

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ
CENTRO DE CIENCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO ASSOCIADO EM
EDUCAÇÃO FÍSICA – UEM/UEL

ANDRIA WATANABE DE GODOY

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM IDOSOS
POR MEIO DA ANÁLISE INTEGRADA DAS
VARIÁVEIS DO CONTROLE POSTURAL**

Maringá
2025

ANDRIA WATANABE DE GODOY

AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM IDOSOS POR MEIO DA ANÁLISE INTEGRADA DAS VARIÁVEIS DO CONTROLE POSTURAL

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

Orientador: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá

Maringá
2025

ANDRIA WATANABE DE GODOY

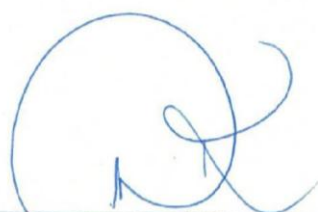
AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM IDOSOS POR MEIO DA ANÁLISE INTEGRADA DAS VARIÁVEIS DO CONTROLE POSTURAL

Dissertação apresentada à
Universidade Estadual de Maringá,
como parte das exigências do Programa
de Pós-Graduação Associado em
Educação Física – UEM/UEL, na área
de concentração em Desempenho
Humano e Atividade Física, para a
obtenção do título de Mestre.

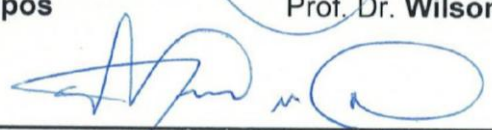
APROVADA em 25 de julho de 2025.



Prof. Dr. **Mário Hebling Campos**



Prof. Dr. **Wilson Rinaldi**



Prof. Dr. **Pedro Paulo Deprá**
(Orientador)

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)
(Biblioteca Central - UEM, Maringá - PR, Brasil)

G589a

Godoy, Andria Watanabe de

Avaliação do equilíbrio em idosos por meio da análise integrada das variáveis do controle postural / Andria Watanabe de Godoy. -- Maringá, PR, 2025.
91 f. : il. color., figs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Maringá, Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Educação Física, Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física - UEM/UEL, 2025.

1. Equilíbrio Postural. 2. Biomecânica. 3. Idosos - Risco de queda. 4. Idosos - Força muscular. I. Deprá, Pedro Paulo, orient. II. Universidade Estadual de Maringá. Centro de Ciências da Saúde. Departamento de Educação Física. Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física - UEM/UEL. III. Título.

CDD 23.ed. 613.71

Aos meus avôs,
cujas lembranças iluminam minha trajetória.
À minha noiva,
cujo apoio tornou leve o caminho.
E à minha família,
que sempre esteve presente com cuidado e apoio.
Com todo meu reconhecimento e amor.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá, meu orientador e amigo, que me abriu as portas do conhecimento e esteve ao meu lado ao longo desta jornada. Sou profundamente grata pela compreensão, paciência, dedicação e pela confiança que sempre depositou em mim. Tenho grande admiração pelo seu vasto conhecimento e inteligência, e muito orgulho por ter tido a oportunidade de ser sua orientanda.

Aos colegas e amigos do Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LABICOM) da UEM pelas experiências acadêmicas compartilhadas.

Ao Prof. Dr. Ademar Avelar de Almeida Júnior e ao Prof. Dr. Mário Hebling Campos por aceitarem o convite para compor a banca examinadora deste trabalho e por contribuírem com a realização do mesmo.

À Prof.^a Dr.^a Maria Terezinha Belanda Galuch e à Prof.^a Dr.^a Terezinha Oliveira, pela receptividade dentro da UNATI, assim como ao Prof. Dr. Alexandre Miyaki da Silveira, pelo apoio no projeto PROCCID e na divulgação do meu trabalho junto às turmas participantes, juntamente com os demais docentes envolvidos.

Aos amigos e colegas das disciplinas de pós-graduação, pelas valiosas discussões, trocas de ideias e parcerias ao longo do percurso, que tanto contribuíram para o meu amadurecimento intelectual em diferentes temas.

Ao seu Didi (Valdevino), pela companhia sempre tão gentil e pelas boas conversas, pelos cafezinhos compartilhados e pelo acolhimento durante os momentos em que estive no DEF para desenvolver este trabalho.

À Guisela, pela generosidade e paciência em esclarecer tantas dúvidas burocráticas do programa, sempre com atenção e boa vontade.

Ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física Associado UEM/UEL (PEF/UEM) pela oportunidade e respeito ao processo formativo.

Aos participantes do meu estudo, alunos da UNATI, minhas alunas e todos que, com disposição e generosidade, colaboraram com a pesquisa.

À minha noiva, Joyce, pela paciência, incentivo e carinho depositados a mim, que foram fundamentais para a continuidade deste trabalho.

Aos meus pais, Alexangela e Hélio, meus irmãos, Naiara, Leandro e Nicolas pela confiança e motivação na continuidade dos meus estudos.

Aos meus amigos Talita, Izabella e Wellington, pelo incentivo, pela alegria e por compartilharem comigo tantos momentos especiais. Às amigas Lilian, Natalia, Giovana e Bruna, que me acompanham desde o colégio. E aos amigos de São Paulo, Isabelle, Rodrigo e Murilo, que entraram na minha vida e conquistaram um espaço muito especial.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro concedido por meio da bolsa de estudos.

GODOY, Andria Watanabe. **Avaliação do equilíbrio em idosos por meio da análise integrada das variáveis do controle postural**. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Centro de Ciências da Saúde. Universidade Estadual de Maringá, Maringá-PR, 2025.

RESUMO

Com o objetivo principal de avaliar o estado de equilíbrio em idosos a partir de uma abordagem integrada das variáveis do sistema de controle postural, este estudo contou com a participação de 60 idosos (16 homens e 44 mulheres), com idade média de $67,1 \pm 6,6$ anos, estatura média de $1,61 \pm 0,09$ m e massa corporal média de $67,7 \pm 11,7$ kg. Os participantes foram submetidos a testes de sensibilidade plantar (Touch Test), Mini-BESTest, apoio unipodal, Centro de Pressão - CoP e força dos membros inferiores. Os resultados revelaram que idosos com alto risco de quedas apresentaram maiores valores em diversas variáveis do CoP, como distância alcançada, amplitude médio-lateral (ML) e anteroposterior (AP), área e velocidade ML, tanto com olhos abertos quanto fechados. Em contraste, o grupo de baixo risco obteve tempos significativamente maiores no teste de apoio unipodal. Aqueles que conseguiram manter o apoio unipodal por 30 segundos registraram maior pontuação no Mini-BESTest e maior força muscular dos membros inferiores. A sensibilidade plantar também foi maior nesses indivíduos, particularmente no médio pé e antepé. O Mini-BESTest correlacionou-se positivamente com o tempo de apoio unipodal e negativamente com o deslocamento do CoP. A sensibilidade no médio pé apresentou a correlação mais elevada com o tempo de apoio unipodal. Um modelo de regressão logística binária para risco de desequilíbrio demonstrou 86,0% de acurácia, com 93,6% de acerto para baixo risco e 50% para alto risco. Os principais preditores foram o tempo de apoio unipodal a área do CoP (ambos com olhos abertos) e a sensibilidade. Um ponto de corte de $\leq 16,9$ segundos no apoio unipodal (olhos abertos) indicou 81,8% de sensibilidade e 80,9% de especificidade para identificar risco de desequilíbrio, com uma Área Sob a Curva (ASC) de 0,828. Conclui-se que as avaliações integradas do equilíbrio postural, a oscilação do CoP e da sensibilidade plantar são cruciais na identificação e intervenção precoce em idosos com risco de quedas.

Palavras-Chave: Biomecânica. Centro de pressão. Estabilidade postural.

GODOY, Andria Watanabe. **Assessment of balance in elderly individuals through integrated analysis of postural control variables**. Dissertation (Master in Physical Education) – Centro de Ciências da Saúde. Universidade Estadual de Maringá, Maringá-PR, 2025.

ABSTRACT

With the primary objective of assessing balance status in older adults through an integrated approach to variables related to the postural control system, this study included 60 older individuals (16 men and 44 women), with a mean age of 67.1 ± 6.6 years, mean height of 1.61 ± 0.09 m, and mean body mass of 67.7 ± 11.7 kg. Participants underwent plantar sensitivity tests (Touch Test), Mini-BESTest, one-leg stance test, Center of Pressure (CoP) analysis, and lower limb strength assessment. The results revealed that older adults at high risk of falling showed higher values in several CoP variables, such as total displacement, mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) amplitude, area, and ML velocity, both with eyes open and closed. In contrast, the low-risk group had significantly longer times in the one-leg stance test. Individuals who were able to maintain the unipedal stance for 30 seconds recorded higher Mini-BESTest scores and greater lower limb muscle strength. Plantar sensitivity was also better in these individuals, particularly in the midfoot and forefoot regions. Mini-BESTest scores were positively correlated with one-leg stance time and negatively correlated with CoP displacement. Sensitivity in the midfoot showed the strongest correlation with one-leg stance time. A binary logistic regression model for fall risk showed 86.0% accuracy, with 93.6% correct classification for the low-risk group and 50% for the high-risk group. The main predictors were one-leg stance time, CoP area (both with eyes open), and plantar sensitivity. A cutoff point of ≤ 16.9 seconds in the one-leg stance test (eyes open) indicated 81.8% sensitivity and 80.9% specificity for identifying fall risk, with an Area Under the Curve (AUC) of 0.828. It is concluded that integrated assessments of postural balance, CoP displacement, and plantar sensitivity are crucial for the early identification and intervention in older adults at risk of falling.

Keywords: Biomechanics. Center of Pressure. Postural Stability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Posicionamento do centro de gravidade na posição anatômica	17
Figura 2 - Posicionamento do centro de gravidade de acordo com a posição dos membros e a base de suporte	18
Figura 3 - Comportamento do CoP registrado por uma plataforma de força	19
Figura 4 - Anatomia do Olho.....	20
Figura 5 - Anatomia do ouvido interno.....	22
Figura 6 - Receptores sensoriais.....	23
Figura 7 - Interação do sistema sensorial e motor para manter o equilíbrio	24
Figura 8 - Posicionamento para avaliação da força de membros inferiores	35
Figura 9 - Regiões dos pés para o teste de sensibilidade plantar	36

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Subsistemas do sistema do controle postural e os protocolos	31
Quadro 2 - Ponto de cortes do Mini-BESTest	33
Quadro 3 - Quadro do avaliador sensorial Touch Test.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação das variáveis representativas do CoP na postura bipodal e do tempo obtido no teste de apoio unipodal em relação à classificação do teste Mini-BESTest (n=58).....	39
Tabela 2 - Comparação do quociente de Romberg em relação à classificação do histórico de quedas (n=60).....	40
Tabela 3 - Comparação das variáveis do subsistema do controle postural em relação à classificação do teste de apoio unipodal (n=60).....	41
Tabela 4 - Comparação da sensibilidade plantar em relação à classificação do Teste de Apoio Unipodal (n=60).....	41
Tabela 5 - Coeficientes de relação entre a pontuação do Mini-BESTest, os tempos do teste de apoio unipodal e a força muscular de MMII (n=60).....	42
Tabela 6 - Coeficiente de correlação entre a pontuação do Mini-BESTest e os valores do CoP com condição de olhos abertos e fechados (n=60).....	42
Tabela 7 - Coeficientes de correlação entre a pontuação do Mini-BESTest e sensibilidade plantar por regiões, lado direito e esquerdo (n=60).....	43
Tabela 8 - Coeficientes de correlação entre os tempos do Teste de Apoio Unipodal (condição Olhos Abertos) com os valores do CoP (condições Olhos Abertos e Olhos Fechados) (n=59).....	44
Tabela 9 - Coeficientes de correlação entre os tempos do Teste de Apoio Unipodal (condição Olhos Abertos) e sensibilidade plantar por regiões, lado direito e esquerdo (n=59).....	44
Tabela 10 - Coeficientes de correlação entre os tempos do Teste de Apoio Unipodal (condição Olhos Fechados) com os valores do CoP (condições Olhos Abertos e Olhos Fechados) (n=58).....	45
Tabela 11 - Coeficientes de correlação entre a sensibilidade plantar (pé direito) e os valores do CoP em condições de olhos abertos e olhos fechados (n=60).....	45
Tabela 12 - Coeficientes de correlação entre a sensibilidade plantar (pé esquerdo) e os valores do CoP em condições de olhos abertos e olhos fechados (n=60).....	46

Tabela 13 - Coeficiente de correlação entre força muscular de MMII e a sensibilidade plantar (n=60).....	46
Tabela 14 – Matriz de Classificação da Regressão Logística Binária com Base na pontuação do Mini-BESTest (n = 58)	47
Tabela 15 – Resultados da Regressão Logística Binária para Identificação dos Preditores do Risco de Desequilíbrio em Idosos (n=58)	48
Tabela 16 - Matriz de Classificação da Regressão Logística Binária com Base na pontuação do Mini-BESTest (n = 57)	48
Tabela 17 - Regressão Logística Binária para Identificação dos Preditores do Risco de Desequilíbrio em Idosos (sem o caso 38) (n=57).....	49
Tabela 18 - Parâmetros estatísticos da área sob a curva e intervalo de confiança de 95% para análise da curva ROC (n=58).....	50

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CoP	Centro de Pressão
CG	Centro de Gravidade
FRS	Força de Reação do Solo
SNC	Sistema Nervoso Central
UEM	Universidade Estadual de Maringá
PROCCID	Projeto de Extensão Cultura Corporal para Idosos
UNATI	Universidade Aberta da Terceira Idade
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
MMII	Membros Inferiores
IAQI	Avaliação do Risco de Quedas em Idosos
OF	Olhos Fechados
OA	Olhos Abertos
QR	Quociente de Romberg
AP	Antero Posterior
ML	Médio Lateral
ASC	Área Sob a Curva

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVOS	15
2.1 Objetivo Geral	15
2.2 Objetivos Específicos	15
3 REVISÃO DA LITERATURA	16
3.1 Equilíbrio	16
3.1.1 Centro de gravidade	17
3.1.2 Base de Suporte	17
3.1.3 Centro de Pressão	18
3.2 Sistema de controle postural	19
3.2.1 Sistema Visual	20
3.2.2 Sistema Vestibular	21
3.2.3 Sistema Somatossensorial	22
3.2.4 Controle Postural	24
3.3 Estudos correlatos sobre o equilíbrio em idosos	25
3.3.1 Equilíbrio e envelhecimento	25
3.3.2 Métodos de avaliação do equilíbrio	26
4 MÉTODOS	29
4.1 Desenho do estudo	29
4.2 Participantes da Pesquisa	29
4.3 Desenho experimental	29
4.4 Procedimentos	31
4.4.1 Antropometria	31
4.4.2 Estabilometria	32
4.4.3 Mini-BESTest	33
4.4.4 Teste de Apoio Unipodal	33
4.4.5 Dinamômetro	34
4.4.6 Sensibilidade Plantar	35
4.4.7 Histórico de quedas	37
4.5 Análise de dados	38
5 RESULTADOS	39
6 DISCUSSÃO	53
7 CONCLUSÃO	61
REFERÊNCIAS	63
ANEXOS	70
ANEXO A: Autorização do COPEP	71
Anexo B: TCLE	80
Anexo C: Ficha de coleta de dados	82

1 INTRODUÇÃO

A promoção e a manutenção do equilíbrio são fundamentais para a realização segura das atividades da vida diária e da prática de atividades físicas, contribuindo significativamente para a qualidade de vida de idosos e para a redução do risco de quedas e fraturas (MANN et al., 2008; DUARTE e FREITAS, 2010; JÚNIOR et al., 2022). No entanto, o equilíbrio corporal depende de um sistema complexo, integrado por variáveis sensoriais, motoras e cognitivas, que podem sofrer declínio com o avanço da idade.

Dados da Organização Mundial da Saúde (WHO, 2021) apontam que aproximadamente 30% dos idosos com 65 anos ou mais sofrem pelo menos uma queda por ano, índice que pode chegar a 50% entre os maiores de 80 anos. As quedas representam a segunda principal causa de morte por lesão não intencional no mundo, sendo responsáveis por cerca de 684 mil óbitos anuais, afetando majoritariamente pessoas acima de 60 anos. No Brasil, segundo dados do Sistema de Informação Hospitalar do SUS (SIH/SUS), somente em 2022, mais de 120 mil internações de idosos foram decorrentes de quedas, gerando expressivo impacto sobre o sistema público de saúde. Além das hospitalizações, quedas em idosos frequentemente resultam em fraturas, perda de independência funcional, institucionalização e até morte (BRASIL, 2025).

Diante desse cenário, compreender os fatores que contribuem para a instabilidade postural torna-se essencial para a criação de estratégias de prevenção e intervenção mais eficazes. O equilíbrio é um estado corporal que consiste na capacidade de manter o centro de gravidade dentro da base de sustentação, garantindo a estabilidade frente às forças internas e externas (HAMILL & KNUTZEN, 1999; HALL, 2005). Para tanto, é necessário um sistema de controle postural eficiente, que integra informações motoras e sensoriais, oriundas dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009; NIETO-GUISADO et al., 2022). Esse sistema permite não apenas a manutenção da postura em situações estáticas, mas também o retorno ao estado de equilíbrio após perturbações externas, sendo, portanto, fundamental na prevenção de quedas (POLLOCK et al., 2000).

O sistema de controle postural pode ser compreendido como um conjunto integrado de subsistemas que atuam de forma coordenada. Entre eles, destacam-se o motor, responsável pelas respostas posturais e ajustes musculares, e o sensorial, que integra os sinais captados pelos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, com destaque para a propriocepção e a sensibilidade plantar. A estabilidade postural depende da interação eficiente e contínua entre esses componentes (NIETO-GUISADO et al., 2022; RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

No contexto da avaliação do controle postural, o Centro de Pressão (CoP), tem sido amplamente utilizado como um indicador da oscilação corporal na postura quase-estática (DUARTE & FREITAS, 2010; LIAO et al., 2022). O CoP representa o ponto de aplicação do vetor resultante da Força de Reação do Solo (FRS) sob a base de sustentação. Em condições de equilíbrio, o CoP tende a se alinhar verticalmente com a força peso, aplicada ao centro de massa corporal (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Embora diversos estudos tenham analisado o CoP sob diferentes enfoques, como o histórico de quedas (HEWSON et al., 2010), os pontos de corte baseados no Mini-BESTest (LIAO et al., 2022), a força dos membros inferiores (PASSINATO et al., 2024), a contribuição visual por meio do quociente de Romberg (SILVA, NADAL e INFANTOSI, 2012), ou a sensibilidade plantar (UEDA e CARPES, 2013), a maioria dessas investigações abordou as variáveis do controle postural de forma isolada. Poucos estudos adotaram uma perspectiva integrada que considere a interdependência entre os subsistemas motor e sensorial e suas implicações no estado de equilíbrio.

Dessa forma, este estudo tem como objetivo analisar, de forma integrada, as variáveis do sistema de controle postural em idosos, a fim de compreender como a sensibilidade plantar, a força muscular dos membros inferiores e os parâmetros do CoP interagem para determinar o estado de equilíbrio.

Portanto, neste estudo nos deparamos com a seguinte questão-problema: Quais as variáveis do sistema de controle postural apresentam relação interdependente na determinação do estado do equilíbrio de idosos? Este estudo parte da hipótese de que variáveis do sistema de controle postural, como a força dos membros inferiores, a sensibilidade plantar e os parâmetros

de oscilação do centro de pressão (CoP), apresentam relações interdependentes e contribuem, de forma conjunta, para o desempenho funcional do equilíbrio em idosos.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural.

2.2 Objetivos Específicos

- Descrever as variáveis dos subsistemas motor e sensorial que integram o controle postural em relação ao estado de equilíbrio de idosos;
- Investigar a intensidade e a direção das correlações entre as variáveis dos subsistemas motor e sensorial;
- Diagnosticar quais variáveis do sistema de controle postural são mais preditivas para o equilíbrio de idosos;

3 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, será abordado o conceito de equilíbrio, que se refere à capacidade do corpo de manter a estabilidade. A revisão está organizada de forma a apresentar, inicialmente, os fundamentos teóricos sobre equilíbrio, incluindo suas definições, características e mecanismos envolvidos. Em seguida, são discutidos os principais fatores que influenciam essa capacidade, considerando aspectos motores e sensoriais. Por fim, são apresentados estudos que relacionam o equilíbrio com às alterações associadas ao envelhecimento, bem como os métodos utilizados para sua avaliação.

3.1 Equilíbrio

Antes de definir o conceito de equilíbrio, é fundamental abordar a noção de estabilidade. A estabilidade é definida como a resistência de um corpo tanto à aceleração linear quanto à aceleração angular (HALL, 2005). Em termos mais simples, refere-se à capacidade de um corpo resistir a deslocamentos, sejam eles em linha reta ou em movimentos de rotação. Em determinadas situações, pode ser necessário aumentar a estabilidade, enquanto, em outras, estratégias para minimizá-la são mais eficazes. Um exemplo disso é a saída do bloco de partida no atletismo, onde uma redução da estabilidade favorece uma aceleração inicial mais rápida.

A habilidade de controlar a estabilidade é o que caracteriza o equilíbrio. Este é um estado corporal que se refere à capacidade de manter o corpo em uma posição estável, seja em condições estáticas (parado) ou dinâmicas (em movimento). Mesmo em uma posição aparentemente estável, o indivíduo pode estar sujeito a forças externas que podem afetar seu equilíbrio (POLLOCK, 2000).

Entre os fatores mecânicos envolvidos na manutenção do equilíbrio, destacam-se:

- Massa do corpo: quanto maior a massa, maior será a força necessária para provocar uma determinada aceleração;

- Atrito: quanto maior o atrito entre o corpo e a superfície de contato, maior a força exigida para iniciar e manter o movimento;
- Tamanho da base de apoio: uma base de apoio mais ampla proporciona maior estabilidade, facilitando o controle do equilíbrio.

Esses fatores interagem de maneira complexa, determinando a eficácia do equilíbrio em diferentes contextos e situações (HALL, 2005).

3.1.1 Centro de gravidade

A massa de um corpo representa a quantidade de matéria do qual é composto. O ponto em que a massa corporal está distribuída igualmente em todas as direções é conhecido como centro de massa. Ao analisar corpos sob a influência da força gravitacional, a localização espacial do centro de massa e do centro de gravidade é equivalente. Esse ponto é aquele em torno do qual o peso de um corpo está equilibrado igualmente em todas as direções (HALL, 2005; HAMILL, KNUTZEN e DERRICK, 2016).

No corpo humano, a localização do centro de gravidade vai depender da posição dos seus membros. Na posição anatômica o centro de gravidade do ser humano estará localizado próximo a cicatriz umbilical (figura 1).

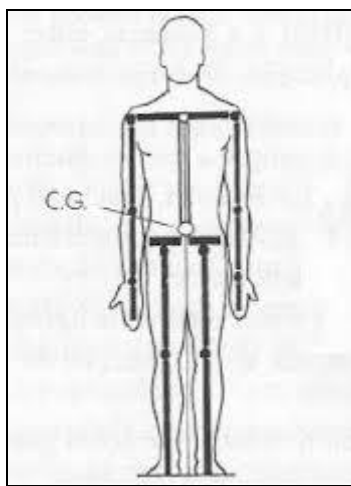


Figura 1 - Posicionamento do centro de gravidade na posição anatômica
Fonte: CARVALHO, 2013.

3.1.2 Base de Suporte

A base de suporte refere-se à área delimitada pelo contorno externo dos pontos de contato do corpo com a superfície de apoio. Quanto maior a base de

suporte, maior é a capacidade de estabilidade e manutenção do equilíbrio. Em posições com uma base de suporte reduzida, como ao ficar em um pé só, o centro de gravidade do corpo precisa se manter dentro dessa base reduzida para permanecer em estado de equilíbrio (figura 2).

A interação entre a base de suporte e o centro de gravidade é crucial no equilíbrio postural, pois o corpo ajusta continuamente sua posição para manter o centro de gravidade dentro dessa base. Quanto mais o centro de gravidade estiver próximo do centro da base de suporte e quanto maior for a base, maior será a estabilidade e, conseqüentemente, melhor será o equilíbrio (HALL, 2005).

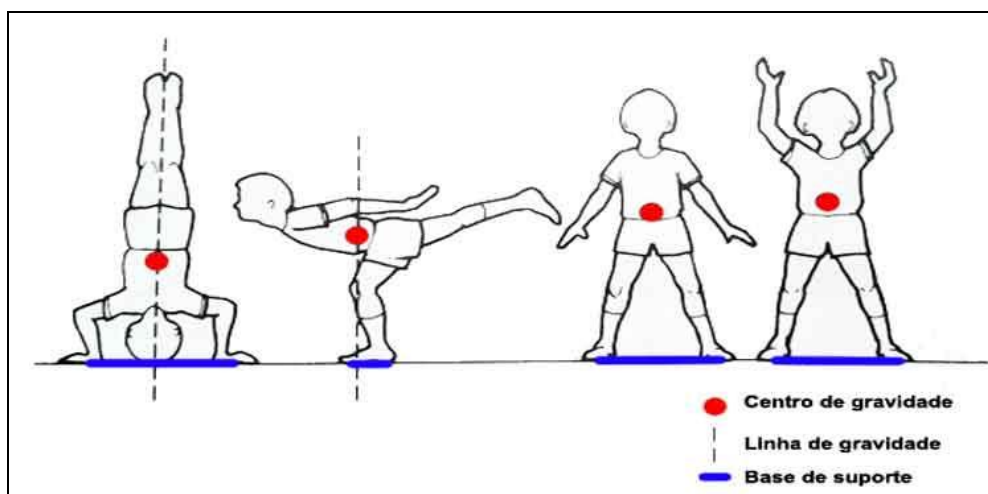


Figura 2 - Posicionamento do centro de gravidade de acordo com a posição dos membros e a base de suporte
Fonte: REDU, 2019.

3.1.3 Centro de Pressão

O centro de pressão (CoP) é a posição do ponto de aplicação do vetor resultante da força de reação do solo (FRS) sobre o corpo. A força de reação do solo é gerada em resposta às forças que o corpo exerce sobre ele (HAMILL, KNUTZEN e DERRICK, 2016). De acordo com a Terceira Lei de Newton ("para toda ação, existe uma reação de igual intensidade, mesma direção e sentido oposto"), quando uma pessoa está em pé, o corpo aplica uma força sobre o solo (como o peso corporal), e o solo responde com uma força de reação de igual magnitude, na mesma direção (vertical) e sentido oposto (para cima).

O CoP representa o ponto de aplicação da resultante da força de reação do solo sob os pés durante a postura estática ou dinâmica (HAMILL, KNUTZEN e DERRICK, 2016). A sua identificação é obtida por meio de plataformas de força, que registram as componentes da força em diferentes direções (anteroposterior, médio-lateral e vertical). O comportamento do CoP é influenciado pela posição do centro de gravidade e é amplamente utilizado como um indicador da oscilação corporal (figura 3) e da capacidade de uma pessoa em manter o equilíbrio durante uma postura quase-estática (DUARTE, 2000).

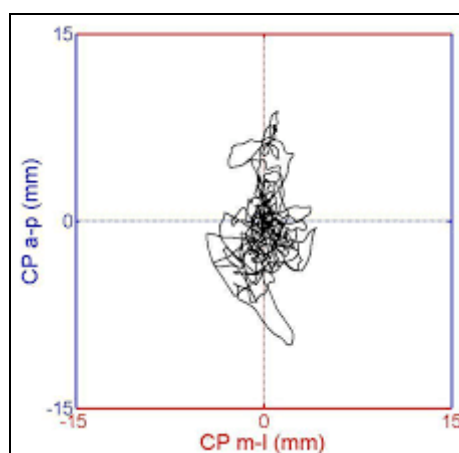


Figura 3 - Comportamento do CoP registrado por uma plataforma de força
Fonte: WIEST, Matheus, 2019.

Para que uma pessoa se mantenha em estado de equilíbrio quase-estático, a força peso, agindo no centro de massa do indivíduo, com direção vertical e sentido para baixo, e a resultante da força de reação do solo, na mesma direção e em sentido oposto, devem estar alinhadas e dentro da base de suporte (DEPRÁ, 1998). Quando o peso projetado se desloca para fora da base de sustentação, o corpo tende a perder o equilíbrio (POLLOCK et al., 2000).

3.2 Sistema de controle postural

Para que o corpo se mantenha em estado de equilíbrio, é necessário lidar com fatores tanto externos quanto internos. Os fatores externos foram mencionados no tópico 3.1. Nesse contexto, e os fatores internos atuam no sistema de controle postural, que envolve os subsistemas visual, vestibular e

proprioceptivo, permitindo ao corpo realizar pequenos ajustes para manter-se em pé (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003; SUNG et al., 2025)

O sistema de controle postural envolve o controle da posição do corpo no espaço, seja na postura estática ou dinâmica. Isso requer o uso coordenado dos sistemas sensoriais (visual, vestibular e propriocepção), dos sistemas motores (músculos e articulações) e de processos neurológicos que ajustam constantemente o corpo para manter o equilíbrio (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003; ERSOY et al., 2024).

3.2.1 Sistema Visual

O sistema visual é composto pelos olhos que levam informações visuais para o Sistema Nervoso Central (SNC). Os olhos são estruturas que são organizadas para alimentar, sustentar e dar forma à retina. A retina é uma camada fina de tecido localizada na parte posterior do olho, composta por fotorreceptores (células sensoriais) (figura 4). Ela capta sinais luminosos e transforma em sinais elétricos. Esses sinais, por sua vez, são transmitidos pelo nervo óptico ao cérebro, onde são processados e interpretados como imagens (BICAS, H., 1991; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

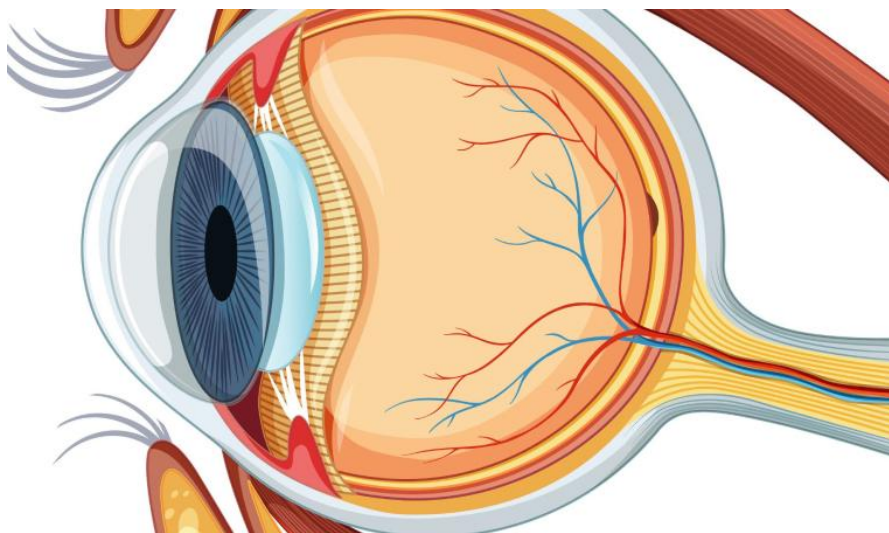


Figura 4 - Anatomia do Olho
Fonte: OFTALMOLASER, 2024.

A visão auxilia na orientação do corpo no espaço, fornecendo referências dos eixos vertical e horizontal dos objetos ao seu redor. As informações visuais podem ter origem tanto na retina periférica quanto na

região central da retina (fóvea). A visão periférica é mais sensível ao movimento e contribui para a percepção do deslocamento do corpo e das mudanças no ambiente, enquanto a visão central capta detalhes e fornece pontos de referência visuais estáveis. Essas informações são transferidas ao sistema nervoso central (SNC), que as utiliza para indicar a posição e o movimento do indivíduo em relação ao ambiente. Assim, as informações visuais contribuem de forma significativa para manter o corpo em equilíbrio (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003; ERSOY et al., 2024; SUNG et al., 2025).

3.2.2 Sistema Vestibular

O Sistema Vestibular possui uma anatomia complexa envolvendo várias estruturas que se conectam para permitir que o corpo detecte movimentos e mantenha o equilíbrio. O ouvido interno está localizado na parte petrosa do osso temporal (a região mais densa e robusta do crânio) e possui duas partes principais: o labirinto ósseo e o labirinto membranáceo. O labirinto membranáceo fica alojado dentro do labirinto ósseo, envolto por um fluido, a perilinfa, e é constituído por três partes: o vestíbulo, os canais semicirculares e a cóclea (HIGHSTEIN e HOLSTEIN, 2012).

No labirinto membranáceo, a cóclea é responsável pela audição, enquanto o vestíbulo e os canais semicirculares são as estruturas do ouvido interno responsáveis pelo equilíbrio. Essas estruturas são preenchidas por um líquido, a endolinfa. O vestíbulo é constituído pelo utrículo e sáculo. As duas estruturas são responsáveis por detectar a aceleração linear e a posição estática da cabeça em relação à gravidade. Ambos contêm células ciliadas sensoriais que estão em contato com uma camada gelatinosa, onde pequenos cristais de carbonato de cálcio, os otólitos, estão embutidos. Quando a cabeça se move, os otólitos se deslocam, puxando os cílios das células sensoriais, que geram sinais enviados ao cérebro (EKDALE, 2013).

Já os canais semicirculares, são compostos por três canais (anterior, posterior e lateral) (figura 5). Cada canal possui uma ampola, uma estrutura onde se localizam as células sensoriais que respondem ao movimento da endolinfa. Como esses canais são orientados em planos perpendiculares entre

si, isso permite que detectem movimentos rotacionais da cabeça (BANKOFF e BEKEDORF, 2007).



Figura 5 - Anatomia do ouvido interno
Fonte: BLAUS, 2018.

Quando a endolinfa se movimenta e move as células sensoriais, elas enviam sinais elétricos através dos nervos vestibulares que transmitem essas informações sensoriais para o cérebro. Esses sinais elétricos são interpretados pelo cérebro, que ajusta o tônus muscular e coordena os movimentos dos olhos, cabeça e tronco. O utrículo, sáculo e os canais semicirculares atuam em conjunto para garantir que o sistema vestibular detecte mudanças de posição e aceleração da cabeça, permitindo ao corpo ajustar-se e manter a orientação espacial e o equilíbrio (BANKOFF e BEKEDORF, 2007; HIGHSTEIN e HOLSTEIN, 2012; EKDALE, 2013).

3.2.3 Sistema Somatossensorial

O sistema somatossensorial é responsável por detectar e processar informações sensoriais do corpo, como toque, pressão, temperatura, dor e a posição dos membros (propriocepção). Esse sistema envolve receptores sensoriais distribuídos na pele, músculos, tendões e articulações, que captam estímulos e enviam sinais ao SNC (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Segundo Guyton e Hall (2011) as sensações somáticas podem ser classificadas em três tipos fisiológicos: mecanorreceptivas, termorreceptivas e de sensação de dor. Em relação ao equilíbrio, são consideradas as mecanorreceptivas que incluem as sensações de tato e da percepção da posição corporal. As modalidades sensoriais táteis abrangem as sensações de tato, pressão, vibração e cócegas e as modalidades sensoriais relacionadas à posição corporal incluem a percepção da posição estática e de velocidade dos movimentos.

As informações são captadas por receptores distribuídos pelo corpo (figura 6), como os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi (sensíveis ao comprimento e à tensão dos músculos), receptores articulares, mecanorreceptores cutâneos, incluindo corpúsculo de Pacini (sensíveis a vibração), corpúsculo de Meissner (sensíveis ao toque e a vibração leves), discos de Merkel (sensíveis a pressão local) e terminações de Ruffini (sensíveis ao alongamento da pele) (GUYTON e HALL, 2011).

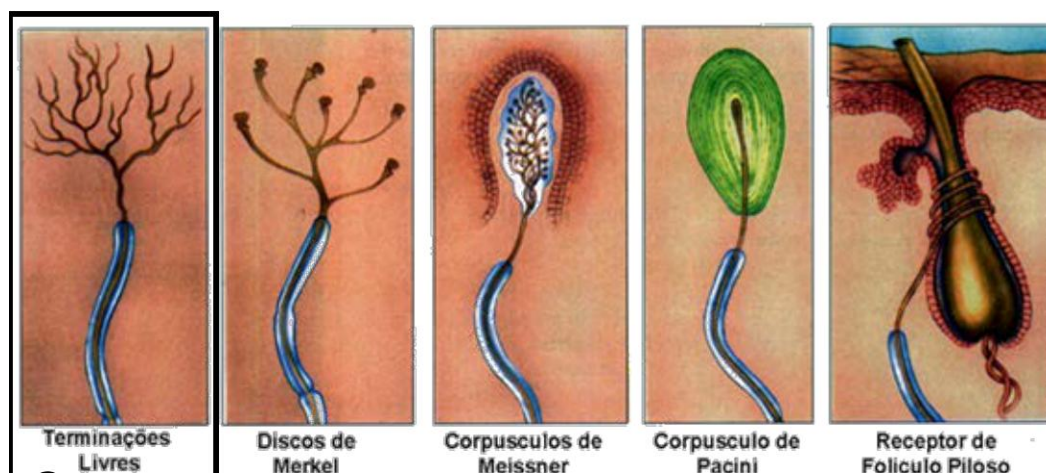


Figura 6 - Receptores sensoriais
Fonte: CHACUR, 2014.

Após a captação das informações pelos receptores sensoriais, elas são processadas no córtex somatossensorial do cérebro. Dessa maneira, essas informações são interpretadas para que o corpo faça ajustes para manter em equilíbrio (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

3.2.4 Controle Postural

As informações sobre a posição do corpo e a sua trajetória são fornecidas pelos sentidos. Cada sistema fornece ao SNC informações específicas sobre diferentes estruturas de referência para o controle postural (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). O SNC organiza essas informações aferentes, processando e selecionando respostas efetivas e reguladas para uma determinada ação (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

O controle postural exige uma interação complexa entre processos motores (resposta musculares) e os processos sensoriais (sistemas visual, vestibular e sensorial). A integração entre esses processos é essencial para garantir respostas antecipatórias e adaptativas que mantêm a postura (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Os autores Shumway-Cook e Woollacott (2003) explicam que as respostas adaptativas do controle postural envolvem modificações nos sistemas sensorial e motor em resposta a mudanças nas demandas da tarefa e do ambiente. As respostas antecipatórias, por outro lado, preparam esses sistemas para as demandas posturais, com base na experiência prévia e na aprendizagem (figura 7).

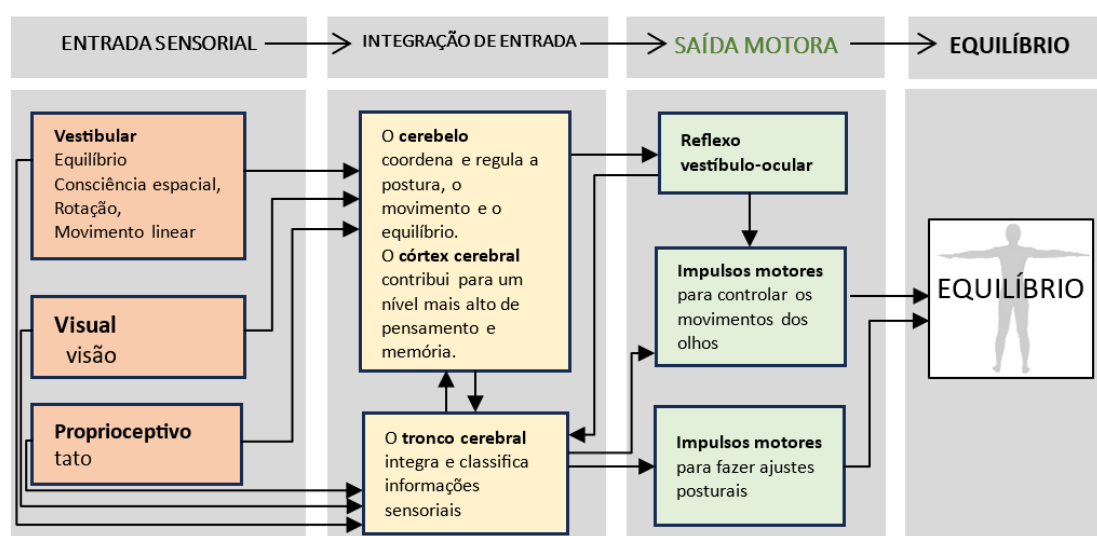


Figura 7 - Interação do sistema sensorial e motor para manter o equilíbrio.

Fonte: VEDA, 2008. Adaptado pelo autor.

Para o controle postural, o SNC precisa de uma representação precisa do corpo no espaço e se ele está imóvel ou em movimento. Essa precisão permite que o controle postural produza e aplique forças necessárias para ajustar ou restaurar a posição corporal. Assim, o bom funcionamento do controle postural depende da integração eficiente entre os subsistemas sensorial e motor, sendo que qualquer falha nesse processo pode comprometer a manutenção do equilíbrio (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

3.3 Estudos correlatos sobre o equilíbrio em idosos

3.3.1 Equilíbrio e envelhecimento

Com o envelhecimento, diversas mudanças ocorrem nos sistemas do corpo, impactando a qualidade de vida e a capacidade de realizar atividades diárias (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). No sistema visual, observa-se uma redução na acuidade visual, além de uma menor sensibilidade ao contraste e à luz, o que dificulta a percepção de profundidade de objetos e a adaptação a ambientes com diferentes níveis de iluminação. No sistema vestibular, ocorre uma diminuição das células ciliadas e da sensibilidade vestibular, comprometendo a percepção do movimento e a orientação espacial. O sistema somatossensorial também sofre declínios, com redução na sensibilidade tátil e proprioceptiva, limitando a capacidade de sensibilidade e a noção da posição do corpo (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

Além disso, o processo de integração dessas informações sensoriais no cérebro se torna menos eficiente com o avanço da idade, levando a uma reação mais lenta e menor capacidade de adaptação a mudanças ambientais. Essas alterações, somadas à perda de força muscular e flexibilidade, aumentam o risco de quedas em idosos, impactando sua autonomia e segurança (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

Outro fator relacionado ao equilíbrio é a força muscular, essencial para manter o corpo em uma postura estável e realizar ajustes adequados para sustentar essa posição. O estudo de BIJLSMA et al., (2013) avaliou 197 idosos ambulatoriais e investigou a associação entre características musculares, como força de preensão manual, força de extensão do joelho, massa magra e

medidas do comportamento do CoP. Os resultados mostraram que a força muscular foi positivamente associada à capacidade de manter o equilíbrio, destacando sua importância na estabilidade postural dos idosos.

Na perspectiva do estado da sensibilidade plantar, diferentes estudos têm investigado sua relação com o equilíbrio e o controle postural. Ueda e Carpes (2013) analisaram idosos e verificaram que a redução da sensibilidade plantar esteve associada a maiores oscilações posturais, evidenciando que alterações periféricas nos pés podem comprometer a estabilidade em tarefas de manutenção da postura. Citaker et al. (2011), ao estudarem indivíduos com Esclerose Múltipla, observaram que déficits em modalidades sensoriais como a pressão de toque leve, a vibração e a discriminação de dois pontos influenciaram negativamente a capacidade de permanecer em apoio unipodal, indicando que o comprometimento sensorial agrava a instabilidade.

Já Kafa et al. (2015) investigaram pacientes com Diabetes Mellitus tipo 2 e constataram que a diminuição da sensibilidade plantar, particularmente na região do hálux, esteve moderadamente correlacionada ao menor tempo de permanência em posição unipodal. Em conjunto, esses estudos reforçam a ideia de que a integridade da sensibilidade plantar é determinante para o controle postural, e que sua diminuição, em diferentes condições clínicas, aumenta a vulnerabilidade para desequilíbrios e quedas.

3.3.2 Métodos de avaliação do equilíbrio

Na literatura, diversos estudos têm explorado formas para avaliar o estado de equilíbrio. As mais conhecidas e utilizadas são: Escala de Equilíbrio de Berg, Teste de Tinetti ou POMA e Mini-BESTest. Esses testes foram construídos para avaliar a estabilidade postural e a capacidade de equilíbrio dos indivíduos, sendo um aspecto comum a capacidade de prever ou identificar o risco de quedas. Eles envolvem a realização de tarefas funcionais que simulam atividades cotidianas (HORACK, WRISLEY & FRANK, 2009; BERG et al., 1992; TINETTI, 1986). Outros testes como a Avaliação do Risco de Quedas em Idosos (IAQI) e o próprio histórico de quedas declarados pelos avaliados, são formas de avaliar e identificar o risco de quedas nessa população (SILVEIRA et al., 2018; BATISTELA, RINALDI e MORAES, 2023).

No estudo de VELLAS et al. (1997), os autores acompanharam 316 idosos por 3 anos e tinham como objetivo de verificar se o teste de equilíbrio em uma perna só era um importante indicador de quedas e principalmente de quedas lesivas. Compararam o histórico de quedas com o teste de equilíbrio em uma perna só, e classificavam se conseguiram ou não ficar na posição em 5 segundos. O estudo concluiu que o teste era um indicador significativo e de fácil aplicação para quedas lesivas. Este estudo se alinha a outros que avaliam o equilíbrio por meio da manutenção de posições estáticas durante períodos de tempo, buscando correlacionar a estabilidade postural com o risco de quedas.

A estabilometria é uma ferramenta altamente precisa para avaliar o equilíbrio, pois mede a estabilidade postural ao registrar o comportamento do centro de pressão (CoP) durante o teste. Utiliza-se uma plataforma de força que detecta as variações da pressão dos pés, permitindo mapear as oscilações do CoP e fornecer dados quantitativos sobre a capacidade de manter a postura (DUARTE, 2000). Pesquisas como de SALEHI et al. (2010), VICTOR et al. (2014), BEDNARCZUK e RUTKOWSKA (2022), entre outras, utilizaram a estabilometria para analisar o comportamento do CoP em diferentes condições posturais, buscando compreender e abranger os diversos aspectos do equilíbrio. Embora seja um dos testes mais precisos na literatura, a estabilometria se baseia em dados numéricos, o que pode ser uma limitação para a interpretação qualitativa do equilíbrio.

Associado aos valores do CoP também se utiliza o quociente de Romberg para verificar a influência do sistema visual no equilíbrio. A pesquisa de SILVA, NADAL e INFANTOSI (2012), concluiu que os resultados do quociente obtido em um único teste estabilométrico podem não ser suficiente para verificar o comprometimento do equilíbrio relacionado à visão. Porém, ele pode ser útil como indicativo para a necessidade de testes adicionais, visando investigar possíveis comprometimentos na integração da informação visual no sistema de controle postural.

Para explorar toda a temática no equilíbrio, a literatura busca integrar as variáveis que compreendem o equilíbrio, sob diferentes perspectivas. No artigo de HEWSON et al., (2010), 30 pessoas foram avaliadas e divididas em 3 grupos: grupo controle, composto por adultos de 30 a 40 anos; grupo de idosos saudáveis sem histórico de quedas e idosos institucionalizados com histórico

de quedas. O objetivo foi tentar classificar idosos que caem e que não caem com base nas medições de velocidade do CoP. Em seus resultados conseguiram classificar corretamente 90% em caidores e não caidores com base nas medições da velocidade do CoP.

LIAO et al., 2022, o objetivo foi estimar o ponto de corte das pontuações do Mini-BESTest a partir dos valores do CoP. O Mini-BESTest é um teste importante para avaliar o equilíbrio, mas algumas pessoas enfrentam dificuldades para realizar todas as tarefas devido às limitações físicas. Por outro lado, os valores do CoP podem ser facilmente extraídos por uma plataforma de força em um curto período de tempo. Os autores concluíram que as medições do CoP são uma ferramenta potencial para estimar pontuações no Mini-BESTest.

Todas as pesquisas discutidas até aqui, abordam variáveis do sistema de controle postural em relação ao equilíbrio, seja por meio de valores do centro de pressão (CoP), força muscular, sensibilidade plantar, influência da visão, testes funcionais de equilíbrio ou testes que avaliam o tempo em manter uma posição estável. No entanto, esses estudos analisam o equilíbrio de forma parcial, sem considerar todos os aspectos que o compõem (VELLAS et al., 1997; HEWSON et al., 2010; SILVA, NADAL & INFANTOSI, 2012; VICTOR et al., 2014; SILVEIRA et al., 2018; BEDNARCZUK e RUTKOWSKA 2022; LIAO et al., 2022; BATISTELA, RINALDI e MORAES, 2023).

Portanto, é fundamental identificar as variáveis interdependentes do sistema de controle postural para uma compreensão mais abrangente e precisa do estado de equilíbrio.

4 MÉTODOS

4.1 Desenho do estudo

Este estudo observacional de caráter transversal teve como objetivo avaliar o equilíbrio de idosos a partir de uma abordagem integrada das variáveis do sistema de controle postural (HULLEY et al., 2003).

4.2 Participantes da Pesquisa

Este estudo contou com a participação de 60 idosos (16 homens e 44 mulheres), com idade média de $67,1 \pm 6,6$ anos, estatura média de $1,61 \pm 0,09$ m e massa corporal média de $67,7 \pm 11,7$ kg. Para o cálculo do tamanho da amostra utilizou-se o software G*Power para um teste t de duas amostras independentes, assumindo um tamanho de efeito grande ($d=0,8$), com um nível de significância de $\alpha = 0,05$ e um poder de 80% (0,80). Com base nesses critérios, estimou-se um tamanho mínimo de amostra de 58 participantes. Como critério de inclusão foi considerado a idade dos participantes correspondente à faixa etária de 60 anos ou mais. Como critério de exclusão considerou-se a autodeclaração dos participantes que indicarem não possuir condições físicas adequadas para realizar os testes propostos.

Os participantes incluem tantos aqueles envolvidos nos projetos desenvolvidos na UEM; alunos do projeto de extensão “Cultura Corporal para Idosos” (PROCCID) e da Universidade Aberta da Terceira Idade (UNATI), quanto os moradores da cidade de Maringá que atenderam aos critérios de inclusão. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Estadual de Maringá (Anexo A), CAEE (n. 83440724.3.0000.0104). Os participantes assinaram o TCLE (Anexo B) para participação no estudo.

4.3 Desenho experimental

Os procedimentos da pesquisa foram realizados em uma única sessão, conduzida no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá. A

seguir, apresenta-se uma síntese das etapas que compuseram a avaliação, cujos detalhes metodológicos serão descritos nas subseções posteriores.

Ao chegarem ao local da avaliação, os participantes foram inicialmente recepcionados e orientados quanto aos objetivos e procedimentos da pesquisa. Após o esclarecimento de eventuais dúvidas, foi realizada a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Em seguida, foram coletadas informações pessoais básicas, como nome completo, data de nascimento e dominância lateral (destro ou canhoto).

Posteriormente, os participantes foram orientados a retirar os calçados e as meias para a realização das medidas antropométricas. Foram registradas a massa corporal e a estatura, bem como as medidas do pé: o comprimento foi mensurado do calcanhar à extremidade do dedo mais longo, e a largura foi determinada entre as cabeças do primeiro e do quinto metatarso.

Na sequência, foi aplicado um questionário para levantamento do histórico de quedas. Após o preenchimento, o participante foi posicionado em decúbito dorsal sobre uma maca, para a realização do teste de sensibilidade plantar (Touch Test), iniciado pelo pé direito e, posteriormente, no esquerdo.

Concluído o teste sensorial, o participante foi solicitado a permanecer em posição ortostática sobre uma plataforma de força para a análise do centro de pressão (CoP). As coletas foram realizadas em posição bipodal, com os braços ao longo do corpo, em duas condições visuais: olhos abertos (3 repetições) e olhos fechados (3 repetições).

Em seguida, fora da plataforma de força, foi realizado o teste de apoio unipodal nas condições de olhos abertos e olhos fechados, com três repetições em cada situação. Posteriormente, aplicou-se o teste Mini-BESTest para avaliação do equilíbrio funcional. Por fim, foi conduzido o teste de força dos membros inferiores, concluindo a sessão de coleta de dados.

No Quadro 1 estão dispostos os subsistemas do controle postural e os respectivos protocolos que foram utilizados para a análise do equilíbrio dos idosos.

Quadro 1 - Subsistemas do sistema do controle postural e os protocolos

Subsistema do controle postural	Protocolo
Visual	Quociente de Romberg/ Estabilometria Centro de Pressão (CoP)
Proprioceptivo	Teste de Apoio Unipodal
Vestibular	
Tátil	Touch Test
Muscular	Dinamômetro
Estado de Equilíbrio	Teste de Apoio Unipodal Avaliação do Risco de Quedas em Idosos (IAQI) Estabilometria Mini-BESTest

Fonte: Elaboração própria (2025)

4.4 Procedimentos

4.4.1 Antropometria

A massa corporal e a estatura dos participantes foram aferidas utilizando uma balança digital e um estadiômetro (*EduLab*®). Para a medição da massa corporal, os participantes permaneceram descalços, em posição ereta, com os pés paralelos. A estatura foi mensurada com o participante em posição ortostática, descalço, com os calcanhares e parte posterior da cabeça alinhados ao estadiômetro (GUEDES, 2006).

O comprimento do pé foi medido da parte posterior do calcanhar até a extremidade do dedo mais longo, utilizando uma régua milimetrada (*UPGRADEWITH*®, [20--]). Conforme instruções do fabricante, o participante posicionou o calcanhar firmemente contra a régua com o pé descalço e apoiado sobre uma superfície plana, movendo a régua móvel até tocar levemente a ponta do dedo mais longo. A largura do pé foi determinada com compasso de espessura medindo a distância entre as cabeças do primeiro e do quinto metatarso (região transversal do antepé), conforme referência anatômica reconhecida em estudos de antropometria podal (TAKAYAMA e MERINO, 2020; DANCKAERS et al., 2024).

4.4.2 Estabilometria

O comportamento do centro de pressão (CoP) foi avaliado por meio de uma plataforma de força (*EMG System do Brasil®*), com taxa de amostragem de 500 Hz e tempo de aquisição de 60 segundos. Durante o teste, cada participante permaneceu em posição ortostática sobre a plataforma, com os pés posicionados paralelamente e afastados na largura dos ombros, e os braços ao longo do corpo. O olhar foi fixado em um ponto visual localizado à frente, na altura dos olhos, a uma distância de dois metros.

A coleta de dados foi realizada em duas condições visuais: olhos abertos e olhos fechados, com três repetições consecutivas para cada condição. A ordem das condições não foi randomizada; optou-se por uma sequência padronizada e progressiva, iniciando pela condição menos desafiadora (olhos abertos) e, em seguida, pela condição de maior complexidade (olhos fechados), a fim de favorecer a adaptação do participante à tarefa. Não houve intervalos formais entre as repetições ou entre as condições, sendo respeitado apenas o tempo necessário para o pesquisador organizar os arquivos da coleta e iniciar a nova aquisição de dados (SOUZA, DEPRÁ e SILVEIRA, 2017; DUARTE e FREITAS, 2010).

As variáveis do CoP analisadas, por meio do software da plataforma de força, foram: distância alcançada, amplitude anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), área de oscilação, e velocidades de oscilação nas direções AP e ML.

Para avaliar o efeito da visão sobre o equilíbrio, utilizou-se o quociente de Romberg (QR), calculado a partir das variáveis do centro de pressão (CoP). Neste estudo, a variável analisada foi a velocidade média do CoP na direção anteroposterior (CoP_AP). O QR foi definido como a razão entre o valor da variável na condição de olhos fechados (OF) e o valor correspondente na condição de olhos abertos (OA), segundo a equação:

$$QR = \frac{CoP_AP\ OF}{CoP_AP\ OA}$$

A hipótese nula do QR é QR = 1, o que indica que a ausência de visão não altera a oscilação postural, ou seja, não há diferença na estabilidade

postural. A interpretação dos valores do QR é a seguinte: $QR < 1$ indica que a oscilação com os olhos abertos é maior do que com os olhos fechados. Isso sugere que o sistema visual contribui de maneira negativa para o equilíbrio. Por outro lado, $QR > 1$ significa que a oscilação com os olhos fechados é maior que com os olhos abertos, o que indica que o sistema visual contribui de maneira positiva para o equilíbrio, ajudando a estabilizar a postura (DUARTE, 2000; DUARTE e FREITAS, 2010; SOUZA, DEPRÁ e SILVEIRA, 2017).

4.4.3 Mini-BESTest

O Mini-BESTest verifica o estado de equilíbrio funcional, especificamente as transições/controle postural antecipatório, controle postural reativo, orientação sensorial e estabilidade da marcha. O Mini-BESTest é composto por 14 subtestes com pontuações que variam de 0 (nível funcional mais baixo) a 2 (nível funcional mais alto). A pontuação máxima do Mini-BESTest é de 28 pontos. (BATISTELA, RINALDI e MORAES, 2023). O protocolo está descrito na ficha de coleta de dados (ANEXO C).

Para a classificação dos participantes entre Alto e Baixo Risco de Quedas, baseou-se em De Almeida, Marques e Santos (2017), em que os participantes foram classificados de acordo com suas pontuações.

Quadro 2 - Ponto de cortes do Mini-BESTest

Idade	Ponto de corte
60 – 69 anos	25 pontos
70 – 79 anos	21 pontos
80 – 89 anos	20 pontos

Fonte: Adaptado de De Almeida, Marques e Santos (2017)

4.4.4 Teste de Apoio Unipodal

O teste de apoio unipodal foi utilizado para avaliar a estabilidade postural em condição de base de suporte reduzida. Os participantes foram instruídos a permanecer em pé, sem qualquer apoio externo, sustentando o peso do corpo sobre apenas uma perna, por até 30 segundos (FREITAS et al., 2013; VELLAS

et al, 1997). O teste foi realizado em duas condições visuais: olhos abertos e olhos fechados.

Cada participante escolheu livremente a perna de apoio, ou seja, aquela com a qual se sentia mais confortável para realizar o teste. Para a execução, o participante iniciava em posição bipodal, com os braços ao longo do corpo; em seguida, flexionava o joelho da perna oposta para trás, até que o pé saísse completamente do chão, permanecendo em equilíbrio unipodal pelo maior tempo possível, com tempo máximo limitado a 30 segundos por tentativa. Foram realizadas três tentativas para cada condição visual.

Durante o teste, foram registradas duas informações principais: (1) se o participante foi capaz ou não de completar os 30 segundos de apoio unipodal, e (2) o tempo efetivo de permanência em equilíbrio, caso não atingisse os 30 segundos.

4.4.5 Dinamômetro

O teste de força isométrica dos membros inferiores (tração de pernas) foi realizado com o uso de um dinamômetro manual (Takei, Kiki Kogyo Co., Ltd., Tokyo, Japão), com os valores registrados na unidade de quilograma-força (kgf).

Durante o teste, o participante permaneceu em pé sobre a plataforma do dinamômetro, com os joelhos flexionados a aproximadamente 120°, a coluna vertebral alinhada e ereta, a cabeça em prolongamento do tronco e o olhar fixo à frente, a fim de manter o alinhamento postural ideal.

O cabo do dinamômetro foi ajustado de forma que a barra de tração pudesse ser empunhada com os cotovelos estendidos, posicionando as mãos próximas à altura dos joelhos. A empunhadura foi do tipo dorsal, utilizando ambas as mãos (figura 8).

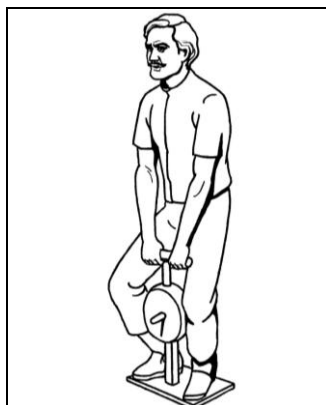


Figura 8 - Posicionamento para avaliação da força de membros inferiores
Fonte: SANTOS, 2002. Adaptação realizada com uso de inteligência artificial
(ChatGPT - DALL·E/OpenAI).

Antes da coleta válida, o participante realizou um momento de familiarização com o movimento, a fim de garantir a execução correta do teste. Para a obtenção dos dados definitivos, foram realizadas três contrações isométricas máximas, cada uma com duração de 3 a 5 segundos, buscando-se aplicar a maior força possível durante o esforço. Entre as repetições, foram respeitados intervalos de recuperação de aproximadamente 60 a 120 segundos (GUEDES, 2006).

4.4.6 Sensibilidade Plantar

Para a avaliação da sensibilidade plantar utilizou-se os monofilamentos *Semmes-Weinstein Touch Test®* da *North Coast* que fornecem uma avaliação não invasiva dos níveis de sensação cutânea (WEBER, SRINIVASAN, CÔTÉ, 2018).

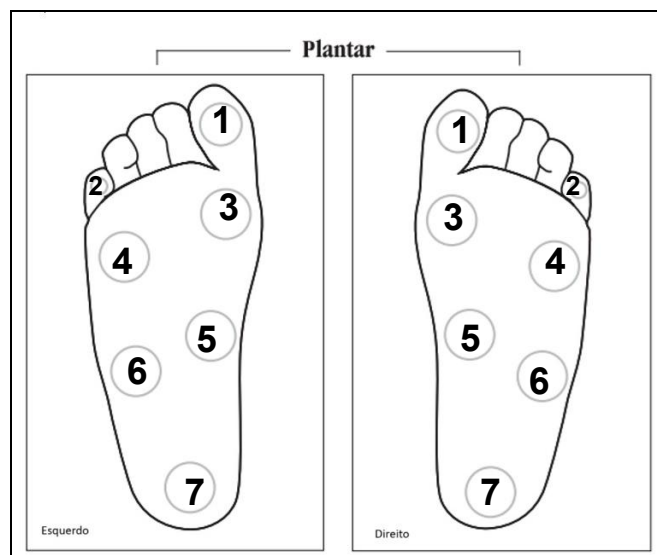


Figura 9 - Regiões dos pés para o teste de sensibilidade plantar
 Fonte: GUFFEY et al., 2014. Adaptada pelo autor.

O participante foi posicionado em decúbito dorsal sobre uma maca, com a visão ocluída, para evitar interferências visuais na percepção tátil. Antes do início do teste, o procedimento foi devidamente explicado. O participante foi orientado a responder "sim" ao sentir o estímulo aplicado com o instrumento na planta do pé e a indicar a região onde percebeu o estímulo, permitindo ao avaliador verificar se a resposta correspondia ao ponto efetivamente estimulado.

No teste foram utilizadas 8 peças do kit de filamentos (0,008g, 0,02g, 0,07g, 0,4g, 2g, 4g, 10g e 300g). O protocolo do Touch Test foi iniciado com o menor filamento (monofilamento de menor espessura), aplicado em todos os pontos previamente definidos da planta do pé (figura 9). Cada filamento foi pressionado perpendicularmente até dobrar, mantendo o estímulo por aproximadamente 1 a 2 segundos, seguindo as recomendações do Touch Test.

Caso o participante não percebesse a pressão do filamento em determinado ponto, o avaliador utilizava o próximo filamento de maior espessura, repetindo o estímulo até que a sensação fosse percebida. Um ponto era considerado percebido quando o participante respondia corretamente à aplicação do filamento em duas tentativas, no mesmo ponto.

A avaliação foi sempre iniciada pelo pé direito, seguindo uma ordem padronizada de sete pontos anatômicos da planta do pé: (1) hálux, (2) quinto pododáctilo, (3) cabeça do primeiro metatarso, (4) cabeça do quinto metatarso,

(5) região medial (interna) do arco plantar, (6) região lateral (externa) do pé e (7) calcanhar. Após a testagem do pé direito, o mesmo protocolo foi aplicado ao pé esquerdo.

Quadro 3 - Quadro do avaliador sensorial Touch Test

Tamanho do avaliador	Tamanho alvo	Representação	Limiares plantares do pé
1,65	0,008g	Verde	Normal
2,36	0,02g	Verde	Normal
2,38	0,07g	Verde	Normal
3,61	0,4g	Azul	Normal
4,31	2g	Roxo	Toque leve diminuído
4,56	4g	Vermelho	Sensação protetora diminuída
5,07	10g	Vermelho	Perda de sensação protetora
6,65	300g	Vermelho	Sensação de pressão profunda apenas

Fonte: North Coast Medical, 2011.

O Quadro 3 apresenta os diferentes tamanhos de filamentos utilizados no teste sensorial Touch Test, indicando a cor de cada filamento e a correspondência com a classificação dos limiares de sensibilidade plantar. Cada filamento ao ser pressionado na pele da planta do pé, aplica uma força específica. O tamanho do filamento cuja sensibilidade é detectada pelo avaliado permite identificar os limiares plantares do pé. Estes limiares vão desde a sensibilidade normal até a redução progressiva da sensação protetora ou apenas a percepção de pressão profunda nos pés.

Para a análise baseou-se em Ueda e Carpes (2013) em que dividiram as regiões do pé em 3 partes (ante pé, médio pé e retro pé). O Ante pé foi composto pela região 1 e 2, médio pé 3, 4, 5 e 6 e o retro pé foi composto pela região 7. Para o resultado foi realizado a soma e divisão pela quantidade de regiões em cada parte dos pés. Também foi feito a média do pé inteiro para os dois lados, direito e esquerdo.

4.4.7 Histórico de quedas

Os participantes foram questionados sobre seu eventual histórico de quedas através do Questionário para Avaliação do Risco de Quedas em Idosos (ANEXO C) (SILVEIRA et al., 2018).

4.5 Análise de dados

A análise dos dados foi realizada por meio de estatística descritiva e inferencial, utilizando o software IBM SPSS *Statistics* (versão 20). Inicialmente, foi verificado o tipo de distribuição das variáveis por meio do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov. Para as comparações entre grupos, utilizou-se o teste t de Student para amostras independentes nas variáveis com distribuição normal, e o teste U de Mann-Whitney para aquelas com distribuição não normal. As correlações entre variáveis foram analisadas pelo teste de correlação de Pearson (distribuição normal) ou de Spearman (distribuição não-paramétrica). Para todas as análises inferenciais, o nível de significância adotado foi de 5% ($p \leq 0,05$). A classificação da força das correlações seguiu os seguintes critérios: fraca (0,20–0,39), moderada (0,40–0,69), forte (0,70–0,89) e muito forte (0,90–1,00) (DANCEY e REIDY, 2020).

Para identificar quais variáveis do sistema de controle postural estavam associadas ao risco de instabilidade postural, foi utilizada a regressão logística binária, considerando como variável dependente a classificação de risco de quedas obtidas pelos testes Mini-BESTest (alto e baixo risco). O método de entrada adotado foi o método hierárquico, no qual as variáveis foram inseridas em blocos com base em critérios teóricos e clínicos. Antes da análise, foram testados os pressupostos para a inclusão das variáveis no modelo, incluindo: ausência de multicolinearidade (tolerância e VIF), relação linear entre variáveis contínuas e o logito da variável dependente, e análise de outliers. O termo logito refere-se à escala logarítmica criada durante a regressão logística binária.

A *Odds Ratio* (OR) representa a razão entre as chances de um evento ocorrer em dois grupos distintos. Para o cálculo do percentual de aumento ou diminuição associado à OR, utilizou-se a fórmula: $(OR - 1) \times 100$, na qual valores positivos indicam aumento de probabilidade, e valores negativos, uma redução. Adicionalmente, foi realizada a análise da Curva ROC (Receiver Operating Characteristic) para avaliar a acurácia das variáveis contínuas na discriminação entre os grupos. Foram extraídos o valor da área sob a curva (ASC), os pontos de corte, e os respectivos valores de sensibilidade e especificidade.

5 RESULTADOS

A seguir são apresentados os resultados das análises realizadas para avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural. As informações estão organizadas em tabelas, destacando comparações entre diferentes classificações, bem como as correlações entre as variáveis analisadas.

Inicialmente, são apresentados os resultados dos testes Mini-BESTest, Apoio Unipodal e Histórico de Quedas, comparando suas diferentes classificações com as variáveis do Centro de Pressão (CoP), força muscular de membros inferiores (MMII), tempo de apoio e sensibilidade plantar. Em seguida, são discutidas as correlações entre equilíbrio postural, força muscular de MMII e sensibilidade plantar.

Descrição das variáveis dos subsistemas motor e sensorial que integram o controle postural em relação ao estado de equilíbrio de idosos

A Tabela 1 exibe a comparação dos valores do Centro de Pressão (CoP) na postura bipodal e os tempos do Teste de Apoio Unipodal entre indivíduos classificados com alto e baixo risco de quedas de acordo com as pontuações do Mini-BESTest.

Tabela 1 - Comparação das variáveis representativas do CoP na postura bipodal e do tempo obtido no teste de apoio unipodal em relação à classificação do teste Mini-BESTest (n=58)

Condição	Variáveis	Mini-BESTest (pontuação)			
		Baixo Risco		Alto Risco	
		M _d	I.I.	M _d	I.I.
Olhos Abertos	Tempo de Apoio Unipodal (s)	27,49**	10,77	12,47	8,34
	Distância Alcançada (cm)	63,68*	17,67	70,72	20,60
	Amplitude AP (cm)	2,49	0,92	2,68	1,18
	Amplitude ML (cm)	1,26*	0,44	1,56	0,68
	Área (cm ²)	1,34*	0,56	1,73	0,99
	Velocidade AP (cm/s)	0,79	0,28	0,81	0,44
	Velocidade ML (cm/s)	0,60*	0,11	0,67	0,13
Olhos Fechados	Tempo de Apoio Unipodal (s)	5,84*	6,50	3,34	2,26
	Distância Alcançada (cm)	79,09*	25,04	83,61	29,53
	Amplitude AP (cm)	2,55*	1,28	2,89	1,45
	Amplitude ML (cm)	1,34	0,56	1,73	0,85
	Área (cm ²)	2,09*	1,41	4,33	3,30
	Velocidade AP (cm/s)	1,01	0,38	1,05	0,56
	Velocidade ML (cm/s)	0,65*	0,16	0,76	0,17

Nota: Teste U Mann-Whitney; Diferença Estatisticamente Significativa: $^(p \leq 0,05)$; $^{**}(p \leq 0,0001)$; AP= anteroposterior; ML= médio lateral; Md= mediana; I.I.= intervalo interquartil. Do total de $n=60$, dois participantes apresentaram dados ausentes. Esses casos foram excluídos, resultando em $n=58$ quando aplicável.*

Observa-se que na condição de olhos abertos, o tempo de apoio unipodal, a distância alcançada, amplitude ML (médio-lateral), área e a velocidade ML (médio-lateral) do CoP apresentaram maiores valores no alto risco comparadas ao baixo risco. Na condição de olhos fechados as variáveis tempo de apoio unipodal, distância alcançada, amplitude AP (anteroposterior), área e velocidade ML (médio-lateral) também apresentaram maiores valores nos indivíduos com alto risco de quedas.

Na Tabela 2, apresenta-se uma análise comparativa entre o quociente de Romberg e o histórico de quedas.

Tabela 2 - Comparação do quociente de Romberg em relação à classificação do histórico de quedas ($n=60$)

Quociente de Romberg	Histórico de Quedas			
	Não caidores		Caidores	
	$\bar{x} \pm \sigma$	Md (I.I.)	$\bar{x} \pm \sigma$	Md (I.I.)
Distância alcançada (cm)	$1,32 \pm 0,56$	1,25 (0,18)	$1,171 \pm 0,17$	1,12 (0,34)
Amplitude AP (cm)	$1,14 \pm 0,22^*$	1,09 (0,25)	$0,97 \pm 0,18$	0,97 (0,26)
Amplitude ML (cm)	$1,09 \pm 0,26$	1,07 (0,32)	$1,05 \pm 0,36$	0,92 (0,66)
Área (cm ²)	$1,16 \pm 0,46$	1,03 (0,52)	$1,01 \pm 0,47$	1,04 (0,66)
Velocidade AP (cm/s)	$1,30 \pm 0,14$	1,30 (0,18)	$1,15 \pm 0,36$	1,16 (0,36)
Velocidade ML (cm/s)	$1,18 \pm 0,49$	1,11 (0,14)	$1,07 (0,14)$	1,08 (0,24)

*Nota: Para o teste t independente, a igualdade de variâncias foi avaliada pelo teste de Levene. Teste t Student; O símbolo * indica diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$). Os valores são apresentados como média $\pm$ desvio padrão para distribuições paramétricas e mediana (intervalo interquartil) para distribuições não-paramétricas. AP= anteroposterior; ML= médio lateral; $\bar{x}$ = média; σ = desvio padrão; Md = mediana; I.I.= intervalo interquartil.*

Na tabela acima, indivíduos sem histórico de quedas apresentaram maior quociente de Romberg na amplitude AP (anteroposterior). Indicando que não caidores oscilam mais no sentido anteroposterior quando retirada a visão comparados aos caidores.

A seguir a Tabela 3, mostra a comparação entre a pontuação do Mini-BESTest, a força muscular de MMII e as variáveis representativas do CoP com a capacidade de manter o equilíbrio no apoio unipodal.

Tabela 3 - Comparação das variáveis do subsistema do controle postural em relação à classificação do teste de apoio unipodal (n=60)

Variáveis	Teste de Apoio Unipodal (30s)			
	Conseguuiu		Não conseguiu	
	M _d	I.I.	M _d	I.I.
Mini-BESTest (pontuação)	26,00*	1,00	25,00	3,00
Força muscular de MMII (kgf)	45,33*	24,00	29,67	18,50
Amplitude ML OA (cm)	1,21	0,34	1,43*	0,63
Área OF (cm ²)	1,80	1,45	2,38*	1,33

Nota: Teste U Mann-Whitney; Diferença Estatisticamente Significativa: $*(p \leq 0,05)$; AO= olhos abertos; OF= olhos fechados; MMII= membros inferiores; AP= anteroposterior; ML= médio lateral; kgf= quilograma-força; Md= mediana; I.I.= intervalo interquartil.

A Tabela 3 revela que os participantes que conseguiram permanecer 30 segundos em apoio unipodal apresentaram maior pontuação no Mini-BESTest e maior força muscular de MMII. Por outro lado, indivíduos que não conseguiram completar o teste tiveram maior amplitude médio-lateral e área do CoP, indicando maior instabilidade postural.

Na Tabela 4 apresenta-se a comparação da sensibilidade plantar com a classificação do teste de apoio unipodal.

Tabela 4 - Comparação da sensibilidade plantar em relação à classificação do Teste de Apoio Unipodal (n=60)

Pé	Região	Teste de apoio unipodal (30s)			
		Conseguuiu		Não conseguiu	
		M _d	I.I.	M _d	I.I.
Direito	Ante Pé (g)	0,24	1,13	0,40	1,13
	Médio Pé (g)	0,45*	1,03	1,44	1,86
	Retro Pé (g)	2,00	1,93	2,00	1,60
	Pé Inteiro (g)	0,53	0,82	0,76	0,92
Esquerdo	Ante Pé (g)	0,07*	0,19	0,40	0,81
	Médio Pé (g)	0,31*	1,07	0,80	1,53
	Retro Pé (g)	2,00	1,60	2,00	1,60
	Pé Inteiro (g)	0,39*	0,52	0,63	0,72

Nota: Teste U Mann-Whitney; Diferença Estatisticamente Significativa: $*(p \leq 0,05)$. Maiores valores em gramas representam menor sensibilidade plantar. Md= mediana; I.I.= intervalo interquartil.

Na tabela 4, observa-se que indivíduos que conseguiram ficar 30 segundos na posição unipodal apresentaram maior sensibilidade plantar (menor valor na tabela), com diferenças significativas no médio pé direito e antepé, médio pé e pé inteiro esquerdo. Menores valores de sensibilidade foram associados à melhor capacidade de manutenção do equilíbrio unipodal.

Investigar a intensidade e a direção das correlações entre as variáveis dos subsistemas motor e sensorial

As tabelas seguintes apresentam as correlações entre os diferentes testes de equilíbrio, força muscular de MMII, controle postural e sensibilidade plantar. A Tabela 5 mostra as correlações entre as pontuações do Mini-BESTest e os tempos dos testes de apoio unipodal nas condições olhos abertos e fechados, e a força muscular de MMII.

Tabela 5 - Coeficientes de correlação entre a pontuação do Mini-BESTest, os tempos do teste de apoio unipodal e a força muscular de MMII (n=60)

Mini-BESTest (pontuação)		
Tempo de Apoio Unipodal OA (s)	Tempo de Apoio Unipodal OF (s)	Força Muscular de MMII (kgf)
0,59 (p=0,0001) *	0,48 (p=0,0001) *	0,13 (p=0,315)

*Nota: Correlação de Spearman; (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05) OA= olhos abertos; OF= olhos fechados; MMII= membros inferiores; kgf=quilograma-força. Do total de n=60, houve dois dados ausentes para a variável Unipodal OF (n=58) e um dado ausente para Unipodal OA (n=59).*

Na Tabela 5, apresenta uma correlação positiva e significativa entre a pontuação do teste de equilíbrio Mini-BESTest e os tempos dos testes de apoio unipodal, tanto na condição de olhos abertos quanto na de olhos fechados. Isso sugere que um desempenho superior nos testes de apoio unipodal, medido pelo tempo de permanência em uma perna só, está relacionado a pontuações mais altas no Mini-BESTest

A Tabela 6 demonstra as correlações entre as pontuações do Mini-BESTest e as variáveis relacionadas ao deslocamento postural (CoP) nas condições de olhos abertos e fechados.

Tabela 6 - Coeficiente de correlação entre a pontuação do Mini-BESTest e os valores do CoP com condição de olhos abertos e fechados (n=60)

Mini-BESTest (pontuação) X CoP						
	Distância Alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)	Velocidade AP (cm/s)	Velocidade ML (cm/s)
Olhos Abertos	-0,48 (p=0,0001) *	-0,31 (p=0,017) *	-0,39 (p=0,002) *	-0,40 (p=0,001) *	-0,34 (p=0,007) *	-0,53 (p=0,0001) *
Olhos Fechados	-0,38 (p=0,003) *	-0,18 (p=0,181)	-0,40 (p=0,001) *	-0,40 (p=0,001) *	-0,32 (p=0,014) *	-0,48 (p=0,0001) *

*Nota: Correlação de Spearman; (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05) AP= anteroposterior; ML= médio lateral.*

A tabela 6 indica que a pontuação do Mini-BESTest apresenta uma correlação negativa estatisticamente significativa com a maioria das variáveis descritivas do CoP, com exceção da amplitude anteroposterior na condição olhos fechados. Esse resultado sugere que, à medida que o desempenho no Mini-BESTest melhora, há uma redução nos valores de deslocamento total, amplitudes anteroposterior e médio-lateral, área e velocidades anteroposterior e médio lateral do CoP.

A tabela 7 demonstra a correlação entre a pontuação no Mini-BESTest e a sensibilidade plantar em diferentes regiões do pé (antepé, médio pé, retro pé e pé inteiro), separadamente para os hemicorpos direito e esquerdo.

Tabela 7 - Coeficientes de correlação entre a pontuação do Mini-BESTest e sensibilidade plantar por regiões, lado direito e esquerdo (n=60)

	Mini-BESTest (pontuação) X Sensibilidade			
	Ante pé (g)	Médio pé (g)	Retro pé (g)	Pé inteiro (g)
Hemicorpo Direito	-0,03 (p=0,832)	-0,35 (p=0,006) *	-0,25 (p=0,057)	-0,24 (p=0,069)
Hemicorpo Esquerdo	-0,29 (p=0,024) *	-0,28 (p=0,031) *	-0,16 (p=0,217)	-0,25 (p=0,055)

*Nota: Correlação de Spearman; (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05).*

As pontuações no Mini-BESTest apresentaram correlações negativas com a sensibilidade plantar, principalmente no médio pé e antepé, indicando que casos com uma maior sensibilidade nessas regiões apresentam melhor desempenho no estado de equilíbrio.

A Tabela 8 apresenta os coeficientes de correlação entre os tempos do teste de apoio unipodal na condição olhos abertos com os valores das variáveis do centro de pressão nas condições olhos abertos e fechados.

Tabela 8 - Coeficientes de correlação entre os tempos do Teste de Apoio Unipodal (condição Olhos Abertos) com os valores do CoP (condições Olhos Abertos e Olhos Fechados) (n=59)

Tempo do Teste Unipodal (Olhos Abertos) (s) X CoP						
	Distância Alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)	Velocidade AP (cm/s)	Velocidade ML (cm/s)
Olhos Abertos	-0,37 (p=0,004) *	-0,11 (p=0,388)	-0,30 (p=0,019) *	-0,12 (p=0,373)	-0,26 (p=0,043) *	-0,33 (p=0,011) *
Olhos Fechados	-0,24 (p=0,069)	-0,06 (p=0,646)	-0,38 (p=0,003) *	-0,23 (p=0,077)	-0,16 (p=0,209)	-0,27 (p=0,041) *

Nota: Correlação de Spearman. (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05). AP= anteroposterior; ML= médio lateral; Do total de n=60, houve um dado ausente.

Tempos mais longos de manutenção do apoio unipodal foram relacionados a menores distâncias alcançadas, menor amplitude de oscilação médio-lateral e menor velocidade do Centro de Pressão (CoP), indicando maior estabilidade postural. Em condições de visão ocluída, um maior tempo de manutenção do apoio unipodal relaciona-se a menor amplitude e velocidade do CoP na direção médio-lateral, o que sugere melhor controle postural mesmo sem o auxílio visual.

A seguir, a Tabela 9, aponta os coeficientes de correlação entre os tempos do teste de apoio unipodal de olhos abertos e a sensibilidade plantar dos lados direito e esquerdo.

Tabela 9 - Coeficientes de correlação entre os tempos do Teste de Apoio Unipodal (condição Olhos Abertos) e sensibilidade plantar por regiões, lado direito e esquerdo (n=59)

Tempo do Teste de Apoio Unipodal (Olhos Abertos) (s) X Sensibilidade				
	Ante pé (g)	Médio pé (g)	Retro pé (g)	Pé inteiro (g)
Hemicorpo Direito	-0,07 (p=0,588)	-0,38 (p=0,003) *	-0,20 (p=0,139)	-0,25 (p=0,058)
Hemicorpo Esquerdo	-0,25 (p=0,056)	-0,35 (p=0,007) *	-0,23 (p=0,084)	-0,29 (p=0,024) *

Nota: Correlação de Spearman; (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05). Do total de n=60, houve um dado ausente.

A sensibilidade da região do médio-pé apresentou uma correlação estatisticamente significativa mais elevada com o tempo de apoio unipodal em ambos os pés, sugerindo que essa região desempenha um papel importante no controle postural. Como também, a sensibilidade do pé inteiro do hemicorpo esquerdo mostrou

uma relação com o tempo de apoio unipodal. De modo geral, casos com menor sensibilidade plantar (maior valor no teste), especialmente na região do médio-pé, tendem a apresentar tempos reduzidos de apoio unipodal.

A Tabela 10, demonstra os coeficientes de correlação entre os tempos do teste de apoio unipodal com os valores do CoP nas condições tanto de olhos aberto quanto de olhos fechados.

Tabela 10 - Coeficientes de correlação entre os tempos do Teste de Apoio Unipodal (condição Olhos Fechados) com os valores do CoP (condições Olhos Abertos e Olhos Fechados) (n=58)

Tempo do Teste Unipodal (Olhos Fechados) (s) X CoP						
	Distância Alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)	Velocidade AP (cm/s)	Velocidade ML (cm/s)
Olhos Abertos	-0,38 (p=0,008) *	-0,18 (p=0,168)	-0,25 (p=0,064)	-0,17 (p=0,209)	-0,23 (p=0,79)	-0,46 (p=0,000) *
Olhos Fechados	-0,24 (p=0,072)	-0,09 (p=0,522)	-0,30 (p=0,023) *	-0,19 (p=0,147)	-0,12 (p=0,358)	-0,42 (p=0,001) *

Nota: Correlação de Spearman. (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05). AP= anteroposterior; ML= médio lateral; Do total de n=60, houve dois dados ausentes.

Uma maior distância alcançada e uma maior velocidade médio-lateral do CoP em condições de olhos abertos foram relacionadas a menores tempos no teste unipodal com olhos fechados. Também se observa que maior amplitude e velocidade ML do CoP estão relacionados ao menor tempo de equilíbrio unipodal.

Já as Tabelas 11 e 12, indicam os coeficientes de correlação entre a sensibilidade plantar dos lados direito e esquerdo com os valores do CoP em condições de olhos abertos e fechados.

Tabela 11 - Coeficientes de correlação entre a sensibilidade plantar (pé direito) e os valores do CoP em condições de olhos abertos e olhos fechados (n=60)

Sensibilidade plantar (g) (pé direito) X CoP								
	Olhos Abertos				Olhos Fechados			
	Distância Alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)	Distância Alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)
Médio Pé (g)	0,38 (p=0,003) *	0,31 (p=0,015) *	0,37 (p=0,004) *	0,35 (p=0,006) *	0,39 (p=0,002) *	0,26 (p=0,043) *	0,35 (p=0,005) *	0,31 (p=0,017) *
Retro Pé (g)	0,16 (p=0,212)	0,16 (p=0,231)	0,08 (p=0,563)	0,54 (p=0,0001) *	0,19 (p=0,139)	0,05 (p=0,690)	-0,02 (0,900)	0,54 (p=0,0001) *
Pé inteiro (g)	0,30 (p=0,021) *	0,24 (p=0,063)	0,25 (p=0,054)	0,24 (p=0,061)	0,35 (p=0,007) *	0,19 (p=0,140)	0,18 (p=0,175)	0,16 (p=0,225)

Nota: Correlação de Spearman. (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05). AP= anteroposterior; ML= médio lateral.

Na tabela 11, a sensibilidade plantar no pé direito, especialmente na região do médio pé, está relacionada à distância alcançada, amplitudes e área do CoP, nas duas condições, indicando que a capacidade de sentir estímulos nos pés pode influenciar o equilíbrio.

Tabela 12 - Coeficientes de correlação entre a sensibilidade plantar (pé esquerdo) e os valores do CoP em condições de olhos abertos e olhos fechados (n=60)

Sensibilidade plantar (g) (pé esquerdo) X CoP								
	Olhos Abertos				Olhos Fechados			
	Distância Alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)	Distância alcançada (cm)	Amplitude AP (cm)	Amplitude ML (cm)	Área (cm ²)
Ante Pé (g)	0,14 (p=0,292)	0,18 (p=0,179)	0,18 (p=0,165)	0,20 (p=0,131)	0,21 (p=0,112)	0,17 (p=0,208)	0,06 (p=0,624)	0,12 (p=0,355)
Médio Pé (g)	0,44 (p=0,000)*	0,29 (p=0,026)*	0,19 (p=0,153)	0,24 (p=0,071)	0,43 (p=0,001)*	0,25 (p=0,051)	0,28 (p=0,033)*	0,27 (p=0,036)*
Retro Pé (g)	0,36 (p=0,005)*	0,15 (p=0,269)	-0,01 (p=0,951)	0,03 (p=0,812)	0,42 (p=0,001)*	0,13 (p=0,338)	0,10 (p=0,456)	0,09 (p=0,519)
Pé inteiro (g)	0,42 (p=0,001)*	0,28 (p=0,028)*	0,11 (p=0,416)	0,17 (p=0,189)	0,45 (p=0,000)*	0,23 (p=0,075)	0,19 (p=0,150)	0,19 (p=0,145)

Nota: Correlação de Spearman. (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05). AP= anteroposterior; ML= médio lateral;

A tabela 12, apresenta a existência de correlações estatisticamente significativas nas regiões médio pé, retro pé e pé inteiro, em algumas variáveis do CoP. Sendo a região médio pé, a região que apresentou mais correlações comparadas às outras.

A Tabela 13 indica as correlações entre a força muscular de MMII com a sensibilidade plantar.

Tabela 13 - Coeficiente de correlação entre força muscular de MMII e a sensibilidade plantar (n=60)

Força Muscular de MMII (kgf) X Sensibilidade Plantar (g)		
Regiões	Esquerdo	Direito
Ante pé (g)	-0,06 (p=0,626)	0,03 (p=0,811)
Médio pé (g)	0,06 (p=0,679)	0,07 (p=0,591)
Retro pé (g)	0,30 (p=0,021) *	0,16 (p=0,215)
Pé Inteiro (g)	0,11 (p=0,411)	0,08 (p=0,523)

Nota: Correlação de Spearman. (Correlação estatisticamente significativa: *p<0,05).

Na Tabela 13, observa-se uma correlação entre a força muscular de MMII e a sensibilidade plantar, na variável Retro pé. Isto sugere que maior força muscular de

MMII pode estar relacionada à menor sensibilidade plantar (maiores valores) nessa região.

Diagnóstico das variáveis do sistema de controle postural que são mais preditivas para o equilíbrio de idosos

As tabelas seguintes apresentam a análise de regressão logística binária para verificar quais variáveis do sistema de controle postural são mais preditivas para o equilíbrio de idosos. A Tabela 14 apresenta a matriz de classificação da regressão logística binária, demonstrando a acurácia do modelo na previsão do risco de desequilíbrio com base nos escores do Mini-BESTest.

Tabela 14 – Matriz de Classificação da Regressão Logística Binária com Base na pontuação do Mini-BESTest (n = 58)

Observado		Previsão		Porcentagem de Acerto
		Mini-BESTest Baixo Risco	Alto Risco	
Mini-BESTest	Baixo Risco	45	2	95,7
	Alto Risco	6	5	45,5
Porcentagem geral de Acertos				86,2

Nota: Houve dois dados ausentes para essa análise.

A Tabela 14 apresenta a matriz de classificação gerada a partir do modelo de regressão logística binária, utilizando a pontuação do Mini-BESTest como variável de referência para o risco de desequilíbrio. O modelo demonstrou uma acurácia global de 86,2%, com elevada taxa de acerto para os casos classificados como de baixo risco (95,7%) e desempenho mais modesto na identificação dos casos de alto risco (45,5%). No total, 8 indivíduos foram classificados de forma incorreta, resultando em uma taxa de erro global de aproximadamente 13,8%.

Na Tabela 15, são apresentados os resultados da regressão logística binária realizada para identificar os principais preditores do risco de desequilíbrio em idosos.

Tabela 15 – Resultados da Regressão Logística Binária para Identificação dos Preditores do Risco de Desequilíbrio em Idosos (n=58)

Variável	B	EP	Wald	p-valor	OR (Exp (B))	IC 95% Inferior	IC 95% Superior
Tempo Unipodal OA	-0,230	0,079	8,519	0,004	0,795	0,681	0,927
Área OA	1,530	0,603	6,435	0,011	4,620	1,416	15,072
Médio pé direito	-1,086	0,567	3,668	0,055	0,338	0,111	1,026
Constante	0,344	1,260	0,075	0,785	1,411		

Nota: Houve dois dados ausentes para essa análise. B= coeficiente da regressão logística; EP= erro padrão; Wald= estatística de teste para o coeficiente B; OR= Odds Ratio (Razão de chances); IC= limite inferior e superior do intervalo de confiança de 95% para o OR. OA (Olhos Abertos)

A regressão logística binária foi realizada para identificar os preditores mais relevantes do risco de desequilíbrio em idosos. O modelo indicou que duas variáveis foram estatisticamente significativas: o tempo de permanência em apoio unipodal (Unipodal OA) e a área de oscilação do centro de pressão (Área OA). A sensibilidade plantar no médio pé direito apresentou uma tendência de associação ($p= 0,055$), embora não tenha alcançado significância estatística no nível de 5%.

A análise dos resíduos indicou um caso (caso 38) com resíduo padronizado superior a 3 ($Z = 4,784$), caracterizando-se como um valor atípico extremo. Embora esta observação represente um valor atípico estatístico, uma inspeção minuciosa dos dados não revelou erros de entrada. Para assegurar a robustez dos resultados, foi conduzida uma análise de sensibilidade excluindo-se este ponto.

A seguir apresenta-se a análise de regressão logística binária após a análise de sensibilidade. A tabela 16 demonstra a matriz de classificação da regressão logística binária.

Tabela 16 - Matriz de Classificação da Regressão Logística Binária com Base na pontuação do Mini-BESTest (n = 57), sem o caso 38

		Previsão		Porcentagem de Acerto
		Mini-BESTest		
Observado		Baixo Risco	Alto Risco	
Mini-BESTest	Baixo Risco	44	3	93,6
	Alto Risco	5	5	50,0
Porcentagem geral de Acertos				86,0

Nota: Houve três dados ausentes para essa análise.

A Tabela 16 apresenta a matriz de classificação gerada a partir do modelo de regressão logística binária. O modelo demonstrou uma acurácia global de 86%.

Constatou-se que a exclusão do outlier não impactou de forma relevante a direção, magnitude ou significância dos coeficientes das variáveis independentes, nem a capacidade preditiva geral do modelo. Dessa forma, a observação foi mantida na amostra final para refletir a variabilidade inerente da população estudada.

Na Tabela 17, são apresentados os resultados da regressão logística binária realizada para identificar os principais preditores do risco de desequilíbrio em idosos.

Tabela 17 - Regressão Logística Binária para Identificação dos Preditores do Risco de Desequilíbrio em Idosos (sem o caso 38) (n=57)

Variável	B	EP	Wald	p-valor	OR (Exp (B))	IC 95% Inferior	IC 95% Superior
Tempo Unipodal OA	-0,303	0,109	7,657	0,006	0,739	0,596	0,915
Área OA	2,240	0,841	7,099	0,008	9,392	1,808	48,792
Médio pé direito	-1,600	0,752	4,524	0,033	0,202	0,046	0,882
Constante	0,152	1,399	0,012	0,913	1,164		

Nota: Houve dois dados ausentes para essa análise. B= coeficiente da regressão logística; EP= erro padrão; Wald= estatística de teste para o coeficiente B; OR= Odds Ratio (Razão de chances); IC= limite inferior e superior do intervalo de confiança de 95% para o OR.

A Tabela 17 apresenta os resultados da análise de regressão logística binária realizada para identificar os preditores do risco de desequilíbrio em idosos, excluindo o caso 38 da amostra (n = 57). O modelo revelou que três variáveis se mostraram estatisticamente significativas na predição do risco: o tempo de permanência na posição unipodal com olhos abertos (Unipodal OA), a área de oscilação postural com olhos abertos (Área OA) e a sensibilidade plantar na região do médio pé direito.

A análise de resíduos indicou um único ponto com valor absoluto superior a 2 (caso 52, Z = -2,070), caracterizando-se como um valor atípico moderado, com potencial de impactar o ajuste do modelo. Entretanto, este resíduo não é considerado extremo e não compromete a validade geral do modelo.

Portanto, após exclusão do caso 38, identificado anteriormente como um valor atípico moderado, a análise de regressão logística binária foi refinada com uma mostra de 57 participantes. O novo modelo revelou ser mais estável e confiável, apresentando apenas um valor atípico moderado (caso 52), o qual não comprometeu a validade geral da análise.

Três variáveis demonstraram ser preditoras estatisticamente significativas do risco de desequilíbrio em idosos. O tempo de permanência na posição unipodal com

olhos abertos (Unipodal OA), apresentou uma relação inversa com o risco: a cada segundo adicional no teste, a chance de estar no grupo de risco de quedas diminui em 26,1%. Por outro lado, a área de oscilação postural com olhos abertos (Área OA), a cada unidade de aumento na área de oscilação postural com olhos abertos (Área OA), mostrou-se positivamente relacionada ao risco, de modo que a cada unidade de aumento nessa medida, a chance de desequilíbrio aumenta em 839,2%. Além disso, a sensibilidade plantar na região do médio pé direito também foi um preditor significativo, sendo que melhores níveis de sensibilidade nessa região estão relacionados a uma redução de 79,8% na chance de estar no grupo de risco de quedas.

A Tabela 18 apresenta os parâmetros estatísticos obtidos a partir da análise da curva ROC para a variável Unipodal OA (tempo de permanência na posição unipodal com olhos abertos), utilizada para discriminar parâmetro indicativo ao risco de queda.

Tabela 18 - Parâmetros estatísticos da área sob a curva e intervalo de confiança de 95% para análise da curva ROC (n=58)

Teste	ASC	SE	IC (95%)		p	Ponto de Corte	Sensibilidade	Especificidade	RV+	RV-
			LI	LS						
Unipodal OA	0,828	0,054	0,706	0,914	<0,0001	≤16,9	81,8%	80,9%	4,27	0,22

Nota: ASC= Área sob a curva; SE = Erro padrão; IC = Intervalo de confiança; LI= limite inferior; LS= limite superior; RV: razão de verossimilhança.

A área sob a curva (ASC) foi de 0,828, com erro padrão de 0,054 e intervalo de confiança de 95% entre 0,706 e 0,914, indicando excelente capacidade discriminativa da variável. O valor de $p < 0,0001$ confirma a significância estatística da curva, sugerindo que o teste de apoio Unipodal de Olhos Abertos possui desempenho significativamente melhor do que o acaso na predição do risco de queda.

O ponto de corte ótimo identificado foi de $\leq 16,9$ segundos, com sensibilidade de 81,8% e especificidade de 80,9%, o que representa um bom equilíbrio entre a identificação correta dos casos de risco (sensibilidade) e a exclusão dos casos sem risco (especificidade). Além disso, a razão de verossimilhança positiva ($RV+ = 4,27$) indica que um idoso com tempo $\leq 16,9$ segundos no teste unipodal é aproximadamente 4 vezes mais provável de estar em risco de desequilíbrio, enquanto a razão de

verossimilhança negativa ($RV- = 0,22$) sugere que um resultado acima desse ponto de corte reduz significativamente a chance de risco.

A capacidade discriminativa do teste de Apoio Unipodal de Olhos Abertos também pode ser visualizada por meio da curva ROC apresentada na Figura 10, que ilustra a relação entre sensibilidade e especificidade para os diferentes pontos de corte avaliados. A forma da curva reforça o desempenho satisfatório do teste na classificação dos idosos quanto ao risco de desequilíbrio, conforme já indicado pelos parâmetros estatísticos.

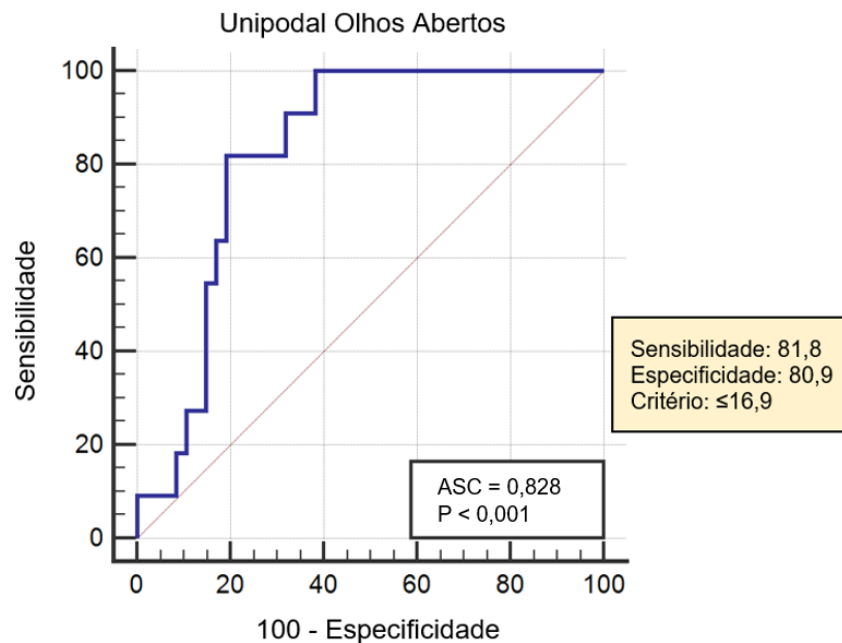


Figura 10 - Teste de Apoio Unipodal com Olhos Abertos como Previsor do Risco de Quedas.

O gráfico da curva ROC referente ao teste de apoio de Olhos Abertos ilustra visualmente o desempenho discriminativo da variável na identificação de idosos com risco de desequilíbrio. A curva se afasta significativamente da linha de chance (diagonal vermelha), evidenciando a capacidade do teste em distinguir adequadamente os grupos. A inclinação acentuada da curva no início do eixo X demonstra uma alta taxa de verdadeiros positivos (sensibilidade), mesmo com baixos índices de falsos positivos, o que reforça a utilidade clínica do ponto de corte identificado ($\leq 16,9$ segundos). A ASC de 0,828, também representada no gráfico, reafirma o bom desempenho do teste,

enquanto os valores destacados de sensibilidade (81,8%) e especificidade (80,9%) sugerem equilíbrio entre a capacidade de detectar indivíduos em risco e a de evitar classificações incorretas.

6 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar o estado de equilíbrio em idosos a partir de uma abordagem integrada das variáveis do sistema de controle postural. Os resultados revelaram diferenças significativas entre os grupos de baixo e alto risco de quedas nas variáveis analisadas. O grupo de baixo risco apresentaram maior tempo de permanência em apoio unipodal, menores valores nas variáveis do centro de pressão (CoP) em comparação aos altos risco.

Além disso, a comparação entre os grupos que conseguiram e os que não conseguiram realizar a tarefa mostrou que o segundo grupo apresentou menor tempo de permanência em apoio unipodal. Esse mesmo grupo também teve valores significativamente mais altos nas variáveis do centro de pressão (CoP), como a amplitude médio-lateral (na condição de olhos abertos) e a área (na condição de olhos fechados), além de menores valores na força muscular dos membros inferiores (MMII). Outro achado relevante foi que os que conseguiram manter por 30 segundos na posição unipodal apresentaram melhores níveis de sensibilidade plantar, com valores mais baixos nos testes sensoriais, indicando maior percepção tátil nos pés.

O Mini-BESTest é um teste funcional que avalia diferentes componentes do equilíbrio. Neste teste, pontuações mais altas indicam melhor controle postural e menor Risco de Quedas (LIAO et al., 2022; BATISTELA, RINALDI e MORAES, 2023). Desse modo, os resultados deste estudo indicaram que indivíduos com alto risco de quedas, conforme classificação do Mini-BESTest, apresentaram menor tempo no teste de apoio unipodal, tanto de olhos abertos quanto fechados. Isso indica que indivíduos com maior propensão a quedas possuem menor estabilidade postural e menor capacidade de manter o equilíbrio em uma base de suporte reduzida. Além disso, indivíduos que conseguiram manter a posição por 30 segundos apresentaram maior sensibilidade plantar (menor valor no teste) e uma menor oscilação do centro de pressão (CoP).

A maior propensão a quedas é estimada pela classificação do Mini-BESTest, que identifica indivíduos com alto risco de quedas. O raciocínio segue a lógica de que esses indivíduos que apresentaram menor tempo no teste de apoio unipodal, apresentaram menor estabilidade postural. Além disso, a relação entre tempo reduzido de apoio

unipodal e fatores como menor sensibilidade plantar e maior oscilação do CoP reforçaram essa inferência, pois essas condições estão associadas ao risco de quedas (BRUNIERA et al., 2014).

O teste de apoio unipodal é amplamente utilizado para avaliar o equilíbrio postural. Estudos indicam que indivíduos idosos tendem a apresentar maior instabilidade postural em comparação a adultos jovens, especialmente em tarefas desafiadoras como o apoio unipodal. Essa instabilidade pode resultar em menor tempo de manutenção da posição, sugerindo um aumento no risco de quedas (LAHR et al., 2017; GIL et al., 2017).

O equilíbrio é alcançado por meio da integração e coordenação complexa de múltiplos sistemas do corpo (MANCINI e HORAK, 2010). Estudos demonstram que a força muscular é um fator determinante para a manutenção do equilíbrio, pois a capacidade de gerar torque adequado nos membros inferiores é essencial para estabilizar o corpo. Em situações de equilíbrio, o torque gerado pelos músculos das pernas é crucial para ajustar a postura e corrigir qualquer instabilidade, ajudando a evitar quedas (BIJLSMA et al., 2013; BUENO et al., 2018). Além disso, uma sensibilidade plantar mais acentuada permite melhor percepção da superfície de apoio e ajustes posturais mais precisos, refletindo uma maior eficiência do controle postural (UEDA e CARPES, 2013; KAFA et al., 2015).

Por outro lado, aqueles que apresentaram pior desempenho no teste de apoio unipodal também exibiram maior amplitude e área do Centro de Pressão (CoP), confirmando um aumento na instabilidade postural (OLIVEIRA et al., 2018). O aumento da oscilação do CoP é um indicador de comprometimentos no controle postural, frequentemente observado em idosos e em populações com risco elevado de quedas (OLIVEIRA et al., 2018). Essa instabilidade pode ser atribuída a déficits nos sistemas motor e sensorial, incluindo alterações na propriocepção e no controle neuromuscular, que comprometem a capacidade do indivíduo de realizar ajustes posturais rápidos e eficazes (JÚNIOR e BARELA, 2006).

Portanto, os achados deste estudo reforçam a importância de uma análise integrada das variáveis do sistema de controle postural na avaliação do equilíbrio postural e na identificação de déficits do equilíbrio. O teste de apoio unipodal de 30

segundos mostrou-se promissor para identificar e classificar pessoas com risco de quedas.

Os resultados do Coeficiente de Romberg sugerem que a remoção da informação visual provocou uma alteração relativamente maior na amplitude anteroposterior em não-caidores, indicando maior dependência da visão para manter o equilíbrio. Embora possa parecer contraintuitivo, esse padrão é consistente com a ideia de que indivíduos com melhor controle postural utilizam de forma mais eficiente as informações sensoriais visuais; assim, ao retirar esse estímulo, o sistema de controle postural sofre um impacto mais evidente.

De maneira semelhante, a revisão de Rangel et al. (2020) mostrou que bailarinos clássicos, apesar de apresentarem equilíbrio superior, tornam-se mais dependentes da visão em comparação com não-dançarinos, corroborando a relação entre bom controle postural e maior aproveitamento da informação visual. Por outro lado, os caidores, que já apresentam déficits sensoriais ou motores, não conseguem compensar adequadamente com ou sem visão, de modo que a retirada desse canal sensorial não altera significativamente seu desempenho, reforçando a hipótese de déficits na integração sensorial discutida por Horak (2006).

O Mini-BESTest apresentou correlação positiva com o tempo do teste unipodal (tanto com olhos abertos quanto fechados) e negativa com a sensibilidade plantar, sugerindo que um melhor desempenho na avaliação funcional do equilíbrio está associado a uma maior estabilidade postural, indicado pelo tempo de permanência na posição unipodal e percepção sensorial nos pés. Segundo Horak (2006), o Mini-BESTest é uma ferramenta abrangente que avalia diferentes componentes do equilíbrio, incluindo o controle antecipatório e reativo, sendo um preditor confiável do risco de quedas em idosos. A correlação negativa entre o Mini-BESTest e a distância alcançada do Centro de Pressão (CoP) corrobora com estudos anteriores que indicam que indivíduos com menor distância alcançada do CoP apresentam maior estabilidade e menor risco de quedas (MANCINI e HORAK, 2010; HEWSON et al., 2010).

O equilíbrio unipodal também apresentou relação com a sensibilidade plantar, especialmente na região do médio pé. Estudos demonstram que a integridade da sensibilidade plantar é essencial para o controle postural, uma vez que fornece

informações sobre a distribuição do peso e a interação dos pés com a superfície de suporte (MEYER, ODDSSON e DE LUCA, 2004; ALFIERI et al., 2018). Ademais, a correlação negativa entre o tempo unipodal e o CoP reforça a ideia de que menor oscilação está associada a maior estabilidade e a (HEWSON et al., 2010; CEBOLLA, RODACK e BENTO, 2015).

Outro achado foi a correlação positiva de baixa magnitude entre a sensibilidade plantar e a força muscular dos membros inferiores, indicando que indivíduos com melhor percepção sensorial nos pés tendem a apresentar níveis mais elevados de força muscular. Considera-se que a diminuição da sensibilidade plantar possa estar relacionada a uma menor eficiência na resposta motora, o que pode impactar negativamente os ajustes posturais. Adicionalmente, estudos anteriores já apontaram que a redução da força muscular nos membros inferiores está associada a um pior controle postural (CITAKER et al., 2011; UEDA e CARPES, 2013; KAFA et al., 2015).

A correlação positiva entre os valores dos testes de sensibilidade plantar e as variáveis do CoP indica que piores níveis de sensibilidade nos pés (maiores valores) estão associados a maior instabilidade postural, refletida pelo aumento da oscilação corporal. Embora, à primeira vista, essa associação possa parecer contraditória, ela é compatível com a literatura que demonstra que a redução da sensibilidade plantar compromete a capacidade de detecção das variações de pressão nos pés, dificultando os ajustes posturais finos e eficazes (ARANEDA e SOLORZA, 2013; UEDA e CARPES, 2013). Dessa forma, é possível que idosos com menor sensibilidade plantar apresentem maiores deslocamentos do centro de pressão, o que pode indicar um controle postural menos eficiente e um potencial aumento do risco de desequilíbrio.

A análise da regressão logística binária revelou que o desempenho no teste de equilíbrio unipodal e a área de oscilação do centro de pressão e a sensibilidade foram variáveis significativamente associadas ao risco de desequilíbrio nos idosos avaliados. Esses achados reforçam a importância tanto da capacidade funcional de manter o equilíbrio em apoio unipodal quanto do controle postural estático, refletido pela área de oscilação do CoP, como componentes cruciais do sistema de controle postural.

Além disso, observou-se que a sensibilidade plantar do médio-pé direito apresentou uma tendência de relação com o risco de desequilíbrio, embora não tenha

atingido significância estatística ($p = 0,055$). Esse resultado sugere que alterações na sensibilidade plantar podem impactar o controle postural, mas possivelmente sua influência isolada não seja suficiente para prever o desfecho de forma robusta, ou que o tamanho amostral tenha limitado a detecção de uma associação estatisticamente significativa. Ainda assim, esse achado está alinhado com a literatura que destaca a contribuição da integridade sensorial plantar na manutenção do equilíbrio, especialmente em populações idosas (MENZ, MORRIS & LORD, 2005; MACHADO *et al.*, 2017).

O desempenho no teste unipodal mostrou-se inversamente associado ao risco de desequilíbrio, indicando que, a cada aumento de um segundo no tempo de permanência nessa posição, há uma redução aproximada de 20,5% na probabilidade de o indivíduo ser classificado como de alto risco. Esse achado reforça a aplicabilidade do teste unipodal como uma ferramenta clínica sensível para avaliar o equilíbrio funcional. De forma semelhante, Hurvitz *et al.* (2000) identificaram que tempos inferiores a 30 segundos estão significativamente associados ao histórico de quedas, apresentando sensibilidade de 91% e especificidade de 75%, o que evidencia sua relevância no rastreamento clínico do risco de quedas em idosos atendidos ambulatorialmente. Mais recentemente, De Abreu *et al.* (2024) corroboraram esses achados em um estudo longitudinal de seis meses, demonstrando que cada segundo adicional de permanência, tanto no teste tandem quanto no unipodal, reduz em cerca de 5% a chance de queda.

Além disso, estudos como o de Oliveira *et al.* (2018) corroboram esses achados, evidenciando que a duração do teste unipodal está associada ao controle postural em idosos, embora com variações nos parâmetros de sensibilidade e especificidade. Esses resultados reforçam a importância do teste unipodal como indicador confiável do risco de quedas, complementando outras avaliações clínicas na prática geriátrica.

O aumento da área de oscilação do centro de pressão (CoP) está significativamente associado a um maior risco de queda em idosos. Conforme observado por Oliveira (2018), a cada incremento de uma unidade na área de oscilação, a chance de um indivíduo ser classificado no grupo de alto risco aumenta cerca de 4,62 vezes. Esses achados corroboram a literatura existente, que indica que a

ampliação da área de oscilação do CoP é um importante indicador de menor estabilidade postural e, conseqüentemente, maior vulnerabilidade a quedas em idosos.

A análise dos resíduos indicou um único ponto com valor absoluto de Z_{Resid} superior a 3 (caso 38, $Z = 7,784$), caracterizando-se como um outlier extremo. Isso indica que o modelo de regressão apresentou uma discrepância significativa entre o valor observado e o valor previsto para esse participante, sugerindo que suas características individuais não foram adequadamente explicadas pelas variáveis inseridas na análise.

A análise de sensibilidade foi conduzida com o intuito de avaliar a robustez do modelo de regressão logística binária frente à influência de outliers. Após a exclusão do primeiro caso identificado como outlier, observou-se que o modelo se manteve estatisticamente significativo, com as variáveis tempo de apoio Unipodal de olhos abertos ($p = 0,006$), Área do CoP de olhos abertos ($p = 0,008$) e sensibilidade plantar na região do Médio pé Direito ($p = 0,033$) permanecendo como preditores significativos da classificação de risco de queda. A direção dos efeitos permaneceu consistente: piores desempenhos no teste unipodal e maior área do centro de pressão (CoP) aumentaram a chance de pertencer ao grupo de maior risco, enquanto melhor sensibilidade na região do médio pé direito reduziu essa probabilidade.

No entanto, a presença de um novo outlier ($Z_{Resid} = -2,07$), caracterizado como um outlier moderado, sugere que, embora o modelo apresente bom desempenho, ainda há variabilidade individual que não é completamente explicada pelas variáveis incluídas. Isso pode indicar que outros fatores, além dos analisados, influenciam o risco, como características sensoriais adicionais, fatores neuromusculares ou contextos ambientais. Dessa forma, o modelo apresenta robustez, mas ainda requer cautela na generalização, especialmente na análise de indivíduos extremos (MUIR et al., 2010; HORAK, 2006).

Apesar das limitações inerentes ao estudo, o modelo desenvolvido demonstrou estabilidade estatística e alinhamento com os fundamentos teóricos do controle postural e do equilíbrio, configurando-se como um instrumento útil para a classificação do risco de queda na população analisada. Dessa forma, os resultados corroboram com a literatura existente e enfatizam a interdependência entre os subsistemas motor e

sensorial na manutenção do equilíbrio, destacando a necessidade de abordagens integradas tanto na avaliação quanto na intervenção voltadas ao controle postural de idosos.

É importante destacar que a ausência de randomização da ordem das condições pode ter introduzido viés, como efeito de aprendizagem ou fadiga, potencialmente influenciando os resultados. Por outro lado, a escolha pela sequência padronizada apresentou vantagens, permitindo uma adaptação gradual do participante às demandas do teste e reduzindo o risco de dificuldades iniciais que poderiam comprometer a execução das condições mais complexas. Essas limitações devem ser consideradas na interpretação dos achados e discutidas em estudos futuros, nos quais a randomização poderia ser utilizada para minimizar efeitos de ordem.

Os resultados indicam que tanto o teste clínico de equilíbrio unipodal quanto as medidas objetivas de oscilação postural, como a área do centro de pressão (CoP), são preditores relevantes do risco de desequilíbrio em idosos. Esses achados reforçam a importância da avaliação integrada dos componentes sensoriais e motores envolvidos no controle postural, evidenciando a aplicabilidade clínica de testes simples como ferramentas eficazes de triagem do risco de quedas.

Na análise da curva ROC para a variável tempo de apoio unipodal, foi observada uma área sob a curva (ASC) de 0,828 (IC95%: 0,706–0,914; $p < 0,0001$), indicando uma excelente capacidade discriminativa na identificação de indivíduos com maior risco de desequilíbrio. O ponto de corte identificado foi de $\leq 16,9$ segundos, apresentando uma sensibilidade de 81,8% e especificidade de 80,9%, o que evidencia alta acurácia na distinção entre os grupos classificados como alto risco e baixo risco, conforme a Classificação do Mini-BESTest.

Esses resultados estão alinhados com achados anteriores da literatura que validam o uso de testes clínicos simples como preditores de risco de quedas. Segundo Springer et al. (2007), o teste de apoio unipodal possui boa validade preditiva, sendo que tempos inferiores a 20 segundos estão associados a um aumento do risco de quedas, especialmente em populações idosas. De forma semelhante, Hurvitz et al. (2000) destacam que a redução no tempo de permanência em apoio unipodal pode

refletir comprometimentos nos sistemas sensorial, motor e de integração central, os quais são essenciais para manutenção do equilíbrio postural.

A elevada sensibilidade e especificidade observadas neste estudo reforçam a aplicabilidade clínica do teste de apoio unipodal como ferramenta de triagem. Conforme discutido por Swets (1988), De Abreu et al. (2024) e Brown et al. (2025), valores de ASC entre 0,8 e 0,9 são classificados como excelentes para discriminação diagnóstica, sugerindo que o teste avaliado é eficaz tanto para identificar indivíduos em risco (sensibilidade), quanto para descartar aqueles sem risco (especificidade).

Contudo, é necessário considerar que a proporção de indivíduos classificados como alto risco (18,97%) na amostra foi relativamente baixa, o que pode interferir na interpretação dos dados complementares, como os valores preditivos positivo e negativo. Além disso, características específicas da amostra, como a faixa etária predominante, a presença de comorbidades e nível de atividade física, devem ser cuidadosamente analisadas, uma vez que podem influenciar o desempenho nos testes de equilíbrio e, conseqüentemente, a generalização dos achados. Nesse sentido, Muir et al., (2010) alerta sobre a importância de considerar fatores clínicos e contextuais na aplicação de testes funcionais.

Portanto, os achados deste estudo destacam a relevância clínica do teste de apoio unipodal como marcador funcional de risco de desequilíbrio. A integração de variáveis que estão associadas ao controle postural e com a análise de múltiplos fatores individuais, pode contribuir significativamente para uma avaliação mais abrangente e sensível do equilíbrio em idosos. Essa abordagem integrada permite compreender o equilíbrio não como uma função isolada, mas como resultado da interação complexa entre sistemas neuromusculares, sensoriais e cognitivos, promovendo intervenções mais eficazes e personalizadas.

7 CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural, considerando a interação entre os subsistemas motor e sensorial. A investigação partiu da seguinte pergunta-problema: quais as variáveis do sistema de controle postural apresentam relação interdependente na determinação do estado do equilíbrio de idosos? Com base nisso, formulou-se a hipótese de que variáveis como a força dos membros inferiores, a sensibilidade plantar e os parâmetros de oscilação do centro de pressão (CoP) apresentam relações interdependentes e contribuem, de forma conjunta, para o desempenho funcional do equilíbrio em idosos.

Os achados da pesquisa permitem afirmar que essa hipótese foi parcialmente confirmada. Observou-se que o tempo de apoio unipodal foi a variável que foi associada mais fortemente ao desempenho no Mini-BESTest, com correlações negativas com os parâmetros de oscilação do CoP (distância alcançada total, amplitude médio-lateral e velocidade), indicando que quanto maior a oscilação, menor a estabilidade postural. A sensibilidade plantar apresentou correlações mais evidentes na região do médio pé direito, enquanto a força dos membros inferiores demonstrou correlação fraca e não significativa com os demais indicadores de equilíbrio funcional.

A análise de regressão logística binária revelou que a área de oscilação do CoP e o tempo de apoio unipodal foram os principais preditores do risco de quedas, segundo a classificação do Mini-BESTest. A sensibilidade plantar apresentou uma tendência de associação ($p = 0,055$), que se tornou estatisticamente significativa após análise de sensibilidade, o que reforça sua contribuição para o controle postural, embora sua influência isolada não tenha sido suficientemente robusta. Esses achados reforçam a premissa de que o equilíbrio em idosos é determinado por interações entre variáveis sensoriais e motoras.

A interdependência entre os subsistemas motor e sensorial do controle postural exerce papel central na manutenção do equilíbrio em idosos. A combinação do teste de apoio unipodal de 30 segundos com medidas do CoP fornece uma abordagem sensível e eficaz para identificar indivíduos em risco. Embora a força muscular isolada não tenha

se mostrado um preditor significativo, a sensibilidade plantar e os parâmetros do CoP se destacaram como componentes relevantes dessa interação funcional.

Esses achados sugerem que intervenções voltadas ao aprimoramento da sensibilidade plantar e ao treinamento voltado para aprimorar os ajustes posturais sutis e precisos, podem ser mais eficazes na prevenção de quedas, especialmente quando integradas a avaliações que considerem múltiplas dimensões do sistema de controle postural. O teste de apoio unipodal, por sua vez, mostrou-se útil não apenas como ferramenta de avaliação funcional, mas também como variável discriminativa na estratificação de risco, sendo seu tempo de permanência relacionado diretamente ao desempenho funcional e à estabilidade.

REFERÊNCIAS

ALFIERI, Fábio Marcon et al. Influência de estímulos cutâneos plantares sobre a sensibilidade e controle postural em idosos. **Revista Kairós-Gerontologia**, v. 21, n. 3, p. 281-292, 2018.

ARANEDA, Jéssica Espinoza; SOLORZA, Eladio Mancilla. Sensibilidade cutânea plantar e equilíbrio dinâmico em idosos saudáveis da comunidade: estudo relacional. **Fisioterapia e Pesquisa**, [S. l.], v. 20, n. 4, p. 310–315, 2023.

BANKOFF, Antonia Dalla Pria; BEKEDORF, Regina Fátima. Bases neurofisiológicas do equilíbrio corporal. *Movimento & Percepção*, v. 7, p. 1-13, 2007.

BATISTELA, Rosangela A.; RINALDI, Natalia M.; MORAES, Renato. Mini-BESTest cutoff points for classifying fallers and non-fallers female older adults. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 17, n. 4, p. 126-133, 2023.

BEDNARCZUK, Grzegorz; RUTKOWSKA, Izabela. Factors of balance determining the risk of falls in physically active women aged over 50 years. **PeerJ**, v. 10, p. e12952, 2022.

BERG, Katherine. Measuring balance in the elderly: Development and validation of an instrument. 1992.

BICAS, Harley Edison Amaral. Oftalmologia: fundamentos. São Paulo: Sarvier, 1991.

BIJLSMA, Astrid Y. et al. Muscle strength rather than muscle mass is associated with standing balance in elderly outpatients. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 14, n. 7, p. 493-498, 2013.

BLAUS, Bruce. Anatomia do ouvido interno. 2018. Adaptado por Wikipédia. Disponível em: https://pt.m.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Anatomia_do_ouvido_interno.png. Acesso em: 07 abr. 2025.

BRASIL. Ministério da Saúde. DATASUS – Departamento de Informática do SUS. *Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS)*. Brasília, 2022. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/niuf.def>. Acesso em: 28 jun. 2025.

BROWN, Colleen et al. Narrow Walk, Condition II, Semi-Tandem, Tandem, and Single Leg Stance Test Failure Could Predict Falls in Older Adults. **INQUIRY: The Journal of Health Care Organization, Provision, and Financing**, v. 62, p. 00469580251337269, 2025.

BRUNIERA, Carlos Alberto Veiga; RODACKI, André Luiz Felix. Respostas estabilométrica de jovens e idosos para recuperar o equilíbrio após uma perturbação

inesperada controlada. **Revista da Educação Física/UEM**, v. 25, n. 3, p. 345-351, 2014.

BUENO, Guilherme Augusto Santos et al. Relação da força muscular com equilíbrio estático em idosos—comparação entre pilates e multimodalidades. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 40, n. 4, p. 435-441, 2018.

CARVALHO, Monique. Centro de Gravidade e Equilíbrio. 2013. Disponível em: <https://blogaodefisio.blogspot.com/2013/02/centro-de-gravidade-e-equilibrio.html>. Acesso em: 07 abr. 2025.

CEBOLLA, Elaine C.; RODACKI, André LF; BENTO, Paulo CB. Balance, gait, functionality and strength: comparison between elderly fallers and non-fallers. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 19, p. 146-151, 2015.

CHACUR, Marucia. Introdução a fisiopatologia da dor. 2014. Disponível em: https://www.anestesiologiausp.com.br/wp-content/uploads/23_04_2014_Aula-de-Introdu%C3%A7%C3%A3o-%C3%A0-Fisiopatologia-da-Dor.pdfhttps://www.anestesiologiausp.com.br/wp-content/uploads/23_04_2014_Aula-de-Introdu%C3%A7%C3%A3o-%C3%A0-Fisiopatologia-da-Dor.pdf. Acesso em: 07 abr. 2025.

CITAKER, Seyit et al. Relationship between foot sensation and standing balance in patients with multiple sclerosis. **Gait & posture**, v. 34, n. 2, p. 275-278, 2011.

DANCEY, Christine P.; REIDY, John. Statistics without maths for psychology: using SPSS for Windows. 8. ed. Harlow: Pearson Education, 2020.

DANCKAERS, Femke et al. Foot shape assessment techniques for orthotic and footwear applications: a methodological literature review. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 12, p. 1416499, 2024.

DE ABREU, Daniela Cristina Carvalho et al. Standing balance test for fall prediction in older adults: a 6-month longitudinal study. **BMC geriatrics**, v. 24, n. 1, p. 947, 2024.

DE ALMEIDA, Sara Isabel Lebre; MARQUES, Alda; SANTOS, Joana. Valores normativos do Balance Evaluation System Test (BESTest), Mini-BESTest, Brief-BESTest, Timed Up and Go Test e Usual Gait Speed em pessoas idosas Portuguesas saudáveis. **Revista Portuguesa de Medicina Geral e Familiar**, v. 33, n. 2, p. 106-116, 2017.

DEPRÁ, Pedro Paulo. **Desenvolvimento de um laboratório básico de biomecânica**. 1998. Tese de Doutorado. Dissertação de mestrado]. Campinas [SP]: Universidade Estadual de Campinas.

DUARTE, Marcos. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. 2000. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

DUARTE, Marcos; FREITAS, Sandra MSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 14, p. 183-192, 2010.

EKDALE, Eric G. Comparative anatomy of the bony labyrinth (inner ear) of placental mammals. **PloS one**, v. 8, n. 6, p. e66624, 2013.

ERSOY, Tugce et al. I-BaR: integrated balance rehabilitation framework. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 18, p. 1401931, 2024.

GIL, André Wilson de Oliveira et al. Comparação do controle postural em cinco tarefas de equilíbrio e a relação dos riscos de quedas entre idosas e adultas jovens. **Fisioterapia e pesquisa**, v. 24, p. 120-126, 2017.

GUEDES, Dartagnan Pinto. **Manual prático para avaliação em educação física**. Editora Manole Ltda, 2006.

GUFFEY, J. Stephen et al. Infrared light as intervention to improve peripheral sensation in an individual suffering from peripheral neuropathy: A case report. **European Journal of Academic Essays**, v. 1, n. 3, p. 28-32, 2014.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Tratado de fisiologia médica. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HALL, Susan. Biomecânica Básica. Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo, SP: Manole, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. Bases Biomecânicas do Movimento. 4º ed. Barueri-SP: Manole, 2016.

HEWSON, David J. et al. Classification of elderly as fallers and non-fallers using centre of pressure velocity. In: **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology**. IEEE, 2010. p. 3678-3681.

HIGHSTEIN, Stephen M.; HOLSTEIN, Gay R. The anatomical and physiological framework for vestibular prostheses. **The Anatomical Record: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology**, v. 295, n. 11, p. 2000-2009, 2012.

HORAK, Fay 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, 2006.

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

HULLEY, S. B. et al. Delineando a pesquisa clínica: uma abordagem epidemiológica. 3ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

HURVITZ, Edward A. et al. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 81, n. 5, p. 587-591, 2000.

JÚNIOR, Paulo Freitas; BARELA, José A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Rev Port Cien Desp**, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006.

JÚNIOR, Francisco et al. Intervenções para prevenção de quedas em idosos na Atenção Primária: revisão sistemática. **Acta Paulista de Enfermagem**, v. 35, p. eAPE02256, 2022.

KAFA, Nihan et al. Is plantar foot sensation associated with standing balance in type 2 diabetes mellitus patients. **International Journal of Diabetes in Developing Countries**, v. 35, p. 405-410, 2015.

LAHR, Silvana Lopes Nogueira et al. Efeitos do envelhecimento e da base de suporte no controle postural. **Revista brasileira de educação física e esporte**, 2017.

LIAO, Wen-Yen et al. Cutoff Point of Mini-Balance Evaluation Systems Test Scores for Elderly Estimated by Center of Pressure Measurements by Linear Regression and Decision Tree Classification. **Life**, v. 12, n. 12, p. 2133, 2022.

MACHADO, Álvaro S. et al. Effects of plantar foot sensitivity manipulation on postural control of young adult and elderly. **Revista brasileira de reumatologia**, v. 57, p. 30-36, 2017.

MANCINI, Martina; HORAK, Fay B. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, v. 46, n. 2, p. 239, 2010.

MANN, Luana et al. Investigação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 11, p. 155-165, 2008.

MENZ, Hylton B.; MORRIS, Meg E.; LORD, Stephen R. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 60, n. 12, p. 1546-1552, 2005.

MEYER, Peter F.; ODDSSON, Lars IE; DE LUCA, Carlo J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental brain research**, v. 156, p. 505-512, 2004.

MUIR, S.W.; BERG, K.; CHESWORTH, B.; KLAR, N.; SPEECHLEY, M. Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Clinical Epidemiology**, 2010; 63(4): 389–406.

NIETO-GUISADO, Ainhoa et al. The mediating role of vision in the relationship between proprioception and postural control in older adults, as compared to teenagers and younger and middle-aged adults. In: **Healthcare**. MDPI, p. 103, 2022.

NORTH COAST MEDICAL, Inc. 2011. Touch-Test Sensory Evaluators. Gilroy, CA: North Coast Medical.

OFTALMOLASER. Conheça a anatomia do olho humano. 2024. Disponível em: <https://www.oftalmolaser.med.br/conheca-a-anatomia-do-olho-humano/>. Acesso em: 07 de abr. 2025.

OLIVEIRA, Marcio R. et al. One-legged stance sway of older adults with and without falls. **PloS one**, v. 13, n. 9, p. e0203887, 2018.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). *Falls*. Geneva: World Health Organization, 2021. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>. Acesso em: 28 jun. 2025.

PASSINATO, I. L. M; OLIVEIRA, G. H; RECK, H. B; COSTA, C. E; PORTO, F. E; DEPRÁ, P. P; LOPES, W. A. Análise do equilíbrio em idosas obesas e não obesas praticantes de um programa de atividades físicas regulares. **Journal of Physical Education**. v. 35, 2024.

POLLOCK, Alexandra S. et al. What is balance? **Clinical rehabilitation**, v. 14, n. 4, p. 402-406, 2000.

RANGEL, Jéssica Gaspar et al. Studies of Classical Ballet dancers' equilibrium at different levels of development and versus non-dancers: A systematic review. **Journal of Dance Medicine & Science**, v. 24, n. 1, p. 33-43, 2020.

REDU. Centro de gravidade e tipos de equilíbrios. 2019. Disponível em: <https://redu.com.br/fisica/centro-de-gravidade-e-tipos-de-equilibrio/>. Acesso em: 07 de abr. 2025.

RICCI, Natalia Aquaroni; GAZZOLA, Juliana Maria; COIMBRA, Ibsen Bellini. Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. **Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde**, v. 34, n. 2, 2009.

SALEHI, Reza et al. Test-retest reliability and minimal detectable change for center of pressure measures of postural stability in elderly subjects. 2010.

SANTOS, L.J.M. Dinamometria isocinética lombar. Revista Digital Efdeportes, Buenos Aires. 2002; ano 8(49). Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd49/dinam.htm>>. Acesso em: 24 de setembro de 2024.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle Motor: teoria e aplicações práticas. 2. ed. Barueri: Manole, 2003.

SILVA, Paulo José Guimarães da; NADAL, Jurandir; INFANTOSI, Antonio Fernando Catelli. Investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role on the body sway. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 28, p. 319-326, 2012.

SILVEIRA, Michele Bittencourt. Construction and validation of content of one instrument to assess falls in the elderly. **Einstein (Sao Paulo)**, v. 16, p. eAO4154, 2018. doi: 10.1590/S1679-45082018AO4154.

SOUZA, Roberto Otheniel de; DEPRÁ, Pedro Paulo; SILVEIRA, Alexandre Miyaki da. Efeitos da hidroginástica com exercícios dinâmicos em deslocamento sobre o equilíbrio corporal de idosos. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, n. 3, p. 303-310, 2017.

SPRINGER, Barbara A. et al. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 30, n. 1, p. 8-15, 2007.

SWETS, John A. Measuring the accuracy of diagnostic systems. **Science**, Washington, v. 240, n. 4857, p. 1285–1293, 1988.

SUNG, Paul S.; LEE, Dongchul. Effects of Visual Input on Postural Stability and Compensatory Strategies in Adults with Chronic Low Back Pain. **Vision**, v. 9, n. 1, p. 14, 2025.

TAKAYAMA, Leticia; MERINO, Giselle Schmidt Alves Diaz. Percepção de uso e antropometria do pé no design de calçados para a saúde. **Human Factors in Design**, v. 9, n. 18, p. 078-096.

TINETTI, Mary E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **Journal of the American Geriatrics Society**, 1986.

UEDA, Letícia Suemi; CARPES, Felipe Pivetta. Relação entre sensibilidade plantar e controle postural em jovens e idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 15, p. 215-224, 2013.

UPGRADEWITH®. *Manual de instruções da régua milimetrada para medição dos pés*. [S.l.]: UpgradeWith®, [20--].

VEDA. Vestibular Disorders Association, 2008. Disponível em: <https://vestibular.org/article/what-is-vestibular/the-human-balance-system/>. Acesso em: 07 abr. 2025.

VELLAS, Bruno J. et al. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 45, n. 6, p. 735-738, 1997.

VICTOR, Leonardo George Victorio et al. Postural control during one-leg stance in active and sedentary older people. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 20, n. 3, p. 339-345, 2014.

WEBER, Zachary R.; SRINIVASAN, Divya; CÔTÉ, Julie N. Sex-specific links in motor and sensory adaptations to repetitive motion–induced fatigue. **Motor Control**, v. 22, n. 2, p. 149-169, 2018.

WIEST, Matheus. Métodos de Análise do Controle Postural. 2019. Disponível em: https://www.ufsm.br/app/uploads/sites/644/2019/07/controle_postural.pdf. Acesso em: 07 de abr. 2025.

ANEXOS

ANEXO A: Autorização do COPEP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
MARINGÁ



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise Integrada das Variáveis do Sistema de Controle Postural no Estudo do Equilíbrio

Pesquisador: Pedro Paulo Deprá

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 83440724.3.0000.0104

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Maringá

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 7.152.153

Apresentação do Projeto:

trata-se de Projeto de Pesquisa apresentado ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Educação Física UEM/CCS.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá

Aluna do programa de pós-graduação: Andria Watanabe de Godoy

estudo de caráter observacional transversal tem como objetivo geral avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural. Serão convidados 60 idosos, de ambos os sexos, com idade acima de 60 anos. Os participantes que consentirem a participação serão avaliados nos seguintes testes: teste de apoio unipodal, Touch test, MiniBESTest, Avaliação do risco de quedas em idosos, Teste de força de membros inferiores e Comportamento do Centro de Pressão (COP). Os resultados desta pesquisa permitirão aprimorar a análise do equilíbrio de idosos ao identificar as variáveis interdependentes no sistema de controle postural.

promoção e a manutenção do equilíbrio são ações fundamentais para a execução das atividades cotidianas e das práticas de atividades físicas, acarretando a melhora da qualidade de vida de idosos e a diminuição do risco de quedas e fraturas (MANN et al, 2008; DUARTE e FREITAS, 2010). O equilíbrio é um estado corporal, em que as forças de ações internas e

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

externas são balanceadas e o peso do indivíduo está projetado sobre a base sustentação. Para manter o equilíbrio do corpo é necessário que a projeção do peso do ser humano, presente no centro de gravidade (CG), permaneça dentro da base de sustentação, que é a superfície de apoio sobre a qual o corpo se distribui (HAMILL & KNUTZEN, 1999). Ela é uma área virtual delimitada pelo contorno externo dos pés, que define os limites do equilíbrio (HALL, 2005). Quando o peso projetado se desloca para fora da base de sustentação, o corpo tende a perder o equilíbrio (POLLOCK et al, 2000). Portanto, o equilíbrio demanda da relação do indivíduo com o ambiente gerenciado pelo sistema de controle postural. O controle postural envolve os subsistemas de informações motoras e sensoriais, através dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009; NIETO-GUISADO et al., 2022). O sistema de controle postural auxilia no equilíbrio do corpo e de determinados segmentos para se manter na postura quase-estática. A capacidade de manter ou retornar a esse estado de equilíbrio após uma perturbação é definida como estabilidade (POLLOCK et al., 2000; HALL 2005). Em resumo, para preservar o equilíbrio, é necessário um controle postural, que envolva a capacidade do corpo de conservar uma posição ou se ajustar adequadamente para responder às forças internas e externas que perturbam a postura. Cada um desses conceitos contribui para a capacidade do corpo de permanecer estável e se mover de maneira controlada e eficiente. Portanto, avaliar o equilíbrio é essencial para prevenir quedas, melhorar a qualidade de vida e identificar problemas de saúde precocemente. Isso permite desenvolver intervenções que promovam a segurança e a mobilidade, especialmente em populações como a dos idosos. Para definir as variáveis dos subsistemas motor e sensorial, considera-se que o estado de equilíbrio é influenciado por uma interação contínua de diversos fatores (NIETO-GUISADO et al., 2022). No subsistema motor, as principais variáveis incluem a força dos membros inferiores, que reflete a capacidade de ativação muscular necessária para realizar ajustes posturais rápidos e eficazes. No subsistema sensorial, destacam-se a sensibilidade plantar e a propriocepção, que fornecem informações sobre a posição e o movimento do corpo, além da visão, essencial para a orientação espacial, e o sistema vestibular, responsável por detectar mudanças na posição da cabeça e contribuir para a estabilidade postural. A interação eficiente entre esses subsistemas permite ao corpo reagir adequadamente a desequilíbrios e perturbações, tornando essas variáveis fundamentais para a análise do controle postural em idosos (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009; NIETO-GUISADO et al., 2022). Este assunto tem sido amplamente estudado para buscar evidências sobre os malefícios causados pelo declínio do equilíbrio, assim como os benefícios causados pelos protocolos de treinamento físico nesta

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

população. Esses estudos demonstram a eficácia de diferentes intervenções voltadas para a melhora do equilíbrio corporal em idosos, o que pode ter impactos significativos na prevenção de quedas, um dos principais riscos nessa faixa etária, cujas consequências podem ser graves. Estudos indicam que diferentes tipos de treinamento físico podem melhorar significativamente os índices de equilíbrio em idosos. Um estudo revelou que o treinamento de força muscular e de flexibilidade articular resultou em melhorias significativas no equilíbrio de idosos (ALBINO et al., 2012). Outra pesquisa constatou que 16 semanas de hidroginástica, envolvendo exercícios dinâmicos e deslocamentos, resultaram alterações positivas nos índices de equilíbrio em idosos (SOUZA, DEPRÁ e SILVEIRA, 2017). Além disso, idosos que praticaram musculação demonstraram melhor equilíbrio e menor preocupação com quedas, quando comparadas àquelas que realizaram apenas treinamento aeróbico (FRANCO et al., 2022). No decorrer dos anos, além dos protocolos de treinamento, os pesquisadores também desenvolveram várias formas de avaliar o equilíbrio. Os mais reconhecidos na literatura são: Escala de Equilíbrio de Berg (BBS - Berg Balance Scale) (BERG et al, 1992; MIYAMOTO et al. 2004), Teste de Alcance Funcional (AF- funcional reach) (DUNCAN et al., 1990; SILVEIRA, MATAS & PERRACINI, 2006), Teste de Tinetti ou Escala de Equilíbrio Orientado pelo Desempenho (POMA & performance oriented mobility assessment) (TINETTI, 1986; GOMES, 2003), Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado (TUGT & Timed Up and Go Test) (PODSIADLO & RICHARDSON, 1991), Teste de Equilíbrio Corporal & TEC (GGT & Gleichgewichtstest) (BÖS, WYDRA & KARISCH, 1992; NASCIMENTO et al., 2012), MiniBESTest (HORACK, WRISLEY & FRANK, 2009; MAIA, 2012) e Teste de Apoio Unipodal (VELLAS et al., 1997; OLIVEIRA et al., 2018). Ainda, neste contexto dos testes, o Centro de Pressão (COP) tem sido um outro indicador comumente utilizado para medir a oscilação corporal e monitorar o equilíbrio (DUARTE & FREITAS, 2012). O COP é um lugar onde se localiza a Força de Reação do Solo (FRS) sob a base de sustentação. Em uma postura quase-estática, o COP se alinha com a força peso, localizada no centro de massa (HAMILL & KNUTZEN, 1999). No entanto, embora o COP forneça informações sobre a oscilação corporal, ainda não fornece uma classificação da qualidade do equilíbrio. Um dos testes baseados na localização do COP é a estabilometria, que utiliza uma plataforma de força para essa medição (DUARTE, 2000). Os estudos pesquisados até agora demonstram uma lacuna na literatura que indica que o estudo do equilíbrio tem sido geralmente realizado de forma isolada em relação à interação entre as variáveis, sem considerar uma abordagem integrada que envolvem o sistema de controle postural. O estado do equilíbrio em idosos pode ser definido como a capacidade de manter a estabilidade durante atividades diárias e em resposta a perturbações

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copec@uem.br

(POLLOCK et al., 2000). Este estado está diretamente relacionado à qualidade do equilíbrio que envolve a interação dos subsistemas motor e sensorial que permitem ao corpo ajustar-se rapidamente a perturbações (BOULGARIDES et al., 2003). Uma boa qualidade do equilíbrio reflete a habilidade de realizar ajustes posturais rápidos e precisos, além de se adaptar a variações no ambiente. Em contrapartida, uma baixa qualidade do equilíbrio pode estar associada a um maior risco de quedas, especialmente entre os idosos. Na literatura, diversas variáveis têm sido utilizadas para avaliar o estado de equilíbrio. Uma delas é o tempo em que um indivíduo consegue manter uma posição, que pode ser classificado como "consegue" ou "não consegue" (VELLAS et al., 1995). Outra abordagem analisa o histórico de quedas autodeclaradas, categorizando os participantes como *caidores* ou *não caidores* (BATISTELA, RINALDI e MORAES, 2023). Além disso, pontuações em escalas de avaliação de equilíbrio funcional, como o MiniBESTest, a Escala de Equilíbrio de Berg, o Teste de Tinetti e a Avaliação do Risco de Quedas em Idosos (IAQI) são frequentemente utilizadas (HORACK, WRISLEY & FRANK, 2009; BERG et al, 1992; TINETTI, 1986; SILVEIRA et al., 2018). Essas variáveis são utilizadas para distinguir os níveis de equilíbrio entre os indivíduos. Estudos com idosos têm explorado o comportamento do Centro de Pressão (COP) sob diferentes perspectivas: em históricos de quedas (HEWSON et al., 2010); na determinação de pontos de corte com base no MiniBESTest (LIAO et al., 2022); na avaliação da força dos membros inferiores (PASSINATO et al., 2024); na influência do sistema visual, utilizando o quociente de Romberg (SILVA, NADAL e INDANTOSI, 2012) e no estado da sensibilidade plantar (UEDA e CARPES, 2013). Além de uma compreensão mais completa do equilíbrio em idosos, o benefício de um estudo integrado, é trazer a identificação de variáveis interdependentes do sistema do controle postural que possam fornecer uma base mais sólida para o desenvolvimento de intervenções. Portanto, neste estudo nos deparamos com a seguinte questão-problema: Quais as variáveis do sistema de controle postural se interdependem para a determinação do estado do equilíbrio de idosos?

Hipótese:

Tem-se por hipótese de que as variáveis normalizadas pela antropometria dos pés podem apresentar interrelação no estado de estado de equilíbrio.

Metodologia Proposta:

Para este estudo serão considerados 60 idosos, de ambos os sexos, com idade igual ou acima de 60 anos. Os participantes incluem tantos aqueles envolvidos nos projetos desenvolvidos na UEM; alunos do projeto de extensão Cultura Corporal para Idosos (PROCCID) e da Universidade

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

Aberta da Terceira Idade (UNATI), quanto os moradores da cidade de Maringá que atenderem aos critérios de inclusão. As autorizações dos referidos projetos estão anexadas no sistema da Plataforma Brasil. Os participantes que aceitarem o convite deste estudo serão submetidos a uma série de testes para avaliar o equilíbrio: teste de apoio unipodal, Touch test, MiniBESTest, Avaliação do risco de quedas em idosos, Teste de força de membros inferiores e Comportamento do Centro de Pressão (COP). Esses testes foram selecionados para abranger as principais variáveis do sistema de controle postural que podem se interdependem no estabelecimento do estado de equilíbrio. A coleta de dados ocorrerá em um único momento no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá. Para a avaliação antropométrica dos participantes, serão realizadas medições de peso, altura e medidas do pé utilizando equipamentos padrão. O comportamento do Centro de Pressão (COP) utilizando uma plataforma de força (EMG System do Brasil®). A taxa de amostragem será de 500 Hz e o tempo de aquisição de 60 segundos. Para verificar o efeito da visão sobre o equilíbrio será utilizado o quociente de Romberg, que é definido como o valor das variáveis do CoP na condição de olhos fechados (OF) dividido pelos da condição olhos abertos (OA) ($QR = OF / OA$). O MiniBESTest verifica o estado de equilíbrio funcional, especificamente as transições/controla postural antecipatório, controle postural reativo, orientação sensorial e estabilidade da marcha. O MiniBESTest é composto por 14 subtestes com pontuações que variam de 0 (nível funcional mais baixo) a 2 (nível funcional mais alto). A pontuação máxima do MiniBESTest é de 28 pontos. (BATISTELA, RINALDI e MORAES, 2023). No Teste de Apoio Unipodal o participante ficará em pé, sem auxílio externo, em uma perna, por 30 segundos (apoio unipodal), em duas condições: olhos abertos e olhos fechados. O teste de força isométrica dos membros inferiores (tração de pernas) será realizado por um Dinamômetro manual. Para a avaliação da sensibilidade plantar utilizaremos os monofilamentos Semmes-Weinstein Touch Test® da North Coast que fornecem uma avaliação não invasiva dos níveis de sensação cutânea (WEBER, SRINIVASAN, CÔTÉ, 2018). Histórico de quedas: Os participantes serão questionados sobre seu eventual histórico de quedas através do Questionário para Avaliação do Risco de Quedas em Idosos (SILVEIRA et al., 2018).

Critério de Inclusão:

Como critério de inclusão será considerada a idade dos participantes correspondente à faixa etária de 60 anos ou mais.

Critério de Exclusão:

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

Como critério de exclusão será considerada a autodeclaração dos participantes que indicarem não possuir condições físicas adequadas para realizar os testes propostos.

Metodologia de Análise de Dados:

A análise dos dados será realizada através de estatística descritiva e inferencial. Os testes estatísticos a serem utilizados dependerão do tipo de distribuição dos dados observados a posteriori com os resultados das avaliações.

Desfecho Primário:

Comportamento das variáveis do sistema de controle postural em função do estado de equilíbrio do idoso.
Tamanho da Amostra no 60

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural.

Objetivo Secundário:

Descrever as variáveis dos subsistemas motor e sensorial que integram o controle postural em relação ao estado de equilíbrio de idosos; Investigar a presença de correlação entre as variáveis dos subsistemas motor e sensorial que integram o controle postural de idosos; Diagnosticar quais variáveis do sistema de controle postural são mais preditivas para o equilíbrio de idosos; Analisar a influência das variáveis do sistema de controle postural no equilíbrio de idosos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Nos testes descritos há o risco do participante se sentir envergonhado(a) por não conseguir realizar os testes. Também há o risco de desequilíbrio, no teste de apoio unipodal, em que o participante será solicitado para ficar postado em apenas um pé.

Se o participante se sentir constrangido(a), garantimos que os testes serão realizados em um local reservado e conduzidos por um avaliador experiente. Durante o teste de equilíbrio, sempre haverá alguém ao lado para auxiliá-lo(a) na recuperação da estabilidade. Além disso, quando ele estiver realizando o teste da establiometria haverá um tablado ao redor da plataforma para fornecer um suporte adicional, caso ocorra algum desequilíbrio. O avaliador estará próximo para evitar qualquer incidente, como uma possível queda. Se o participante optar por não realizar qualquer teste desta avaliação, respeitaremos sua decisão.

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

Benefícios:

Os resultados desta pesquisa permitirão aprimorar a análise do equilíbrio ao identificar as variáveis interdependentes no sistema de controle postural em idosos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

estudo de caráter observacional transversal tem como objetivo geral avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram analisados os documentos submetidos à Plataforma Brasil

Folha de Rosto devidamente preenchida, assinada e datada pelo pesquisador responsável e pelo responsável institucional.

Projeto está detalhado.

Objetivos do estudo estão apresentados de forma clara.

O número de participantes está claro.

Critérios de inclusão e exclusão dos participantes estão apresentados de forma clara.

Apresenta autorização do local onde será desenvolvido o estudo ou coletado os dados, devidamente assinada e datada pelo seu responsável.

Cronograma com coleta de dados após aprovação ética, compatível com a proposta e com o projeto detalhado.

O orçamento de custos está apresentado de forma clara.

Em relação ao TCLE:

Está redigido em forma de convite, seguindo resoluções 466/12 ou 510/16 e CNS.

Justificativa e Objetivos está de maneira clara.

Descreve os Procedimentos (detalhamento dos métodos a serem utilizados).

Está explícito os possíveis desconfortos e riscos, bem com os benefícios esperados.

Está descrito as providências e cautelas a serem empregadas para evitar e/ou reduzir efeitos e condições adversas (riscos).

Está descrito a garantia ao participante da pesquisa, de recusar-se a participar ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma, a garantia do sigilo e

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

da privacidade dos dados do participante, a garantia de que o participante da pesquisa receberá uma via do TCLE.

Recomendações:

Vide item "Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações":

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com a análise realizada e as informações constantes nos arquivos anexados, baseado na legislação vigente, esse Comitê Permanente de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos se manifesta pela aprovação do projeto de pesquisa em tela. Alerta-se a respeito da necessidade de apresentação de relatório final no prazo de 30 dias após o término do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Alerta-se a respeito da necessidade de apresentação de relatório final no prazo de 30 dias após o término do projeto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2426697.pdf	24/09/2024 13:54:58		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	24/09/2024 12:10:21	Pedro Paulo Deprá	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	24/09/2024 12:09:49	Pedro Paulo Deprá	Aceito
Outros	Ficha_de_Coleta_de_Dados.pdf	24/09/2024 12:05:59	Pedro Paulo Deprá	Aceito
Outros	Autorizacao_UNATI.pdf	24/09/2024 12:02:52	Pedro Paulo Deprá	Aceito
Outros	Autorizacao_PROCCID.pdf	24/09/2024 12:02:27	Pedro Paulo Deprá	Aceito
Outros	Autorizacao_DEF_LABICOM.pdf	24/09/2024 12:01:45	Pedro Paulo Deprá	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	24/09/2024 12:00:06	Pedro Paulo Deprá	Aceito

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
MARINGÁ



Continuação do Parecer: 7.152.153

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

MARINGÁ, 11 de Outubro de 2024

Assinado por:
Aroldo Gavioli
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM - bloco PPG, sala do COPEP.

Bairro: Jardim Universitário

CEP: 87.020-900

UF: PR

Município: MARINGÁ

Telefone: (44)3011-4597

E-mail: copep@uem.br

Anexo B: TCLE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaríamos de convidá-lo(a) a participar da pesquisa intitulada “Análise Integrada das Variáveis do Sistema de Controle Postural no Estudo do Equilíbrio” do projeto de dissertação de mestrado da pós-graduanda Andria Watanabe de Godoy, estudante do Programa de Pós-graduação em Educação Física Associado UEM/UEL. O objetivo da pesquisa é avaliar o estado de equilíbrio de idosos sob uma perspectiva integrada das variáveis do sistema de controle postural. Para isto a sua participação é muito importante e ela se dará da seguinte forma: Inicialmente precisamos fazer algumas medidas corporais, como peso, altura, comprimento e largura do pé e anotar a sua idade, também você responderá um questionário para avaliarmos seu risco de quedas. Na análise você poderá ser solicitado(a) a realizar movimentos e ficar parado(a) de forma estática para avaliarmos seu equilíbrio, força, sensibilidade plantar e sua postura. No teste de sensibilidade plantar você estará deitado(a) em uma maca, onde aplicaremos em seu pé um dispositivo não invasivo (não perfurante) para avaliarmos como está a sua sensibilidade plantar. No teste de Estabilometria em que você ficará por 60 segundos parado sobre uma plataforma de força você será solicitado(a) a ficar em duas condições: olhos abertos e olhos fechados. Neste momento você estará posicionado(a) com as duas pernas sobre a plataforma. No teste de apoio unipodal, você ficará em equilíbrio sob apenas uma perna, por 30 segundos em duas condições: olhos abertos e olhos fechados. No MiniBESTest você será convidado(a) a realizar algumas ações tanto estáticas como em movimento. A última avaliação será o teste de força de membros inferiores onde será utilizado um dinamômetro. Sendo assim, precisamos prepará-lo(a) para os testes, pedindo para que você vista um traje confortável, de sua escolha e fique descalço(a). Nos testes descritos há o risco de você se sentir envergonhado(a) por não conseguir realizar os testes. Também há o risco de desequilíbrio, no teste de apoio de apoio em uma perna, em que você será solicitado(a) para ficar postado(a) em apenas um pé. Se você se sentir constrangido(a), garantimos que os testes serão realizados em um local reservado e conduzidos por um avaliador experiente. Durante o teste de equilíbrio, sempre haverá alguém ao seu lado para auxiliá-lo(a) na recuperação da estabilidade. Além disso, quando você estiver realizando o teste da estabilimetria haverá um tablado ao redor da plataforma de força para fornecer um suporte adicional, caso ocorra algum desequilíbrio. O avaliador estará próximo a você para evitar qualquer incidente, como uma possível queda. Gostaríamos de esclarecer que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Informamos ainda que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa, e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. As informações obtidas durante a avaliação serão mantidas com os pesquisadores e não serão disponibilizadas a nenhuma pessoa que não seja do grupo de estudo. No entanto, você terá pleno acesso, a qualquer momento, às suas informações coletadas. Pelo fato de o grupo de pesquisadores estarem realizando um estudo científico, necessitamos divulgá-la em eventos e revistas científicas. Quando isso ocorrer, não será identificado nenhum participante da pesquisa, ou seja, será assegurado o anonimato. Será assegurada a confidencialidade das suas informações pessoais. A participação nesta pesquisa não implica nenhum gasto para você e também não podemos oferecer nenhuma compensação financeira. Caso você tenha mais dúvidas ou necessite maiores esclarecimentos, pode nos contatar nos endereços abaixo ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa da UEM, cujo endereço consta deste documento. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue a você. Além da assinatura nos campos específicos pelo pesquisador e por você, solicitamos que sejam rubricadas todas as folhas deste documento. Isto deve ser feito por ambos (pelo pesquisador e por você, como participante da pesquisa ou responsável pelo participante da pesquisa) de tal forma a garantir o acesso ao documento completo.

Eu,.....(nome por extenso do participantes da pesquisa)
 declaro que fui devidamente esclarecido e concordo em participar VOLUNTARIAMENTE da
 pesquisa coordenada pelo Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá.

Assinatura ou impressão datiloscópica _____ Data:.....

Eu,.....(nome do pesquisador ou do membro da equipe que aplicou o TCLE), declaro que forneci todas as informações referentes ao projeto de pesquisa supra-nominado.

_____ Data:.....
Assinatura do pesquisador ou do membro da equipe

Qualquer dúvida com relação à pesquisa poderá ser esclarecida com os seguintes pesquisadores, conforme o endereço abaixo:

Pesquisador Responsável:

1- Nome: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá (orientador) Telefone: (44) 3011-1347
Endereço Completo: Departamento de Educação Física – UEM
e-mail: ppdepra@uem.br

2- Nome: Andria Watanabe de Godoy Telefone: (44) 9 9923-8921
Endereço Completo: Rua Visconde de Nacar, 84 – Zona 04 – Maringá-Pr
e-mail: pg405222@uem.br

Qualquer dúvida com relação aos aspectos éticos da pesquisa poderá ser esclarecida com o Comitê Permanente de Ética em Pesquisa (COPEP) envolvendo Seres Humanos da UEM, no endereço abaixo:

COPEP/UEM - Universidade Estadual de Maringá.
Av. Colombo, 5790. Campus Sede da UEM.
Bloco 35-PPG, sala 4.
Horário de Atendimento: 08:00-11:30 e 14:00-17:00
CEP 87020-900. Maringá-Pr.
Tel.: (44) 3011-4444 / 3011-4597 (WhatsApp)
E-mail: copep@uem.br

Folha 2-2

Anexo C: Ficha de coleta de dados

	UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ/UEM DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA LABICOM - Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor
---	--

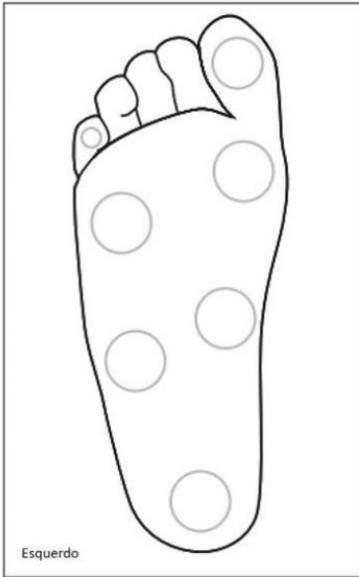
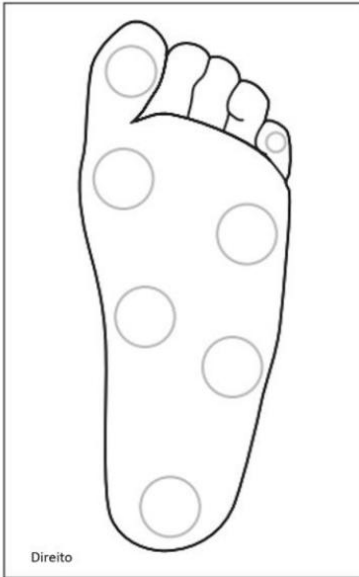
FICHA DE DADOS DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

Nome:		☐ Masculino ☐ Feminino	
Data de Nascimento: ____/____/____		Idade:	
Massa Corporal: _____ Kg		Estatura: _____ m	
Qual é o seu lado dominante:	☐ Destro	☐ Canhoto	☐ Ambidestro
	Esquerdo	Direito	
Comprimento do Pé (cm)			
Largura do Pé (cm)			
Você apresenta atualmente alguma lesão que o impeça de realizar os testes?		☐ Sim	☐ Não

AVALIAÇÃO DO RISCO DE QUEDAS EM IDOSOS
Questão Descrição dos itens / questões
1. No último mês você tem sentido (pode marcar mais de uma resposta): a) Tontura quando está em pé ou caminhando b) Fraqueza em todo corpo c) Fraqueza só nos braços d) Fraqueza só nas pernas e) Dificuldade de caminhar f) Cansaço ou esgotamento
2. No último ano, você acha que sua força diminuiu para fazer coisas simples, como, por exemplo, para subir escadas ou degraus, abrir potes, carregar sacolas de compras, limpar ou arrumar a casa? () Sim () Não
3. Você acha que seu modo de caminhar está mais devagar no último ano se comparado com o ano anterior? () Sim () Não
4. Quando você caminha precisa usar algum tipo de apoio ou ajuda (por exemplo: bengala, muleta, ajuda de alguma pessoa)? () Sim () Não
5. Você pratica algum exercício físico regular, como, por exemplo: caminhadas, andar de bicicleta, academia, ginástica, jogar futebol, vôlei, por pelo menos 2 vezes na semana por, no mínimo, 30 minutos a cada dia? () Sim () Não
Em caso afirmativo da questão 5, o respondente é questionado por quanto tempo ele pratica exercício físico regular.
5.1 Há quanto tempo você faz esse exercício regularmente (ou seja, sem ter parado por nenhum período)? a) Menos de 1 ano b) De 1 a 2 anos c) 2 a 3 anos d) 3 a 5 anos e) Mais de 5 anos
6 Você acha que sua capacidade de fazer as tarefas do dia a dia, como, por exemplo, caminhar, subir uma lomba, arrumar a casa, diminuiu quando você compara ao ano anterior? () Sim () Não
7. No último ano, você emagreceu ou as roupas ficaram folgadas sem mexer na quantidade de comida que você come? () Sim () Não
Em caso afirmativo na questão 7, o sujeito é questionado quantos quilos perdeu.
7.1. a) Perdeu por volta de 1kg a 3kg b) Mais de 3kg
8. No último ano você caiu (teve uma queda)? () Sim () Não

Em caso de resposta afirmativa na questão 8, abrem-se mais quatro questões referente à queda. Em caso negativo, o questionário está encerrado.
8.1. Quantas quedas ocorreram neste período (último ano)? a) 1 vez b) 2 vezes c) 3 vezes d) Mais de 3 vezes
8.2. Onde você estava quando caiu (pode marcar mais de uma resposta caso tenha tido mais de uma queda): a) Em casa (quarto, banheiro, cozinha e sala) b) No quintal de casa (pátio e jardim) c) Na rua (calçada, meio-fio, na calçada escorregadia, no seu trabalho, no clube, na academia)
8.3. Como aconteceu sua queda (pode marcar mais de uma resposta caso tenha tido mais de uma queda), você: a) Estava em pé e caiu b) Estava caminhando e caiu c) Estava caminhando, pisou em falso e caiu d) Caiu da escada e) Caiu da cadeira (já estava sentado e caiu ou foi se sentar e caiu) f) Outro
8.4. Por causa da queda você (pode marcar mais de uma resposta): a) Não teve consequência b) Teve que se hospitalizar c) Teve alguma fratura (quebradura) d) Sua caminhada ficou ruim depois da queda (tombo) e) Ficou permanentemente (para sempre) com dificuldade para fazer coisas do dia a dia, como pentear o cabelo, vestir-se, tomar banho ou comer sozinho f) Não conseguiu mais fazer as coisas sozinho, como, por exemplo: lavar louça, arrumar a casa, fazer as compras, fazer sua comida, atender a porta, pegar uma condução (ônibus ou carro) g) Tem medo de cair de novo h) Fica nervoso para fazer as atividades do dia a dia por medo de cair de novo

TESTE DE APOIO UNIPODAL (TAU)				
UNIPODAL	Máx. 30 s	1°	2°	3°
() PÉ DIREITO	OLHOS ABERTOS			
() PÉ ESQUERDO	OLHOS FECHADOS			
DINAMOMETRIA (QUILOGRAMA-FORÇA)				
CONTRAÇÕES (3 a 5s)	1°	2°	3°	
Intervalo 1 a 2 min				
ESTABILOMETRIA				
Taxa 500hz	60 s	BIPODAL	OLHOS ABERTOS	OLHOS FECHADOS
1° Coleta	Deslocamento total (cm)			
	Amplitude AP (cm)			
	Amplitude ML (cm)			
	Área (cm²)			
	Ângulo médio de oscilação (°)			
	Velocidade AP (cm/s)			
	Velocidade ML (cm/s)			
2° Coleta	Deslocamento total (cm)			
	Amplitude AP (cm)			
	Amplitude ML (cm)			
	Área (cm²)			
	Ângulo médio de oscilação (°)			
	Velocidade AP (cm/s)			
	Velocidade ML (cm/s)			
3° Coleta	Deslocamento total (cm)			
	Amplitude AP (cm)			
	Amplitude ML (cm)			
	Área (cm²)			
	Ângulo médio de oscilação (°)			
	Velocidade AP (cm/s)			
	Velocidade ML (cm/s)			

SENSIBILIDADE PLANTAR	
Plantar  Esquerdo  Direito	
Último filamento sensível em todos os pontos	

MINIBESTest

Os indivíduos devem ser testados com sapatos sem salto ou sem sapatos nem meias. Se o indivíduo precisar de um dispositivo de auxílio para um item, pontue aquele item em uma categoria mais baixa. Se o indivíduo precisar de assistência física para completar um item, pontue na categoria mais baixa (0) para aquele item.

1. SENTADO PARA DE PÉ

- (2) Normal: Passa para de pé sem a ajuda das mãos e se estabiliza independentemente
 (1) Moderado: Passa para de pé na primeira tentativa COM o uso das mãos
 (0) Grave: Impossível levantar de uma cadeira sem assistência - OU - várias tentativas com uso das mãos

2. FICAR NA PONTA DOS PÉS

- (2) Normal: Estável por 3 s com altura máxima
 (1) Moderado: Calcanhares levantados, mas não na amplitude máxima (menor que quando segurando com as mãos) OU instabilidade notável por 3 s
 (0) Grave: ≤ 3 s

3. DE PÉ EM UMA PERNA

Esquerdo

Tempo (em segundos) Tentativa 1: _____.
 Tentativa 2: _____.

- (2) Normal: 20 s
 (1) Moderado: <20 s
 (0) Grave: Incapaz

Direito

Tempo (em segundos) Tentativa 1: _____.
 Tentativa 2: _____.

- (2) Normal: 20 s
 (1) Moderado: <20 s
 (0) Grave: Incapaz

4. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - PARA FRENTE

- (2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo (segundo passo para realinhamento é permitido)
 (1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
 (0) Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

5. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - PARA TRÁS

- (2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo
 (1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
 (0) Grave: Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

6. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - LATERAL

Esquerdo

- (2) Normal: Recupera independentemente com um passo (cruzado ou lateral permitido)
 (1) Moderado: Muitos passos para recuperar o equilíbrio
 (0) Grave: Cai, ou não consegue dar passo

Direito

- (2) Normal: Recupera independentemente com um passo (cruzado ou lateral permitido)
 (1) Moderado: Muitos passos para recuperar o equilíbrio
 (0) Grave: Cai, ou não consegue dar passo

7. OLHOS ABERTOS, SUPERFÍCIE FIRME (PÉS JUNTOS)

(Tempo em segundos: _____)

- (2) Normal: 30 s
 (1) Moderado: <30 s
 (0) Grave: Incapaz

8. OLHOS FECHADOS, SUPERFÍCIE DE ESPUMA (PÉS JUNTOS) (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: 30 s
- (1) Moderado: <30 s
- (0) Grave: Incapaz

9. INCLINAÇÃO - OLHOS FECHADOS (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: Fica de pé independentemente 30 s e alinha com a gravidade
- (1) Moderado: Fica de pé independentemente <30 s OU alinha com a superfície
- (0) Grave: Incapaz de ficar de pé >10 s OU não tenta ficar de pé independentemente

10. MUDANÇA NA VELOCIDADE DA MARCHA

- (2) Normal: Muda a velocidade da marcha significativamente sem desequilíbrio
- (1) Moderado: Incapaz de mudar velocidade da marcha ou desequilíbrio
- (0) Grave: Incapaz de atingir mudança significativa da velocidade E sinais de desequilíbrio

11. ANDAR COM VIRADAS DE CABEÇA - HORIZONTAL

- (2) Normal: realiza viradas de cabeça sem mudança na velocidade da marcha e bom equilíbrio
- (1) Moderado: realiza viradas de cabeça com redução da velocidade da marcha
- (0) Grave: realiza viradas de cabeça com desequilíbrio

12. ANDAR E GIRAR SOBRE O EIXO

- (2) Normal: Gira com pés próximos, RÁPIDO (≤ 3 passos) com bom equilíbrio
- (1) Moderado: Gira com pés próximos, DEVAGAR (≥ 4 passos) com bom equilíbrio
- (0) Grave: Não consegue girar com pés próximos em qualquer velocidade sem desequilíbrio

13. PASSAR SOBRE OBSTÁCULOS

- (2) Normal: capaz de passar sobre as caixas com mudança mínima na velocidade e com bom equilíbrio
- (1) Moderado: passa sobre as caixas, porém as toca ou demonstra cautela com redução da velocidade da marcha
- (0) Grave: não consegue passar sobre as caixas OU hesita OU contorna

14. "GET UP & GO" CRONOMETRADO (ITUG) COM DUPLA TAREFA (*TUG: _____s; TUG dupla tarefa _____s*)

- (2) Normal: Nenhuma mudança notável entre sentado e de pé na contagem regressiva e nenhuma mudança na velocidade da marcha no TUG
- (1) Moderado: A tarefa dupla afeta a contagem OU a marcha
- (0) Grave: Para de contar enquanto anda OU para de andar enquanto conta

Resultado: _____