP = 20,05), com mediana de 16 anos e variação entre 4 e 87 anos. Na população geral (sem a inclusão de atletas), a média de idade foi de 21,56 anos (DP = 20,65), mediana de 14 anos e amplitude de 4 a 87 anos, enquanto os atletas apresentaram média de 25,86 anos (DP = 6,09), mediana de 24 anos e variação entre 18 e 39 anos. Em relação ao sexo, observou-se distribuição equilibrada na amostra total, com 49,2% do sexo masculino e 50,8% do feminino. Na população geral, 46,2% eram do sexo masculino e 53,8% do feminino, ao passo que entre os atletas houve predominância masculina (91,8%) (tabela 18).

Tabela 18 – Características demográficas e desempenho funcional na população geral, atletas e amostra total

Variável	População geral (n=699)	Atletas (n=49)	Amostra total (n=748)
Idade, média $\pm$ DP (anos)	21,56 $\pm$ 20,65	25,86 $\pm$ 6,09	21,84 $\pm$ 20,05
Mediana da idade (mín–máx)	14 (4–87)	24 (18–39)	16 (4–87)
Sexo masculino, n (%)	323 (46,2%)	45 (91,8%)	368 (49,2%)
Sexo feminino, n (%)	376 (53,8%)	4 (8,2%)	380 (50,8%)
Participantes atletas, n (%)	—	49 (100%)	49 (6,6%)
ENM – média $\pm$ DP	1,84 $\pm$ 1,75	5,96 $\pm$ 1,02	2,11 $\pm$ 1,99
ENM – mediana (IIQ)	1 (0–4)	6 (5–7)	1 (0–4)
ENM – mínimo–máximo	0–5	4–7	0–7

Fonte: o próprio autor.

Quanto ao desempenho funcional, para a amostra total (PG e atletas), avaliado pelo escore do nível máximo (ENM), apresentou mediana de 1 (IIQ: 0–4) na amostra total, com média de 2,11 (DP = 1,99) e amplitude de 0 a 7. A população geral apresentou média de 1,84 (DP = 1,75), mediana de 1 e intervalo de 0 a 5, enquanto os atletas exibiram desempenho substancialmente superior, com média de 5,96 (DP = 1,02), mediana de 6 e variação entre 4 e 7. O intervalo interquartil concentrou-se entre 0 e 4 na população geral, enquanto entre atletas situou-se entre 5 e 7.

Diante das diferenças substanciais observadas entre atletas e população geral, procedeu-se à análise descritiva específica da população geral sem a inclusão de atletas, com o objetivo de caracterizar de forma mais precisa o comportamento do escore do nível máximo de instabilidade alcançado ao longo das

diferentes faixas etárias (Tabela 19).

Tabela 19 – Estatística descritiva do escore do nível máximo de instabilidade alcançado segundo faixas etárias na população geral (sem atletas)

Faixa etária	Média	IC95%	Mediana	Mín-Máx
4–7	0,24	0,17–0,31	0	0–4
8–10	1,33	1,11–1,56	1	0–5
11–13	1,47	1,02–1,92	1	0–5
14–17	2,97	2,66–3,29	4	1–5
18–40	3,52	3,30–3,73	4	0–5
41–60	2,56	1,99–3,13	3	0–5
≥61	1,77	1,41–2,13	1,5	0–4

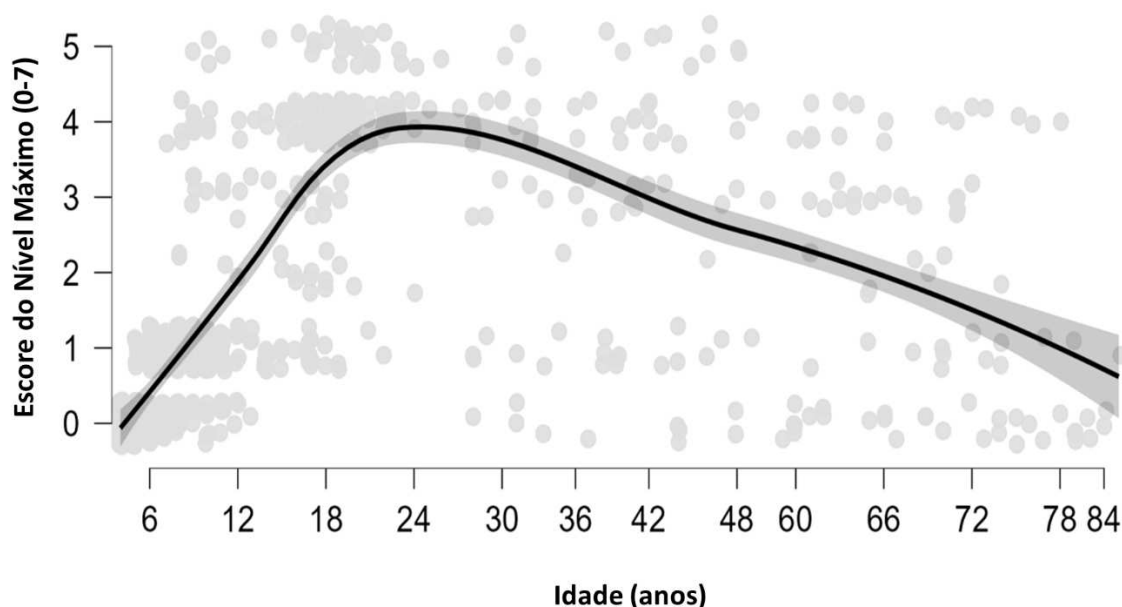
Fonte: o próprio autor.

Na infância inicial (4–7 anos), verificou-se mediana = 0,00; IIQ = 0,00; média = 0,24 (IC95% 0,17–0,31), refletindo limitação funcional acentuada em condições instáveis. Entre 8–10 anos ocorreu incremento inicial do desempenho (mediana = 1,00; IIQ = 0,00; média = 1,33; IC95% 1,11–1,56), seguido de progressão gradual aos 11–13 anos (mediana = 1,00; IIQ = 1,75; média = 1,47; IC95% 1,02–1,92), indicando início da consolidação dos mecanismos sensório-motores de equilíbrio. A transição adolescência–adulto jovem revelou mudança funcional abrupta, com mediana = 4,00 (média = 2,97; IC95% 2,66–3,29) já aos 14–17 anos e manutenção do mesmo valor entre 18–40 anos, período que apresentou maior desempenho médio = 3,52 (IC95% 3,30–3,70; mediana = 4) e redução relativa da variabilidade, caracterizando platô funcional de alto desempenho. Após os 40 anos observou-se declínio progressivo, inicialmente moderado entre 41–60 anos (mediana = 3,00; IIQ = 3,00; média = 2,56) e mais evidente em ≥61 anos (mediana = 1,50; IIQ = 3,00; média = 1,77), configurando involução funcional associada ao envelhecimento.

A análise gráfica contínua da associação entre idade cronológica (4–87 anos) e escore do nível máximo de instabilidade alcançado, por meio de gráfico de dispersão com ajuste não paramétrico LOESS e intervalo de confiança de 95% (Figura 17), corroborou o padrão não linear previamente descrito nas análises por faixas etárias. Observou-se crescimento acentuado do desempenho funcional da infância até o início da vida adulta, com inclinação positiva mais pronunciada até aproximadamente a terceira década de vida. A partir desse período, a curva apresentou estabilização seguida de declínio progressivo, particularmente após a

quarta década. A distribuição dos pontos evidencia maior variabilidade nas idades extremas e concentração de escores elevados entre adolescentes e adultos jovens, reforçando visualmente o padrão de desenvolvimento, platô funcional e subsequente involução associado ao envelhecimento.

Figura 17 – Associação entre idade cronológica (4–87 anos) e escore do nível máximo (ENM) com ajuste LOESS e intervalo de confiança de 95% (população geral)



Fonte: o próprio autor.

Com o objetivo de caracterizar detalhadamente o perfil funcional dos participantes atletas antes da realização das análises inferenciais, procedeu-se inicialmente à descrição do desempenho de equilíbrio em cada modalidade esportiva de forma independente. Essa abordagem permite visualizar a distribuição central, a variabilidade e os limites observados do ENM dentro de cada grupo, oferecendo base empírica para a interpretação das comparações estatísticas subsequentes. Os resultados descritivos referentes aos quatro grupos de atletas são apresentados na Tabela 20.

Tabela 20 – Desempenho do ENM entre modalidades esportivas

Modalidade	N	Média	IC95%	Mediana	Min–Máx
Basquetebol	15	5,47	4,88–6,05	5	4–7
Circo	14	6,29	5,76–6,81	7	5–7
Corredores	10	5,6	4,83–6,37	5	4–7
Alta demanda de equilíbrio	10	6,6	6,23–6,97	7	6–7

Fonte: o próprio autor.

A distribuição do desfecho ENM foi avaliada por meio do teste de Shapiro–Wilk, aplicado separadamente em cada faixa etária, considerando exclusivamente os participantes da população geral. Essa estratégia assegurou coerência entre a verificação dos pressupostos estatísticos e as análises inferenciais subsequentes voltadas à construção de dados normativos e à comparação etária, evitando a influência de desempenhos elevados provenientes do grupo de atletas. Observou-se violação da suposição de normalidade na maioria dos estratos etários ($p < 0,05$), associada à assimetria distributiva e à natureza ordinal da variável. Diante disso, as análises subsequentes foram conduzidas por métodos não paramétricos e modelos de regressão apropriados para desfechos ordinais, garantindo adequação das inferências ao nível de mensuração dos dados e à heterogeneidade amostral entre grupos.

4.3.1 Capacidade Discriminativa Etária do Escore do Nível Máximo de Instabilidade Alcançado (Como Evidência de Validade de Construto)

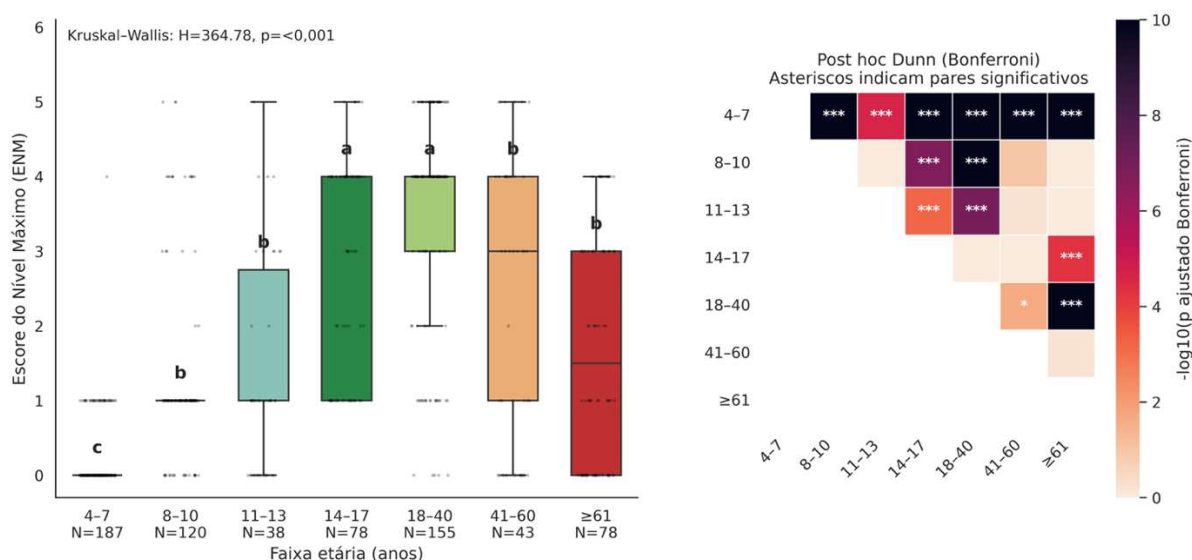
A amostra normativa foi composta por 699 participantes (população geral, sem atletas), distribuídos em sete faixas etárias entre 4 e ≥ 61 anos, sem dados ausentes. A capacidade de discriminação do instrumento em função da idade foi investigada por meio do teste de Kruskal–Wallis, que revelou diferença estatisticamente significativa entre as sete faixas etárias analisadas ($H(6) = 364,78$; $p < 0,001$), com tamanho de efeito elevado ($\eta^2H = 0,52$), indicando que o escore do nível máximo de instabilidade alcançado (ENM) difere ao longo do ciclo vital.

Para identificar especificamente quais grupos diferiram entre si, foi realizada análise post hoc por meio do teste de Dunn com correção de Bonferroni. Foram observadas múltiplas diferenças significativas entre pares de faixas etárias,

totalizando 13 comparações estatisticamente significativas após ajuste para múltiplos testes (p ajustado $< 0,05$). De forma geral, a faixa etária de 4–7 anos apresentou desempenho inferior a todas as demais faixas etárias ($p < 0,001$ em todas as comparações). As faixas de 8–10 e 11–13 anos não diferiram entre si ($p = 1,000$), nem em relação ao grupo de ≥ 41 anos ($p > 0,05$), embora ambos os grupos tenham exibido desempenho inferior às faixas etárias de 14–17 anos e 18–40 anos ($p < 0,001$). Por outro lado, as faixas etárias de 14–17 e 18–40 anos apresentaram os maiores níveis de desempenho, sem diferença significativa entre si ($p = 1,000$), caracterizando um platô funcional de alto desempenho. Esses grupos diferiram significativamente das faixas etárias mais jovens (4–7, 8–10, 11–13) e também dos idosos (≥ 61 anos) ($p < 0,001$). A faixa de 41–60 anos apresentou desempenho intermediário, sem diferença significativa em relação a 14–17 anos ($p = 1,000$), mas inferior ao grupo de 18–40 anos ($p = 0,022$), sugerindo início de declínio funcional relacionado ao envelhecimento.

A organização dos grupos por meio do *Compact Letter Display* (CLD) evidenciou três níveis principais de desempenho: alto desempenho (grupo “a”): 14–17 e 18–40 anos; desempenho intermediário (grupo “b”): 8–10, 11–13, 41–60 e ≥ 61 anos; baixo desempenho (grupo “c”): 4–7 anos. Esse padrão confirma uma trajetória não linear do desempenho, com aumento progressivo durante o desenvolvimento, estabilização na vida adulta jovem e declínio posterior com o envelhecimento (figura 18).

Figura 18 – Boxplot do ENM por faixa etária com pontos individuais e letras do CLD e heatmap do Dunn (Bonferroni) mostrando $-\log_{10}(p)$ no triângulo superior e asteriscos nos pares significativos



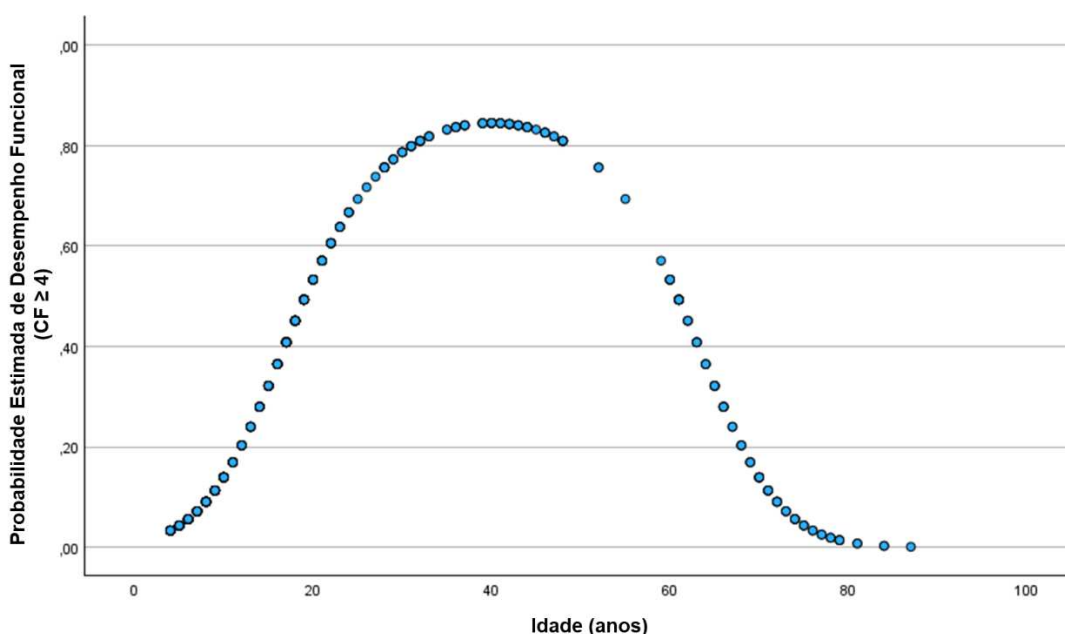
Notas: O mapa de calor apresenta os valores de $-\log_{10}$ dos p-valores ajustados (correção de Bonferroni) no triângulo superior da matriz. Asteriscos indicam comparações estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Como análise complementar, foi conduzida regressão logística ordinal com função de ligação logit cumulativa para examinar a associação entre idade (4–87 anos) e o ENM na população geral ($N = 699$). A idade foi incluída no modelo na forma linear (idade centrada) e quadrática (idade centrada²), com o objetivo de testar relação não linear. O modelo apresentou ajuste significativamente superior ao modelo contendo apenas intercepto ($\Delta-2LL = 364,020$; $\chi^2(2) = 364,020$; $p < 0,001$), indicando que a idade explica variação significativa na CF. O termo linear da idade foi positivo e altamente significativo ($\beta_1 = 0,144$; EP = 0,008; Wald = 292,437; $p < 0,001$), enquanto o termo quadrático foi negativo e significativo ($\beta_2 = -0,004$; EP < 0,001; Wald = 266,888; $p < 0,001$), caracterizando uma trajetória curvilínea em formato de U invertido. Os índices de pseudo R^2 indicaram magnitude moderada a elevada do efeito (Nagelkerke $R^2 = 0,425$; McFadden $R^2 = 0,167$), sugerindo relevante capacidade discriminativa etária do ENM na população geral.

A idade correspondente ao ponto máximo da função estimada foi calculada a partir do vértice da parábola ($-\beta_1/2\beta_2$), resultando em valor aproximado de 39,6 anos. Para facilitar a interpretação clínica, foram extraídas as probabilidades estimadas pelo modelo e construída uma nova variável (Probabilidade Estimada de

Alto Desempenho Funcional ($ENM \geq 4$), correspondente à soma das probabilidades das categorias superiores de desempenho funcional, para esse grupo populacional ($ENM \geq 4$). A figura 19, a seguir, apresenta a probabilidade predita de pertencer às categorias acima de 4 ENM ao longo da idade. Observa-se aumento progressivo da probabilidade durante a infância e juventude, atingindo pico na quarta década de vida, seguido de declínio gradual nas faixas etárias subsequentes, confirmando o padrão curvilíneo identificado pelos coeficientes do modelo.

Figura 19 – Probabilidade estimada do ENM (≥ 4) em função da idade, derivada do modelo de regressão logística ordinal



Fonte: o próprio autor.

Embora a curva de suavização LOESS indique visualmente um pico de desempenho entre a segunda e terceira década de vida, o modelo de regressão logística ordinal estimou o ponto máximo em aproximadamente 39,6 anos. Essa diferença decorre do fato de que o gráfico LOESS representa uma tendência média descritiva dos dados observados, enquanto o modelo paramétrico estima matematicamente a probabilidade de alcançar ENM mais elevadas ($ENM \geq 4$), considerando a estrutura cumulativa da variável ordinal.

O teste de linhas paralelas foi significativo ($\chi^2(8) = 37,671$; $p < 0,001$), indicando violação da suposição de odds proporcionais. Essa violação significa que a

intensidade do efeito da idade não é exatamente a mesma em todos os níveis de transição do ENM. Em outras palavras, a influência da idade pode ser mais forte para diferenciar níveis mais baixos de desempenho do que para distinguir níveis intermediários ou altos. Contudo, a direção do efeito permaneceu consistente ao longo dos pontos de corte, isto é, a idade inicialmente aumenta e posteriormente reduz a probabilidade de ENM mais elevados, preservando o padrão geral de desenvolvimento e declínio identificado no modelo.

4.3.2 Capacidade Discriminativa em Relação ao Perfil Funcional e Modalidades Esportivas

4.3.2.1 Comparação entre modalidades esportivas

Para investigar o efeito do treinamento específico de equilíbrio, o escore do nível máximo de instabilidade alcançado (ENM) foi comparado entre as quatro modalidades esportivas por meio do teste de Kruskal–Wallis. Observou-se diferença global estatisticamente significativa entre os grupos ($H(3) = 9,695$; $p = 0,021$), indicando que o desempenho de equilíbrio não foi homogêneo entre as modalidades analisadas.

As comparações múltiplas post hoc pelo método de Dunn, com ajuste de Bonferroni, revelaram diferença significativa apenas entre jogadores de basquetebol e atletas de alta demanda de equilíbrio (p ajustado = 0,047), sugerindo desempenho superior neste último grupo. As demais comparações pareadas não atingiram significância estatística após o ajuste para múltiplos testes (p ajustado $\geq 0,190$), incluindo as comparações entre basquetebol e circo, basquetebol e corredores, corredores e circo, corredores e atletas de alta demanda de equilíbrio, bem como circo e atletas de alta demanda de equilíbrio.

De modo geral, embora tenha sido identificada diferença global entre modalidades, o padrão de significância restrito a uma única comparação pareada indica baixa magnitude de diferenciação funcional entre os diferentes tipos de prática esportiva dentro da amostra de atletas. Esse resultado sustenta a decisão analítica subsequente de agrupar os atletas em um único grupo funcional, permitindo comparações mais robustas entre atletas e população geral nas etapas posteriores

da análise.

4.3.2.2 Comparação entre grupo agregado de atletas e população geral

O grupo agregado de atletas apresentou desempenho do ENM significativamente superior ao da população geral pareada por idade ($U = 445$; $Z = -9,73$; $p < 0,001$), com postos médios mais elevados (170,92 vs 80,87) e tamanho de efeito grande ($r = -0,68$). Esse resultado confirma a forte capacidade discriminativa funcional do instrumento para distinguir indivíduos com treinamento sistemático de seus pares da população geral.

4.3.2.3 Comparação entre cada modalidade esportiva e a população geral pareada por idade

A capacidade discriminativa do ENM foi investigada por meio de comparações entre cada modalidade esportiva e participantes da população geral pertencentes à mesma faixa etária funcional, utilizando o teste de Mann–Whitney U para amostras independentes, com cálculo do tamanho de efeito pelo coeficiente r .

Os atletas de basquetebol apresentaram valores de ENM substancialmente superiores aos indivíduos da população geral pareados por idade, evidenciados por postos médios significativamente mais elevados (146,33 vs. 79,61). O teste de Mann–Whitney confirmou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($U = 250$; $Z = -5,38$; $p < 0,001$), com tamanho de efeito de magnitude moderada ($r = 0,41$).

Os praticantes de circo apresentaram valores de ENM substancialmente superiores aos indivíduos da população geral pareados por idade, evidenciados por postos médios significativamente mais elevados (158,50 vs. 78,36). O teste de Mann–Whitney confirmou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($U = 56$; $Z = -6,27$; $p < 0,001$), com tamanho de efeito de magnitude elevada ($r = 0,48$).

Os corredores apresentaram valores de ENM superiores aos indivíduos da população geral pareados por idade, refletidos em postos médios significativamente mais elevados (146,60 vs. 78,90). O teste de Mann–Whitney confirmou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($U = 139$; $Z = -4,68$;

$p < 0,001$), com tamanho de efeito de magnitude moderada ($r = 0,36$).

Os atletas de alta demanda de equilíbrio apresentaram valores de ENM substancialmente superiores aos indivíduos da população geral pareados por idade, evidenciados por postos médios significativamente mais elevados (160,50 vs. 78,00). O teste de Mann–Whitney confirmou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($U = 0$; $Z = -5,67$; $p < 0,001$), com tamanho de efeito de magnitude moderada a elevada ($r = 0,44$).

Esses achados demonstram desempenho funcional consistentemente superior em praticantes dos quatro grupos de modalidades esportivas com prática sistemática envolvendo modalidades atléticas ($p < 0,001$), reforçando a capacidade discriminativa do instrumento para distinguir níveis funcionais elevados associados ao treinamento físico regular.

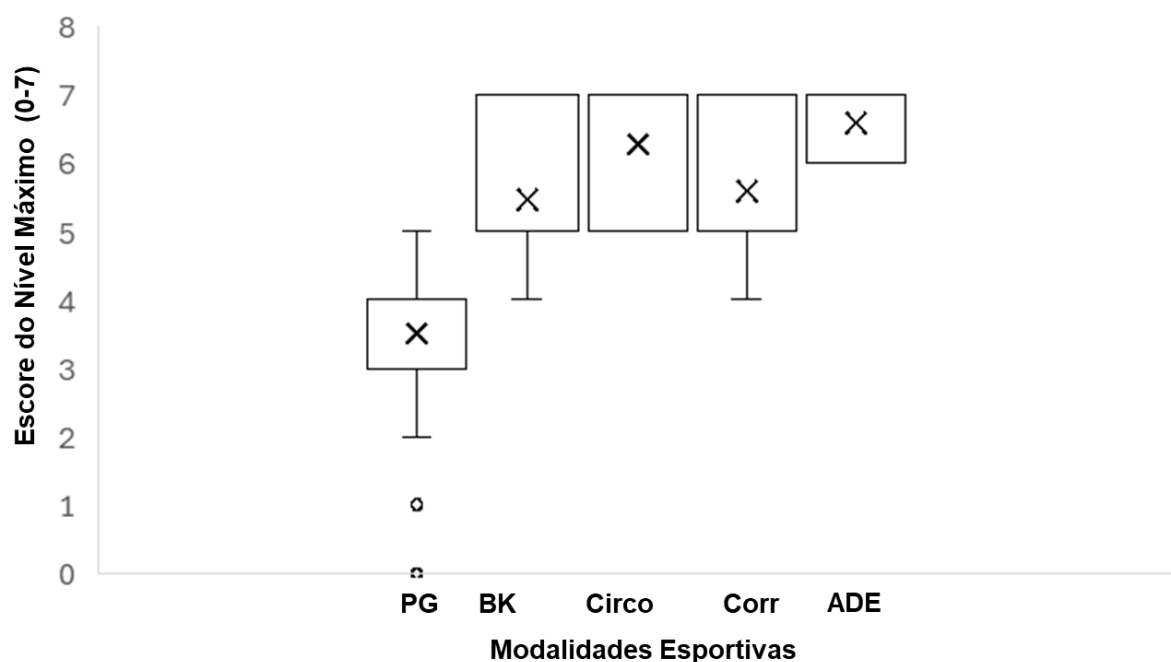
Além da significância estatística, observou-se diferença absoluta no ENM em relação à população geral de 18–40 anos. Enquanto os atletas de basquetebol e corredores apresentaram mediana de desempenho um nível acima da população geral ($\Delta\text{ENM} = +1$ nível da escala), participantes do circo e atletas de alta demanda de equilíbrio exibiram medianas três níveis superiores ($\Delta\text{ENM} = +3$ níveis da escala), visto na tabela 21 e figura 20, a seguir. Esses achados indicam não apenas diferenças estatisticamente significativas, mas também ganhos funcionais clinicamente relevantes, particularmente nas modalidades associadas a maior demanda de controle postural e variabilidade motora.

Tabela 21 – Diferença absoluta em unidades da escala ENM em relação ao grupo-referência da população geral (18 a 40 anos)

Grupo		Mediana ENM	ΔENM vs PG
PG		4	—
Basquete		5	+1 CF
Corredores		5	+1 CF
Circo		7	+3 CF
Alta demanda de equilíbrio		7	+3 CF

Fonte: o próprio autor.

Figura 20 - Desempenho do ENM entre a população geral (18–40 anos) e diferentes modalidades esportivas



Fonte: o próprio autor.

Os *boxplots* representam a mediana, o intervalo interquartil e os valores extremos do ENM para indivíduos de 18 a 40 anos da população geral (PG) e para praticantes de basquetebol (BK), circo, corrida e grupo com modalidades esportiva de alta demanda de equilíbrio (ADE). Observa-se maior desempenho funcional em todas as modalidades esportivas em comparação à PG, com elevação progressiva da mediana especialmente nas modalidades circo e no grupo ADE, que concentram os maiores valores de ENM e menor dispersão. Esses resultados indicam elevada capacidade discriminativa do teste para identificar níveis superiores de desempenho associados ao treinamento físico específico.

4.3.3 Habilidade Discriminativa do Desempenho para Identificação de Atletas

A análise da curva *Receiver Operating Characteristic* (ROC) foi conduzida para investigar a capacidade discriminativa do ENM em diferenciar atletas da população geral, configurando evidência de validade de construto por comparação entre grupos conhecidos (*known-groups validity*). Foram incluídos 204 participantes, sendo 49 atletas (estado positivo) e 155 indivíduos da população geral (estado

negativo), sem dados ausentes. A área sob a curva ROC indicou excelente desempenho discriminativo da variável ENM (AUC = 0,941; erro-padrão = 0,019; IC95%: 0,905–0,978; $p < 0,001$), confirmando elevada acurácia na distinção entre grupos com desempenho funcional teoricamente distinto. Esse resultado indica que a probabilidade de um indivíduo atleta apresentar valor de ENM superior ao de um indivíduo da população geral é de aproximadamente 94,1%.

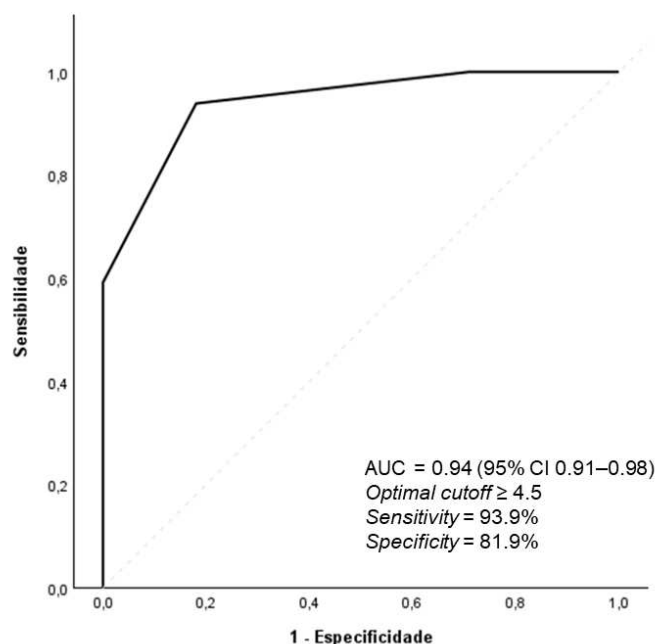
A análise das coordenadas da curva ROC identificou como ponto de corte ótimo o valor $\text{ENM} \geq 4,5$, correspondente ao maior índice de Youden ($J = 0,758$), com sensibilidade de 93,9% e especificidade de 81,9%. Esse ponto de corte fornece suporte à interpretabilidade clínica do escore, permitindo a classificação prática de indivíduos com maior probabilidade de pertencimento ao grupo de alto desempenho (atletas), visto na tabela 22 e figura 21.

Tabela 22 – Acurácia discriminativa do ENM para identificação de atletas

Parâmetro	Valor
AUC	0.941
IC95% da AUC	0.905 – 0.978
Erro-padrão	0.019
p (AUC $\neq$ 0.5)	< 0.001
Ponto de corte ótimo (Youden)	CF $\geq$ 4.5
Sensibilidade	93.9%
Especificidade	81.9%
N atletas	49
N população geral	155
N total	204

Fonte: o próprio autor.

Figura 21 – Capacidade discriminativa do ENM para identificação de atletas: análise por curva ROC



Fonte: o próprio autor.

Apesar da presença de empates, condição esperada em variáveis discretas e contemplada na abordagem não paramétrica, a magnitude da AUC e a precisão do intervalo de confiança sustentam a robustez dos achados. Complementarmente, foi conduzida regressão logística binária para avaliar se o ENM prediz o pertencimento ao grupo de atletas independentemente da idade. O modelo global foi significativo ($\chi^2(2) = 139,752$; $p < 0,001$), com elevada capacidade explicativa (R^2 de Nagelkerke = 0,742) e adequado ajuste (Hosmer–Lemeshow: $p = 0,631$).

O ENM mostrou-se um forte preditor independente (OR = 22,20; IC95%: 6,96–70,82), enquanto a idade não apresentou associação significativa após ajuste. Esses achados reforçam a validade de construto do instrumento, demonstrando que o escore reflete diferenças reais de desempenho funcional, independentemente da idade cronológica.

4.3.4 Avaliação de Efeito de Teto

A proporção de participantes que atingiram o nível máximo foi de 2,8% na amostra total, abaixo do limiar de 15% recomendado. A ausência de efeito de teto

na amostra global e na população geral indica adequada capacidade do instrumento em discriminar níveis elevados de desempenho, contribuindo para sua interpretabilidade ao longo de toda a escala.

Na população geral, não houve ocorrência de valores máximos (0%), enquanto entre atletas observou-se frequência elevada (42,9%), especialmente em modalidades de elevada demanda de equilíbrio: circo (57,1%), ADE (60,0%), enquanto o Basquetebol apresentou menor ocorrência (26,7%), seguido pelos Corredores (30,0%). Esse padrão é esperado e reforça a sensibilidade do instrumento em detectar desempenho superior em subgrupos altamente treinados, sem comprometer sua aplicabilidade normativa.

4.3.5 Capacidade Classificatória e Referências Normativas

As referências normativas do ENM foram estabelecidas exclusivamente a partir de participantes da população geral, com exclusão deliberada de atletas, a fim de evitar viés de superestimação do desempenho, permitindo a interpretação dos escores individuais em relação a uma distribuição de referência populacional (interpretabilidade). A distribuição foi descrita por percentis estratificados por faixa etária, com intervalos de confiança obtidos por *bootstrap*. Observou-se um padrão consistente ao longo do ciclo vital. Na faixa de 4–7 anos, observou-se efeito piso, com concentração dos percentis até P75 no valor zero. Entre 8–13 anos, verificou-se deslocamento progressivo dos percentis superiores e aumento da variabilidade. A partir dos 14 até os 40 anos, identificou-se um platô de desempenho, com concentração dos percentis medianos e superiores em ENM=4–5. Após os 40 anos, identificou-se declínio gradual dos percentis, mais evidente na faixa ≥ 61 anos. Os valores percentílicos por faixa etária estão apresentados na Tabela 23.

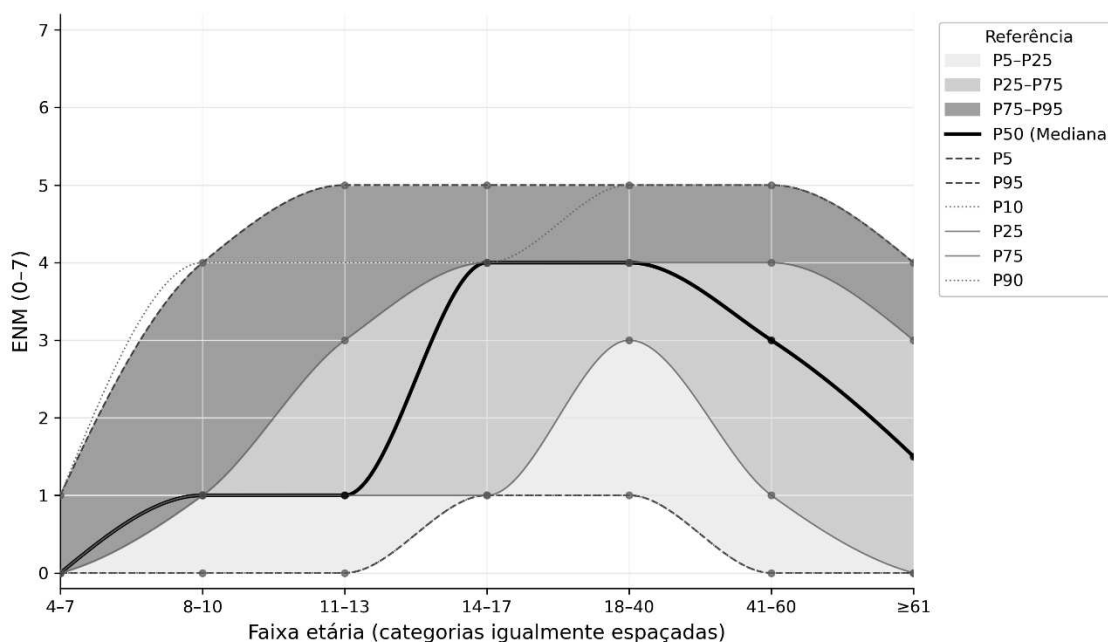
Tabela 23 – Percentis normativos do ENM por faixa etária

Idade	P5	P10	P25	P50	P75	P90	P95
4-7	0	0	0	0	0	1	1
8-10	0	0	1	1	1	4	4
11-13	0	0	1	1	3	4	5
14-17	1	1	1	4	4	4	5
18-40	1	1	3	4	4	5	5
41-60	0	0	1	3	4	5	5
≥61	0	0	0	1,5	3	4	4

Fonte: o próprio autor.

As curvas percentílicas (Figura 22) foram construídas por interpolação *shape-preserving* (*Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* - PCHIP), adequada para dados discretos, por preservar a forma da distribuição e evitar artefatos como oscilações ou extrapolações não plausíveis. Para fins de visualização, as faixas etárias foram representadas como categorias ordinalmente espaçadas, e a suavização foi aplicada sobre esse eixo ordinal. Ressalta-se que a interpolação teve caráter exclusivamente descritivo, sem alteração dos valores observados. Essa representação gráfica facilita a interpretação clínica contínua do desempenho ao longo do ciclo vital.

Figura 22 – Curvas percentílicas de referência do ENM por faixa etária ao longo do ciclo vital



Fonte: o próprio autor.

A Figura 22 evidencia aumento progressivo da mediana até a adolescência tardia/início da vida adulta ($P50 \approx 4$), seguido de estabilização entre 14–40 anos e declínio nas faixas etárias subsequentes. Os percentis superiores mantêm-se próximos ao limite da escala durante a fase adulta, com redução progressiva após os 40 anos. Para aplicação clínica, os percentis foram organizados em zonas classificatórias (Quadro 1). Essa estratificação constitui o principal componente de interpretabilidade do instrumento, permitindo classificar objetivamente o desempenho como abaixo, dentro da faixa normativa ou acima do esperado para a faixa etária. Essa estratificação operacionaliza pontos de corte normativos, com implicações diretas para triagem funcional e tomada de decisão clínica.

Quadro 1 – Zonas Interpretativas Baseadas em Percentis para os escores do nível máximo de instabilidade alcançado (ENM)

Intervalo Percentílico	Zona Interpretativa	Critério Classificatório	Implicação Clínica
≤ P10	Muito Baixo	Correspondente à cauda inferior da distribuição; limiar com alta capacidade discriminativa para baixo desempenho.	Desempenho substancialmente abaixo das expectativas normativas para a faixa etária; pode indicar limitação funcional clinicamente relevante, recomendando-se avaliação complementar.
P11–P25	Baixo	Intervalo entre a cauda inferior e o primeiro quartil; posicionamento relativo reduzido no grupo etário.	Desempenho abaixo da mediana da distribuição normativa; sugere capacidade funcional reduzida em comparação aos pares da mesma idade. Monitoramento clínico pode ser indicado conforme o contexto.
P26–P75	Faixa Normativa	Faixa interquartil da distribuição normativa; banda de referência populacional.	Desempenho dentro dos limites esperados para a faixa etária; considerado padrão típico de classificação funcional.
P76–P90	Elevado	Banda superior da distribuição normativa; desempenho relativamente elevado.	Desempenho acima da faixa normativa central; indica capacidade funcional superior à média para a idade.
> P90	Muito Elevado	Cauda superior da distribuição; classificação de desempenho elevado com forte distinção normativa.	Desempenho marcadamente acima das expectativas normativas; representa classificação funcional superior.

Fonte: o próprio autor.

4.4 DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que o teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável apresenta elevada validade de construto, evidenciada pela sua capacidade de discriminar o desempenho ao longo do ciclo vital ($\eta^2H = 0,52$) e entre indivíduos com diferentes níveis de treinamento ($r = -0,68$), além de permitir a construção de referências normativas percentílicas com interpretabilidade clínica e esportiva. As três hipóteses propostas foram confirmadas: (i) diferenças etárias consistentes com padrões de desenvolvimento, estabilização e declínio do equilíbrio dinâmico; (ii) desempenho superior em indivíduos com treinamento esportivo sistemático; e (iii) a distribuição dos escores capaz de sustentar a construção de referências normativas para classificação funcional. A magnitude dos efeitos posiciona o instrumento entre aqueles com forte sensibilidade desenvolvimental e funcional, característica considerada essencial para testes psicométricos aplicados ao desempenho motor (Haddad et al., 2013a; Ozinga et al., 2018; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023). Adicionalmente, a excelente acurácia discriminativa para identificação de atletas ($AUC = 0,941$) reforça a validade de construto do tipo *Known-groups*, demonstrando capacidade do instrumento, em distinguir indivíduos com diferentes níveis de treinamento, sem a necessidade de um padrão-ouro externo. Esse achado é consistente com abordagens contemporâneas de validação em medidas funcionais, nas quais a discriminação entre grupos teoricamente distintos constitui evidência robusta de validade de construto (Rizzato et al., 2023d).

A trajetória do desempenho do equilíbrio dinâmico ao longo do ciclo vital revelou um padrão não linear em U invertido, com progressão da infância à idade adulta jovem, seguida de declínio progressivo a partir da meia-idade, mais acentuada após os 60 anos. Esse comportamento é consistente com evidências da literatura que descrevem menor estabilidade nas extremidades do ciclo vital, frequentemente associada a maior oscilação do centro de pressão em análises estabilométricas (Theodosiadou et al., 2025; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023). Importa destacar que estudos prévios têm sido conduzidos majoritariamente em condições estáticas, enquanto o presente estudo utiliza uma tarefa dinâmica sob instabilidade mecânica, potencialmente mais sensível para detectar diferenças funcionais ao longo da vida.

Durante o desenvolvimento, o aumento progressivo do desempenho pode ser atribuído ao amadurecimento dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial e à melhoria da integração sensório-motora, com níveis próximos ao adulto sendo atingidos ao final da adolescência (Hirabayashi; Iwasaki, 1995; Kakebeeke et al., 2025; Steindl et al., 2006). A partir da meia idade (>41 anos) já são detectáveis sinais de instabilidade funcional em tarefas complexas (Haddad et al., 2013), contudo, a piora progressiva e acelerada ocorre após os 60 anos, com o aumento da oscilação postural e redução da eficiência sensorial integrativa (Freitas Júnior, 2003; Peterka, 2002), corroborando o declínio observado neste estudo. Importante destacar que desempenhos similares entre crianças pequenas e idosos não refletem mecanismos equivalentes, mas processos distintos: imaturidade sensório-motora versus degeneração senescente (Theodosiadou et al., 2025; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023).

Dentro da fase ascendente do modelo em U invertido, o desempenho apresentou progressão não linear da infância à adolescência, com ganhos graduais interrompidos por um platô transitório entre 8–10 e 11–13 anos. A melhora inicial é consistente com evidências de redução progressiva da magnitude de oscilação do COP e aprimoramento da organização sensório-motora ao longo do desenvolvimento (Hirabayashi; Iwasaki, 1995; Riach; Hayes, 1987). Paralelamente, análises não lineares indicam que a adolescência é marcada por diminuição da entropia e maior regularidade temporal do COP, sugerindo refinamento do controle postural com o avanço etário (Quatman-Yates et al., 2018). O platô identificado coincide com o período pubertário, no qual alterações rápidas nas proporções corporais podem gerar dessintonia temporária entre produção de força e controle neuromuscular, fenômeno descrito como “*adolescent awkwardness*” (Quatman-Yates et al., 2012). Evidências adicionais demonstram mudanças transitórias no equilíbrio associadas ao *timing* pubertário (John et al., 2019) e a desequilíbrios relativos de força nos membros inferiores durante a maturação (Quatman-Yates et al., 2013). A elevação expressiva do desempenho entre 11–13 e 14–17 anos, aproximando-se dos valores adultos nesta última faixa etária, sugere superação dessa fase reorganizacional e consolidação funcional, possivelmente relacionada às adaptações neuroendócrinas da puberdade tardia (Güemes-Hidalgo, 2017) e ao amadurecimento progressivo dos sistemas sensoriais (Hirabayashi; Iwasaki, 1995), incluindo a maturação vestibular por volta dos

15–16 anos (Steindl et al., 2006), o que pode contribuir para a consolidação do desempenho próximo ao padrão adulto no final da adolescência.

A ausência de diferença entre 14–17 e 18–40 anos indica que o patamar funcional adulto do equilíbrio dinâmico é atingido ao final da adolescência, embora a maturação dos sistemas sensoriais subjacentes seja descrita como processo prolongado (Haddad et al., 2013a). Evidências mostram que componentes visuais e vestibulares aproximam-se do nível adulto por volta dos 15–16 anos (Steindl et al., 2006), ainda que a integração vestibular completa possa permanecer inferior ao padrão adulto nessa idade (Hirabayashi; Iwasaki, 1995). Esse padrão é consistente com dados normativos que indicam estabilização do desempenho após os 14 anos em testes funcionais de equilíbrio (Ozinga et al., 2018). O platô observado entre adolescência tardia e adultos jovem converge com estudos que descrevem comportamento quadrático ou em U invertido do equilíbrio ao longo da vida, com pico entre a segunda e terceira décadas (Marchesi et al., 2022; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023), achado corroborado por meta-análise que demonstra melhor desempenho dinâmico em adultos jovens comparados a outras faixas etárias (Kiss; Schedler; Muehlbauer, 2018) e por dados percentílicos que mostram manutenção do desempenho máximo até aproximadamente a quarta década (Kakebeeke et al., 2025). Divergências na identificação da idade de pico de desempenho podem estar vinculadas ao modelo de avaliação utilizado; enquanto o paradigma da postura estática quieta foca na magnitude e regularidade da oscilação, tarefas que envolvem desafios dinâmicos demandam o controle postural dependente da tarefa, nessas condições, o sistema nervoso deve organizar um sistema de múltiplos graus de liberdade, ajustando as configurações corporais de forma a garantir a flexibilidade de movimento necessária para manter a estabilidade enquanto se atende às exigências de uma meta concorrente (Haddad et al., 2013). Estudos de marcha com perturbação confirmam que diferenças etárias emergem principalmente sob maior exigência adaptativa (Vervoort et al., 2020), sustentando que o platô entre adolescência tardia e adultos jovem representa consolidação funcional robusta antes do declínio relacionado ao envelhecimento, sendo essa faixa etária referência adequada para desempenho máximo em testes dinâmicos sobre plataformas validados (Rizzato et al., 2023).

O declínio do desempenho observado a partir da meia-idade, mais

pronunciada após os 60 anos, é consistente com evidências de deterioração progressiva da estabilidade postural (Freitas Júnior, 2003; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023), associada à redução da eficiência na integração sensorial e ao aumento da variabilidade motora (Freitas Júnior, 2003; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023). Alterações no controle postural podem emergir precocemente em tarefas desafiadoras, antes de se tornarem evidentes em condições menos exigentes, refletindo a natureza tarefa-dependente do equilíbrio (Steindl et al., 2006; Vereeck et al., 2008). Em análises ao longo da vida, o desempenho segue padrão em U invertido, com pico na idade adulta jovem e queda subsequente gradual, o que é compatível com a redução do escore máximo observados após a meia-idade (Marchesi et al., 2022; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023), e com a piora acentuada após a sexta década (Theodosiadou et al., 2025), como observados em nosso estudo.

Em termos neurofisiológicos, o envelhecimento está associado à redução da confiabilidade aferente, menor eficiência de adaptação sensorial e alterações no processamento neural central, resultando em maior dependência de respostas reativas e menor capacidade adaptativa frente a perturbações (Haddad et al., 2013b; Peterka, 2002). Em perturbações contínuas, adultos jovens utilizam predominantemente ajustes antecipatórios, ao passo que idosos recorrem a respostas reativas com menor adaptação intertentativas, maior influência de ruído sensorial e atrasos neurais, configurando controle menos preditivo e mais dependente de correções tardias (Bugnariu; Sveistrup, 2006). O processo de envelhecimento compromete a capacidade de reorganizar rapidamente o corpo no espaço diante de perturbações inesperadas, em virtude do declínio da força e da potência muscular e da redução da velocidade de movimento (McIntosh, 2013, 2020), levando adultos mais velhos a adotarem estratégias compensatórias em atividades locomotoras, como o aumento da margem de estabilidade médio-lateral e ajustes temporais, a fim de preservar o equilíbrio sob desafio (Vervoort et al., 2020). Esse conjunto de alterações fornece base fisiológica para a redução do desempenho máximo e para a menor probabilidade de manutenção prolongada nos níveis mais elevados da classificação funcional sob condições instáveis, devido a degeneração senescente no envelhecimento (Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023).

Evidências experimentais em plataformas instáveis corroboram esses achados, demonstrando maior oscilação, aumento da co-contração muscular e maior

custo neuromuscular em idosos, mesmo quando comparados a adultos jovens em condições equivalentes (Segal et al., 2022, 2023). Adicionalmente, quando idosos são analisados na postura sentada em superfícies instáveis, apresentam menor tempo de manutenção e pior rastreamento direcional, associados a declínio proprioceptivo e controle axial reduzido (Park et al., 2016). Essas adaptações refletem estratégias compensatórias frente à instabilidade, associadas à redução da eficiência neuromotora e à diminuição da capacidade de controle preditivo. Em conjunto, esses resultados corroboram que a instabilidade mecânica atua como amplificador das limitações sensório-motoras do envelhecimento, tornando a idade cronológica um preditor progressivamente mais robusto do desempenho máximo e da capacidade de alcançar e sustentar os níveis superiores da classificação funcional.

No que se refere à interpretabilidade dos escores, a construção de referências normativas percentílicas (P5–P95) e zonas classificatórias constitui um dos principais avanços do presente estudo. Essa abordagem permite posicionar o desempenho individual em relação à distribuição normativa específica por faixa etária, atribuindo significado clínico direto aos escores observados. De acordo com o COSMIN, a interpretabilidade não é uma propriedade de medida, mas um atributo essencial para a aplicação prática dos instrumentos, permitindo a tradução de escores em categorias clinicamente relevantes. Nesse sentido, a identificação de efeitos de piso na infância inicial, expansão da variabilidade durante o desenvolvimento, estabilização na fase adulta e declínio progressivo no envelhecimento reforça a sensibilidade do instrumento às mudanças funcionais ao longo do ciclo vital. Esse padrão indica que o instrumento é sensível tanto às mudanças maturacionais quanto ao declínio funcional associado ao envelhecimento (Kakebeeke et al., 2025; Lenhard; Lenhard; Gary, 2019; Ozinga et al., 2018; Theodosiadou et al., 2025), característica considerada fundamental para testes motores utilizados em avaliação clínica e esportiva (Andreeva et al., 2021; Lenhard; Lenhard; Gary, 2019). Do ponto de vista fisiológico, essa distribuição percentílica reflete os processos de organização do controle postural ao longo da vida. Durante o desenvolvimento, ocorre progressivo refinamento da integração entre os sistemas visual, vestibular e somatossensorial, resultando em maior estabilidade postural e respostas motoras adaptativas mais eficientes (Ferber-Viart et al., 2007; Steindl et al., 2006). Em contraste, o envelhecimento associa-se à redução da confiabilidade aferente, menor eficiência da

reponderação sensorial e alterações no processamento neural central, comprometendo a capacidade de resolver conflitos sensoriais e manter estabilidade sob condições de instabilidade mecânica (Haddad et al., 2013b; Peterka, 2002, 2018).

A trajetória percentílica observada neste estudo é consistente com evidências provenientes de avaliações instrumentais do equilíbrio ao longo do ciclo vital. Investigações com posturografia dinâmica computadorizada demonstram que múltiplos parâmetros do controle postural apresentam desenvolvimento progressivo durante a infância e adolescência, estabilização na idade adulta jovem e declínio gradual com o envelhecimento, tornando-se mais pronunciado após a sexta década de vida (Zhiqiang et al., 2025; Van Humbeeck; Kliegl; Krampe, 2023). Além disso, estudos experimentais indicam que as diferenças etárias no desempenho tornam-se particularmente evidentes em tarefas dinâmicas ou sob perturbação mecânica, nas quais o sistema nervoso deve reorganizar continuamente estratégias posturais para manter a estabilidade (Haddad et al., 2013; VERVOORT et al., 2020). Nesse contexto, a construção de curvas percentílicas (P5–P95) e zonas classificatórias permite interpretar o desempenho individual em relação à distribuição normativa da sua faixa etária, superando limitações associadas ao uso de pontos de corte universais frequentemente empregados em escalas clínicas. Instrumentos amplamente utilizados, como a *Berg Balance Scale* e o *Functional Reach Test* (FRT) foram originalmente desenvolvidos para identificação de risco de quedas em idosos e não para classificação funcional ao longo do ciclo vital (Berg, 1992; Hauser; Cardoso; Mazo, 2020; Rosa; Perracini; Ricci, 2019; Shigematsu et al., 2003), sendo que evidências posteriores demonstram declínio progressivo de seus escores com o envelhecimento e destacam a necessidade de referências normativas específicas por idade para interpretação adequada do desempenho (Downs; Marquez; Chiarelli, 2014; Muir et al., 2008). A ausência de referências normativas por faixa etária dificulta a interpretação clínica do desempenho individual, sendo essencial para identificar prejuízos no equilíbrio e monitorar a eficácia de tratamentos (Eriksen; Hougaard, 2023; Zhiqiang et al., 2025). Assim, a abordagem normativa baseada em percentis adotada neste estudo amplia a utilidade clínica e científica do teste ao permitir a identificação objetiva de desempenhos reduzidos ou elevados em diferentes fases da vida, preservando a validade interpretativa das normas e alinhando-se às recomendações contemporâneas para construção de referências em testes motores (Lenhard;

Lenhard; Gary, 2019; Ozinga et al., 2018). Consequentemente, as curvas percentílicas propostas fornecem um referencial normativo para interpretação clínica e esportiva do equilíbrio dinâmico, permitindo identificar desempenho funcional reduzido ou elevado ao longo do ciclo vital.

A comparação entre atletas e população geral evidenciou diferenças substanciais de desempenho, com tamanho de efeito elevado, indicando que o treinamento esportivo sistemático promove adaptações relevantes no controle postural dinâmico (Paillard, 2017; Zemková, 2014). Essas adaptações incluem maior eficiência na integração sensorial, respostas motoras mais rápidas e precisas (Hrysomallis, 2011; Paillard, 2017). Em nível neurofisiológico, o treinamento do equilíbrio repetido promove adaptações nos circuitos neurais responsáveis pela regulação da estabilidade corporal, incluindo aprimoramento da excitabilidade espinal, caracterizado por uma regulação mais eficiente e inibitória dos circuitos espinais, combinada com ativação muscular mais rápida e sincronizada, resultando em maior estabilidade dinâmica (Gruber et al., 2007; Taube; Gruber; Gollhofer, 2008). Paralelamente, estudos de neuroimagem indicam que o treinamento de equilíbrio está associado a processos de plasticidade estrutural e funcional em regiões cerebrais centrais para o controle postural, como o cerebelo, o córtex motor e os gânglios da base, refletindo reorganizações neurais induzidas pela prática motora (Sehm et al., 2014; Taubert et al., 2010). Sob a perspectiva dos modelos contemporâneos de controle postural, essas adaptações refletem processos de reajustes sensoriais adaptativos, nos quais o sistema nervoso central ajusta dinamicamente o peso relativo das diferentes fontes aferentes para otimizar a estabilidade corporal em contextos de instabilidade mecânica ou sensorial (Haddad et al., 2013b; Paillard, 2017). Em conjunto, esses mecanismos explicam o melhor desempenho observado no grupo agregado de atletas, sugerindo que a prática esportiva sistemática promove adaptações multissistêmicas que ampliam a capacidade de controle postural dinâmico quando comparada à população geral sem treinamento específico (Hrysomallis, 2011; Zemková, 2014).

Após estabelecido o efeito global do treinamento esportivo, a análise comparativa entre modalidades revelou diferença global entre esportes, porém com distinção significativa apenas entre atletas de esportes com alta demanda de equilíbrio, como skate e motocross, e jogadores de basquetebol, sugerindo que o

desempenho no teste é influenciado pela natureza das exigências sensório-motoras específicas do treinamento esportivo (Hrysomallis, 2011; Paillard, 2017; Zemková, 2014). Práticas esportivas que impõem perturbações contínuas da base de suporte e exigem controle preciso do centro de massa favorecem adaptações neuromotoras associadas à maior eficiência da integração visual, vestibular e somatossensorial, bem como respostas compensatórias mais rápidas para estabilização corporal (Gruber et al., 2007; Sehm et al., 2014; Taube; Gruber; Gollhofer, 2008; Taubert et al., 2010). Nesse contexto, categorias esportivas caracterizadas por elevada complexidade motora e frequente exposição a perturbações posturais, como as atividades circenses e esportes de alta demanda de equilíbrio, tendem a promover adaptações mais pronunciadas nos mecanismos de controle postural e na coordenação intersegmentar (Ambegaonkar et al., 2016; Hubbard, 1980; Kiss; Critchley; Kenny, 2025; Mouchnino et al., 1998). Estudos comparativos entre práticas esportivas corroboram essa interpretação, demonstrando melhor controle postural em esportes técnicos ou com elevada demanda de equilíbrio, como ginástica, salto de esqui, mergulho ou tiro esportivo, quando comparados a esportes coletivos (Andreeva et al., 2021; Lauenroth et al., 2021; Vuillerme; Teasdale; Nougier, 2001).

Esportes de alta demanda de equilíbrio exigem um nível superior de expertise em controle postural devido à natureza intrinsecamente instável das tarefas (Feletti; Mucci; Aliverti, 2019; Hubbard, 1980), o que se reflete em maior capacidade de manutenção da estabilidade em superfícies instáveis, como demonstrado em indivíduos experientes em tarefas de equilíbrio, que conseguem permanecer por mais tempo em estruturas instáveis como slackline quando comparados a indivíduos sem experiência prévia (Stein; Mombaur, 2022). Em contraste, modalidades nas quais o equilíbrio ocorre predominantemente em contextos de locomoção dinâmica, como esportes coletivos ou corrida, podem impor demandas relativamente menores de estabilidade em superfícies altamente instáveis, o que pode explicar os incrementos funcionais mais modestos observados nesses grupos (Bressel et al., 2007; Hrysomallis, 2011). Esses achados reforçam o princípio da especificidade do treinamento motor, segundo o qual as adaptações no controle postural refletem diretamente as demandas biomecânicas e sensório-motoras impostas pelas tarefas praticadas ao longo do treinamento (Kiss; Schedler; Muehlbauer, 2018; Paillard, 2017; Zemková, 2014). Esse princípio também é evidenciado em estudos experimentais que

demonstram que o treinamento em slackline promove melhorias predominantemente específicas para a tarefa treinada, com transferência limitada para outras tarefas de equilíbrio (Giboin et al., 2019). A regressão logística confirmou que o ENM é um forte preditor independente do pertencimento ao grupo de atletas, independentemente da idade, reforçando a robustez da validade de construto do instrumento.

A análise da curva ROC demonstrou excelente capacidade discriminativa ($AUC = 0,941$), indicando alta probabilidade de classificação correta entre atletas e não atletas. Valores dessa magnitude são amplamente considerados indicativos de elevada acurácia diagnóstica, refletindo forte capacidade do instrumento para distinguir indivíduos com treinamento sistemático daqueles pertencentes à população geral (Hosmer; Lemeshow; Sturdivant, 2013; Šimundić, 2009). Esse resultado posiciona o teste como ferramenta potencialmente relevante para avaliação objetiva de níveis elevados de controle postural em contextos esportivos. Instrumentos utilizados na avaliação funcional do equilíbrio, como o Star Excursion Balance Test e o Y-Balance Test, apresentam utilidade clínica consolidada, porém frequentemente demonstram capacidade discriminativa moderada para distinguir níveis de desempenho em populações atléticas (Butler et al., 2013; Plisky et al., 2009). O ponto de corte identificado ($ENM \geq 4,5$) apresenta utilidade prática para identificação de alto desempenho funcional, com elevada sensibilidade e especificidade.

A ausência de efeito de teto na população geral e na amostra total, indicando que o teste mantém capacidade discriminativa adequada nos níveis superiores de desempenho. Em instrumentos psicométricos e testes funcionais, a ocorrência de efeito de teto pode limitar a capacidade de distinguir indivíduos com alto desempenho, reduzindo a sensibilidade do instrumento para detectar diferenças funcionalmente relevantes (McHorney; Tarlov, 1995; Terwee et al., 2007). De acordo com critérios amplamente utilizados na literatura de propriedades de medida, proporções superiores a aproximadamente 15% de participantes atingindo o escore máximo são consideradas indicativas de efeito de teto clinicamente relevante (McHorney; Tarlov, 1995; Terwee et al., 2007). A presença de efeito de teto restrito ao grupo de atletas era esperada, dado o alto nível de desempenho dessa subamostra, e não compromete a aplicabilidade do instrumento na população normativa. Esse resultado sugere que a progressão de dificuldade do teste é adequada para capturar

ampla variação de capacidade funcional.

Do ponto de vista aplicado, a combinação entre validade de construto robusta e elevada interpretabilidade torna o instrumento particularmente útil para contextos clínicos, esportivos e educacionais. A possibilidade de classificar o desempenho individual em relação a normas específicas por idade permite identificação objetiva de déficits funcionais, monitoramento longitudinal e avaliação de intervenções. Além disso, características operacionais como baixo custo, portabilidade e facilidade de aplicação ampliam seu potencial de uso em diferentes cenários. Entre as limitações, destaca-se o delineamento transversal, que impede inferências sobre trajetórias intraindividuais ao longo do tempo. A heterogeneidade das modalidades esportivas e o menor tamanho amostral do grupo de atletas podem limitar a generalização dos achados, embora também contribuam para a avaliação da capacidade discriminativa em diferentes contextos funcionais. Adicionalmente, a natureza ordinal do escore pode gerar empates, condição adequadamente tratada por métodos estatísticos não paramétricos.

Em síntese, o presente estudo fornece evidências robustas de validade de construto e elevada interpretabilidade para o teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável, sustentando sua aplicação como ferramenta de avaliação funcional ao longo do ciclo vital. A integração entre discriminação entre grupos, sensibilidade desenvolvimental e referências normativas percentílicas posiciona o instrumento como uma alternativa promissora para avaliação do controle postural dinâmico em diferentes contextos.

4.5 CONCLUSÃO

O presente estudo fornece evidências robustas de validade de construto para o instrumento do equilíbrio dinâmico em plataforma instável, demonstrada pela elevada capacidade de discriminar o desempenho entre diferentes faixas etárias ao longo do ciclo de vida e entre indivíduos com distintos níveis de treinamento esportivo. Adicionalmente, a excelente acurácia na identificação de atletas, associada a um ponto de corte funcional ($ENM \geq 4,5$), reforça a capacidade do instrumento em distinguir grupos teoricamente conhecidos, conforme esperado

para medidas funcionais sensíveis ao desempenho motor. A ausência de efeito de teto na população geral, indica adequada distribuição dos escores nos níveis superiores de desempenho, sustentando a capacidade discriminativa do instrumento em um amplo espectro funcional. A construção de referências normativas baseadas em percentis, associada à definição de zonas classificatórias, amplia substancialmente a interpretabilidade dos escores, permitindo a contextualização do desempenho individual em relação à distribuição normativa específica por faixa etária. Essa abordagem fornece suporte direto à tomada de decisão clínica e à classificação funcional em diferentes contextos de aplicação. Em conjunto, a integração entre evidências de validade de construto e parâmetros de interpretabilidade posiciona o instrumento como uma ferramenta consistente e aplicável para avaliação do equilíbrio dinâmico. Considerando ainda suas características operacionais — baixo custo, portabilidade e facilidade de aplicação — o teste apresenta elevado potencial de utilização em contextos clínicos, esportivos e educacionais, contribuindo para a avaliação funcional, monitoramento do desempenho e apoio à tomada de decisão baseada em evidências ao longo do ciclo vital.

5. CONCLUSÃO FINAL DA TESE

A presente tese teve como objetivo desenvolver um teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável e testar suas propriedades psicométricas, propondo um instrumento funcional capaz de avaliar, classificar e discriminar o desempenho do equilíbrio em diferentes populações. Para isso, a tese foi estruturada em três estudos complementares, que abordaram sucessivamente o desenvolvimento do instrumento, suas propriedades de confiabilidade e sua validade de construto, bem como sua interpretabilidade clínica e normativa.

No Estudo 1, foi conduzida a etapa de desenvolvimento metodológico do instrumento, com o objetivo de identificar parâmetros estruturais capazes de produzir níveis progressivos e funcionalmente relevantes de instabilidade mecânica. Para isso, foram avaliadas 19 bases de suporte com diâmetros variando de 2 a 68 cm, testadas em três alturas distintas da plataforma (8, 10,5 e 13,5 cm) e em três condições podais (bipodal, semi-tandem e anteroposterior). Esse delineamento permitiu analisar de forma sistemática o comportamento do desempenho de equilíbrio em função da manipulação simultânea de variáveis geométricas e biomecânicas do sistema de instabilidade. A análise dos dados foi conduzida por meio de regressão segmentada (*piecewise regression*), técnica que permitiu identificar pontos de mudança na relação entre o diâmetro da base de suporte e o tempo absoluto em equilíbrio e o número de desequilíbrios. Com base nesses resultados, foi definida a progressão final do instrumento utilizando bases de suporte que variaram do maior nível de instabilidade (2 cm) ao menor nível de instabilidade (42 cm), organizadas em uma sequência funcional progressiva. E ainda, a partir dessa modelagem, foi possível selecionar a altura de 8 cm como configuração estrutural mais adequada, por apresentar melhor sensibilidade discriminativa entre os níveis de instabilidade e menor interferência de fatores mecânicos adicionais. Por fim, foi definido o tempo critério de 10 segundos como requisito para progressão entre os níveis do teste. Esse valor foi estabelecido a partir da análise do comportamento do desempenho (maior tempo em equilíbrio) ao longo das tentativas, buscando um ponto que permitisse simultaneamente exigência funcional suficiente para caracterizar controle postural estável e viabilidade operacional do protocolo, evitando tempos excessivamente longos que pudessem gerar fadiga ou reduzir a progressão entre níveis. Dessa forma,

o tempo critério adotado de 10 segundos representa um parâmetro de teste com rigor funcional e aplicabilidade prática do instrumento.

No Estudo 2, foram investigadas as propriedades de confiabilidade e erro de medida por meio de delineamento teste–reteste. Foram comparadas duas configurações de progressão (sete e nove níveis), visando identificar o melhor equilíbrio entre granularidade da medida e aplicabilidade prática. Os resultados demonstraram que a configuração com sete níveis apresentou desempenho superior, com elevada confiabilidade ($ICC = 0,881$), concordância adequada (κ ponderado = $0,433$) e menor erro de medida ($MDC95 = 1,14$ níveis). Esses achados indicam que a versão com sete níveis apresenta maior estabilidade temporal e precisão, atendendo aos critérios contemporâneos de confiabilidade e erro de medida recomendados para instrumentos clínicos, consolidando sua escolha como versão final do teste.

No Estudo 3, foi avaliada a validade de construto e a interpretabilidade do instrumento em uma ampla amostra ($n = 748$; 4–87 anos), incluindo população geral e atletas. O desempenho apresentou trajetória não linear ao longo do ciclo vital, com diferenças significativas entre faixas etárias ($H(6) = 364,78$; $p < 0,001$) e tamanho de efeito elevado ($\eta^2H = 0,52$), evidenciando forte validade de construto baseada em diferenças conhecidas (*known-groups validity*). Atletas apresentaram desempenho substancialmente superior à população geral, reforçando a capacidade do instrumento em discriminar níveis distintos de habilidade motora. Adicionalmente, a análise ROC demonstrou excelente acurácia discriminativa ($AUC = 0,941$), com ponto de corte funcional ($ENM \geq 4,5$) capaz de identificar indivíduos com alto desempenho, fornecendo evidência adicional de validade de construto convergente/discriminativa. A interpretabilidade foi estabelecida por meio da construção de referências normativas percentílicas estratificadas por faixa etária e da definição de zonas classificatórias baseadas na distribuição dos escores. Esse sistema permite posicionar o desempenho individual em relação à população de referência, identificando níveis muito baixos, baixos, normativos e elevados de desempenho. A ausência de efeito de teto na população geral e na amostra total confirma a adequada capacidade discriminativa do instrumento ao longo de todo o espectro funcional, reforçando sua utilidade clínica e científica.

Do ponto de vista metodológico, esta tese contribui ao propor um instrumento padronizado, progressivo e funcional para avaliação do equilíbrio

dinâmico, baseado em manipulação sistemática da instabilidade mecânica. Diferentemente de muitos testes tradicionais de equilíbrio, frequentemente baseados em tarefas estáticas ou em equipamentos laboratoriais complexos, o protocolo desenvolvido apresenta validade ecológica, por reproduzir demandas motoras típicas de situações dinâmicas do cotidiano e do esporte. Além disso, o escore baseado no nível máximo de instabilidade alcançado permite interpretação direta e funcional do desempenho, favorecendo sua aplicabilidade em contextos clínicos, esportivos e educacionais. A viabilidade operacional do instrumento, caracterizada por baixo custo, portabilidade e facilidade de aplicação, amplia seu potencial de uso em diferentes cenários, incluindo avaliação em larga escala e ambientes com recursos limitados.

Em síntese, os resultados desta tese demonstram que o instrumento *UP-Balance* apresenta evidências robustas de um protocolo de teste de avaliação de equilíbrio com validade de confiabilidade e erro de medida, validade de construto, além de parâmetros bem definidos de interpretabilidade, permitindo classificar o desempenho ao longo do ciclo vital e discriminar diferentes níveis de habilidade motora associados à idade e ao treinamento. Dessa forma, o instrumento configura-se como uma ferramenta válida, confiável e clinicamente interpretável para avaliação do equilíbrio dinâmico, com potencial aplicação em diagnóstico funcional, monitoramento de intervenções e pesquisa científica em diferentes populações.

REFERÊNCIAS

- AALTONEN, S. *et al.* Prevention of Sports Injuries: Systematic Review of Randomized Controlled Trials. **Archives of Internal Medicine**, v. 167, n. 15, p. 1585–1592, 13 ago. 2007.
- AHMADI, S. *et al.* Towards computerized diagnosis of neurological stance disorders: data mining and machine learning of posturography and sway. **Journal of Neurology**, v. 266, n. 1, p. 108–117, 1 set. 2019.
- AL ATTAR, W. S. A. *et al.* Injury prevention programs that include balance training exercises reduce ankle injury rates among soccer players: a systematic review. **Journal of Physiotherapy**, v. 68, n. 3, p. 165–173, 1 jul. 2022.
- ALMEIDA, G. L.; CARVALHO, R. L.; TALIS, V. L. Postural strategy to keep balance on the seesaw. **Gait & Posture**, v. 23, n. 1, p. 17–21, jan. 2006.
- ALMEIDA, G. P. L. *et al.* Y balance test has no correlation with the Stability Index of the Biodex Balance System. **Musculoskeletal Science and Practice**, v. 27, p. 1–6, fev. 2017.
- 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, 1 dez. 2015.
- ALVES, N. B.; SCHEICHER, M. E. Equilíbrio postural e risco para queda em idosos da cidade de Garça, SP. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 14, p. 763–768, 2011.
- AMBEGAONKAR, J. P. *et al.* Lower extremity hypermobility, but not core muscle endurance influences balance in female collegiate dancers. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 11, n. 2, p. 220–229, abr. 2016.
- ANDERSON, K.; BEHM, D. G. The Impact of Instability Resistance Training on Balance and Stability. **Sports Medicine**, v. 35, n. 1, p. 43–53, 1 jan. 2005.
- ANDREEVA, A. *et al.* Postural stability in athletes: The role of sport direction. **Gait & Posture**, v. 89, p. 120–125, 1 set. 2021.
- 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, 1 jan. 2016.
- ARIFIN, W. N. **Sample size calculator (web) [Internet]**. Disponível em: <<https://wnarifin.github.io/ssc/ssicc.html>>. Acesso em: 11 dez. 2025a.
- ARIFIN, W. N. A Web-based Sample Size Calculator for Reliability Studies. **Education in Medicine Journal**, v. 10, p. 67–76, 28 set. 2018b.
- ARNOLD, B. L.; SCHMITZ, R. J. Examination of Balance Measures Produced by the Biodex Stability System. **Journal of Athletic Training**, v. 33, n. 4, p. 323–327, 1998.
- ASSEMAN, F. B.; CARON, O.; CRÉMIEUX, J. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? **Gait & Posture**, v. 27, n. 1, p. 76–81, 1 jan. 2008.
- AYDOĞ, E. *et al.* Evaluation of dynamic postural balance using the Biodex Stability System in rheumatoid arthritis patients. **Clinical Rheumatology**, v. 25, n. 4, p. 462–467, 1 jul. 2006.
- BARANES, G. *et al.* Use of the Brief-BESTest partially instrumented with accelerometry to detect balance deterioration in middle-age. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 36, n. 1, p. 214, 2024.

- BARFI, M. *et al.* Wobble Board Instability Enhances Compensatory CoP Responses to CoM Movement Across Timescales. **Sensors**, v. 25, n. 14, p. 4454, jan. 2025.
- BEHM, D.; COLADO, J. C. THE EFFECTIVENESS OF RESISTANCE TRAINING USING UNSTABLE SURFACES AND DEVICES FOR REHABILITATION. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 2, p. 226–241, abr. 2012.
- BERG, K. **Measuring balance in the elderly : development and validation of an instrument.** McGill University, , 1992. Disponível em: <<https://escholarship.mcgill.ca/concern/theses/9k41zg16n>>. Acesso em: 14 jan. 2026.
- BLAND, J.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **The Lancet**, 1986.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1 abr. 1999.
- BLASCO, J-M. *et al.* Instability training, assessing the impact of level of difficulty on balance: A randomized clinical trial. **Gait & Posture**, v. 70, p. 116–121, 1 maio 2019.
- BOHANNON, R. W. Reference Values for the Five-Repetition Sit-to-Stand Test: A Descriptive Meta-Analysis of Data from Elders. **Perceptual and Motor Skills**, v. 103, n. 1, p. 215–222, 1 ago. 2006.
- BONETT, D. G. Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision. **Statistics in Medicine**, v. 21, n. 9, p. 1331–1335, 2002.
- BONFIM, T. R. *et al.* Efeito de informação sensorial adicional na propriocepção e equilíbrio de indivíduos com lesão do LCA. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, p. 291–296, 2009.
- BORREANI, S. *et al.* Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 404–409, 1 jan. 2014.
- BRESSEL, E. *et al.* Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 42, n. 1, p. 42–46, 2007.
- BRUNIERA, C. A. V.; RODACKI, A. L. F. Respostas estabilométrica de jovens e idosos para recuperar o equilíbrio após uma perturbação inesperada controlada. **Revista da Educação Física / UEM**, v. 25, p. 345–351, 2014.
- BUGNARIU, N.; SVEISTRUP, H. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 42, n. 1, p. 73–89, 1 jan. 2006.
- BUTLER, R. J. *et al.* Dynamic Balance Performance and Noncontact Lower Extremity Injury in College Football Players: An Initial Study. **Sports Health**, v. 5, n. 5, p. 417–422, 1 set. 2013.
- CACHUPE, W. J. C. *et al.* Reliability of Biodex Balance System Measures. **Measurement in Physical Education and Exercise Science**, v. 5, n. 2, p. 97–108, jun. 2001.
- CANDIDO, C. R. C.; FAQUIN, B. S.; OKAZAKI, V. H. A. Análise da hipótese de restrição da ação e do efeito do foco de atenção em tarefa de equilíbrio em plataforma instável. **Revista da Educação Física / UEM**, v. 23, p. 655–662, 2012.
- CANTOR, Z. **Balance platform method and apparatus.** , 21 set. 2006. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US20060211553A1/en?q=US20060211553A1>>. Acesso em: 5 nov. 2025
- CARLOS, A. G. *et al.* Postural balance and associated factors with the fall risk assessed in older adults with type 2 diabetes mellitus. **Revista Brasileira de Geriatria**

e Gerontologia, v. 27, p. e230161, 2024.

CASTELANI, R. A. *et al.* Análise do equilíbrio dinâmico em praticantes de balé clássico, de dança de salão e de não praticantes de dança. **Revista da Educação Física / UEM**, v. 25, p. 597–607, 2014.

CASTRO, P. M. M. A. *et al.* Testes de equilíbrio e mobilidade funcional na predição e prevenção de riscos de quedas em idosos. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 18, p. 129–140, 2015.

CHAGDES, J. R. *et al.* Dynamic stability of a human standing on a balance board. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 15, p. 2593–2602, 18 out. 2013.

CIMADORO, G. *et al.* Effects of different unstable supports on EMG activity and balance. **Neuroscience Letters**, v. 548, p. 228–232, ago. 2013a.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2. ed. New York: Routledge, 1988.

CONDON, J. E.; HILL, K. D. Reliability and Validity of a Dual-Task Force Platform Assessment of Balance Performance: Effect of Age, Balance Impairment, and Cognitive Task. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 1, p. 157–162, 2002.

CROTTS, D. *et al.* Balance Abilities of Professional Dancers on Select Balance Tests. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 23, n. 1, p. 12–17, jan. 1996.

CUG, M.; WIKSTROM, E. A. Learning Effects Associated With the Least Stable Level of the Biodex® Stability System During Dual and Single Limb Stance. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 13, n. 2, p. 387–392, 1 maio 2014.

DAVLIN, C. D. Dynamic Balance in High Level Athletes. **Perceptual and Motor Skills**, v. 98, n. 3_suppl, p. 1171–1176, 1 jun. 2004.

DAWSON, N. *et al.* Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. **Health Science Reports**, v. 1, n. 12, p. e98, 2018.

DE ABREU, D. C. C. *et al.* Standing balance test for fall prediction in older adults: a 6-month longitudinal study. **BMC Geriatrics**, v. 24, p. 947, 15 nov. 2024.

DE VET, H. C. W. *et al.* **Measurement in Medicine: A Practical Guide**. 1. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2011.

DELIGIANNIS, T. *et al.* Selective engagement of long-latency reflexes in postural control through wobble board training. **Scientific Reports**, v. 14, n. 1, p. 31819, 30 dez. 2024.

DELIGIANNIS, T.; MANGALAM, M. Wobble-Board Dynamics Identify Individual Signatures of Balance Control for Clinical Assessment: T. Deligiannis, M. Mangalam. **Annals of Biomedical Engineering**, p. 1-21, 2025a..

DELIGIANNIS, T.; MANGALAM, M. Geometric principles of wobble board design for balance training and rehabilitation. **Scientific Reports**, v. 15, n. 1, p. 28933, 7 ago. 2025b.

DOS SANTOS, M. P. G. *et al.* The effectiveness of progressions of difficulty during an exercise program to improve balance and gait in older individuals: A randomized clinical trial. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 29, n. 3, 1 maio 2025.

DOWNS, S.; MARQUEZ, J.; CHIARELLI, P. Normative scores on the Berg Balance Scale decline after age 70 years in healthy community-dwelling people: a systematic review. **Journal of Physiotherapy**, v. 60, n. 2, p. 85–89, 1 jun. 2014.

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, p. 183–192, 2010.

- DUTT-MAZUMDER, A.; DHAR, S.; DUTT-MAZUMDER, C. Postural Stability Variables for Dynamic Equilibrium. **Journal of nature and science**, v. 4, n. 12, p. e541, dez. 2018.
- EFTEKHAR-SADAT, B. *et al.* Effect of balance training with Biodex Stability System on balance in diabetic neuropathy. **Therapeutic Advances in Endocrinology and Metabolism**, v. 6, n. 5, p. 233–240, out. 2015.
- ELENA, S. *et al.* Identification of the Balance Capability – A Perceptual-motor Component-in Teenagers. **Procedia - Social and Behavioral Sciences**, The International Conference PSYCHOLOGY AND THE REALITIES OF THE CONTEMPORARY WORLD – 4th EDITION - PSIWORLD 2013. v. 127, p. 260–264, 22 abr. 2014.
- EMERY, C. A. *et al.* Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. **CMAJ**, v. 172, n. 6, p. 749–754, 15 mar. 2005.
- ERIKSEN, N. D.; HOUGAARD, D. D. Age- and gender-specific normative data on computerized dynamic posturography in a cohort of Danish adults. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, v. 280, n. 5, p. 2191–2200, 1 maio 2023.
- FABRICATION ENTERPRISES INC. **MVP Balance System Instruction Manual**. Elmsford, NY: Fabrication Enterprises Inc., , 2012.
- FABRICATION ENTERPRISES INC. **FEI Product Catalog 2015 – p. 68**. Elmsford, NY: Fabrication Enterprises Inc., , 2015.
- FARIA, C. D. C. M.; TEIXEIRA-SALMELA, Luci F.; NADEAU, Sylvie. Predicting levels of basic functional mobility, as assessed by the Timed “Up and Go” test, for individuals with stroke: discriminant analyses. **Disability and Rehabilitation**, v. 35, n. 2, p. 146–152, 1 jan. 2013.
- FAUL, F. *et al.* Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. **Behavior Research Methods**, v. 41, n. 4, p. 1149–1160, 1 nov. 2009.
- FELETTI, F.; MUCCI, V.; ALIVERTI, A. Posture analysis in extreme sports. *In: DHM and Posturography. [S.l.]*: Academic Press, 2019. p. 791–798.
- FERBER-VIART, C. *et al.* Balance in healthy individuals assessed with Equitest: Maturation and normative data for children and young adults. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v. 71, n. 7, p. 1041–1046, 1 jul. 2007a.
- FLEISS, J. L.; COHEN, J. The Equivalence of Weighted Kappa and the Intraclass Correlation Coefficient as Measures of Reliability. **Educational and Psychological Measurement**, v. 33, n. 3, p. 613–619, out. 1973.
- FRANCE, E. P. *et al.* Preliminary Clinical Evaluation of the Breg K.A.T.: Effects of Training in Normals. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 2, n. 3, p. 133–139, ago. 1992.
- FREITAS JÚNIOR, P. B. **Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos**. Universidade Estadual Paulista Instituto De Biociências, 2003.
- FUCHS, P. X. *et al.* Wobble Board Performance: A Practical and Useful Quantification in Balance Assessment. **Applied Sciences**, v. 14, n. 14, p. 6113, jan. 2024.
- FUSCO, A. *et al.* Dynamic Balance Evaluation: Reliability and Validity of a Computerized Wobble Board. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 34, n. 6, p. 1709, jun. 2020.
- GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C.; GOODWAY, J. D. **Compreendendo o Desenvolvimento Motor - 7ed: Bebês, Crianças, Adolescentes e Adultos. [S.l.]**:

AMGH Editora, 2013.

GIBOIN, L-S. I. *et al.* Cortical, subcortical and spinal neural correlates of slackline training-induced balance performance improvements. **Neuroimage**, v. 202, p. 116061, 2019.

GOBBI, L. T. B. *et al.* Influência da informação exproprioceptiva em tarefa locomotora com alta demanda de equilíbrio em crianças. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 11, n. 4, p. 79–86, 2003.

GODARD, M. P.; WHITMAN, S. A.; RICHMOND, S. R. Effects of Balance Training on Stability and Neuromuscular Drive in Older Women. **Activities, Adaptation & Aging**, v. 28, n. 4, p. 59–73, 1 jan. 2004.

GRAS, N. *et al.* Do Progressive Sensorimotor Training Devices Produce A Graded Increase in Centre of Mass Displacement During Unipedal Balance Exercises in Athletes. **Applied Sciences**, v. 10, n. 11, p. 3893, jan. 2020.

GRAS, N. *et al.* Do increasingly unstable balance devices provide a graded challenge to bipedal stance in total hip arthroplasty patients? **Gait & Posture**, v. 108, p. 9–14, 1 fev. 2024.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J.; PLISKY, P. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. 1 maio 2012.

GRUBER, M. *et al.* Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 21, n. 1, p. 274, fev. 2007.

GUDŽIŪNAS, V. *et al.* Quantitative Assessment of the Effect of Instability Levels on Reactive Human Postural Control Using Different Sensory Organization Strategies. **Applied Sciences**, v. 14, n. 22, p. 10311, 9 nov. 2024.

GÜEMES-HIDALGO, M. Pubertad y adolescencia. v. V, n. Enero-Febrero 2017, 2017.

GUIDOTTI, F. J. *et al.* Dynamic balance in people with and without visual impairment analyzed on an unstable platform. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 19, n. 1, p. e454–e454, 3 jun. 2025.

GUIDOTTI, F. J. **Dissertação: avaliação do equilíbrio no teste de limite de estabilidade funcional em adultos jovens e idosos por meio de plataforma de força e smartphone**, 2022. Disponível em: <<https://repositorio.uel.br/srv-c0003-s01/api/core/bitstreams/15a93184-7d0f-4403-accd-d5b5aa7470d8/content>>

GUIDOTTI, F. J. **Análise do equilíbrio dinâmico: correlação entre plataforma de pressão e up-balance com 9 níveis de dificuldade**. . Exposição de pôster apresentado em 9º Encontro Paulista de Comportamento Motor (ENPACOM 2025) **Anais...** . Presidente Prudente - SP, 11 nov. 2025a.

GUIDOTTI, F. J. **Correlação entre medidas da plataforma de pressão e up-balance com 7 níveis de instabilidade**. . Pôster apresentado em XV Simpósio em Neuromecânica Aplicada **Anais...** . Curitiba - PR, 28 nov. 2025b.

GUILLOU, E.; DUPUI, P.; GOLOMER, E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 2, p. 317–324, 1 fev. 2007.

GURALNIK, J. M. *et al.* A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association With Self-Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission. **Journal of Gerontology**, v. 49, n. 2, p. M85–M94, 1 mar. 1994.

HADDAD, J. M. *et al.* Task-Dependent Postural Control Throughout the Lifespan. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 41, n. 2, p. 123, abr. 2013a.

- HADDAD, J. M. *et al.* Task-Dependent Postural Control Throughout The Lifespan. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 41, n. 2, p. 123–132, abr. 2013b.
- HANSEN, M. S. *et al.* The reliability of balance tests performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 8, n. 3, p. 180–185, 2000.
- HAUSER, E.; CARDOSO, F. L.; MAZO, G. Z. Reference values for balance in physically active elderly women. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 26, p. 328–331, 2020.
- HINMAN, M. R. Factors Affecting Reliability of the Biodex Balance System: A Summary of Four Studies. **Journal of sport rehabilitation**, v. 9, n. 3, p. 240-252, 2000.1 ago. 2000.
- HIRABAYASHI, S.; IWASAKI, Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. **Brain and Development**, v. 17, n. 2, p. 111–113, 1 mar. 1995.
- HOLM, I. *et al.* Effect of Neuromuscular Training on Proprioception, Balance, Muscle Strength, and Lower Limb Function in Female Team Handball Players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 14, n. 2, p. 88, mar. 2004.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii7–ii11, 1 set. 2006.
- HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural Orientation and Equilibrium. *In: Handbook of physiology (SECTION 12): a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts. [S.l.]: Rowell, L. B.; Sherpherd, J.T., 1996. p. 255–292.*
- HOSMER, D. W. Jr.; LEMESHOW, S.; STURDIVANT, R. X. **Applied Logistic Regression. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013.**
- HOWCROFT, J.; KOFMAN, J.; LEMAIRE, E.D. Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 91, 8 ago. 2013.
- HRYSOMALLIS, C. Balance ability and athletic performance. **Sports medicine**, v. 41, n. 3, p. 221–232, 2011.
- HUBBARD, M. Human control of the skateboard. **Journal of Biomechanics**, v. 13, n. 9, p. 745–754, 1 jan. 1980.
- INOUE, A. H.; GUAZZELLI, F. **Disposição técnica introduzida em multi plataforma de equilibrio.** 17 fev. 2009.
- JOHN, C. *et al.* Influence of biological maturity on static and dynamic postural control among male youth soccer players. **Gait & Posture**, v. 68, p. 18–22, 1 fev. 2019.
- KAKEBEEKE, T. H. *et al.* Neuromotor functions across the lifespan: percentiles from 6 to 80 years. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 17, 29 jul. 2025.
- KANG, D-W. *et al.* A study on balance assessment according to the levels of difficulty in postural control. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 6, p. 1832–1835, jun. 2016.
- KARARTI, C. *et al.* Determination of Biodex Balance System Cutoff Scores in Older People With Nonspecific Back Pain: A Cross-sectional Study. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 44, n. 1, p. 85–94, 1 jan. 2021.
- KEMERY, M. C.; GUILD, T. N. **Adjustable balancing board.** , 20 set. 2005. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US6945920B1/en?q=+US6945920B1+>>.
- Acesso em: 4 nov. 2025
- KERIM, D.; UZUNKULAOĞLU, A.; AY, S. Effectiveness of balance training with

- kinesthetic ability trainer (KAT 2000) in patients with peripheral neuropathic pain: a randomised controlled study. **The European Research Journal**, v. 5, n. 4, p. 697–706, 4 jul. 2019.
- KIERS, H. *et al.* A Systematic Review of the Relationship between Physical Activities in Sports or Daily Life and Postural Sway in Upright Stance. **Sports Medicine**, v. 43, n. 11, p. 1171–1189, 1 nov. 2013.
- KISS, J. L.; CRITCHLEY, M. L.; KENNY, S. J. Normative Data for Preseason Screening Assessments in Female University Contemporary Dancers. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 39, n. 9, p. e1099, set. 2025.
- KISS, R.; SCHEDLER, S.; MUEHLBAUER, T. Associations Between Types of Balance Performance in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Frontiers in Physiology**, v. 9, 28 set. 2018.
- KOO, T. K.; LI, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 15, n. 2, p. 155–163, 1 jun. 2016.
- KOTTNER, J. *et al.* Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 64, n. 1, p. 96–106, 1 jan. 2011.
- KRABBE, P. F. M. Classical Test Theory. **The Measurement of Health and Health Status**, 2017.
- LAUENROTH, A. *et al.* Comparison of Postural Stability and Regulation among Female Athletes from Different Sports. **Applied Sciences**, v. 11, n. 7, 5 abr. 2021.
- LEME, J. C. *et al.* The reliability of measures provided by the Unstable Platform for Balance Analysis in young adults with and without visual information. **Human Movement**, v. 23, n. 3, p. 104–112, 2022.
- LEME, J. C. *et al.* Orthostatic Balance is not Associated with Dynamic Balance Performed in Unstable Situations in Adults with and without Visual Information. **Journal of Yoga and Physiotherapy**, 2022b.
- LEME, J. C.; CANDIDO, C. R. C.; OKAZAKI, V. H. A. Effect of visual occlusion and light touch on dynamic postural balance on an unstable platform in elderly and young adult women. **Journal of Physical Education**, v. 29, p. e2918, 2018.
- LENHARD, A.; LENHARD, W.; GARY, S. Continuous norming of psychometric tests: A simulation study of parametric and semi-parametric approaches. **PLOS ONE**, v. 14, n. 9, p. e0222279, 17 set. 2019.
- LINENS, S. W.; ROSS, S. E.; ARNOLD, B. L. Wobble Board Rehabilitation for Improving Balance in Ankles With Chronic Instability. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 26, n. 1, p. 76, jan. 2016.
- 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. 800–807, ago. 2018.
- MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, Anne K. A Prospective Study of Postural Balance and Risk of Falling in An Ambulatory and Independent Elderly Population. **Journal of Gerontology**, v. 49, n. 2, p. M72–M84, 1 mar. 1994.
- MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural Control in the Older Adult. **Clinics in Geriatric Medicine**, Gait and Balance Disorders. v. 12, n. 4, p. 635–658, 1 nov. 1996.
- MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. **Age and Ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii12–ii18, 1 set. 2006.
- MARCHESI, G. *et al.* A Lifespan Approach to Balance in Static and Dynamic

- Conditions: The Effect of Age on Balance Abilities. **Frontiers in Neurology**, v. 13, 21 fev. 2022.
- MARCORI, A. J. *et al.* Asymmetric interlateral transfer of motor learning in unipedal dynamic balance. **Experimental Brain Research**, v. 238, n. 12, p. 2745–2751, 1 dez. 2020.
- 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**, v. 51, p. 124–132, 1 maio 2014.
- MARTIN BLAND, J.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **The Lancet**, Originally published as Volume 1, Issue 8476. v. 327, n. 8476, p. 307–310, 8 fev. 1986.
- MASON, J. T.; MASON, B. R.; HOWARD, M. E. **Kinesthetic diagnostic and rehabilitation device**. United States, 12 maio 1992. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US5112045A>>. Acesso em: 17 nov. 2025
- MASSION, J. Postural control system. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 4, n. 6, p. 877–887, 1 dez. 1994.
- MAURITZ, K. H.; DIETZ, V.; HALLER, M. Balancing as a clinical test in the differential diagnosis of sensory-motor disorders. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 43, n. 5, p. 407–412, 1 maio 1980.
- MAYR, S. *et al.* A short tutorial of GPower. **Tutorials in Quantitative Methods for Psychology**, v. 3, n. 2, p. 51–59, 1 set. 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). **2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. jul. 2017. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8037501>>. Acesso em: 15 jan. 2026
- MCHORNEY, C. A.; TARLOV, A. R. Individual-patient monitoring in clinical practice: are available health status surveys adequate? **Quality of Life Research**, v. 4, n. 4, p. 293–307, 1 ago. 1995.
- MCINTOSH, E. **Comparing compensatory reactions in young and older adults in response to platform perturbations during gait**. Guelph, Ontario, Canada, 2013.
- MCINTOSH, E. I. **Examining age-related changes to muscle properties and their relationship with coordinated movement and balance control**. Guelph, Ontario, Canada, 2020.
- MELZER, I.; BENJUJA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age & Ageing**, v. 33, n. 6, p. 602–607, nov. 2004.
- MITRA, S.; FRAIZER, E. V. Effects of explicit sway-minimization on postural-suprapostural dual-task performance. **Human Movement Science**, v. 23, n. 1, p. 1–20, 1 jun. 2004.
- MOE-NILSSEN, R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 4, p. 328–335, 1 jun. 1998.
- MOKKINK, L. B. *et al.* At the core of measurement — What do you want to measure? And how do you want to measure it? A COSMIN perspective. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 184, p. 111836, 1 ago. 2025.
- MOKKINK, L. B. *et al.* The COSMIN checklist for evaluating the methodological quality of studies on measurement properties: A clarification of its content. **BMC Medical**

Research Methodology, v. 10, n. 1, p. 22, 18 mar. 2010.

MOKKINK, L. B. *et al.* COSMIN Risk of Bias tool to assess the quality of studies on reliability or measurement error of outcome measurement instruments: a Delphi study.

BMC medical research methodology, v. 20, n. 1, p. 293, 2020.

MOKKINK, L. B. *et al.* Studies on Reliability and Measurement Error of Measurements in Medicine – From Design to Statistics Explained for Medical Researchers. **Patient Related Outcome Measures**, v. 14, p. 193–212, 31 dez. 2023.

MOKKINK, L. B.; EEKHOUT, Iris. The measurement properties reliability and measurement error explained – a COSMIN perspective. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 190, p. 112058, 1 fev. 2026.

MOSCARELLO, B. P. **Apparatus for exercise and balance training**. , 29 dez. 2015. Disponível em:

<<https://patents.google.com/patent/US9220944B2/en?q=US9220944B2>>. Acesso em: 5 nov. 2025

MOUCHNINO, L. *et al.* Is the spinal column a rigid or articulated axis during leg movement? **Human Movement Science**, v. 17, n. 3, p. 289–306, 1 jun. 1998.

MUIR, Susan W. *et al.* Use of the Berg Balance Scale for Predicting Multiple Falls in Community-Dwelling Elderly People: A Prospective Study. **Physical Therapy**, v. 88, n. 4, p. 449–459, 1 abr. 2008.

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, 1 dez. 2007.

NAYLOR, M. E.; ROMANI, W. A. Test-Retest Reliability of Three Dynamic Tests Obtained from Active Females Using the Neurocom Balance Master. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 15, n. 4, p. 326–337, 1 nov. 2006.

NEVITT, M. C. *et al.* Risk Factors for Recurrent Nonsyncopal Falls: A Prospective Study. **JAMA**, v. 261, n. 18, p. 2663–2668, 12 maio 1989.

NGUYEN, N. D. *et al.* Identification of High-Risk Individuals for Hip Fracture: A 14-Year Prospective Study*. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 20, n. 11, p. 1921–1928, 1 nov. 2005.

NOÉ, F.; GARCÍA-MASSÓ, X.; PAILLARD, T. Inter-joint coordination of posture on a seesaw device. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 34, p. 72–79, 1 jun. 2017.

OKAZAKI, V. H. A. **Software Dynamic Balance Task (v. 1.0)**. Londrina, 2010a.

OKAZAKI, V. H. A. **Plataforma de equilíbrio dinâmico (1.0)**. Available from: <https://okazaki.webs.com/produtostecnologicos.htm#297023637>., 2010b.

OKAZAKI, V. H. A. **analog-Digital for laboratory task**. Londrina, 2009.

OLIVEIRA, T. F. *et al.* Dynamic Balance in teenagers with Down Syndrome and teenagers with typical development. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 19, p. 378–390, 2013.

ORRELL, A. J.; EVES, F. F.; MASTERS, R. S. W. Implicit motor learning of a balancing task. **Gait & Posture**, v. 23, n. 1, p. 9–16, 1 jan. 2006.

OZINGA, S. J. *et al.* Normative Performance on the Balance Error Scoring System by Youth, High School, and Collegiate Athletes. 1 jul. 2018.

PAILLARD, T. *et al.* Postural Performance and Strategy in the Unipedal Stance of Soccer Players at Different Levels of Competition. **Journal of Athletic Training**, v. 41, n. 2, p. 172–176, 2006.

PAILLARD, T. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 72, p. 129–152, 1 jan. 2017.

- PAILLARD, T. Relationship Between Sport Expertise and Postural Skills. **Frontiers in Psychology**, v. 10, 25 jun. 2019.
- PAILLARD, T. The optimal method for improving postural balance in healthy young and older people: specific training for postural tasks encountered in personal physical practice. **Frontiers in Physiology**, v. 14, 28 jun. 2023.
- PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. **BioMed Research International**, v. 2015, n. 1, p. 891390, 2015.
- PAIVA, C. E. *et al.* A critical analysis of test-retest reliability in instrument validation studies of cancer patients under palliative care: a systematic review. **BMC Medical Research Methodology**, v. 14, p. 8, 21 jan. 2014.
- PALM, H-G. *et al.* Computerized Dynamic Posturography: The Influence of Platform Stability on Postural Control. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 93, n. 1, p. 49, jan. 2014.
- PANJAN, A.; SARABON, N. Review of Methods for the Evaluation of Human Body Balance. **Sport Science Review**, v. 19, n. 5–6, 1 jan. 2010.
- PARDASANEY, P. K. *et al.* Sensitivity to Change and Responsiveness of Four Balance Measures for Community-Dwelling Older Adults. **Physical Therapy**, v. 92, n. 3, p. 388–397, mar. 2012.
- PARK, D. S. *et al.* Seated Postural Control in Elderly on Unstable Plate. **Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine**, v. 34, n. 1, p. 59–65, 20 jul. 2016.
- PARRACA, J. A. *et al.* Test-Retest reliability of Biodex Balance SD on physically active old people. **Journal of Human Sport and Exercise**, v. 6, n. 2, p. 444–451, jun. 2011.
- PERES, F. F. Effect sizes for nonparametric tests. **Biochemia Medica**, v. 36, n. 1, p. 0–0, 15 fev. 2026.
- PERES, M. G. **Prancha de equilíbrio para aprimoramento da propriocepção.** , 23 fev. 2010.
- PERRIN, P. *et al.* Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. **Gait & Posture**, v. 15, n. 2, p. 187–194, 1 abr. 2002.
- PETERKA, R. J. **Sensorimotor Integration in Human Postural Control | Journal of Neurophysiology | American Physiological Society.** Disponível em: <https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.2002.88.3.1097?url_ver=Z39.88-2003>. Acesso em: 2 mar. 2026.
- PETERKA, R. J. Chapter 2: Sensory integration for human balance control. *In: Handbook of Clinical Neurology*. [S.l.]: Elsevier, 2018. v. 159 p. 27–42.
- PETRÓ, B.; PAPACHATZOPOULOU, A.; KISS, R. M. Devices and tasks involved in the objective assessment of standing dynamic balancing – A systematic literature review. **PLOS ONE**, v. 12, n. 9, p. e0185188, 21 set. 2017.
- PICKERILL, M. L.; HARTER, Rod A. Validity and Reliability of Limits-of-Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 6, p. 600–606, 2011.
- PLISKY, P. J. *et al.* Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 36, n. 12, p. 911–919, dez. 2006.
- PLISKY, P. J. *et al.* The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. **North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT**, v. 4, n. 2, p. 92–99, maio 2009.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39,

n. 2, p. 142–148, 1991.

POKIYA, K. Piecewise Linear Regression. **Institute of Technology Nirma University Ahmedabad, India 18bce095@nirmauni.ac.in**, 2022.

POLLOCK, A. S. *et al.* What is balance? **Clinical Rehabilitation**, v. 14, n. 4, p. 402–406, 1 ago. 2000.

PORTNEY, L. G. **Foundations of Clinical Research: Applications to Evidence-Based Practice**. [S.l.]: F.A. Davis, 2020.

PRAXEDES, J. *et al.* Co-contraction of tibialis anterior and soleus muscles during exercises with different conditions of instability. **ISBS - Conference Proceedings Archive**, 2011.

ZHIQIANG, Q. I. *et al.* Study on normal reference values for dynamic balance parameters in healthy adults aged 20-69 years. **Journal of Clinical Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery**, v. 39, n. 10, p. 935, 2025.

QUATMAN-YATES, C. *et al.* Spatial and temporal analysis center of pressure displacement during adolescence: Clinical implications of developmental changes. **Human Movement Science**, v. 58, p. 148–154, 1 abr. 2018.

QUATMAN-YATES, C. C. *et al.* A systematic review of sensorimotor function during adolescence: a developmental stage of increased motor awkwardness? 1 jul. 2012.

QUATMAN-YATES, C. C. *et al.* A Longitudinal Evaluation of Maturation Effects on Lower Extremity Strength in Female Adolescent Athletes. **Pediatric Physical Therapy**, v. 25, n. 3, p. 271, Fall 2013.

RAIVA, V.; WANNASETTA, W.; GULSATITPORN, S. Postural stability and dynamic balance in Thaicomunity dwelling adults. **Chulalongkorn Medical Journal**, v. 49, n. 3, p. 129–141, 1 mar. 2005.

RIACH, C. L.; HAYES, K. C. Maturation Of Postural Sway In Young Children. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 29, n. 5, p. 650–658, 1987.

RIKLI, R. E.; JONES, C. Jessie. Functional Fitness Normative Scores for Community-Residing Older Adults, Ages 60-94. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 7, n. 2, p. 162–181, 1 abr. 1999.

RINGHOF, S.; STEIN, T. Biomechanical assessment of dynamic balance: Specificity of different balance tests. **Human Movement Science**, v. 58, p. 140–147, 1 abr. 2018.

RIZZATO, Alex *et al.* Validity and reliability of an unstable board for dynamic balance assessment in young adults. **PLOS ONE**, v. 18, n. 1, p. e0280057, 6 jan. 2023.

ROBINSON, R. H.; GRIBBLE, P. A. Support for a Reduction in the Number of Trials Needed for the Star Excursion Balance Test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 2, p. 364–370, fev. 2008.

ROSA, M. V.; PERRACINI, M. R.; RICCI, N. A. Usefulness, assessment and normative data of the Functional Reach Test in older adults: A systematic review and meta-analysis. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 81, p. 149–170, 1 mar. 2019.

ROUGIER, P. R.; MATHIAS, M.; TANZI, A. Short-term effects on postural control can be evidenced using a seesaw. **Neuroscience Letters**, v. 488, n. 2, p. 133–137, 20 jan. 2011.

ROUGIER, P. R.; PERENNOU, D. Postural control in healthy young adults using a double seesaw device. **Journal of Biomechanics**, v. 83, p. 214–220, 23 jan. 2019.

ROY, S. *et al.* Quantification of postural balance using augmented reality based environment: A pilot study. *In*: 2017 IEEE SENSORS. **2017 IEEE SENSORS**. out. 2017. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8234398>>. Acesso em: 15 jan. 2026

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. The test-retest reliability of centre of pressure

- measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. **Gait & posture**, v. 32, n. 4, p. 436–445, 1 out. 2010.
- SAINANI, K. L. Reliability Statistics. **PM&R**, v. 9, n. 6, p. 622–628, 1 jun. 2017.
- SARABON, N.; MLAKER, B.; MARKOVIC, G. A novel tool for the assessment of dynamic balance in healthy individuals. **Gait & Posture**, v. 31, n. 2, p. 261–264, fev. 2010.
- ŠARABON, N.; MLAKER, B.; MARKOVIC, G. A novel tool for the assessment of dynamic balance in healthy individuals. **Gait & Posture**, v. 31, n. 2, p. 261–264, 1 fev. 2010.
- SCHLATTMANN, B. *et al.* Angular distribution of fractal temporal correlations supports adaptive responses to wobble board instability. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 22, n. 223, p. 20240664, 5 fev. 2025.
- SCHMIDT, R. A. *et al.* **Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis**. [S.l.]: Human Kinetics, 2018.
- SCHMITZ, R.; ARNOLD, B. Intertester and Intratester Reliability of a Dynamic Balance Protocol Using the Biodex Stability System. 1 maio 1998.
- SCHONEBURG, B. *et al.* Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1474–1482, 2013.
- SCOPPA, F. *et al.* Clinical stabilometry standardization: Basic definitions – Acquisition interval – Sampling frequency. **Gait & Posture**, v. 37, n. 2, p. 290–292, 1 fev. 2013.
- SEGAL, A. D. *et al.* Balance Therapy With Hands-Free Mobile Robotic Feedback for At-Home Training Across the Lifespan. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 30, p. 2671–2681, 2022.
- SEGAL, A. D. *et al.* Age-specific biomechanical challenges and engagement in dynamic balance training with robotic or virtual real-time visual feedback. **Journal of Biomechanics**, v. 152, p. 111574, 1 maio 2023.
- SEHM, B. *et al.* Structural brain plasticity in Parkinson's disease induced by balance training. **Neurobiology of Aging**, v. 35, n. 1, p. 232–239, 1 jan. 2014.
- SFORZA, C. *et al.* Influence of Training on Maintenance of Equilibrium on a Tilting Platform. **Perceptual and Motor Skills**, v. 96, n. 1, p. 127–136, 1 fev. 2003.
- SHIGEMATSU, R. *et al.* Reference values for dynamic balance obtained from functional reach test in older adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 5, p. S170, maio 2003.
- SILVA, P. B. *et al.* Effect of wobble board training on movement strategies to maintain equilibrium on unstable surfaces. **Human Movement Science**, v. 58, p. 231–238, 1 abr. 2018.
- SIMEONOV, P.; HSIAO, H. Height, surface firmness, and visual reference effects on balance control. **Injury Prevention**, v. 7, n. Suppl 1, p. i50–i53, set. 2001.
- ŠIMUNDIĆ, A-M. Measures of diagnostic accuracy: basic definitions. 2009.
- SINAKI, M. *et al.* Significant Reduction in Risk of Falls and Back Pain in Osteoporotic-Kyphotic Women Through a Spinal Proprioceptive Extension Exercise Dynamic (SPEED) Program. **Mayo Clinic Proceedings**, v. 80, n. 7, p. 849–855, 1 jul. 2005.
- SKOYLES, J. R. Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. **Medical Hypotheses**, v. 66, n. 6, p. 1060–1068, 1 jan. 2006.
- SŁOMKA, K. J. *et al.* Forward functional stability indicator (FFSI) as a reliable measure of limits of stability. **MethodsX**, v. 7, p. 100756, 1 jan. 2020.
- SÖDERMAN, K. *et al.* Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the**

ESSKA, v. 8, n. 6, p. 356–363, 2000.

SONG, D. *et al.* The Assessment of Postural Stability After Ambulatory Anesthesia: A Comparison of Desflurane with Propofol. **Anesthesia & Analgesia**, v. 94, n. 1, p. 60, jan. 2002.

STACK, L. **Exercise board having central mounting with multi-level adjustable spacer**, 22 set. 1998. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US5810703A/en?q=US5810703A>>. Acesso em: 3 nov. 2025

STEHLIK, R. A. **Variable difficulty balance board for standing desk and fitness use**. 16 nov. 2021. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US1173344B2/en?q=US1173344B2>>. Acesso em: 4 nov. 2025

STEIN, K.; MOMBAUR, K. A Quantitative Comparison of Slackline Balancing Capabilities of Experts and Beginners. **Frontiers in Sports and Active Living**, v. 4, p. 831362, 10 mar. 2022.

STEINDL, R. *et al.* Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 48, n. 06, p. 477, jun. 2006.

TAGHAVI ASL, A.; SHOJAEDIN, S. S.; HADADNEZHAD, M. Comparison of effect of wobble board training with and without cognitive intervention on balance, ankle proprioception and jump landing kinetic parameters of men with chronic ankle instability: a randomized control trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 23, n. 1, p. 888, 30 set. 2022.

TAN, F.; GUNEY-DENIZ, H.; DORAL, M. N. Muscle activation levels in the lower leg during weight-bearing functional tasks on unstable surfaces in patients with percutaneous Achilles tendon repair. **Physiotherapy Theory and Practice**, p. 1–13, 5 ago. 2025.

TANG, F. *et al.* **Meta-Analysis of the Effect of Balance Training on Ankle Function and Dynamic Balance Ability in Patients with Chronic Ankle Instability**. Rochester, NY Social Science Research Network, , 6 ago. 2024. Disponível em: <<https://papers.ssrn.com/abstract=4903600>>. Acesso em: 22 out. 2025

TAUBE, W.; GRUBER, M.; GOLLHOFER, A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. **Acta Physiologica**, v. 193, n. 2, p. 101–116, 2008.

TAUBERT, M. *et al.* Dynamic Properties of Human Brain Structure: Learning-Related Changes in Cortical Areas and Associated Fiber Connections. **Journal of Neuroscience**, v. 30, n. 35, p. 11670–11677, 1 set. 2010.

TERWEE, C. B. *et al.* Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 60, n. 1, p. 34–42, 1 jan. 2007.

TESTERMAN, C.; GRIEND, R. V. Evaluation of Ankle Instability Using the Biodex Stability System. **Foot & Ankle International**, v. 20, n. 5, p. 317–321, 1 maio 1999.

THEODOSIADOU, A. *et al.* Determinants of static balance performance across lifespan vary with sensory conditions. **European Journal of Applied Physiology**, 21 nov. 2025.

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

TINETTI, M. E. Preventing Falls in Elderly Persons. **New England Journal of Medicine**, v. 348, n. 1, p. 42–49, 2 jan. 2003.

- TSAI, E. **Adjustable balance board with freely moveable sphere fulcrum**. 15 abr. 2008. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US7357767B2/en?q=US7357767B2>>. Acesso em: 3 nov. 2025
- ULFIANA, E; DEWI, T. P.; YUSUF, A. The Effect of Balance Exercise on Postural Balance of Elderly as Fall Prevention in Institutionalized Elderly. **Indian Journal of Public Health Research & Development**, v. 10, n. 8, p. 2708, 2019.
- VAN DEN BOGAART, M. *et al.* Effects of age and surface instability on the control of the center of mass. **Human Movement Science**, v. 82, p. 102930, 1 abr. 2022.
- VAN HUMBEECK, N.; KLIEGL, R.; KRAMPE, R. T. Lifespan changes in postural control. **Scientific Reports**, v. 13, n. 1, p. 541, 11 jan. 2023.
- VELLOSO, M. C. **Configuração aplicada em aparelho treinador de equilíbrio**. , 30 maio 2023. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/BR202021023080U2/pt?q=BR202021023080U2>>. Acesso em: 31 out. 2025
- VEREECK, L. *et al.* Clinical assessment of balance: Normative data, and gender and age effects. **International Journal of Audiology**, v. 47, n. 2, p. 67–75, 1 jan. 2008.
- VERVOORT, D. *et al.* Adaptive Control of Dynamic Balance across the Adult Lifespan. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 52, n. 10, p. 2270–2277, out. 2020.
- VISSER, J. E. *et al.* The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 11, p. 2424–2436, 1 nov. 2008.
- VOERMANS, N. C. *et al.* Why old people fall (and how to stop them). **Practical Neurology**, v. 7, n. 3, p. 158–171, 1 jun. 2007.
- VUILLERME, N.; TEASDALE, N.; NOUGIER, V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. **Neuroscience Letters**, v. 311, n. 2, p. 73–76, 28 set. 2001.
- WADDINGTON, G.; ADAMS, R.; JONES, A. Wobble board (ankle disc) training effects on the discrimination of inversion movements. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 45, n. 2, p. 95–101, 1 jan. 1999.
- WALTER, S. D.; ELIASZIW, M.; DONNER, A. Sample size and optimal designs for reliability studies. **Statistics in Medicine**, v. 17, n. 1, p. 101–110, 1998.
- WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the sem. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 231, fev. 2005.
- WESTER, J. U. *et al.* Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 23, n. 5, p. 332–336, maio 1996.
- WILKERSON, G. B.; NITZ, A. J. Dynamic Ankle Stability: Mechanical and Neuromuscular Interrelationships. 1 fev. 1994.
- WILLIAMS, A. D. *et al.* Design and Evaluation of an Instrumented Wobble Board for Assessing and Training Dynamic Seated Balance. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 140, n. 4, p. 041006, 1 abr. 2018.
- WILLIAMS, D. S. Blaise; MURRAY, Nicholas G.; POWELL, Douglas W. Athletes who train on unstable compared to stable surfaces exhibit unique postural control strategies in response to balance perturbations. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. 1, p. 70–76, 1 mar. 2016.
- WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress Through Technology**, v. 16, n. 1–2, p. 31–51, maio 1990.
- WINTER, DA. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait**

& Posture, v. 3, n. 4, p. 193–214, 1 dez. 1995.

WU, H. *et al.* Characteristics of balance performance in the Chinese elderly by age and gender. **BMC Geriatrics**, v. 21, n. 1, p. 596, 25 out. 2021.

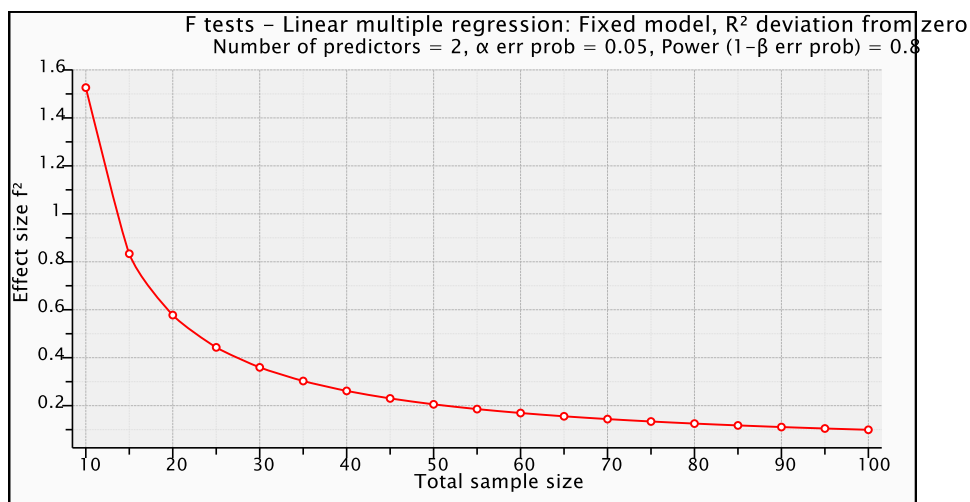
ZEMKOVÁ, E. Sport-Specific Balance. **Sports Medicine**, v. 44, n. 5, p. 579–590, 1 maio 2014.

ZOU, G. Y. Sample size formulas for estimating intraclass correlation coefficients with precision and assurance. **Statistics in Medicine**, v. 31, n. 29, p. 3972–3981, 2012.

APÊNDICES

APÊNDICE A

ANÁLISE DE SENSIBILIDADE DO TAMANHO DA AMOSTRA OBTIDA NO SOFTWARE G*POWER PARA O MODELO DE REGRESSÃO UTILIZADO NO ESTUDO 1



Análise de sensibilidade do tamanho da amostra realizada no software G*Power para o modelo de regressão linear múltipla utilizado no Estudo 1 ($n = 20$, $\alpha = 0,05$, poder = 0,80, dois preditores), indicando tamanho de efeito mínimo detectável de $f^2 = 0,58$.

APÊNDICE B**ANAMNESE, ESTUDO DO CAPÍTULO 1****Identificação**

Nome completo: _____

Data de nascimento ____/____/____

Idade: _____

Endereço: _____ No ____ Complemento _____

Bairro: _____

Cidade: _____ Estado: _____

CEP: _____

Fone residencial: _____ Celular: _____

E-mail: _____

2- Histórico de saúde

f) Faz uso de medicamento contínuo? ____ sim ____ não.

Qual? _____

f) Faz uso de algum medicamento, atualmente? ____ sim ____ não

Qual? _____

f) 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 (TCLE) - ESTUDO DO CAPÍTULO 1 FORMULÁRIO DE AUTORIZAÇÃO PARA USO DE DADOS EM PESQUISA CIENTÍFICA

Título do Projeto: Desenvolvimento de um Teste de Equilíbrio Dinâmico em Plataforma Instável.

Pesquisador Responsável: Flavio Junior Zago Lopes Guidotti.

Instituição: Laboratório de Biomecânica, Centro de Educação Física e Esporte, Universidade Estadual de Londrina (UEL).

CAAE: O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 68225823.9.0000.5231; Número do Parecer: 6.014.228

Prezado(a),

Este documento apresenta as informações completas sobre o estudo científico do qual você participou e formaliza a autorização para utilização dos dados coletados para fins de pesquisa científica. Conforme a Resolução 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde, você tem o direito de compreender claramente os procedimentos, riscos, benefícios e seus direitos antes de concordar em participar.

1. OBJETIVO DA PESQUISA

O principal objetivo deste estudo é **desenvolver e padronizar protocolos para um novo teste de equilíbrio dinâmico**, realizado em uma plataforma de equilíbrio instável (semelhante a um balancim / pequena gangorra). O foco é estabelecer procedimentos seguros e metodologicamente robustos para futuras aplicações deste teste em contextos de avaliação clínica, funcional e laboral.

2. PROCEDIMENTOS E CRONOGRAMA

A participação nesta pesquisa ocorreu em uma única sessão experimental realizada no Laboratório de Biomecânica da Universidade Estadual de Londrina (UEL).

Durante essa sessão foram realizadas as seguintes etapas:

1. **Apresentação das informações sobre a pesquisa e confirmação de concordância em participar do estudo.**
2. **Entrevista (Anamnese):** coleta de informações gerais para caracterização do participante.
3. **Teste principal de equilíbrio:**
 - O participante permaneceu em pé sobre uma plataforma instável, com a tarefa de manter a plataforma na posição horizontal, evitando que suas bordas tocassem o solo.
 - A tarefa foi realizada sob diferentes condições experimentais, variando a direção da instabilidade (anteroposterior e médio-lateral) e a posição dos pés (pés paralelos e posição semi-tandem).
 - Cada condição incluiu **19 tentativas com duração de 30 segundos cada**.
 - Foram oferecidos intervalos de descanso padronizados, sendo **10 segundos entre tentativas e 30 segundos entre mudanças de condição**, com o objetivo de reduzir a fadiga.

3. RISCOS E DESCONFORTOS PREVISÍVEIS

A atividade realizada envolve uma atividade física de baixa a moderada intensidade, mas com duração prolongada. Os riscos são considerados **mínimos**, porém superiores ao estudo anterior, devido ao maior volume de tentativas. Incluem:

- **Fadiga muscular significativa** nos membros inferiores e região lombar.
- **Dor muscular de início tardio** (semelhante à dor pós-exercício), que pode perdurar por 48 a 72 horas.
- **Tontura ou náusea transitória** devido ao estímulo constante ao sistema de equilíbrio.
- **Risco de queda**, mitigado pelas medidas de segurança descritas abaixo.

4. PROCEDIMENTOS PARA MINIMIZAR RISCOS E SUPORTE

A segurança dos participantes foi priorizada durante todo o procedimento experimental. Para isso, foram adotadas as seguintes medidas:

- **Avaliador próximo, pronto para intervir e segurá-lo(a) fisicamente** para prevenir qualquer queda.
- Intervalos de descanso para controle da fadiga.

- **Interrupção imediata** da sessão a qualquer sinal de mal-estar, tontura intensa, dor aguda ou a seu pedido.
- **Compromisso do pesquisador** em fornecer orientação e atendimento sem custo, caso surja qualquer desconforto relacionado à pesquisa que persista além do esperado.
- Em caso de qualquer evento adverso inesperado, o Sistema CEP/CONEP será comunicado para as devidas providências.

5. BENEFÍCIOS

- **Benefício Social/Científico:** A participação nesta pesquisa contribui para o desenvolvimento e a padronização de um novo método de avaliação do equilíbrio dinâmico, que poderá ser utilizado em contextos clínicos, científicos e de reabilitação.
- **Benefício Individual (Opcional):** Caso haja interesse, o participante poderá receber um retorno geral sobre os resultados do estudo e sobre a experiência durante o teste.

6. CONFIDENCIALIDADE E USO DOS DADOS

Os dados coletados durante a pesquisa foram tratados de forma confidencial.

Para garantir a privacidade dos participantes, todas as informações foram **codificadas por meio de um número identificador**, impedindo a associação direta entre os dados e a identidade do participante.

Os dados codificados poderão ser utilizados exclusivamente para **finalidades científicas**, incluindo publicações acadêmicas, apresentações em congressos e elaboração de dissertações ou teses, sem qualquer possibilidade de identificação pessoal.

Os documentos relacionados à pesquisa, incluindo este termo de consentimento, serão armazenados em local seguro pelo período mínimo de **5 anos**, conforme normas éticas vigentes, sendo posteriormente descartados de forma apropriada.

7. DIREITOS DO PARTICIPANTE

A participação nesta pesquisa é voluntária.

O participante tem direito a:

- solicitar esclarecimentos sobre qualquer aspecto da pesquisa a qualquer

momento;

- retirar sua autorização para utilização dos dados relacionados à sua participação, sem necessidade de justificativa e sem qualquer prejuízo;
- solicitar a interrupção de uma tentativa ou do procedimento experimental caso se sinta desconfortável;
- receber informações sobre os resultados gerais da pesquisa ao seu término, caso tenha interesse.

8. CONTATOS

Para dúvidas sobre a pesquisa ou para desistir de participar:

- **Flavio Junior Guidotti** (Pesquisador Responsável)
- E-mail: x x x x x x x x x x x x | Telefone: x x x x x x x x x x

Para questões sobre seus direitos como participante ou reclamações sobre a conduta ética do estudo:

- **Comitê de Ética em Pesquisa da UEL (CEP/UEL)**
- Endereço: LABESC – Sala 14, Campus Universitário, Londrina-PR. CEP: 86057-970.
- Telefone: (43) 3371-5455 | E-mail: cep268@uel.br

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

DECLARO que:

- Declaro que recebi as informações sobre os procedimentos da pesquisa durante a realização da avaliação e que tive acesso ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), concordando com a utilização dos dados coletados para fins científicos.
- **Assinatura do(a) Participante por meio do link de acesso no formulário de pesquisa on-line.**

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR

Eu, **Flavio Junior Zago Lopes Guidotti**, RG xxxxxxxxxx, como pesquisador responsável, **declaro** que forneci as explicações, garantindo o pleno entendimento do participante sobre esta pesquisa, conforme normas éticas vigentes.

APÊNDICE D

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) - ESTUDO DO CAPÍTULO 2

Título do Projeto: REPRODUTIBILIDADE TESTE-RETESTE E DEFINIÇÃO DOS NÍVEIS DE INSTABILIDADE DO TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL.

Pesquisador Responsável: Flavio Junior Guidotti.

Instituição: Laboratório de Biomecânica, Centro de Educação Física e Esporte, Universidade Estadual de Londrina (UEL).

CAAE: O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 68225823.9.0000.5231; Número do Parecer: 6.014.228

Prezado(a),

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), da pesquisa científica descrita a seguir. Antes de tomar sua decisão, é essencial que você compreenda claramente os objetivos, procedimentos, benefícios, riscos e seus direitos como participante. Este documento foi elaborado com base na Resolução 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde, que garante a proteção dos participantes de pesquisa, e visa estabelecer uma **comunicação clara, objetiva e em clima de mútua confiança**. Você poderá tirar todas as suas dúvidas com o pesquisador antes, durante ou após a leitura deste termo. Sua participação é **totalmente voluntária**, e você pode desistir a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

1. OBJETIVO DA PESQUISA

Este estudo tem como objetivo principal avaliar a **confiabilidade** (reprodutibilidade) e a **concordância** entre diferentes avaliadores de um novo teste para mensurar o equilíbrio dinâmico. O teste será realizado em uma plataforma de equilíbrio instável (semelhante a um balancim), testada em duas configurações de dificuldade (7 e 9 níveis). O propósito é validar este teste como um instrumento potencialmente útil para a avaliação do equilíbrio em contextos clínicos, laborais e de treinamento físico.

2. PROCEDIMENTOS E CRONOGRAMA

Caso aceite participar, sua colaboração ocorrerá em **dois encontros**, com intervalo de aproximadamente sete dias entre eles, no Laboratório de Biomecânica da UEL. A previsão de duração total, somando ambos os dias, será de **até 60 minutos**.

- **Primeiro Dia (Dia 1 – ~30 minutos):**

1. Leitura, discussão e assinatura deste TCLE (~5 minutos).
2. Entrevista (anamnese) para coleta de dados de caracterização pessoal e de saúde (~5 minutos).
3. Medidas antropométricas (peso, estatura e comprimento do pé) (~3 minutos).
4. Realização do teste de equilíbrio:
 - Você ficará em pé sobre a plataforma instável, buscando mantê-la na posição horizontal.
 - Serão realizados dois blocos de testes, um na configuração de 7 níveis e outro na de 9 níveis, em ordem aleatória.
 - Cada nível terá até 3 tentativas (máximo de 30 segundos cada) para que você atinja 10 segundos de equilíbrio.
 - Haverá pausa de **1 minuto** entre tentativas e de **2 minutos** entre as configurações dos testes.
 - Dois avaliadores estarão ao seu lado para garantir sua segurança total.

- **Segundo Dia (Dia 2 – ~30 minutos):**

1. Repetição integral do protocolo de teste de equilíbrio descrito para o Dia 1, seguindo o mesmo padrão de segurança e intervalos.

3. RISCOS E DESCONFORTOS PREVISÍVEIS

O estudo envolve uma atividade física de baixa intensidade, porém específica. Os riscos associados são considerados **mínimos e semelhantes aos da vida diária**, consistindo principalmente em:

- **Fadiga muscular leve** e/ou **dor muscular de início tardio** (como a que pode ocorrer após um novo exercício), que deve desaparecer em até 72 horas.
- **Desconforto ou tontura momentânea** decorrente do desafio ao equilíbrio.

4. PROCEDIMENTOS PARA MINIMIZAR RISCOS E SUPORTE

Para sua segurança e bem-estar, serão adotadas as seguintes medidas:

- Presença constante de dois avaliadores para **prevenir qualquer risco de queda**.
- Intervalos de descanso obrigatórios entre tentativas e testes para evitar fadiga.
- O pesquisador responsável se compromete a oferecer **atendimento e orientação sem custo** no caso de qualquer desconforto persistente além de 72 horas relacionado à pesquisa.
- Em caso de qualquer evento adverso inesperado, o Sistema CEP/CONEP será comunicado imediatamente, e os pesquisadores se responsabilizam por prover toda a assistência necessária.

5. BENEFÍCIOS

- **Benefício Social/Científico:** Contribuir para o avanço do conhecimento em avaliação postural, possibilitando o desenvolvimento de uma ferramenta prática para profissionais da saúde e educação física.
- **Benefício Individual:** Ao final do estudo, você poderá solicitar um **relatório individual** sobre seu desempenho nos testes, se desejar.

6. CONFIDENCIALIDADE E USO DOS DADOS

Todas as informações por você fornecidas serão tratadas com o **mais absoluto sigilo**. Seus dados pessoais serão **substituídos por um código**, desvinculando sua identidade das informações da pesquisa. Os dados anonimizados poderão ser utilizados **exclusivamente para fins científicos**, como publicações em revistas especializadas, apresentações em congressos e elaboração de teses, **sem qualquer possibilidade de identificação pessoal**. Os documentos originais (como este TCLE assinado) serão armazenados em local seguro pelo pesquisador por um período de 5 (cinco) anos, após o qual serão destruídos.

7. COMPENSAÇÃO E CUSTOS

Você **não receberá qualquer tipo de pagamento ou remuneração** por sua participação. Da mesma forma, **não terá quaisquer custos** para participar do estudo.

8. DIREITOS DO PARTICIPANTE

Você tem o direito de:

- **Recusar-se a participar ou retirar seu consentimento** a qualquer momento,

sem necessidade de justificativa e sem sofrer qualquer ônus ou prejuízo.

- Ter **todas as suas dúvidas esclarecidas** pelo pesquisador, antes, durante ou após a coleta de dados.
- Ter acesso aos **resultados da pesquisa** de forma geral (coletiva) ou individual, mediante solicitação.
- Receber assistência em caso de qualquer dano comprovadamente decorrente da pesquisa.

9. CONTATOS PARA ESCLARECIMENTOS OU DENÚNCIAS

Em caso de dúvidas sobre a pesquisa, ou se desejar retirar sua participação, entre em contato com o pesquisador responsável:

- **Flavio Junior Guidotti**
- E-mail: xxxxxxxxxxxxxxxx | Telefone: xxxxxxxxxxxxxx

Se você tiver dúvidas sobre seus direitos como participante de pesquisa, ou quiser fazer uma reclamação sobre a conduta ética deste estudo, pode entrar em contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (CEP/UEL)**, que é o órgão independente responsável por proteger os voluntários:

- **Endereço:** CEP/UEL, LABESC – Sala 14. Campus Universitário – Rodovia Celso Garcia Cid, Km 380, Londrina-PR. CEP: 86057-970.
- **Telefone:** (43) 3371-5455
- **E-mail:** cep268@uel.br

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____,

declaro que:

- Fui **devidamente informado(a)** sobre todos os aspectos desta pesquisa, conforme descrito neste Termo.
- Tive a **oportunidade de fazer perguntas** e todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas.
- Compreendi que minha participação é **voluntária** e posso **desistir a qualquer momento**.
- Autorizo, de forma **livre e esclarecida**, a minha participação nesta pesquisa e o uso dos dados coletados, de forma anônima e confidencial, para os fins

científicos já descritos.

Assinatura do(a) Participante: _____

Data: ____/____/____

Para receber um resumo dos resultados gerais da pesquisa ao seu término, preencha abaixo (opcional):

E-mail: _____

Telefone: (____) _____

Ou,

- Autorização digital do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE):
() Sim () Não

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR

Eu, **Flavio Junior Guidotti**, RG nº xxxxxxxxx, pesquisador responsável por este projeto, **declaro que** forneci todas as informações e esclarecimentos necessários ao(à) participante, garantindo a compreensão plena sobre a pesquisa e seus direitos, em conformidade com as normas éticas vigentes.

Assinatura do Pesquisador Responsável: _____

Data: ____/____/____

APÊNDICE E

ANAMNESE DO ESTUDO 2 - QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E HISTÓRICO DE ATIVIDADE FÍSICA

Prezado(a) participante,

Instruções ao participante:

Por favor, responda a todas as perguntas de forma clara e honesta. As informações serão utilizadas exclusivamente para fins científicos, mantendo-se o sigilo dos dados pessoais.

Agradecemos profundamente sua colaboração.

1. Identificação e dados antropométricos

1. Nome completo: _____
2. Idade (anos): _____
3. Estatura (altura) (cm): _____
4. Peso corporal (kg): _____
5. Sexo:
☐ Feminino ☐ Masculino ☐ Outro: _____
6. Telefone celular: _____

2. Condições de saúde

8. Você possui atualmente alguma condição de saúde, como por exemplo: lesões musculoesqueléticas (dor nas costas, joelho, tornozelo, quadril, lesão de ligamentos, menisco, tendinite), diabetes, hipertensão, problemas cardíacos ou outras?
☐ Sim ☐ Não

9. Se respondeu “**Sim**” à pergunta anterior, especifique (nome da condição):

10. Você faz uso de medicamentos contínuos?

☐ Sim ☐ Não

11. Se respondeu “**Sim**”, informe o(s) nome(s) do(s) medicamento(s):

3. Histórico de lesões ou cirurgias

12. Você já sofreu alguma lesão (ex.: fraturas, lesão de ligamentos do joelho ou tornozelo, lesão de meniscos) ou realizou alguma cirurgia que possa afetar seu equilíbrio ou mobilidade?

☐ Sim ☐ Não

13. Se respondeu “**Sim**”, especifique:

a) Nome da lesão ou cirurgia: _____

b) Há quanto tempo ocorreu (meses/anos): _____

4. Prática atual de exercícios físicos

14. Você realiza exercícios físicos rotineiramente?

☐ Sim ☐ Não

15. Se respondeu “**Sim**”, com que frequência você pratica exercícios físicos?

☐ 1–2 vezes por semana

☐ 3–4 vezes por semana

☐ 5 ou mais vezes por semana

16. Qual o tipo de exercício físico, atividade ou esporte que você pratica atualmente?

(Ex.: musculação, corrida, natação, yoga, pilates, ciclismo, etc.)

17. Há quanto tempo você pratica essa atividade?

5. Histórico prévio de atividade física

18. Você já praticou algum exercício, esporte ou atividade física no passado?

☐ Sim ☐ Não

19. Se respondeu “**Sim**”, qual exercício, esporte ou atividade física você praticou?

20. Por quanto tempo você praticou essa atividade no passado?

21. Há quanto tempo você parou de praticar essa atividade?

6. Treinamento específico de equilíbrio

22. Você já participou de treinamentos específicos para equilíbrio ou coordenação motora, ou realizou testes de equilíbrio?

(Ex.: exercícios no disco ou balancim da fisioterapia, prancha de equilíbrio)

☐ Sim ☐ Não

23. Se respondeu “**Sim**”, descreva como era esse treinamento ou teste:

7. Nível de atividade física – últimas semanas

Para responder às próximas questões, considere:

- **Atividades físicas vigorosas:** exigem grande esforço físico e fazem respirar muito mais forte que o normal.
- **Atividades físicas moderadas:** exigem esforço moderado e fazem respirar um pouco mais forte que o normal.
(Por favor, não inclua caminhadas nas atividades moderadas.)

24. Nas últimas semanas, quantos dias por semana você realizou **atividades físicas moderadas**?
(dias/semana): _____

25. Em média, quanto tempo por dia você dedicou a essas atividades moderadas?
(minutos/dia): _____

26. Nas últimas semanas, quantos dias por semana você realizou **atividades físicas vigorosas**?
(dias/semana): _____

27. Em média, quanto tempo por dia você dedicou a essas atividades vigorosas?
(minutos/dia): _____

28. Nas últimas semanas, quantos dias por semana você caminhou por pelo menos **10 minutos consecutivos**?
(dias/semana): _____

29. Em média, quanto tempo por dia você dedicou às caminhadas?
(minutos/dia): _____

8. Equilíbrio e mobilidade

30. Você apresenta alguma dificuldade ou queixa relacionada ao equilíbrio ou à mobilidade no dia a dia?

() Sim () Não

31. Se respondeu “**Sim**”, descreva a dificuldade ou queixa:

9. Observações adicionais

32. Alguma observação adicional que gostaria de relatar?

(Ex.: dor durante ou após o teste, desconforto, insegurança, etc.)

APÊNDICE F

Anamnese dos participantes adultos, estudo 3

Este apêndice caracterizou os participantes adultos e idosos incluídos no estudo 3.

Anamnese – Participantes Idosos

1) Identificação e dados sociodemográficos

Nome completo

Idade (anos)

Sexo

Data de nascimento

Telefone para contato

2) Condições de saúde e uso de medicamentos

Diagnóstico prévio de condições de saúde (ex.: hipertensão arterial, diabetes mellitus, doenças cardíacas, acidente vascular cerebral, doença de Parkinson, neuropatia periférica, artrose, osteoporose, hérnia de disco, catarata, glaucoma, doenças auditivas significativas, entre outras)

Uso de medicações contínuas (nome da medicação ou finalidade terapêutica, quando aplicável)

3) Histórico de quedas e percepção de equilíbrio

Ocorrência de quedas nos últimos 12 meses (sim/não)

Número de quedas no período, quando aplicável

Presença de lesões decorrentes das quedas (ex.: fraturas, lesões articulares ou musculares)

Medo de cair

Sensação de instabilidade ao caminhar ou ao realizar atividades da vida diária

Capacidade de andar de forma independente

4) Atividade física e funcionalidade

Prática atual de exercício físico (sim/não)

Tipo(s) de exercício(s) praticado(s), quando aplicável

Capacidade de subir um lance de escadas sem auxílio

5) Dados antropométricos

Estatura (cm), aferida pelo avaliador

Peso corporal (kg), aferido pelo avaliador

Todos os participantes idosos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) por meio digital, após a leitura integral do documento realizada pelo avaliador durante a aplicação da anamnese.

Anamnese – Participantes Adultos

1) Identificação e dados gerais

Nome completo

Idade (anos)

Sexo

2) Dados antropométricos

Estatura (cm)

Peso corporal (kg)

3) Atividade física e prática esportiva

Prática regular de atividade física ou esportiva (sim/não)

Tipo principal de atividade física ou esporte praticado

Tempo de prática da atividade (em meses ou anos)

Frequência semanal de prática

4) Queixas musculoesqueléticas e histórico de lesões

- Presença de dor musculoesquelética atual (sim/não)
- Local(is) da dor, quando presente

- Ocorrência de lesões musculoesqueléticas nos últimos 12 meses (sim/não)

1) Diagnóstico prévio de condições de saúde (ex.: hipertensão

arterial, diabetes mellitus, doenças cardíacas, acidente vascular cerebral, doença de Parkinson, neuropatia periférica, artrose, osteoporose, hérnia de disco, catarata, glaucoma, doenças auditivas significativas, entre outras)

APÊNDICE G

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE), PARA OS PAIS
DOS PARTICIPANTES MENORES DE IDADE;
E, TERMO DE ASSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TALE), PARA OS
PARTICIPANTES ENTRE 4 À 17 ANOS DE IDADE:
ESTUDO DO CAPÍTULO 3

CONVITE E AUTORIZAÇÃO PARA PARTICIPAÇÃO DA
AVALIAÇÃO MOTORA (ENSINO FUNDAMENTAL).

O Laboratório de Neurociências Motoras (NEMO) da UEL, coordenado pelo Prof. Dr. Victor Okazaki, estará realizando avaliações motoras com as crianças da Saint James. Serão realizados testes de equilíbrio sem qualquer custo. Estas avaliações fazem parte do trabalho dos alunos de Iniciação Científica Júnior da St. James (alunos do ensino médio) e de uma tese de doutorado do fisioterapeuta Flávio Guidotti.

Caso haja interesse para que seu(sua) filho(a) participe das avaliações de equilíbrio e lateralidade, por gentileza, assine este formulário abaixo. Após o término das coletas de dados, será fornecido um laudo sobre o desempenho das crianças nestes testes.

Nome do responsável:

RG do responsável:

Email para receber feedback das avaliações:

Nome do estudante a ser avaliado: (em caso de mais de uma criança preencher novamente o formulário)

SÉRIE EM QUE O ALUNO(A) ESTUDA:

5° Ano ()

6° Ano ()

7° Ano ()

8° Ano ()

9° Ano ()

1ª Série – Ensino médio ()

2ª Série – Ensino médio ()

3ª Série – Ensino médio ()

TURMA DO ESTUDANTE:

A ()

B ()

C ()

D ()

E ()

Se estiver de acordo, por favor, assinale abaixo e envie o formulário. Caso não tenha interesse na participação de seu(sua) filho(a), basta não enviar este formulário.

Caso haja alguma dúvida, entre em contato diretamente com os pesquisadores (Prof. Dr. Victor Okazaki - xxxxxxxxxxxxxxxxxxxx e Flávio Guidotti - xxxxxxxxxxxxxxxxxxxx).

() Sim, autorizo a participação do meu filho(a).

Abaixo se encontram os Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de Participação (TCLE) e o Termo de Assentimento Livre e Esclarecido (TALE) para esclarecimentos e maiores detalhes dos procedimentos da avaliação.

Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)

Seu filho (a) está sendo convidado(a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa que tem como título “**DESENVOLVIMENTO DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL e APLICAÇÃO DO QUESTIONÁRIO IPLAG SOBRE PREFERÊNCIA LATERAL**”, e será realizada pelo Laboratório de Neurociências Motoras do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina, sob a supervisão do pesquisador responsável, **Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki e Flavio Junior Guidotti**.

O objetivo da pesquisa será desenvolver teste de equilíbrio em plataforma instável (semelhante a uma gangorra) e aplicar um questionário sobre preferência lateral. A

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 de 10 min.

O teste será realizado em um único dia, com um tempo aproximado de 10 minutos. Seu filho (a) irá declarar verbalmente se concordará ou não em participar das avaliações (TALE), após a explicação das informações da pesquisa (tempo aproximado de 1 minuto). Depois, responderá algumas perguntas em forma de entrevista, com informações pessoais e histórico de exercícios (tempo aproximado de 2 minutos). Se os critérios para você participar do estudo forem atendidos, serão medidas seu peso e estatura) (tempo aproximado de 1 minutos). Em seguida, realizará a tarefa de equilíbrio e responderá o IPLAG:

a. a tarefa um será manter-se em pé sobre uma plataforma instável nas direções médio-lateral, com visão, sem tocar as bordas laterais no chão, durante 30s em cada tentativa, serão 3 tentativas em cada condição (tempo aproximado da tarefa 3 minutos).

b. O questionário de lateralidade (IPLAG) será realizado em forma de entrevista por meio de uso de notebook com imagens (3min).

Serão usadas plataformas instáveis, que são consideradas seguras, mesmo com os níveis de instabilidade propostos. Pequenos desequilíbrios poderão ocorrer durante os testes, decorrente da instabilidade proporcionada pela plataforma, mas para prevenir quaisquer riscos haverá pesquisadores ao redor da criança para sua proteção. Crianças com menor aptidão física poderão apresentar pequenos desconfortos musculares ou cansaço físico pequenos. Para minimizar possíveis efeitos de fadiga, serão realizados intervalos de descanso (aproximadamente 1 minuto entre as tentativas ou mais tempo caso solicitado pela criança).

Qualquer indicativo de danos significativos a você o sistema CEP/CONEP será comunicado imediatamente. Os pesquisadores envolvidos se comprometem 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.

Endereço: 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

Ao dar consentimento no formulário, autorizo o estudante sobre minha responsabilidade a participar da avaliação motora.

TERMO DE ASSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TALE)

Nós, Victor H. A. Okazaki e Flavio Junior Guidotti convidamos você a participar do estudo com o título **Desenvolvimento de um teste de equilíbrio dinâmico em plataforma instável**. Informamos que seu pai/mãe ou responsável legal permitiu a sua participação. Pretendemos desenvolver 1 teste de equilíbrio e aplicar o questionário IPLAG sobre lateralidade (apenas para crianças acima de 10 anos):

1. Em uma plataforma instável:



O objetivo desta pesquisa será desenvolver o teste de equilíbrio, em plataforma instável (semelhante a uma gangorra) e aplicar o questionário sobre preferência lateral.

Gostaríamos muito de contar com você, mas você não é obrigado a participar e não tem problema se desistir. Outras **crianças e/ou adolescentes** participantes desta pesquisa tem de 4 anos de idade a 17 anos de idade.

A pesquisa será feita na escola St James, em horários combinados com a coordenação da escola, para não comprometer sua atividade escolar.

Como acontecerá o teste de equilíbrio e a aplicação do questionário: O teste será realizado em um único dia, com um tempo aproximado de 10 minutos. Você irá declarar verbalmente caso queira participar das avaliações motoras, após a explicação das informações da pesquisa (tempo aproximado de 1 minuto), responderá algumas perguntas em forma de entrevista, com informações pessoais e histórico de exercícios (tempo aproximado de 2 minutos). Se os critérios para você participar do estudo forem atendidos, serão medidas seu peso e estatura) (tempo aproximado de 1 minutos). Em seguida, você realizará a tarefa de equilíbrio:

a. a tarefa um será manter-se em pé sobre uma plataforma instável nas direções médio-lateral, com visão, sem tocar as bordas laterais no chão, durante 30s em cada tentativa, serão 3 tentativas em cada condição (tempo aproximado da tarefa 3 minutos).

b. O questionário será realizado em forma de entrevista (3min) com uso de notebook e uso de imagens.

Serão usadas plataformas instáveis, que são consideradas seguras, mesmo com os níveis de instabilidade propostos. Pequenos desequilíbrios poderão ocorrer durante os testes, decorrente da instabilidade proporcionada pela plataforma, mas para prevenir quaisquer riscos haverá pesquisadores ao redor da criança para sua proteção. Crianças com menor aptidão física poderão apresentar pequenos desconfortos musculares ou cansaço físico pequenos. Para minimizar possíveis efeitos de fadiga, serão realizados intervalos de descanso (aproximadamente 1 minuto entre as tentativas ou mais tempo caso solicitado pela criança).

Qualquer indicativo de danos significativos a você o sistema CEP/CONEP será comunicado imediatamente. Os pesquisadores envolvidos se comprometem 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.

A pesquisa atende e respeita os direitos previstos no Estatuto da Criança e do Adolescente - ECA, Lei Federal nº 8069 de 13 de julho de 1990, sendo eles: à vida, à saúde, à alimentação, à educação, ao esporte, ao lazer, à profissionalização, à

ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com CEP-UEL através das informações abaixo:

Endereço: 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

Ao dar consentimento no formulário, autorizo o estudante sobre minha responsabilidade a participar da avaliação motora.

APÊNDICE H

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE), PARA OS PARTICIPANTES ACIMA DE 18 ANOS - ESTUDO DO CAPÍTULO 3

Título do Projeto: 3 CAPACIDADE DISCRIMINATIVA E VALORES NORMATIVOS DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL.

Pesquisador Responsável: Flavio Junior Guidotti.

Instituição: Laboratório de Biomecânica, Centro de Educação Física e Esporte, Universidade Estadual de Londrina (UEL).

CAAE: O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (CAAE: 68225823.9.0000.5231; Número do Parecer: 6.014.228

Prezado(a),

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), desta pesquisa científica. Sua participação é **totalmente voluntária**. Este documento tem o objetivo de fornecer todas as informações necessárias para que você possa decidir, de forma livre e esclarecida, sobre sua participação. Conforme a Resolução 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde, você tem o direito de compreender claramente os procedimentos, riscos, benefícios e seus direitos antes de concordar em participar.

1. OBJETIVO DA PESQUISA

O principal objetivo deste estudo é **desenvolver e padronizar protocolos para um novo teste de equilíbrio dinâmico**, realizado em uma plataforma de equilíbrio instável (semelhante a um balancim / pequena gangorra). O foco é estabelecer procedimentos seguros e metodologicamente robustos para futuras aplicações deste teste em contextos de avaliação clínica, funcional e laboral.

2. PROCEDIMENTOS E CRONOGRAMA

Caso aceite participar, sua colaboração ocorrerá em **uma única sessão experimental**, com duração total estimada em **até 20 minutos**, no Laboratório de Biomecânica da UEL. Durante este período, você realizará:

dor aguda ou a seu pedido.

- **Compromisso do pesquisador** em fornecer orientação e atendimento sem custo, caso surja qualquer desconforto relacionado à pesquisa que persista além do esperado.
- Em caso de qualquer evento adverso inesperado, o Sistema CEP/CONEP será comunicado para as devidas providências.

5. BENEFÍCIOS

- **Benefício Social/Científico:** Contribuição fundamental para o desenvolvimento de uma ferramenta de avaliação do equilíbrio que pode ser útil para profissionais de saúde e reabilitação.
- **Benefício Individual (Opcional):** Se houver interesse, você poderá receber um **breve feedback sobre suas percepções durante o teste**, contribuindo para seu autoconhecimento corporal.

6. CONFIDENCIALIDADE E USO DOS DADOS

Seus dados serão **anonimizados através de um código numérico** no momento da análise, desvinculando completamente suas respostas e desempenho de sua identidade. Os dados codificados podem ser utilizados **exclusivamente para fins de pesquisa científica** (publicações, congressos, teses), **sem qualquer possibilidade de identificação pessoal**. Os documentos originais (como este TCLE) serão armazenados em local seguro por 5 anos, conforme normas éticas, e posteriormente destruídos.

7. DIREITOS DO PARTICIPANTE

Você tem o direito de:

- **Recusar-se a participar** ou **retirar seu consentimento** a qualquer momento, mesmo durante a sessão de testes, sem qualquer prejuízo ou explicação.
- Ter **todas as suas dúvidas esclarecidas** antes e durante a pesquisa.
- **Solicitar a interrupção de uma tentativa** ou do teste completo se sentir desconforto.
- **Receber os resultados gerais** da pesquisa ao seu término, se desejar.

8. CONTATOS

Para dúvidas sobre a pesquisa ou para desistir de participar:

- **Flavio Junior Guidotti** (Pesquisador Responsável)
- E-mail: xxxxxxxxxxxxxxxx | Telefone: xxxxxxxxxxxxxx

Para questões sobre seus direitos como participante ou reclamações sobre a conduta ética do estudo:

- **Comitê de Ética em Pesquisa da UEL (CEP/UEL)**
- Endereço: LABESC – Sala 14, Campus Universitário, Londrina-PR. CEP: 86057-970.
- Telefone: (43) 3371-5455 | E-mail: cep268@uel.br

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Eu,

_____,

DECLARO que:

- Li (ou me foi lida) e compreendi todas as informações acima.
- Tive oportunidade de fazer perguntas e minhas dúvidas foram respondidas.
- Estou ciente de que posso desistir a qualquer momento.
- Concordo, de forma **livre e voluntária**, em participar desta pesquisa.

Assinatura do(a) Participante:

Data: ____/____/____

Para receber um resumo dos resultados da pesquisa, preencha (opcional):

E-mail: _____ Telefone: (____)

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR

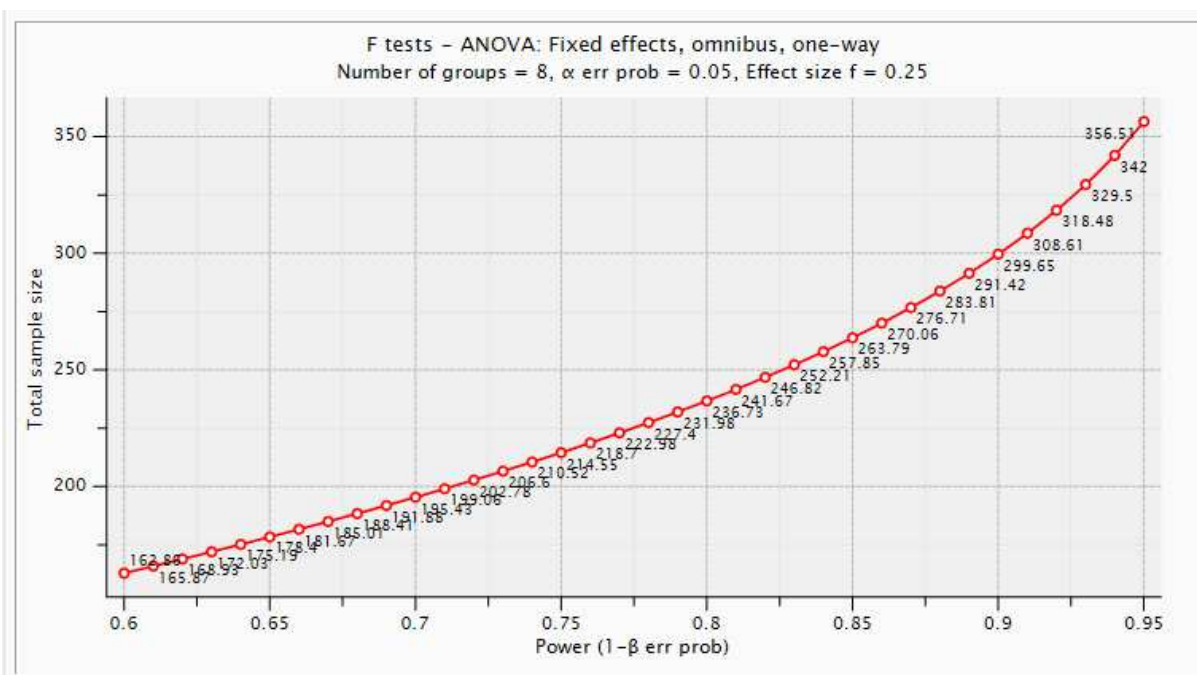
Eu, **Flavio Junior Guidotti**, RG xxxxxxxxxx, como pesquisador responsável, **declaro** que forneci todas as explicações, garantindo o pleno entendimento do participante sobre esta pesquisa, conforme normas éticas vigentes.

Assinatura do Pesquisador: _____

Data: ____/____/____

APÊNDICE I

ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE PODER ESTATÍSTICO E TAMANHO AMOSTRAL ESTIMADO NO SOFTWARE G*POWER DO CAPÍTULO 3



APÊNDICE J

DECLARAÇÃO DE USO DA INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

Durante a preparação deste trabalho, foi utilizada a ferramenta de Inteligência Artificial ChatGPT (OpenAI, versão baseada em GPT-5.3, 2026) com a finalidade de aprimoramento de aspectos linguísticos, revisão textual e apoio à organização de ideias. Após o uso dessa ferramenta, o conteúdo foi integralmente revisado e validado pelos autores, em conformidade com os princípios do método científico. Os autores assumem total responsabilidade pelo conteúdo final, incluindo sua precisão, integridade e originalidade, conforme as diretrizes de integridade na atividade científica.

ANEXOS

ANEXO A

FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

ENVOLVENDO SERES HUMANOS.



Centro de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Serem Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UM TESTE DE EQUILÍBRIO DINÂMICO EM PLATAFORMA INSTÁVEL

Pesquisador: FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 68225823.9.0000.5231

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

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 6.014.228

Apresentação do Projeto:

As informações elencadas foram retiradas do arquivo: PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1966651.pdf de 07/04/2023

Resumo

A análise do equilíbrio é essencial para seu entendimento e avaliação. Todavia, ainda não há proposta de avaliação do equilíbrio capaz de classificar e diferenciar sua funcionalidade. Possibilidades a serem exploradas seriam a utilização de plataforma instável e o limite de estabilidade funcional (LEF) como parâmetro de avaliação do equilíbrio. Sua utilização é simples e forneceria indicador efetivo da perda real de equilíbrio de uma pessoa. O presente projeto será dividido em três estudos. O primeiro estudo terá como objetivo desenvolver um teste de equilíbrio utilizando uma plataforma instável e o teste de LEF. O segundo estudo terá como objetivo a análise da sensibilidade dos testes propostos para classificar diferentes grupos populacionais e gerar dados normativos para a classificação do equilíbrio dinâmico. O terceiro estudo terá como objetivo testar a correlação entre o desempenho do equilíbrio na plataforma instável, no teste de LEF e em diferentes testes padronizados de avaliação do equilíbrio. Os resultados do presente estudo irão contribuir para o diagnóstico, a avaliação e a classificação do equilíbrio por meio do teste da plataforma instável e teste de LEF.

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Conselho de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Serres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 6.014.228

Desenho:

Para a análise do equilíbrio serão utilizadas plataforma de força e instável. As amostras serão por conveniência, com pessoas que participam de projetos no centro de educação física da UEL e ou no hospital universitário de Londrina. Não haverá intervenção, apenas a análise do equilíbrio em uma única etapa de coleta.

Critério de Inclusão:

Os critérios de inclusão dos participantes seguirão as características correspondentes a cada grupo selecionado. Para os grupos de diferentes faixas etárias, os critérios de inclusão serão: (a) idade correspondente ao grupo; (b) não apresentarem histórico de cirurgia no tronco ou membros inferiores / superiores nos últimos 6 meses; (c) não ter tido acidentes ou incidentes com acometimentos dos sistema musculoesquelético (por exemplo, lombociatalgia, estiramento muscular) nos últimos 6 meses; (d) não apresentarem doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial sem correção; (e) não utilizarem medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural. Para o grupo de praticantes de diferentes modalidades esportivas ou artísticas que desenvolvem o equilíbrio, os critérios de inclusão serão: (a) o tempo mínimo de 5 anos de prática sistematizada em uma determinada modalidade esportiva; (b) não apresentarem histórico de cirurgia no tronco ou membros inferiores/superiores nos últimos 6 meses; (c) não ter tido acidentes ou incidentes com acometimentos dos sistema musculoesquelético (por exemplo, lombociatalgia, estiramento muscular) nos últimos 6 meses; (d) não apresentarem doença ou comprometimento funcional do sistema sensorial sem correção; (e) não utilizarem medicamentos de forma contínua ou durante o estudo que poderiam alterar o controle postural; e, (f) idades entre 18 a 59 anos. Para o grupo de adultos e idosos com lesões que geram instabilidade, os critérios de inclusão serão: (a) a idade correspondente ao grupo adulto/idosos; (b) ter diagnóstico da condição ou lesão existente a pelo menos 6 meses.

Critério de Exclusão:

O critério de exclusão dos participantes será a incapacidade em realizar a tarefa de equilíbrio dinâmico do estudo.

Objetivo da Pesquisa:

As informações elencadas foram retiradas do arquivo: PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1966651.pdf de 07/04/2023

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 6.014.228

Hipótese:

H1) serão verificadas a reprodutibilidade e confiabilidade nos testes de equilíbrio em plataforma instável e com o teste de limite de estabilidade funcional; H2) os diferentes graus de estabilidade conseguirão discriminar categorias de populações específicas; H3) haverá correlação entre os dois testes de equilíbrio propostos.

Objetivo Primário:

O objetivo será desenvolver teste de equilíbrio em plataforma instável e usá-lo no processo de categorização do equilíbrio.

Objetivo Secundário:

Para tal, os objetivos secundários serão: (a) desenvolver dois testes de equilíbrio, um em plataforma instável e outro com uso do LEF; (b) avaliar diferentes populações para a classificação de seu equilíbrio e teste da sensibilidade destes dois testes propostos; (c) testar o grau de relação entre os dois testes propostos e outros testes de equilíbrio convencionais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

As informações elencadas foram retiradas do arquivo: PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1986851.pdf de 07/04/2023

Riscos:

Quanto aos riscos, o presente estudo apresenta riscos e desconfortos indiretos de dimensão física. Nas tarefas do equilíbrio em plataforma instável e no teste de limite de estabilidade funcional os riscos estão relacionados a danos musculares, como dor, cansaço físico e desestabilidade do equilíbrio. Para minimizar estes riscos serão realizados intervalos de descanso entre as tentativas e as condições; e para impedir o risco de queda terá um avaliador ao lado de cada tentativa. 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

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Centro de Ética em
Política Administrativa
Tereso Polak

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 6.014.226

entrar em contato com o pesquisador e o mesmo realizará atendimento sem custo para solução dos problemas, ou encaminhará a um profissional específico.

Benefícios:

No primeiro estudo de reprodutibilidade e confiabilidade dos testes indicará sua aplicação como instrumento de avaliação do equilíbrio dinâmico, e poderá apresentar uma proposta de avaliação do equilíbrio para auxiliar a prática clínica, laboral e funcional.

O segundo estudo poderá ser usado para identificar o desempenho do equilíbrio de diferentes populações, e classificar seu equilíbrio dinâmico segundo os graus de estabilidade; posto isto, um método organizado de treinamento do equilíbrio poderá ser elaborado e servirá de referência para o acompanhamento em intervenções no equilíbrio, sendo que um melhor desempenho em ambos os testes poderá representar uma melhor condição clínica em relação à capacidade de equilíbrio dinâmico.

No terceiro estudo confirmará se o uso do teste de estabilidade funcional, sem uso de equipamentos, poderá ser utilizado por profissionais que necessitam de indicadores de desempenho da qualidade do equilíbrio postural.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante que contribuirá para o campo do conhecimento.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta a folha de rosto, devidamente preenchida com assinatura do proponente e do coordenador do Programa de Pós-Graduação em Educação Física Associado UEM/UEL.

Apresenta o TCLE ajustado de acordo com parecer anterior e insere o TALE com redação em forma de convite.

Apresenta projeto de pesquisa completo.

Apresenta as perguntas norteadoras da sessão experimental.

Em relação ao orçamento é indicado financiamento próprio com custo de 800,00RS para elaboração de plataformas instáveis.

Apresenta cronograma com o início da seleção por conveniência e convites aos participantes a partir do dia 15/05/2023 e a coleta de dados dará a partir de 05/06/2023.

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 6.014.228

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Agradecemos o rápido retorno. Verificou-se que as pendências foram atendidas, a saber:

Pendência 01) De acordo com o documento PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1966851.pdf de 24/03/2023, o critério de inclusão "será a idade específica de cada grupo e a ausência de quaisquer lesões ou comorbidades que impeçam a realização do teste" e ainda o critério "(c) idade entre 18 e 40 anos". Tais informações não correspondem a tabela apresentada referente aos grupos em que serão divididos os participantes da pesquisa, a saber:

Idosos = 20; Adultos = 20; Crianças e adolescentes = 20; Lesão ou condição com alteração do equilíbrio = 20 e Atletas = 20 (Total 100).

Ainda, no projeto observa-se a seguinte estratificação: "Participarão do estudo grupos de pessoas saudáveis com diferentes idades cronológicas, para o entendimento do fator cronológico (fases do desenvolvimento):

- a) G1: Crianças até 6 anos.
- b) G2: Crianças de 7 até 10 anos.
- c) G3: Pré-adolescentes de 11-14 anos.
- d) G4: Adolescentes de 15-17 anos.
- e) G5: Adultos 1 de 18-24 anos.
- f) G6: Adultos 2 de 25 a 35 anos.
- g) G7: Adultos 3 de 36-45 anos.
- h) G8: Adultos 4 de 46-59 anos.
- i) G9: Idosos 1 de 60-75 anos.
- j) G10: Idosos 2 acima de 76 anos"

Ressalta-se que caso haja a intenção de inclusão de menores de 18 anos deverá ser providenciado o TALE Termo de Assentimento Livre Esclarecido (12 a 17 anos e 11 meses) para os participantes menores de 18 anos bem como o TCLE para os pais e/ou responsáveis.

Solicita-se esclarecimentos referente aos critérios de inclusão e que a informação deverá ser a mesma em todos os documentos.

PENDÊNCIA ATENDIDA. Foram explicitados os critérios de inclusão e foi inserido o TCLE para os pais e o TALE para crianças e adolescentes com redação clara, fotos para facilitar o entendimento

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 6.014.228

dos testes, inclui o ECA, de acordo com as normas.

Pendência 02) Fica explícito que a "amostra será por conveniência com pessoas que participam de projetos no centro de educação física da UEL e ou no hospital universitário de Londrina". Solicita-se esclarecimento de como será feito o recrutamento dos participantes. Caso os dados dos participantes sejam obtidos por informações não públicas (participantes de projetos) será necessário a inclusão do Termo de Sigilo e de Confidencialidade (ver modelo <http://www.uel.br/comites/cepesh/pages/documentos-para-apreciacao-etica.php>).

PENDÊNCIA ATENDIDA. Foi inserida a seguinte informação: A seleção dos participantes será por conveniência. Os indivíduos serão recrutados por meio de convites pessoais, online (via Instagram, facebook, whatsapp e e-mail), bem como serão espalhados cartazes na UEL, HU, CLÍNICAS DE FISIOTERAPIA e ESCOLAS para convidar os voluntários

Pendência 03) De acordo com os documentos apresentados, na sessão experimental será realizada uma entrevista "uma anamnese com informações pessoais e histórico de saúde". Inserir as perguntas norteadoras da entrevista para avaliação do Comitê de Ética.

PENDÊNCIA ATENDIDA. Foi inserido no Apêndice A do projeto de pesquisa, o roteiro da anamnese.

Pendência 04) Referente a informações do TCLE

a) Indicar o tempo gasto para cada etapa dos procedimentos (sessão experimental e as tarefas de equilíbrio); b) Inserir os benefícios da pesquisa, podendo ser para o participante diretamente ou para população em geral; c) Inserir informação do e-mail, telefone pessoal e endereço do responsável pela pesquisa; d) Inserir como será a devolutiva dos resultados aos participantes da pesquisa; e) O TCLE não é um contrato. No final do TCLE incluir as assinaturas do pesquisador principal e do participante da pesquisa.

PENDÊNCIA ATENDIDA. O TCLE e o TALE foram ajustados.

Considerando que as pendências foram atendidas indica-se a aprovação do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Prezado(a) Pesquisador(a),

Este é seu parecer final de aprovação, vinculado ao Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Centro de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Seres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 6.014.226

Humanos da Universidade Estadual de Londrina. É sua responsabilidade apresentá-lo aos órgãos e/ou instituições pertinentes.

Ressaltamos, para início da pesquisa, as seguintes atribuições do pesquisador, conforme Resolução CNS 466/2012 e 510/2016:

A responsabilidade do pesquisador é indelegável e indeclinável e compreende os aspectos éticos e legais, cabendo-lhe:

- conduzir o processo de Consentimento e de Assentimento Livre e Esclarecido;
- apresentar dados solicitados pelo sistema CEP/CONEP a qualquer momento;
- desenvolver o projeto conforme delineado, justificando, quando ocorridas, a sua mudança ou interrupção;
- elaborar e apresentar os relatórios parciais e final;
- manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa;
- encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores e pessoal técnico integrante do projeto;
- justificar fundamentadamente, perante o sistema CEP/CONEP, interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Coordenação CEP/UEL.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_1968651.pdf	07/04/2023 18:55:48		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP_v2.docx	07/04/2023 18:54:02	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TALE.docx	07/04/2023 18:52:42	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE2.docx	07/04/2023 18:52:16	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep266@uel.br



Centro de Ética em
Educação Superior
São Paulo

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 6.014.228

TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	07/04/2023 18:50:07	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto_projeto_tese_CEP.pdf	24/03/2023 13:48:13	FLAVIO JUNIOR GUIDOTTI	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

LONDRINA, 21 de Abril de 2023

Assinado por:

Adriana Lourenço Soares Russo
(Coordenador(a))

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br