



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DO SUDOESTE DA BAHIA**  
**DEPARTAMENTO DE SAÚDE 1 – DS1**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENFERMAGEM E SAÚDE**

**ANÁLISE DA MASSA MUSCULAR, PARÂMETROS FUNCIONAIS E**  
**INFLUÊNCIA DO ESTÍMULO CUTÂNEO ADICIONAL SOBRE**  
**O CONTROLE POSTURAL DE IDOSAS**

**CLAUDINEIA MATOS DE ARAUJO**

**JEQUIÉ-BA**

**2021**

**CLAUDINEIA MATOS DE ARAUJO**

**ANÁLISE DA MASSA MUSCULAR, PARÂMETROS FUNCIONAIS E  
INFLUÊNCIA DO ESTÍMULO CUTÂNEO ADICIONAL SOBRE  
O CONTROLE POSTURAL DE IDOSAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde da Universidade Estadual do sudoeste da Bahia, como requisito para obtenção do Título de Doutora, área de concentração em Saúde Pública.

**LINHA DE PESQUISA:** Vigilância à Saúde

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. Marcos Henrique Fernandes

**JEQUIÉ-BA**

**2021**

A663a Araújo, Claudineia Matos de.

Análise da massa muscular, parâmetros funcionais e influência do estímulo cutâneo adicional sobre o controle postural de idosas / Claudineia Matos de Araújo.- Jequié, 2021.

109f.

(Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia - UESB, sob orientação do Prof. Dr. Marcos Henrique Fernandes)

1.Controle postural 2.Propriocepção 3.Idosas 4.Quedas I.Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia II.Título

## FOLHA DE APROVAÇÃO

**ARAÚJO, Claudineia matos. Análise da massa muscular, parâmetros funcionais e influência do estímulo cutâneo adicional sobre o controle postural de idosas.** 2021.  
Tese [Doutorado]. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, área de concentração em Saúde Pública. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Jequié-BA, 2021.

### BANCA EXAMINADORA



**Prof. Dr. Marcos Henrique Fernandes**

Doutor em Ciências da Saúde  
Professor Pleno da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia  
Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde  
Orientadora e Presidente da Banca Examinadora



**Prof. Dr. Cezar Augusto Casotti**

Doutor em Odontologia Preventiva e Social  
Professor Adjunto da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia  
Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde



**Prof. Dr. Rafael Pereira de Paula**

Doutor em Engenharia Biomédica  
Professor Adjunto da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia  
Programa Multicêntrico de Pós-Graduação em Ciências Fisiológicas da Sociedade Brasileira de Fisiologia (SBFis - UFBA/IMS)



**Prof. Dr. Raildo da Silva Coqueiro**

Doutor em Ciências Fisiológicas  
Professor Titular da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física (UESB/UESC)



**Prof. Dr. Jair Sindra Virtuoso Júnior**

Doutor em Ciências da Saúde  
Professor Associado II da Universidade Federal do Triângulo Mineiro  
Programa de Pós-Graduação em Atenção à Saúde

**Jequié/BA, 16 de setembro de 2021.**

*Dedico este trabalho ao meu avô Isaias, maior inspiração pelo amor a Geriatria, aos meus grandes pais José Moacyr e Maria Ivanise, a minha filha amada Lis Maria e meu amado esposo Vinícius! Para vocês, com todo meu amor!*

## AGRADECIMENTOS

À Deus, por ter guiado meu caminho, me fortalecendo diariamente, me dando sabedoria durante toda caminhada percorrida, aumentando e renovando minha fé.

Aos meus pais, exemplos de amor e fé, que mesmo distantes fisicamente sempre estiveram presentes me apoiando, incentivando e colocando meus objetivos nas orações.

Ao meu avô, por me mostrar o verdadeiro sentido do amor e da vida.

À minha filha, por todo incentivo, compreensão e amor colocado em cada atitude e palavra de confiança.

Ao meu esposo, por todo apoio, companheirismo, amor e incentivo diário.

Aos meus irmãos, familiares e amigos por compartilharem momentos inesquecíveis durante essa trajetória e na minha vida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcos Henrique Fernandes, pela confiança, amizade, disponibilidade, sugestões e acompanhamento para realização e consolidação desse estudo.

A minha colega de projeto e amiga, Ludmila Schettino, pela amizade, parceria, companheirismo, empenho e ajuda para que as coisas se tornassem mais leves e prazerosas.

Ao meu colega de projeto e amigo Claudio Henrique, pela parceria e empenho nas coletas.

Aos meus amigos de turma do Doutorado, pelas experiências, convivência e aprendizados.

Ao Prof. Dr. Rafael Pereira, por todo apoio, disponibilidade e contribuições.

Ao Grupo de Pesquisa em Fisiologia Neuromuscular (GPFN) e Núcleo de Estudos em Epidemiologia do Envelhecimento (NEPE) por todo apoio e conhecimentos compartilhados.

As coordenadoras dos Grupos de Convivência da Terceira Idade e idosas participantes do estudo pelo carinho, disponibilidade, incentivo e colaboração.

A banca de defesa de qualificação e de tese, pelas importantes contribuições necessárias para o aprimoramento do estudo.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde que muito contribuíram com a minha formação.

A todos que contribuíram para a concretização deste estudo. Meus sinceros agradecimentos...

“O Senhor é minha força e o meu escudo; Nele o meu coração confia, e dele recebo ajuda. Meu coração exulta de alegria, e com meu cântico lhe darei graça”

Salmo 28:7

## RESUMO

ARAÚJO, Claudineia Matos. **Análise da massa muscular, parâmetros funcionais e influência do estímulo cutâneo adicional sobre o controle postural de idosas.** 2021. 109 f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Jequié, Bahia, 2021.

Este estudo tem como objetivo descrever a variabilidade entre indivíduos, das medidas de espessura muscular (EM) de músculos do braço, coxa e perna, obtidos por ultrassom (US) e obter uma equação para predição de medidas de EM, a partir de medidas de circunferência de membros; comparar o desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda entre idosas com baixo e alto risco de quedas; e comparar os parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas, antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica aplicada sobre o tornozelo. Tratou-se de um ensaio clínico e um estudo transversal com 72 idosas ( $74.5 \pm 8.5$  anos) voluntárias submetidas a condição experimental com a fita adesiva elástica aplicada sobre o tornozelo. Foram realizadas avaliações estabilométricas pré e pós imediato o protocolo de intervenção. As variáveis estudadas foram: equilíbrio (Escala de Equilíbrio de Berg), mobilidade funcional (Time Up and Go Test-TUG), distribuição das pressões plantares (Baropodômetro Eletrônico Footwork Pro®), força dos membros inferiores com o teste “levantar e sentar de uma cadeira”, locomoção com o teste de caminhada e de caminhar 3m de costas (TCC3m), medidas de EM do braquial (Br), bíceps braquial, vasto lateral, reto femoral, flexores do cotovelo (FC), extensores do joelho (EJ), aferição das medidas da circunferência de cintura e circunferência de braço (CB). A medida da EM dos flexores do cotovelo (FC) apresentou menor coeficiente de variação (15.9%) e do Br teve maior coeficiente (24.3%), e as medidas de circunferência foram associadas às de EM com coeficientes de determinação ( $R^2$ ), ajustados pela idade, de 0.268 (FC) e 0.173 (EJ) na predição da espessura. O grupo com alto risco de quedas foi significativamente mais velho que o de baixo risco e apresentou desempenho significativamente pior (média de diferença = 1.54 [95% CI: 0.21 a 2.85];  $p = 0.024$ ). O TCC3m apresentou diferença estatística entre os grupos e potencial para diferenciar idosas mais propensas a queda. Foi observado diferença significativa entre os grupos nos parâmetros distância da oscilação total (DOT) e a área de deslocamento do centro de pressão (AREA) apenas na condição olho aberto (AO) ( $p < 0.05$ ). A média das diferenças e seus respectivos IC 95% indicaram uma pequena magnitude de efeito, estando os limites do IC muito próximos do valor zero. Dessa forma, conclui-se que as medidas de EM dos FC apresentaram menor variabilidade inter indivíduos, podendo explicar melhor ajuste do modelo de equação para predição da EM de FC a partir da CB, já os testes como caminhar 6m e TUG mostraram potencial para este propósito, embora limitados em relação ao TCC3m, além disso, o estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica mostrou probabilidade de benefício fraco a moderado para melhora na avaliação do controle postural de idosas com alto risco de quedas, quando comparado a idosas com baixo risco de quedas.

Descritores: Controle postural. Propriocepção. Idosas. Quedas



## ABSTRACT

ARAÚJO, Claudineia Matos. **Analysis of muscle mass, functional parameters and the influence of additional skin stimulation on postural control in elderly women.** 2021. 109 p. Thesis (Doctorate)– Graduate Program in Nursing and Health, State University of Southwest Bahia (UESB), Jequié, Bahia, 2021.

This study aims to describe the variability between individuals, of muscle thickness measures (MT) of muscles of the arm, thigh, and leg obtained by ultrasound (US) and to obtain an equation for MT prediction, from limbs circumference measures; to compare the performance in different predictor functional tests of falls between elderly women with low and high risk of falls; and to compare the stabilometric parameters between elderly women with low and high risk of falls, before, and immediately after (acute effect) the application of additional skin stimulus with elastic bandage applied on the ankle. Clinical trial with 72 volunteers elderly women ( $74.5 \pm 8.5$  years) subjected to experimental condition with elastic bandage applied to ankle. Stabilometric evaluations carried before and after the intervention protocol. The variables studied were: balance (Berg Balance Scale), functional mobility (Time Up and Go Test-TUG), distribution of the plantar pressures distribution (Footwork Pro® Electronic Baropodometer), lower limb strength with the “sit-to-stand test, locomotion with the walk test and Three-Minutes backward Walk (3MBWT), MT measures of the brachial (Br), biceps brachii, vastus lateralis, rectus femoris, elbow flexors (EF), knee extensors (KE), measurements of waist circumference and arm circumference (AC). The MT measure of the elbow flexors (EF) presented lowest coefficient of variation (15.9%) and the Br had the highest coefficient (24.3%), and the circumferences measures was associated with those of MT with coefficients of determination ( $R^2$ ), age-adjusted, 0.268 (EF) and 0.173 (KE) in the thickness prediction. The group of high risk of falls was significantly older than the low-risk group and performs significantly worse (mean difference = 1.54 [95% CI: 0.21 to 2.85];  $p = 0.024$ ). The 3MBWT showed statistical difference between groups and potential to differentiate elderly women more prone to falls. Significant difference observed between the groups in the parameters of total displacement of the oscillation (DOT) and the displacement area of the pressure center (AREA) only in the open eye condition (OE) ( $p < 0.05$ ). The mean of the differences and their respective 95% CI indicated a small magnitude of effect with the CI limits very close to the zero value. Therefore, it was concluded that the MT measures of the EF presented less inter-individual variability, may explain the better fit of the equation model for prediction of the MT of EF from AC, already the tests like as walking 6m and TUG showed potential for this purpose, although limited with respect to the 3MBWT, in addition, the skin stimulus with elastic bandage showed probability of weak to moderate benefit to improve the assessment of postural control in elderly women at high risk of falls, when compared to elderly women with low risk of falls.

Descriptors: Postural control. Proprioception. Elderly women. Falls

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> - Plataforma Piezoelétrica.....	28
---	----

## LISTA DE TABELAS

### Artigo 1

**Tabela 1** - Parâmetros estatísticos descritivos das medidas de espessura muscular.....40

**Tabela 2** - Parâmetros estatísticos descritivos das medidas de circunferência de membros.....40

**Tabela 3** - Parâmetros estatísticos obtidos no modelo de regressão linear aplicado para prever as medidas de espessura muscular a partir de medidas de circunferência de membros em idosas.....41

### Artigo 2

**Tabela 1** - Descrição da amostra, com dados apresentados em frequência absoluta e relativa [n (%)].....56

**Tabela 2** - Análise inferencial e bayesiana para comparação das variáveis estudadas entre mulheres idosas estratificadas de acordo Escala de Equilíbrio de Berg (ponto de corte  $\geq 50$  pontos).....57

### Artigo 3

**Tabela 1** - Descrição da amostra. Dados apresentados em frequência absoluta e relativa [n(%)].....73

**Tabela 2** - Análise inferencial e bayesiana para comparação das variáveis estudadas entre mulheres idosas estratificadas de acordo Escala de Equilíbrio de Berg (ponto de corte  $\geq 50$  pontos) .....74

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>AGRUTTI</b>	Grupo de Convivência e Universidade Aberta com a Terceira Idade
<b>AREA</b>	Área de Oscilação
<b>BA</b>	Olhos Abertos
<b>BB</b>	Bíceps Braquial
<b>BBS</b>	Escala de Equilíbrio de Berg
<b>BF</b>	Olhos Fechados
<b>BF<sub>10</sub></b>	Bayes factor
<b>Br</b>	Braquial
<b>CB</b>	Circunferência de Braço
<b>CC</b>	Circunferência de Cintura
<b>COP</b>	Centro de Oscilação de Pressão
<b>COPap</b>	Centro de Oscilação de Pressão ântero-posterior
<b>COPml</b>	Centro de Oscilação de Pressão médio-lateral
<b>CP</b>	Centro de Pressão
<b>CV</b>	Coeficiente de Variação
<b>DOT</b>	Deslocamento da Oscilação Total
<b>DP</b>	Desvio Padrão
<b>EJ</b>	Extensores do Joelho
<b>EM</b>	Espessura Muscular
<b>FC</b>	Flexores do Cotovelo
<b>H<sub>0</sub></b>	Hipótese Nula
<b>H<sub>1</sub></b>	Hipótese Alternativa
<b>IC</b>	Intervalo de Confiança
<b>KT</b>	Kinesio® Tex
<b>KTAI</b>	KT Association International
<b>LS5</b>	Teste “levantar e sentar de uma cadeira”
<b>MEEM</b>	Mini-exame do Estado Mental

<b>OMS</b>	Organização Mundial de Saúde
<b>R<sup>2</sup></b>	Coeficientes de Determinação
<b>REBEC</b>	Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos
<b>RF</b>	Reto Femoral
<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>SPSS</b>	Statistical Package for the Social Sciences
<b>TC6m</b>	Teste de caminhada de 6m
<b>TCC3m</b>	Teste de caminhar 3m de costas
<b>TUGT</b>	Time Up and Go Test
<b>UA</b>	Apoio Unipodal com Olhos Abertos
<b>UESB</b>	Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia
<b>UF</b>	Apoio Unipodal com Olhos Fechados
<b>US</b>	Ultrassonografia
<b>USD</b>	Ultrassom Diagnóstico
<b>VL</b>	Vasto Lateral

## SUMÁRIO

<b>1.INTRODUÇÃO.....</b>	15
<b>2.OBJETIVOS.....</b>	18
<b>3.FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	19
3.1 Controle postural.....	19
3.2 Envelhecimento, controle postural e quedas.....	20
3.3 Estabilometria.....	21
3.4 Fita adesiva elástica.....	22
<b>4.MÉTODOS.....</b>	23
4.1 Tipo de estudo.....	23
4.2 Local do estudo.....	23
4.3 Amostra.....	24
4.4 Instrumento de Coleta de dados.....	24
4.5 Procedimentos de Coleta de dados .....	30
4.6 Procedimentos estatísticos.....	31
4.7 Aspectos éticos.....	33
<b>5. RESULTADOS.....</b>	33
5.1 Artigo 1.....	34
5.2 Artigo 2.....	48
5.3 Artigo 3.....	66
<b>6.CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	83
<b>REFERENCIAS.....</b>	84
<b>APÊNDICES.....</b>	92
APÊNDICE A: Instrumento de Coleta de dados.....	91
APÊNDICE B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	102
<b>ANEXOS.....</b>	104
ANEXO A- Parecer Comitê de Ética em Pesquisa.....	105

## 1.INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional é um fenômeno mundial, decorrente da diminuição da taxa de natalidade, queda dos níveis de fecundidade, aumento na expectativa de vida, progresso tecnológico e acessibilidade no âmbito da saúde (FOCHEZATTO et al, 2020), sendo caracterizado por diversas alterações morfuncionais sistêmicas que ocorrem de forma progressiva, especialmente as alterações músculoesqueléticas e uma predisposição ao decréscimo da capacidade de discriminação somato-sensorial que podem levar à diminuição do controle postural, podendo está associado a limitações na realização de atividades diárias e quedas (EVANS, 2011; NASCIMENTO; PATRIZZI; OLIVEIRA, 2012)

Assim, a propriocepção desempenha papel importante em estabelecer o equilíbrio do corpo na postura estática, uma vez que o sistema propioceptivo é composto por receptores que percebem a posição e a velocidade de todos os segmentos corporais, seu contato com objetos externos, inclusive o chão, e a orientação da gravidade. É uma modalidade sensorial formada por mecanorreceptores, que são receptores localizados em músculos e em órgão neurotendinosos com função de discriminar a informação temporal e espacial sobre a pressão de contato nos pés e na percepção da oscilação e da postura (NASCIMENTO; PATRIZZI; OLIVEIRA, 2012).

Desta forma, o controle postural é um processo que depende da integração do sistema vestibular, visual e propioceptivo, comandos centrais, respostas neuromusculares, força muscular e tempo de reação, envolvendo a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta, sendo essencial para a execução de atividades da vida diária e para a prática de atividade física (SILVA et al., 2010; GRUNDSTROM et al., 2012). A manutenção do equilíbrio corporal depende da integração sensório motora realizada pelo sistema nervoso central (SNC), visto que as informações sensoriais advindas de receptores localizados na pele, articulações e músculos (i.e., propioceptores), do aparelho vestibular e da visão são integradas no SNC, que por sua vez origina os comandos para os músculos posturais, visando ajustes adequados nas articulações envolvidas na manutenção da postura (DUARTE & FREITAS, 2010).

O envelhecimento pode evidenciar mudanças nos níveis antropométrico e muscular, diminuição da agilidade, coordenação, equilíbrio, flexibilidade, mobilidade articular e aumento na rigidez de cartilagem, tendões e ligamentos, além do declínio das funções orgânicas, com alterações na composição corporal, destacando-se uma diminuição da massa óssea e muscular,

com redução no número e tamanho das fibras musculares tipo II, sendo estimado que a partir dos 40 anos ocorra perda de uma média de 5% de massa muscular a cada década, podendo aumentar após os 65 anos, particularmente nos membros inferiores, tendo-se observado que a perda quantitativa da área transversal muscular pode contribuir para a diminuição da força muscular (RIKKONEN et al., 2012).

Essas alterações musculares podem ser observadas através do uso do ultrassom (US) como método válido para obter medidas de espessuras musculares (EM), além de ser um método de menor custo e maior inocuidade, não invasivo e que não expõe o avaliado à radiação. A confiabilidade da medida parece estar sujeita a algumas variáveis, como a resolução do equipamento, a identificação precisa dos sítios anatômicos e a experiência do ultrassonografista, além de variáveis individuais, como o adequado relaxamento da musculatura a ser monitorada.

Assim, a US pode ser empregada na monitoração das modificações na massa muscular decorrentes dos efeitos de programas de exercícios voltados à promoção da saúde, sendo que a medida da EM tem sido frequentemente utilizada em investigações afim de avaliar adaptações musculares em resposta a diferentes protocolos de treinamento (GOMES et al., 2010; RADAELLI et al., 2011), embora não se tem resultados da variabilidade entre indivíduos das medidas da espessura muscular (EM) de músculos dos membros superiores (MMSS) e inferiores (MMII), obtidos através do US e de uma equação para predição de medidas de EM, a partir de medidas de circunferência de membros, especialmente na população idosa.

Nesse contexto, além das alterações musculares, as morfofuncionais e sistêmicas podem resultar na perda da capacidade funcional, devido declínio do desempenho no sistema de controle postural, ocasionando limitações na realização de algumas atividades da vida diária do idoso (SILVA et al., 2008; EVANS, 2011; MAIA, 2011), distúrbios do equilíbrio, e quedas (PAJALA et al., 2008). Assim, a aplicação de fitas adesivas sobre o tendão do calcâneo (i.e., a face posterior da articulação do tornozelo) pode melhorar o controle postural, por proporcionar estímulo cutâneo adicional para o ajuste postural realizado pelo sistema nervoso (THEDON et al., 2011; KUNZLER et al., 2013), as quais são utilizadas por profissionais de saúde com formação em diversas áreas, sendo reportadas como bandagem elástica, taping ou kinesio taping (HWANG-BO & LEE, 2011).

Fitas adesivas elásticas, quando aplicadas sobre a pele, proporcionam tensão de tração devido sua propriedade elástica, gerando input sensorial (i.e., o fluxo de informações sensoriais direcionadas ao sistema nervoso central), o qual é usado pelo SNC para controle do movimento e da postura e apresentam a vantagem de ser resistente à água, de modo que não perdem a



aderência com a transpiração (KUMBRINK, 2012). Além disso, podem proporcionar estímulo cutâneo mais intenso, por manter um nível tensional maior, podendo ser mais eficiente, no que se refere à melhora da integração sensório motora e, por sua vez, do controle postural.

Diante da considerável prevalência da redução da massa muscular e alterações no controle postural entre idosas, esse estudo se justifica pela necessidade do desenvolvimento de estratégias de intervenção de baixo custo e fácil aplicabilidade que consigam analisar a variabilidade da espessura muscular e a predição de medidas de EM para braço, coxa e perna, a partir de medidas de circunferência de membros na população idosa, afim de que possam ser utilizadas na prática clínica para uma detecção precoce de possíveis alterações na massa muscular.

No entanto, apesar do amplo conhecimento acerca do controle postural especialmente na população idosa, não se tem resultados da comparação de testes funcionais preditores de quedas e massa muscular de MMSS e MMII entre idosas com baixo e alto risco de quedas, nem de comparações diretas dos parâmetros estabilométricos e intervenções com o uso de estímulos sensoriais adicional antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de fitas adesivas elásticas apenas no tornozelo bilateral sobre o controle postural em idosas com baixo e alto risco de quedas.

Desta forma, faz-se necessário avaliar os estímulos multissensoriais com enfoque na estimulação proprioceptiva, afim de que possam melhorar a estabilidade postural e outras habilidades funcionais de indivíduos idosas com baixo e alto risco de cair, com ênfase na prevenção de quedas, assim como verificar se a fita adesiva elástica traz benefícios às respostas sensoriais e funcionais de idosas, e sua eficácia sobre a melhora da sensibilidade, da distribuição da pressão plantar, do equilíbrio postural e da mobilidade funcional dessa população.

## 2. OBJETIVOS

- Descrever a variabilidade entre indivíduos, das medidas de EM do braço e coxa em idosas, obtidos por US, e obter uma equação para predição de medidas de EM para braço, coxa e perna, a partir de medidas de circunferência de membros.
- Comparar o desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda e a massa muscular de membros superiores e inferiores entre idosas com baixo e alto risco de quedas.
- Comparar os parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas, antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica aplicada sobre o tornozelo.

### **3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

#### **3.1 Controle postural**

O controle postural é definido como a habilidade de o indivíduo manter uma orientação postural desejada para a realização de tarefas em situações estáticas ou dinâmicas (TEIXEIRA, 2013). Sendo um aspecto para compreender a capacidade que o ser humano apresenta para exercer suas atividades e manter equilíbrio corporal em situações de equilíbrio estático (repouso) e movimento, quando submetido à estímulos (equilíbrio dinâmico), proporcionando estabilidade e orientação, sendo baseado na orientação dos arranjos dos segmentos corporais provenientes de informações sensoriais de diferentes fontes (AMADIO & SERRÃO, 2007).

Assim, o movimento realizado através das contrações musculares apropriadas ocorre baseado nas informações sensoriais para garantir a posição corporal desejada (WINTER, 1990; GHEZ, 1991; HORAK & MACPHERSON, 1996). Para manter o equilíbrio corporal, as informações integradas provêm do sistema vestibular, visual e somatossensorial, em especial as informações proprioceptivas e cutâneas plantares (EKMAN, 2008), sendo que os ajustes posturais necessários são produzidos pelo sistema nervoso central (SNC), visto que qualquer alteração ou falha de uma destas vias de informação prejudica o recebimento do estímulo pelo SNC, alterando assim sua resposta (LIU et al., 2003).

Essa alteração ou falha pode causar desconfortos ao indivíduo e comprometer e/ou prejudicar a realização de tarefas de vida diária, assim como levar ao risco e/ou ocorrência de quedas quando algum dos sistemas é impedido de recuperar uma perturbação externa (LIU et al., 2003). Assim, perturbações provenientes da realização dos movimentos do corpo e seus segmentos, diminuição da base de sustentação, bem como as forças da gravidade ou relativas à superfície de apoio, tornam a manutenção do controle postural uma habilidade motora complexa (CORDO, 1982; HORAK, 2006).

O sistema nervoso central (SNC) recebe e organiza as informações sensoriais provenientes de todo corpo para determinar a sua posição no espaço. Através das informações visuais, são obtidos dados referentes à posição e movimento da cabeça em relação aos objetos que estão ao redor, fornecendo ao SNC uma referência relativa à verticalidade (HAMILL E KNUTZEN, 2012; HALL, 2013). Durante a manutenção da postura ereta estática, a oscilação corporal aumenta quando a informação visual não está disponível, assim, a visão atua como

fonte de informação sensorial que propicia melhora do desempenho do sistema de controle postural (KLEINER, 2011)

O sistema vestibular envia ao SNC informações relacionadas à posição e movimento da cabeça em relação às forças da gravidade e inércia. É um dos responsáveis pela orientação espacial do corpo em situações estáticas e dinâmicas, sendo componente determinante para o equilíbrio corporal, assim como o sistema proprioceptivo, que é constituído por receptores tendinosos e musculares, mecanorreceptores articulares e barorreceptores profundos que fornecem informações sensoriais, e informam ao SNC a posição de cada segmento corpóreo, interpreta a atividade dos receptores e fornece ao corpo informações sobre o ambiente, para gerar percepções coerentes e a orientação necessária durante a postura estática ou dinâmica do corpo. Assim, as informações somatossensoriais se relacionam com a posição, movimentos do corpo e as superfícies de apoio, além de enviar dados da relação dos segmentos corporais uns com os outros (MOCHIZUKI & AMADIO, 2006; KLEINER, 2011; HAMILL E KNUTZEN, 2012; HALL, 2013).

### **3.2 Envelhecimento, controle postural e quedas**

Com o envelhecimento, o organismo humano fica sujeito a várias alterações moleculares e celulares que resultam em disfunção progressiva dos sistemas, incluindo os sistemas envolvidos no controle postural do indivíduo, o que aumenta a susceptibilidade para quedas em idosos (CATALÁN et al., 2021).

A queda, por sua vez, é definida pelo contato não intencional com a superfície de apoio, em um nível inferior à posição anterior do indivíduo, sem que exista a intenção. De acordo, OMS (Organização Mundial de Saúde), queda é considerada uma questão de saúde pública, pois, além de danos físicos, também afeta a autonomia do indivíduo e sua qualidade de vida. As quedas em idosos são consequências do somatório de fatores de risco que, em determinados momentos, poderiam ser corrigidos e evitados. Contudo, é importante destacar que esses fatores variam entre os idosos (NASCIMENTO, 2019).

O envelhecimento compromete algumas habilidades do sistema nervoso central (SNC), como os sistemas relacionados com o equilíbrio (visual, vestibular e proprioceptivo) que diminuem sua capacidade de modulação, os quais atuam na manutenção do controle postural, alterando de forma negativa os reflexos adaptativos destes sistemas (JUNIOR e BARELA, 2006; GUCCIONE, 2011), promovendo mudanças no equilíbrio postural e consequentes instabilidades, podendo resultar em quedas. Além de evidenciar mudanças nos níveis antropométrico e neuromuscular, diminuição da agilidade, coordenação, equilíbrio,

flexibilidade, mobilidade articular e aumento na rigidez de cartilagem, tendões e ligamentos (CAMERON, 2008).

Essas alterações que podem acompanhar o envelhecimento, causam mudanças no funcionamento do sistema neuro sensorio-motor, gerando uma perda da eficiência do controle neuromuscular e dos sistemas sensoriais que regulam os ajustes posturais durante períodos de desequilíbrio. Dessa forma, os indivíduos idosos possuem prejuízo na estabilidade postural e são mais susceptíveis as quedas, sendo que cerca de 30% da população idosa sofre uma queda a cada ano (NASCIMENTO, 2019).

O controle postural é essencial para manter o equilíbrio e permitir a realização das atividades de vida diária, mantendo uma vida independente e evitando quedas. Logo, o controle postural pode ser afetado diante de qualquer distúrbio nos sistemas de regulação do equilíbrio, no sistema nervoso central ou no sistema motor e cognitivo, o que inviabiliza os ajustes posturais e aumenta o risco de quedas. (NASCIMENTO, 2019; CATALÁN et al., 2021)

Quando existe associação de doenças ao envelhecimento, o sistema de controle postural ficará ainda mais comprometido (BERG, 1995; WITHNEY, 2003; CHOU, 2006). Assim, deficiências no equilíbrio postural (fisiológicas ou patológicas) podem estar associadas a mudanças no tempo de reação desses sistemas (FRZOVIC, 2000; WOOLACOOT, 2000; HAWK, 2006), que conduzem ao aumento na velocidade de deslocamento do centro de pressão, conduzindo ao aumento do risco de quedas em idosos (CATTANEO, 2002; FINLAYSON, 2006; NILSAGARD, 2009).

Estima-se que a prevalência de queixas relacionadas ao equilíbrio postural ocorra em 85% das pessoas e isso acontece independente da idade, embora é maior na população idosa, uma vez que o envelhecimento afeta componentes relacionados com a manutenção do equilíbrio corporal (BROWN, 2000), diminuindo a capacidade de modulação dos reflexos posturais antecipatórios e compensatórios (FINLAYSON, 2006, WOOLACOOT, 2000).

### **3.3 Estabilometria**

Existem diferentes abordagens que podem ser utilizadas para avaliar e intervir no controle postural, como a estabilometria, que é realizada por meio de uma plataforma que avalia a distribuição do peso corporal nos pés e registra a oscilação do corpo na postura ortostática, no equilíbrio em pé, na posição unipodal e bipodal. É um instrumento que pode contribuir na avaliação de indivíduos com comprometimentos motor, sensorial e proprioceptivo, assim como na avaliação do impacto da aplicação de medidas terapêuticas em indivíduos com esses comprometimentos (SINGLETON et al., 2015).

A estabilometria é uma técnica de registro das oscilações posturais ântero- posteriores e laterais do corpo na qual se utiliza uma plataforma de força vertical conhecida como estabilômetro, que por sua vez mede a força de reação do solo em relação à resultante das forças aplicadas na superfície; sendo a localização desta resultante correspondente ao centro de pressão (CP) (DUARTE & FREITAS, 2010). A plataforma de força tem sido utilizada para análise estabilométrica, visando investigar o efeito de intervenções que modifiquem a integração sensório motora (VUILLERME & PINSULT, 2007).

Assim, com a utilização de uma plataforma de força, pode-se determinar a localização do centro de oscilação de pressão (COP) e a sua evolução temporal, como por exemplo nos deslocamentos ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml). Compreende-se COP como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte, sendo que as variáveis obtidas pelo COP estão relacionadas com a oscilação corporal, e são amplamente utilizadas devido à facilidade instrumental de obtê-las (DUARTE e FREITAS, 2010). Sua avaliação pode ser realizada de diferentes formas, entre elas de olhos abertos e fechados e em diferentes bases de sustentação, como bipodal e unipodal (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003).

### **3.4 Fita adesiva elástica**

A bandagem elástica, taping ou Kinesio® Tex (KT) é uma fita terapêutica elástica não invasiva que se tornou utilizada em todas as etapas do tratamento, prevenção de lesões, reabilitação e melhoria do desempenho. Em 1979, foi apresentado por Kenso Kase, sendo a primeira patente publicada em 1999, e posteriormente surgiram diversas bandagens (RORIZ at al., 2017) .

Em 2007, foi criada a KT Association International (KTAI) e outras marcas comerciais foram associadas, como o certificado Kinesio Taping Practitioner®, o Kinesio® Tex (a fita em si), o método Kinesio Taping® (procedimentos para a aplicação de fita) e o Kinesio Tape® e / ou Kinesio Taping® (uma referência global da fita ou método). O método KT é uma combinação de aplicação de tensão ao longo da fita, colocando o músculo alvo em uma posição de estiramento. Na última década, o KT tornou-se cada vez mais popular e as aplicações foram estendidas a outros campos, desde pediatria à geriatria (RORIZ at al., 2017) .

As propriedades principais atribuídas a bandagem elástica é que são elaboradas fios de polímero elástico, envolto por 100% de fibras de algodão, sem látex, poroso, hipoalergênico, impermeável e com uma cola acrílica ativada pelo calor, oferece diversas opções de cores; não possuem medicamentos na fita; é aplicado com 10% de tensão a um papel de substrato, que

pode ser rasgado, dobrado e removido de maneiras diferentes; a textura e elasticidade tentam imitar o da pele humana permitindo conforto e movimento livre; pode ser estendida na direção longitudinal até 120-140% do seu comprimento original; fornece força de tração (cisalhamento) a pele após a aplicação; pode ser usado continuamente, de 3 a 5 dias, sem perder propriedades (KASE et al., 2003).

De acordo com o método de aplicação da fita adesiva elástica, os principais efeitos terapêuticos são a reeducação da função muscular, uma vez que a fita estimula as fibras musculares e facilita o movimento quando aplicada de proximal para distal (levando em consideração o centro do corpo); fornece estímulo tátil através da pele e mecanorreceptores cutâneos tipo 2, aumentando o recrutamento de unidades motoras; estimula a fáscia, proporcionando maior tensão ao músculo; melhora a troca de fluidos entre a camada tecidual, facilitando a atividade metabólica, drenagem, regeneração e nutrição de feridos e tecidos, como edemas; aumenta a tração na epiderme, levando a melhora do fluxo sanguíneo e transporte linfático na rede subpapilar e vasos profundos da pele, diminuindo o fluido tecidual; melhora da dor, por reduzir os estímulos nociceptivos, uma vez que estimula o neurônios tátil conectando a substância gelatinosa do corno posterior e gera um inibição pré-sináptica que reduz a percepção da dor (HINMAN et al., 2003).

## **4.MÉTODOS**

### **4.1 Tipo de estudo**

O presente estudo é do tipo ensaio clínico quase experimental, este tipo de estudo é capaz de minimizar a influência de fatores de confusão sobre relações de causa-efeito, quando comparados aos demais desenhos, daí sua relevância como fonte de evidências (SOUZA, 2009). Este delineamento não consegue controlar outros fatores que podem ter ocorrido concomitantes à intervenção implantada, e que podem ter contribuído para a mudança no desfecho (ELMER & KAHN, 2014), sendo que há uma intervenção, mas sem grupo controle, o que contempla os resultados do manuscrito 3. Quanto aos resultados dos manuscritos 1 e 2, trata-se de estudo do tipo transversal e analítico.

### **4.2 Local do estudo**

Este estudo foi realizado com as idosas que participam do Grupo de Convivência e Universidade Aberta com a Terceira Idade (AGRUTTI), situada no município de Jequié-BA,

onde foram utilizados os salões paroquiais para as respectivas avaliações e desenvolvimento da intervenção proposta.

### **4.3 Amostra**

O presente estudo contou com um total de 72 idosas voluntárias, participantes de grupos de Convivência de igrejas católicas do município de Jequié-Ba. Para inclusão dos sujeitos na pesquisa foram utilizados como critérios: idade  $\geq$  60 anos e ausência de déficit cognitivo.

Foram excluídas do estudo, idosas que apresentaram alguma doença aguda ou infecção, doenças neurológicas diagnosticadas ou fraturas recentes (últimos três meses) nos membros inferiores ou que utilizavam algum tipo de órtese ou prótese nos membros inferiores, lesões cutâneas nos pés e amputações, ausência de deambulação independente e locomoção com dispositivos auxiliares, diagnóstico de outra doença neurológica que afetasse o padrão de marcha.

Para o rastreio do comprometimento cognitivo foi utilizado o Mini-Exame do Estado Mental (MEEM), versão utilizada no Brasil e adaptada por Bertolucci et al. (1994). Esse instrumento avalia a presença ou não de alterações cognitivas mediante questões tipicamente agrupadas em 7 categorias, cada uma delas desenhada com o objetivo de avaliar “funções” cognitivas específicas: orientação para tempo (5 pontos), orientação para local (5 pontos), registro de 3 palavras (3 pontos), atenção e cálculo (5 pontos), lembrança das 3 palavras (3 pontos), linguagem (8 pontos), e capacidade construtiva visual (1 ponto) (ALMEIDA, 1998).

O escore do MEEM pode variar de um mínimo de 0 ponto, o qual indica o maior grau de comprometimento cognitivo dos indivíduos, até um total máximo de 30 pontos, o qual, por sua vez, corresponde a melhor capacidade cognitiva. Foi considerada ausência de transtorno cognitivo os seguintes valores de corte: 13 para analfabetos; 18 para indivíduos com 1 a 7 anos de escolaridade e 26 para 8 anos ou mais de escolaridade (BERTOLUCCI et al., 1994).

### **4.4 Instrumentos de Coleta de Dados**

Inicialmente foram coletados dados pessoais, sociodemográficos, antropométricos e clínicos. As avaliações estabilométricas foram realizadas pré e pós imediato os protocolos de intervenção, onde a ordem da aplicação da fita elástica foi realizada de forma randomizada entre os voluntários que aceitaram participar da pesquisa.

Para a realização do estudo foi utilizado um questionário composto por seis blocos de informações, dispostos a seguir:



- 1) informações sociodemográficas;
- 2) informações das habilidades cognitivas (MEEM);
- 3) informações de medicamentos/ doenças/ história de quedas;
- 4) avaliação funcional do equilíbrio (Escala de equilíbrio de Berg);
- 5) avaliação das respostas funcionais (medidas de distribuição da pressão plantar, mobilidade funcional, força muscular e locomoção);
- 6) medidas de espessura muscular.

#### **4.4.1 Variáveis sociodemográficas**

Foram avaliadas: idade, estado conjugal, escolaridade, raça/cor autodeclarada, número de filhos, renda familiar mensal e número de dependentes da renda.

#### **4.4.2 Habilidades cognitivas**

Mini-Exame do Estado Mental (MEEM) (BERTOLUCCI et al., 1994), foi descrito no item de critérios de inclusão no presente projeto.

#### **4.4.3 Medicamentos/ doenças/ história de quedas**

Foram avaliadas através do auto-relato, informações baseadas tais como: diagnóstico médico de diabetes mellitus (não/sim), diagnóstico médico de artrose (não/sim), queda nos últimos 12 meses (não/sim), e uso de medicamentos psicotrópicos (não/sim).

#### **4.4.4 Avaliação funcional do equilíbrio**

Foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (Berg Balance Scale-BBS), validado no Brasil, que avalia o equilíbrio baseado em 14 atividades funcionais de vida diária, envolvendo tarefas de controle de equilíbrio estático e dinâmico, as quais incluem sentar, levantar, inclinar-se, entre outras, indicando o equilíbrio do sujeito ao realizar as atividades motoras. As tarefas são agrupadas em: transferências (tarefas 1, 4 e 5), provas estacionárias (tarefas 2, 3, 6 e 7), alcance funcional (tarefa 8), componentes rotacionais (tarefas 9, 10 e 11) e base de sustentação diminuída (tarefa 12, 13 e 14) (BERG et al., 1989; MIYAMOTTO et al., 2004; GAZZOLA et al., 2004).

Cada atividade funcional pode ser pontuada de 0 a 4 pontos, onde zero indica que o indivíduo não foi capaz de executar a tarefa e 4, que o sujeito foi capaz de realizar a tarefa independente, ao final são somados os pontos sendo que a pontuação geral pode variar de 0 (equilíbrio severamente prejudicado) a 56 (melhor desempenho no teste/equilíbrio excelente)

pontos no máximo. Algumas faixas de pontuação da BBS foram propostas para indicar o risco de quedas, com ponto de corte de 45 (igual ou inferior) pontos para alto risco de quedas, entre 46-53 pontos para moderado risco e entre 54-56 pontos para baixo risco de quedas (SHUMWAY-COOK E WOOLACOTT, 2003; MIYAMOTTO et al., 2004). Lusardi et al. (2017), identificaram através de uma metanálise o ponto de corte de 50 pontos no BBS para risco de quedas futuras, por essa razão este foi adotado como ponto de corte para estratificação dos idosos deste estudo com alto ( $\geq 50$  pontos) e baixo ( $< 50$  pontos) risco de quedas.

O teste é simples, fácil e seguro de ser aplicado em pessoas idosas, além de contemplar a avaliação de vários aspectos, dentre eles, descrição quantitativa do equilíbrio, monitorização do progresso do indivíduo e avaliação da eficácia de intervenções na prática clínica ou em protocolos de pesquisa (BERG et al., 1989; MIYAMOTTO et al., 2004).

#### **4.4.5 Avaliação das respostas funcionais (medidas da distribuição da pressão plantar, mobilidade funcional, força muscular e locomoção)**

A avaliação da distribuição da pressão plantar foi realizada através da baropodometria eletrônica, que consiste numa plataforma de força que analisa a pressão nas diferentes regiões da superfície plantar. Foi utilizado para tal, um sistema de baropodometria computadorizada (FootWorkPro®), que consiste de uma Plataforma de Pressão. A baropodometria provê indicações de como está a função dos pés e tornozelos na postura ortostática ou durante as atividades funcionais, além de fornecer informações sobre possíveis riscos de várias doenças (NOZABIELI et al., 2012).

As oscilações do centro de pressão foram coletadas com uma plataforma de força modelo BIOMECH 400® (EMG System Brasil) e a análise dos deslocamentos do CP foi realizada com rotinas desenvolvidas no software Matlab® de modo a obter parâmetros estabilométricos no domínio do tempo e no domínio da frequência (PIRÔPO et al., 2016).

Durante os registros estabilométricos os idosos permaneceram em posição ortostática, tendo os pés confortavelmente posicionados na largura dos ombros, braços ao longo do corpo e cabeça ereta, olhando para um ponto fixo na parede (na altura dos olhos), localizado a uma distância de 2 metros (MAEDA et al., 1998).

As posições de teste para registro no baropodômetro e na plataforma de força foram as seguintes: apoio bipodal com olhos abertos (BA), apoio bipodal com olhos fechados (BF), apoio unipodal com olhos abertos (UA) e apoio unipodal com olhos fechados (UF), sendo a sequência das posições de coleta estabelecida por sorteio para evitar possíveis adaptações do equilíbrio

postural durante a coleta dos dados (ALFIERI, 2008). A duração dos registros foi de 30 segundos com 1 minutos de intervalo entre os registros.

A partir dos registros foram utilizadas como variáveis baropodométricas no exame estático: distribuição da carga plantar (%), pressão máxima plantar (Kgf/cm<sup>2</sup>), pressão média plantar (Kgf/cm<sup>2</sup>), e superfície de contato plantar (cm<sup>2</sup>), dos pés direito e esquerdo, com olhos abertos e fechados. Na avaliação dinâmica foram utilizados: duração do passo (ms), fases do passo (%), pressão máxima plantar (Kgf/cm<sup>2</sup>), e superfície de contato plantar (cm<sup>2</sup>), dos pés direito e esquerdo.

Para a análise estabilométrica foi utilizado uma plataforma piezoelétrica da marca FootWork Pro® (Figura 1), fabricação francesa, com dimensões de 465 x 520 x 25 mm e superfície ativa de 490mm x 490mm. Possui revestimento de policarbonato e suas características eletrônicas são: 4096 capacitivos calibrados, frequência de até 200Hz para registros dinâmicos e 40Hz para registros estáticos, conversão analógicodigital de 16bits, medida do captador de 7,62 x 7,62 mm e pressão máxima por captador de 120N/cm<sup>2</sup>. A plataforma foi colocada no chão, sob uma superfície estável, não havendo movimentação durante a realização dos registros estabilométricos.

A avaliação da mobilidade funcional foi realizada com o uso do Time Up and Go Test (TUGT) que é uma medida sensível e específica para identificar idosos em risco de queda e é amplamente usado para avaliar a mobilidade funcional dessa população (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991).

Nesse teste, mensurado em segundos, avalia o tempo gasto por um idoso para levantar de uma cadeira, andar uma distância de três metros, dar a volta, caminhar em direção a cadeira e sentar novamente. A proposta do teste é avaliar o equilíbrio sentado, transferências de sentado para a posição de pé, estabilidade na deambulação e mudança do curso da marcha sem utilizar estratégias compensatórias. Indivíduos independentes e sem alterações no equilíbrio realizam o teste em 10 segundos ou menos (baixo risco de quedas); os que são independentes em transferências básicas gastam 20 segundos ou menos (médio risco de quedas). Já os indivíduos que necessitam de mais de 20 segundos para realizar o teste são dependentes em muitas atividades de vida diária e na mobilidade (alto risco de quedas) (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991).

O teste “levantar e sentar de uma cadeira” foi utilizado para avaliar a força de membros inferiores. Este teste faz parte da “Performance Battery – EPESE Battery” (GURALNICK et al., 1995), adaptado do “Performance Oriented Mobility Assessment” (TINETTI & GINTER,

1988). Para sua realização utilizou um cronômetro e cadeira sem apoio para os braços. Antes do teste, o entrevistador realizou uma demonstração e, em seguida, questionou ao entrevistado se ele sentia confiante para levantar rapidamente de uma cadeira, cinco vezes seguidas, a fim de se verificar a segurança da realização da tarefa. No caso de resposta afirmativa, foi pedido para o participante demonstrar, tentando realizar esses movimentos cinco vezes seguidas. Posteriormente, o indivíduo iniciou o teste na posição sentada, braços cruzados em seu peito, devendo levantar-se e sentar-se da cadeira cinco vezes, o mais rápido possível, sem fazer nenhuma pausa, com o tempo sendo cronometrado em segundos (s). O teste foi considerado concluído com êxito, quando realizado em tempo  $\leq 60$  segundos. O teste utilizado quantifica o desempenho dos músculos das extremidades inferiores (BOHANNON, 1995) possibilita verificar a força e a resistência muscular dos membros inferiores (YOUNG, MASAKI, & CURB, 1995; RIKLI & JONES, 1999).

Teste de caminhada: foi utilizado para verificar a capacidade de locomoção das idosas. Para testar a velocidade de caminhada foi utilizado um percurso de 6,00 m, no qual o participante foi instruído a andar de uma extremidade a outra em sua velocidade habitual. Os participantes poderiam usar dispositivos de apoio, quando necessário, e realizaram o trajeto duas vezes (ida e volta), com o tempo sendo registrado em segundos. Foi considerado o menor tempo do percurso para realização da análise do estudo (GURALNICK et al., 1994).

Teste de caminhar 3m de costas (TCC3m): foi medida uma distância de 3 m e marcada com fita no chão (duas fitas com distância de 3m entre elas). Os participantes alinharam seus calcanhares com a fita, em seguida foram instruídos a andar para trás o mais rápido possível, mas com a maior segurança possível quando receberem o comando para “ir” parando apenas quando a distância de 3 m foi alcançada. Os participantes não deveriam “correr” durante o teste, pois implica em risco de queda, mas andavam o mais rápido possível. Os participantes poderiam olhar para trás quando desejavam. O examinador andou ao lado do participante para garantir a segurança. O participante completava 2 tentativas e o tempo decorrido entre a saída e a chegada à linha de 3m era registrada com a maior precisão possível (WINTER et al., 1989).

#### **4.4.6 Medidas da espessura muscular**

Para avaliação das medidas de EM, através do uso por USD, as voluntárias permaneceram em posição ortostática com os membros superiores e inferiores relaxados ao longo do corpo e as palmas das mãos viradas para frente, conforme descrito por Takai et al. (2014). Um único avaliador treinado e habilitado realizou todas as medidas com USD.

A avaliação da EM foi realizada por meio de imagem obtida com um aparelho de Ultrassom portátil (Figlabs® FP 102) com um transdutor (Figlabs®, L471) de matriz linear, sendo a imagem obtida em modo-B por ser uma técnica amplamente usada na aquisição de imagens do tecido muscular (TAKAI et al., 2014). O transdutor com frequência de amostragem de 7,0 MHz foi posicionado perpendicularmente ao tecido muscular e ósseo subjacente. Para a aquisição da imagem, foi utilizado um gel de transmissão solúvel em água, que promoveu contato acústico sem pressionar a superfície dérmica. Durante a mensuração, foi evitado qualquer tipo de pressão do transdutor sobre a pele das voluntárias (BEMBEM,2002; MIYATANI et al., 2002; ESFORMES et al., 2002; REEVES et al., 2004; NOORKOIV et al., 2010).

Os locais de avaliação foram marcados com precisão, sendo os pontos de referência apontados com caneta esferográfica e condicionada à escolha da imagem com a melhor visualização pelo pesquisador, sendo posteriormente a imagem congelada no monitor e o cursor foi ativado para medir as espessuras musculares dos músculos citados neste estudo, utilizando o software nativo da máquina, sendo as mesmas armazenadas no disco rígido do aparelho para posterior análise.

As medidas da EM dos músculos Braquial (Br) e Bíceps Braquial (BB) foram realizadas conforme proposto por Abe et al. (1994), sendo realizada a 60% da distância entre o epicôndilo lateral do úmero e o processo acromial. Para a medida da EM dos músculos Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) o ponto de referência utilizado correspondeu a 2/3 da distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur, à 3cm da linha média da coxa anterior, conforme proposto por Chilibeck et al. (2004).

O tecido adiposo subcutâneo nas interfaces tecido-músculo e músculo-osso foram identificadas a partir da imagem ultrassônica e a distância da interface tecido adiposo-músculo à interface músculo-osso foi medida como representativa da EM para cada um dos grupos musculares flexores do cotovelo (FC) e extensores do joelho (EJ) (ABE et al.,1994; ISHIDA et al.,1995).

As medidas foram feitas em 3 tentativas consecutivas, onde o valor de maior espessura muscular em secção transversa, obtida nos pontos anatômicos pré-determinados foi o escolhido para análise deste estudo. Os exames duraram uma média 15 minutos em cada idosa.



Figura 1: Plataforma Piezoelétrica

#### 4.5 Protocolo de intervenção com k-tape

A amostra foi constituída por 72 idosas que foram submetidas a aplicação da fita adesiva elástica (K-Tape<sup>®</sup>, Lumos, Inc.) colada diretamente na pele, sobre o tendão do calcâneo bilateral. Um estudo-piloto foi realizado com 10 idosos, o qual possibilitou testar os instrumentos de avaliação e os protocolos de intervenção.

Os indivíduos foram posicionados sobre a plataforma de força, com os pés descalços e abduzidos em 30°, com uma distância de 6 cm entre os calcâneos, os braços relaxados ao longo do corpo (VUILLERME E PINSULT, 2007), posicionados a 2 m de uma parede onde foi fixado um ponto de referência na altura do olhar de cada voluntário para servir de referência visual. Os registros estabilométricos foram realizadas sob 2 (duas) condições randômicas: 1) olhos abertos e 2) olhos fechados, com duração de 30 segundos cada e intervalo de 1 minuto entre estas (BOYAS et al., 2011; BORGES et al., 2016). Para cada condição foram realizados 3 (três) registros.

Os voluntários foram submetidos a estimulação cutânea, realizada com fita adesiva elástica (K-Tape<sup>®</sup>, Lumos, Inc) colada diretamente na pele. Previamente à aplicação foi realizada tricotomia e limpeza da pele com álcool 70% para aumentar a adesão à pele. A dimensão da fita foi de 7,5 cm por 2,5 cm aplicada na pele sobre ambos os tendões de Aquiles na direção longitudinal da tuberosidade do calcâneo, como proposto por Thedon et al. (2011), e após aplicação imediata da fita elástica retornaram para postura ereta por 60 s antes do início do registro estabilométrico.

Durante a aplicação da fita elástica uma das extremidades era posicionada logo acima da tuberosidade do calcâneo e estirada até alcançar 10 cm de comprimento acima da linha articular do tornozelo e 5 cm abaixo, para aplicação na face posterior do tornozelo, correspondendo a um aumento de ~30% de seu comprimento original, de modo a garantir seu efeito de estiramento sobre a pele (KUMBRINK, 2012).

As fitas adesivas foram aplicadas bilateralmente, pelo mesmo pesquisador, e imediatamente após aplicação da fita elástica, os indivíduos retornaram em posição ereta sobre a plataforma de força. Foram realizadas marcações sobre a pele com caneta dermatográfica para identificar o local de aplicação das fitas, visando aumentar a precisão na aplicação. Este protocolo foi realizado a fim de avaliar se estímulo cutâneo adicional com aplicação da faixa elástica, é eficaz sobre a sensibilidade, distribuição da pressão plantar, equilíbrio postural e mobilidade funcional, além do controle postural de idosas, antes e após aplicação imediata (efeito agudo) do estímulo cutâneo adicional com aplicação da fita adesiva elástica nos tendões do calcâneo.

A justificativa para escolha da aplicação no tendão do calcâneo foi devido ao fato que, os músculos posteriores do corpo participam do equilíbrio postural e especificamente os dos membros inferiores, que estabelecem apoio sobre os pés e fornecem suporte para a posição em pé, auxiliando na propriocepção e no equilíbrio do indivíduo (SOUCHARD, 2011).

#### **4.6 Procedimentos Estatísticos**

A análise estatística foi feita através do programa estatístico Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 21.0, sendo realizado análise descritiva com média, desvio padrão, coeficiente de variação ( $CV = [(\text{Desvio Padrão}/\text{média}) * 100]$ ), mínimo, máximo e intervalo de confiança 95% (limites superior e inferior), bem como mediana e percentis 25 e 75% para as medidas de espessura muscular. O CV é a medida mais utilizada para medir a instabilidade relativa de uma característica ou variável, considerando-se que quanto menor o CV, os dados são mais homogêneos e menor a variação da casualidade (SAMPAIO, 1998)

Como a média é uma medida de tendência central altamente influenciada por valores extremos (outliers), o Huber's M-estimator foi reportado para as medidas de espessura muscular, por representar uma medida de estimativa robusta, conforme sugerido por Maumet et al. (2014) e Proisy et al. (2019). Adicionalmente, o teste de Shapiro-Wilk foi usado para avaliar a distribuição dos dados, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$ .

Modelos de regressão linear ajustada pela idade (em anos) foram gerados para predição da espessura muscular a partir das medidas de circunferência de membros. A adequação dos modelos de regressão foi verificada através de dois métodos: 1) Índice de Durbin-Watson, sendo adotado que, quanto mais próximo de 2 o valor obtido, mais adequado (FIELD, 2013); 2) pelo teste de normalidade (Shapiro-Wilk) aplicado aos resíduos, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$ , juntamente com a inspeção visual para identificação de observações

extremas nos histogramas dos resíduos. Todos os dados foram analisados no software SPSS versão 21.0 (SPSS, Inc, Chicago, IL).

Modelos de regressão linear ajustada pela idade (em anos) foram utilizados para determinar a diferença entre os grupos de acordo o desempenho funcional e a massa muscular, sendo que não foi verificada a normalidade dos dados, uma vez que trata-se de um modelo de análise robusta com taxa de erro tipo 1 ao analisar dados não normais (ARNAU et al., 2012). Todos os dados foram analisados no software SPSS versão 21.0, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$  (SPSS, Inc, Chicago, IL).

Os resultados são apresentados como média  $\pm$  DP, média de diferença entre os grupos e intervalo de confiança (IC 95%). As médias de diferenças e o IC 95% serão apresentados e interpretados como uma medida do tamanho do efeito, uma vez que essa abordagem permite identificar a magnitude do efeito, justificando o uso como uma medida adequada para verificar o tamanho do efeito (HERBERT et al. 2011).

Para analisar o teste de hipótese foi utilizado o Bayes factor, a fim de verificar os resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos (i.e., a magnitude da evidência). As comparações individuais são baseadas no teste-t padrão com Cauchy (0,  $r = 1/\sqrt{2}$ ) anterior. O "U" no Bayes factor indica que não está corrigido (ALBERTUS et al., 2005; ANSLEY, ROBSON, GIBSON, and NOAKES, 2004; BEEDIE, LANE, and WILSON, 2012). Os resultados foram classificados como fraco (BF10=1 para 3), moderados (3 para 10), forte (10 para 30), muito forte (30 para 100) e extremo ( $>100$ ) favorecendo a hipótese alternativa; ou fraco (BF10=1 para 0.33), moderados (0.33 para 0.1), forte (0.1 para 0.03), muito forte (0.03 para 0.01) e extremo ( $<0.01$ ) favorecendo a hipótese nula (LEE and WAGENMAKERS, 2013). Para calcular a probabilidade, dividiu-se o valor real BF10 por BF10+1, sendo que a análise do BF foi realizada através do JAMOVI®.

Considerando a existência de diferença significativa na idade entre os dois grupos, um reconhecido fator que influencia o controle postural, uma análise de modelo linear misto foi utilizada para determinar a diferença entre os grupos nos parâmetros estabilométricos considerando o risco de quedas como fator fixo e a idade como fator aleatório. A normalidade dos dados não foi verificada, uma vez que a análise de modelo linear misto usada é supostamente robusta para abordar taxa de erro tipo 1 ao analisar dados não normais (ARNAU et al., 2012). A diferença nos parâmetros estabilométricos dentro de cada grupo (i.e., POS menos PRE) foram testados usando o Teste-t de Student para amostras pareadas simples.



#### **4.7 Aspectos éticos**

Este estudo foi realizado de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, a qual foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB), sob o parecer nº 1.244.915. As participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), sendo que nenhuma remuneração ou recompensa foi oferecida para a participação no estudo. A identidade das participantes foi mantida em sigilo e os resultados advindos da pesquisa apenas divulgados em forma de artigos científicos em periódicos indexados. O estudo foi registrado no banco de dados do Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (REBEC), número de registro RBR-592yyp.

### **5 RESULTADOS**

Os resultados do presente estudo são apresentados sob a forma de três artigos, os quais foram elaborados com a finalidade de atender aos objetivos do estudo. O artigo 1 é intitulado “*Análise da variabilidade e equação para predição das estimativas da espessura muscular de membros superiores e inferiores de mulheres idosas*”; o artigo 2 é intitulado “*Comparação de parâmetros funcionais e de massa muscular entre idosas com alto e baixo risco de queda*”; e o artigo 3 é intitulado “*Comparação de parâmetros estabilométricos antes e após aplicação de feedback cutâneo adicional em idosas com alto e baixo risco de queda*”. Os artigos são apresentados a seguir, formatados conforme as normas dos periódicos selecionados para submissão.

## 5.1 Artigo 1

### **ANÁLISE DA VARIABILIDADE E EQUAÇÃO PARA PREDIÇÃO DAS MEDIDAS DA ESPESSURA MUSCULAR DE MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE MULHERES IDOSAS**

O artigo será submetido ao periódico MLTJ (Muscle, Ligaments and Tendons Journal), e foi elaborado conforme as orientações para autores desse periódico, disponível em (<https://www.mltj.org/index.php?PAGE=ewpage&ID=565980>)

**ANÁLISE DA VARIABILIDADE E EQUAÇÃO PARA PREDIÇÃO DAS MEDIDAS  
DA ESPESSURA MUSCULAR DE MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE  
MULHERES IDOSAS**

Claudineia Matos de Araújo<sup>1</sup>, Marcos Henrique Fernandes<sup>2</sup>

1 Doutoranda em Ciências da Saúde pela Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB).  
Professora do Departamento de Saúde 1 da UESB. Jequié, Bahia, Brasil.

2 Doutor em Ciências da Saúde pela Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN).  
Professor do Departamento de Saúde 1 da UESB. Jequié, Bahia, Brasil.

Autor correspondente: Claudineia Matos de Araujo. End. Avenida Otônio Alves Guimarães,  
313, São Judas Tadeu. CEP 45204-072. Jequié-Bahia. Tel. (73)99172-3078. E-  
mail:claudineia.matos@uesb.edu.br

## **ANÁLISE DA VARIABILIDADE E EQUAÇÃO PARA PREDIÇÃO DAS MEDIDAS DA ESPESSURA MUSCULAR DE MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE MULHERES IDOSAS**

### **ANLYSIS OF THE VARIABILITY OF EQUATION FOR PREDICTION OF THE ESTIMATES OF MUSCLE THICKNESS OF UPPER AND LOWER MEMBERS OF ELDERLY WOMEN**

#### **Resumo**

Introdução: O presente estudo teve como objetivos descrever a variabilidade entre indivíduos, das medidas de espessura muscular (EM) de músculos do braço, coxa e perna, obtidos por ultrassom, de membros superior e inferior de idosas; e obter equações para predição de medidas de EM para braço, coxa e perna, a partir de medidas de circunferência de membros. Métodos: Sessenta e duas idosas ( $74.5 \pm 8.5$  anos) voluntárias foram submetidas à medida da EM. Foram obtidas avaliações dos músculos Braquial (Br), Bíceps Braquial (BB), Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF), flexores do cotovelo (FC) e extensores do joelho (EJ) e realizado aferição das medidas da circunferência de coxa (CC) e circunferência de braço (CB). A análise da variabilidade das medidas foi realizada pelo cálculo do coeficiente de variação (CV) de cada uma das variáveis. O Huber's M-estimator foi reportado para medidas de EM, a partir das medidas de circunferência de membros. Modelos de regressão linear ajustada pela idade foram gerados para predição da EM. Resultados: A medida da EM dos FC apresentou menor CV (15.9%), enquanto do Br teve maior CV (24.3%) e o Huber's M-estimator variou 0.01 (Br e BB). O CV das medidas de circunferências de membros foi 10.8% (CC) e 12.5% (CB) e o Huber's M-estimator variou 0.18 cm (CB). Medidas de circunferência foram associadas às de EM com coeficientes de determinação ( $R^2$ ) ajustados pela idade de 0.268 (FC) e 0.173 (EJ) na predição da espessura. Conclusão: Medida de EM dos FC apresentaram menor variabilidade inter indivíduos, podendo explicar melhor ajuste do modelo de equação para predição da EM de FC a partir da CB.

Palavras-chaves: circunferência, membros, músculos, ultrassom.

## Abstract

**Introduction:** This study aimed to describe the variability between individuals, of muscle thickness measures (MT) of muscles of the arm, thigh and leg muscles, obtained by USD, of upper and lower limbs of elderly women; and to obtain an equation for prediction measures MT for arm, thigh and leg, from limb circumference measures. **Methods:** Sixty-two volunteers elderly women ( $74.5 \pm 8.5$  years) were submit to MT measures. Assessments of the Brachial (Br), Biceps Brachii (BB), Vastus Lateralis (VL), Rectus Femoris (RF), elbow flexors (EF) and knee extensors (KE) muscles were obtained and the thigh circumference (TC) and arm circumference (AC) measures. Analysis of the variability of measures was performed by calculating the coefficient of variation (CV) of each variable. Huber's M- estimator reported for MT measures from limbs circumference measures. Linear regression models age-adjusted generated to prediction MT. **Results:** The MT measure of the EF presented lower CV (15.9%), while Br had greater CV (24.3%) and the Huber's M- estimator ranged 0.01 (Br and BB). The CV of limb circumference measures was 10.8% (TC) and 12.5% (AC) and Huber's M-estimator varied 0.18 cm (AC). Circumference measurements were associated with those of MT with age-adjusted coefficients of determination ( $R^2$ ) of 0.268 (FC) and 0.173 (EJ) in predicting thickness. **Conclusion:** Measure of MT of the EF presented less inter-individual variability, being able to explain better fit of the equation model for prediction of MT of EF from the AC.

**Keywords:** circumference, limbs, muscles, ultrasound.

## Introdução

A avaliação da massa muscular pode auxiliar na detecção precoce dos riscos funcionais e possíveis co-morbidades em indivíduos idosos com redução da massa muscular<sup>1-6</sup>. Assim medidas da espessura muscular (EM) com ultrassom diagnóstico (USD) tem sido utilizada com sucesso na avaliação da EM em populações idosas<sup>7</sup>.

Não obstante, o padrão de diminuição de massa muscular durante o processo de envelhecimento não acontece de modo homogêneo, o que foi evidenciado em estudo que realizaram medidas da espessura em diferentes grupos musculares<sup>8</sup>. Neste contexto, um aspecto ainda pouco explorado diz respeito à variabilidade da espessura muscular inter-indivíduos, o que dificulta o estabelecimento de valores de referência para comparações. Adicionalmente, as diferenças étnicas, reconhecido fator determinante da composição corporal<sup>9</sup>, também limita o uso de valores de referência e equações preditivas de estudos já desenvolvidos, visto que em sua maioria, as equações preditivas de massa muscular de idosos por USD foram desenvolvidas com populações asiáticas<sup>7,10,11,12</sup>.

Os procedimentos metodológicos adotados na mensuração da EM através do USD, incluem uma determinação criteriosa dos pontos anatômicos onde a medida será realizada, tendo se mostrado um método válido para determinar dimensões musculares, com obtenção de imagens em tempo real, não invasivo, e que não possui propriedades ionizantes<sup>13,14,15,16</sup>.

No entanto, apesar do amplo conhecimento acerca da EM, não se tem resultados da variabilidade entre as medidas da espessura muscular de músculos do braço, coxa e perna, obtidos através do USD e de uma equação para predição de medidas de EM, a partir de medidas de circunferência de membros. Apesar de menos precisos na avaliação da espessura muscular, as medidas de circunferência de segmentos corporais são uma ferramenta de fácil acesso, de custo ainda mais baixo que o USD e menor demanda de conhecimento tecnológico<sup>17</sup>.

Diante da prevalência da redução da massa muscular entre idosos, esse estudo se justifica pela necessidade do desenvolvimento de estratégias que consigam analisar a variabilidade da EM e a predição de medidas de EM para membros superiores e inferiores, a partir de medidas de circunferência de membros na população idosa, afim de que possam ser utilizadas na prática clínica para uma detecção precoce de possíveis alterações na massa muscular. Desse modo, o presente estudo teve como objetivos: 1) descrever a variabilidade entre indivíduos, das medidas de EM de músculos do braço, coxa e perna, obtidos por USD, de membros superior e inferior de idosos; 2) obter uma equação para predição de medidas de EM para braço, coxa e perna, a partir de medidas de circunferência de membros.

## **Materiais e métodos**

### *Tipo de estudo*

Trata-se de um estudo com delineamento transversal, analítico, que analisou dados da pesquisa denominada “Análise da massa muscular, parâmetros funcionais e influência do estímulo cutâneo adicional sobre o controle postural de idosas”.

### *Amostra*

O presente estudo contou com um total de 72 idosas voluntárias ( $74.5 \pm 8.5$  anos), participantes de grupos de Convivência, com idade  $\geq 60$  anos e ausência de déficit cognitivo avaliado através do Mini-exame do Estado Mental (MEEM) (ALMEIDA, 1998). Foram excluídas do estudo, idosas que apresentaram alguma doença aguda ou infecção, comprometimento cognitivo detectado pelo MEEM com um ponto de corte de acordo a escolaridade (BERTOLUCCI et al., 1994), doenças neurológicas diagnosticadas ou fraturas recentes (últimos três meses) nos membros inferiores ou que utilizavam algum tipo de órtese ou prótese nos membros inferiores, lesões cutâneas nos pés e amputações, ausência de deambulação independente e locomoção com dispositivos auxiliares, diagnóstico de outra doença neurológica que afete o padrão de marcha.

Esta pesquisa foi realizada de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, a qual foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UESB, com o nº de parecer (1.244.915), sendo que todas voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

### *Medidas de espessura muscular*

Para a realização das medidas de espessura muscular por USD as voluntárias permaneceram em posição ortostática com os membros superiores e inferiores relaxados ao longo do corpo e as palmas das mãos viradas para frente, conforme descrito por Takai et al.<sup>7</sup>. Um único avaliador treinado e habilitado realizou todas as medidas com USD.

A avaliação da EM foi realizada por meio de imagem obtida com um aparelho de Ultrassom portátil (Figlabs® FP 102) com um transdutor (Figlabs®, L471) de matriz linear, sendo a imagem obtida em modo-B por ser uma técnica amplamente usada na aquisição de imagens do tecido muscular<sup>7</sup>. O transdutor com frequência de amostragem de 7,0 MHz foi posicionado perpendicularmente ao tecido muscular e ósseo subjacente. Para a aquisição da imagem, foi utilizado um gel de transmissão solúvel em água, que promoveu contato acústico

sem pressionar a superfície dérmica. Durante a mensuração, foi evitado qualquer tipo de pressão do transdutor sobre a pele das voluntárias<sup>18,19,20,21,22</sup>.

Os locais de avaliação foram marcados com precisão, sendo os pontos de referência apontados com caneta esferográfica e condicionada à escolha da imagem com a melhor visualização pelo pesquisador, sendo posteriormente a imagem congelada no monitor e o cursor foi ativado para medir as espessuras musculares dos músculos citados neste estudo.

As medidas da EM dos músculos Braquial (Br) e Bíceps Braquial (BB) foram realizadas conforme proposto por Abe et al.<sup>14</sup>, sendo realizada a 60% da distância entre o epicôndilo lateral do úmero e o processo acromial. Para a medida da EM dos músculos Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) o ponto de referência utilizado correspondeu a 2/3 da distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur, à 3cm da linha média da coxa anterior, conforme proposto por Chilibeck et al.<sup>23</sup>. Os músculos avaliados se justificam por serem bastante solicitados durante as atividades diárias e comumente analisados em estudos similares, além disso, são de fácil identificação através de técnicas de palpação e também apresentam menores chances de captar sinais de musculaturas vizinhas durante as coletas<sup>24,25</sup>.

O tecido adiposo subcutâneo nas interfaces tecido-músculo e músculo-osso foram identificadas a partir da imagem ultrassônica e a distância da interface tecido adiposo-músculo à interface músculo-osso foi medida como representativa da EM para cada um dos grupos musculares flexores do cotovelo (FC) e extensores do joelho (EJ)<sup>26,27</sup>.

#### *Medidas das circunferências de membros*

Para aferição das medidas da circunferência de coxa (CC), foi utilizado uma fita métrica inelástica, posicionada na porção medial da coxa direita (Callaway et al., 1988). A circunferência do braço (CB) foi medida com uma trena antropométrica inelástica (ABNTM, Brasil) conforme Callaway et al. (1988), com o braço foi posicionado ao lado do corpo, relaxado, sendo o referencial de medida o ponto medial entre o acrômio e a cabeça do rádio. Todas as medidas foram realizadas de forma padronizada, com três aferições, sendo considerado o maior valor para realização da análise do estudo.

A análise estatística foi feita através do programa estatístico Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 21.0, sendo realizado análise descritiva com média, desvio padrão, coeficiente de variação ( $CV = [(\text{Desvio Padrão}/\text{média}) * 100]$ ), mínimo, máximo e intervalo de confiança 95% (limites superior e inferior), bem como mediana e percentis 25 e



75% para as medidas de espessura muscular. O CV é a medida mais utilizada para medir a instabilidade relativa de uma característica ou variável, considerando-se que quanto menor o CV, os dados são mais homogêneos e menor a variação da casualidade<sup>28</sup>.

Como a média é uma medida de tendência central altamente influenciada por valores extremos (outliers), o Huber's M-estimator foi reportado para as medidas de espessura muscular, por representar uma medida de estimativa robusta, conforme sugerido por Maumet et al.<sup>29</sup> e Proisy et al.<sup>30</sup>. Adicionalmente, o teste de Shapiro-Wilk foi usado para avaliar a distribuição dos dados, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$ .

Modelos de regressão linear ajustada pela idade (em anos) foram gerados para predição da espessura muscular a partir das medidas de circunferência de membros. A adequação dos modelos de regressão foi verificada através de dois métodos: 1) Índice de Durbin-Watson, sendo adotado que, quanto mais próximo de 2 o valor obtido, mais adequado<sup>31</sup>; 2) pelo teste de normalidade (Shapiro-Wilk) aplicado aos resíduos, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$ , juntamente com a inspeção visual para identificação de observações extremas nos histogramas dos resíduos. Todos os dados foram analisados no software SPSS versão 21.0 (SPSS, Inc, Chicago, IL).

## Resultados

A média de idade das 72 mulheres participantes do presente estudo foi de  $74.5 \pm 8.5$  anos. A tabela I apresenta os dados descritivos da espessura muscular das idosas que participaram do estudo. Baseado na análise descritiva é possível inferir que a medida da espessura dos FC apresentou menor variabilidade [CV (15.9%)], enquanto, a medida do Br apresentou maior variabilidade [CV (24.3%)]. A diferença da média da espessura muscular em relação ao Huber's M - estimator variou 0.01 cm (Br e BB), indicando que as medidas de média sofreram pouca influência dos valores extremos. Apenas a medida de espessura do músculo RF não atendeu ao pressuposto de normalidade da distribuição dos dados ( $p > 0.05$ ).

As medidas de circunferências são apresentadas na tabela II. A variabilidade das medidas de circunferências de membros ficou entre CV 10.8% (CC) e CV 12.5% (CB). A diferença da média das medidas de circunferência de membros em relação ao Huber's M-estimator variou 0.18 cm (CB), indicando que as medidas de média sofreram pouca influência dos valores extremos. As medidas CC e CB atenderam ao pressuposto de normalidade da distribuição dos dados ( $p > 0.05$ ).

**Tabela I.** Parâmetros estatísticos descritivos das medidas de espessura muscular.

PARÂMETRO ESTATÍSTICO	Br	BB	VL	RF	FC	EJ
<b>Média</b>	0.95	1.70	1.62	1.70	2.65	3.32
<b>Huber's M-estimator</b>	0.94	1.69	1.59	1.66	2.63	3.29
<b>Desv Pad</b>	0.23	0.33	0.34	0.39	0.42	0.62
<b>IC 95% - inferior</b>	0.88	1.60	1.53	1.59	2.52	3.15
<b>IC 95% - superior</b>	1.02	1.81	1.71	1.80	2.78	3.48
<b>CV</b>	24.3	19.1	21.1	22.7	15.9	18.7
<b>Mínimo</b>	0.51	1.16	1.00	1.08	1.91	2.25
<b>Máximo</b>	1.57	2.63	2.60	2.84	3.56	4.76
<b>Mediana</b>	0.78	1.42	1.42	1.37	2.30	2.75
<b>Percential 25</b>	0.95	1.70	1.57	1.67	2.70	3.35
<b>Percentil 75</b>	1.09	1.88	1.83	2.01	2.92	3.68

Br = Braquial; BB = Bíceps braquial; VL = Vasto lateral; RF = Reto femoral; FC = Flexores do cotovelo; EJ = Extensores do joelho.

**Tabela II.** Parâmetros estatísticos descritivos das medidas de circunferência de membros.

PARÂMETRO ESTATÍSTICO	CB	CC
<b>Média</b>	30.9	50.2
<b>Huber's M-estimator</b>	30.7	50.5
<b>Desv Pad</b>	3.9	5.4
<b>IC 95% - inferior</b>	30.0	48.9
<b>IC 95% - superior</b>	31.9	51.6
<b>CV</b>	12.5	10.8
<b>Mínimo</b>	22.2	36.3
<b>Máximo</b>	39.5	62.5
<b>Mediana</b>	27.9	45.7
<b>Percential 25</b>	31.2	50.5
<b>Percentil 75</b>	33.1	53.58

CB = Circunferência de braço; CC = circunferência de coxa

Os parâmetros estatísticos obtidos no modelo de regressão linear aplicado para prever as medidas de espessura muscular são apresentados na tabela III. A análise de regressão indicou que as medidas de circunferência foram significativamente associadas às medidas de espessura muscular dos respectivos segmentos corporais ( $p < 0.05$ ), com coeficientes de determinação

( $R^2$ ) ajustados pela idade da ordem de 0.268 e 0.173 na predição da espessura dos FC e EJ, respectivamente. As medidas de erro padrão da estimativa foram baixas, estando na ordem de apenas 14 e 17% para os modelos de estimativa da espessura dos FC e EJ, respectivamente. Adicionalmente, o índice de Durbin-Watson e a análise dos resíduos, visto que os resíduos dos 2 modelos apresentaram distribuição normal ( $p > 0.05$ ), confirmando assim, a boa adequação dos modelos de regressão obtidos no presente estudo.

**Tabela III.** Parâmetros estatísticos obtidos no modelo de regressão linear aplicado para prever as medidas de espessura muscular a partir de medidas de circunferência de membros em idosas.

Variável	Equação gerada no modelo de regressão	$R^2$ Ajustado	P valor	Erro padrão da estimativa	Índice Durbin-Watson	Bayes Factor ( $BF_{10}$ )
<b>Espessura dos FC</b>	$2.00 + 0.048*(CB) + (-0.011)*(idade)$	0.268	0.001	0.361	1.65	13.19
<b>Espessura dos EJ</b>	$2.50 + 0.039*(CC) + (-0.015)*(idade)$	0.173	0.003	0.563	1.63	8.98

FC = Flexores do cotovelo; EJ = Extensores do Joelho; CB = Circunferência de braço; CC = Circunferência de coxa. Medidas de circunferência e de espessura muscular inferidas em centímetros; Idade inferida em anos.

## Discussão

Os resultados deste estudo demonstram que as medidas de EM dos FC apresentaram menor variabilidade entre os sujeitos, indicando um padrão mais homogêneo de apresentação desta variável na amostra estudada, o que pode explicar o melhor ajuste do modelo de equação para predição da EM de FC a partir da circunferência de braço.

Miyatani et al.<sup>32</sup> buscaram desenvolver equações preditivas para medida do volume muscular a partir de medidas da EM de membros superior e inferior e seus resultados permitem inferir que, as medidas dos FC parecem mais confiáveis devido a menor dispersão nas medidas, o que pode ter favorecido um melhor ajuste nos modelos de predição do referido estudo.

Estudos prévios reportam que o padrão de declínio da massa muscular durante o processo de envelhecimento difere entre os grupos musculares, o que tem influência direta do padrão de demanda/sobrecarga/ativação dos diferentes músculos<sup>8,31,32</sup>. Os músculos dos membros inferiores tendem a ser mais exigidos ao longo da vida por estarem diretamente envolvidos na sustentação da posição ortostática, bem como com a locomoção, enquanto os músculos dos membros superiores tem menor demanda ao longo da vida. Sendo assim, a redução da mobilidade que ocorre com o envelhecimento pode trazer maiores impactos sobre os músculos dos membros inferiores<sup>3, 8,33,34</sup>.

Desta forma, é plausível hipotetizar que o declínio da espessura muscular dos membros inferiores tenha um comportamento mais variável durante o envelhecimento, visto que o nível de mobilidade parece influenciar mais esta variável. Em contraste, apesar de um menor declínio proporcional associado ao envelhecimento, a EM dos músculos FC podem apresentar um padrão de declínio mais homogêneo, o que justificaria um melhor ajuste em modelos de predição, como observado no presente estudo.

O resultado da análise Bayesiana adotada no presente estudo, permitem inferir uma maior probabilidade de reprodutibilidade do modelo de regressão obtido para a espessura muscular dos flexores do cotovelo a partir da circunferência de braço e ajustada pela idade, sendo inferido uma probabilidade da ordem de 93% ( $[(BF_{10}/(BF_{10}-1)]*100$ )), enquanto os modelos gerados para EM dos extensores do joelhos a partir da circunferência de coxa e ajustada pela idade, foi da ordem de 90%. Sendo assim, o Bayes Factor obtido para os modelos gerados para a predição da EM de EJ e FC foram considerados moderado e forte, respectivamente.

Com base nos resultados apresentados, pode-se observar que é possível viabilizar a predição da EM dos extensores dos joelhos e flexores do cotovelo, a partir de medidas antropométricas específicas da circunferência de coxa e de braço, respectivamente, ajustados pela idade em mulheres idosas. Nesse sentido, a utilização das medidas antropométricas tem sido de grande importância, pois representam métodos não invasivos, de baixo custo e simplicidade de utilização dos equipamentos, de fácil manuseio e pouca complexibilidade, que contribuem para estudos de campo.

É importante ressaltar que, diferentemente dos estudos já reportados, não objetivamos comparar a taxa de declínio da EM em diferentes grupos musculares de diferentes grupos etários, mas sim, identificar o padrão de variabilidade da EM entre diferentes grupos musculares dentro de uma amostra de idosas, e em seguida propor um modelo de predição da EM de grupos musculares de membros superior e inferior, a partir de medidas de circunferência de membros, identificando quais modelos tem melhor ajuste.

Apesar de representar uma ferramenta de grande potencial para avaliação da EM, se comparado as medidas antropométricas como a circunferência de um segmento, o USD demanda maior investimento financeiro e conhecimento técnico, o que não é acessível a todos os profissionais da área de saúde. Desta forma, os resultados do presente estudo podem viabilizar a predição da EM de idosas a partir de medidas de circunferência de braço com um

excelente ajuste. Estudos futuros devem investigar a aplicabilidade e a reprodutibilidade desta equação a populações similares.

### **Conclusão**

Os resultados deste estudo mostraram que, em idosas, a medida de EM dos FC apresentaram menor variabilidade inter indivíduos, o que pode explicar o melhor ajuste do modelo de equação para predição da EM de FC a partir da circunferência de braço, enquanto a medida de EM dos EJ a partir da circunferência de coxa, obteve ajuste moderado.

### **Referências**

1. De Freitas VP, Da Silva Passos R, Oliveira AA, et al. Sarcopenia is associated to an impaired autonomic heart rate modulation in community-dwelling old adults. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2018;76:120-124.
2. Adamo S, Pigna E, Lugarà R, Moresi V, Coletti D, Bouché M. Skeletal muscle: a significant novel neurohypophyseal hormone-secreting organ. *Frontiers in physiology*. 2019; 9:1885.
3. Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, Ross R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol*. 2000;89:81-88.
4. Landers KA, Hunter GR, Wetzstein CJ, Bamman MM, Weinsier RL. The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001;56(10):443-448.
5. Narici MV, Maffulli N. Sarcopenia: Characteristics, mechanisms and functional significance. *Br Med Bull*. 2010;95:139-159.
6. Mitchell WK, Williams S J, Atherton P, Larvin M, Lund J, Narici M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Front Physiol*. 2012; 3(260):1-18.
7. Takai Y, Ohta M, Akagi R, et al. Applicability of ultrasound muscle thickness measurements for predicting fat-free mass in elderly population. *The journal of nutrition, health & aging*. 2014;18(6):579-585.
8. Miyatani M, Kanehisa H, Azuma K, Kuno S, Fukunaga T. Site-related differences in muscle loss with aging. *International Journal of Sport and Health Science*. 2003; 1(1):34-40.
9. Abe T, Sakamaki M, Yasuda T, et al. Age-related, site-specific muscle loss in 1507 Japanese men and women aged 20 to 95 years. *Journal of sports science & medicine*. 2011;10(1):145.
10. Akagi R, Takai Y, Kato E, et al. Development of an equation to predict muscle volume of elbow flexors for men and women with a wide range of age. *European journal of applied physiology*. 2010;108(4):689-694.
11. Takai Y, Ohta M, Akagi R, et al. Validity of ultrasound muscle thickness measurements for predicting leg skeletal muscle mass in healthy Japanese middle-aged and older individuals. *Journal of physiological anthropology*. 2013;32(1): 12.

12. Nakatani M, Takai Y, Akagi R, et al. Validity of muscle thickness-based prediction equation for quadriceps femoris volume in middle-aged and older men and women. *European journal of applied physiology*.2016;116(11-12):2125-2133.
13. Starkey DB, Pollock ML, Ishida Y, et al. Effect of resistance training volume on strength training and muscle thickness. *Med Sci Sports Exerc*.1996;28(10):1311-1319.
14. Abe T, Dehoyos DV, Pollock ML, Garzaralle L. Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Anatomy*.2000; 81(3):174-180.
15. Miyatani M, Kanehisa H, Fukunaga T. Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. *Eur J Appl Physiol*.2000; 82: 391-396.
16. Siqueira GR, Alencar GG, Oliveira NK, Leite FN. A eficácia da estabilização segmentar vertebral no aumento do trefismo dos múltípidos e melhora da dor em portadores de hérnia discal lombar. *Rev Bras Ci e Mov*.2014; 221:81-89.
17. Barbosa AR, Da Coqueiro RS. Anthropometric measurements in adults and elderly: Cuban perspectives. In *Handbook of Anthropometry*. New York; Springer 2012: 1491-1508,.
18. Bembem M. Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. *Journal of Strength and Conditioning Research*.2002; 16:103-108.
19. Miyatani M, Kanehisa H, Kuno S, et al. Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. *Eur. J. Appl. Physiol*.2002;86:203–208.
20. Esformes J, Narici M, Maganaris C. Measurement of human muscle using ultrasonography. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2002;87:90–92.
21. Reeves N, Maganaris C, Narici M. Ultrasonography assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*.2004;91:116-118.
22. Noorkoiv M, Nosaka K,Blazevich A. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. *Eur. J. Appl. Physiol*.2010;109: 631–639.
23. Chilibeck PD, Stride D, Farthing JP, Burke DG. Effect of creatine ingestion after exercise on muscle thickness in males and females. *Med Sci Sports Exerc*.2004; 36(10):1781-1788.
24. Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC, De Vito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve*. 2002 Jun;25(6):858-63.
25. Bazzucchi I, Felici F, Macaluso A, De Vito G. Differences between young and older women in maximal force, force fluctuations, and surface EMG during isometric knee extension and elbow flexion. *Muscle Nerve*. 2004; 30(5):626-35.
26. Abe T, Kondo M, Kawakami Y, Fukunaga T. Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *Am J Hum Biol*.1994; 6:161–170.
27. Ishida Y, Kanehisa H, Carroll JF, Pollock ML, Graves JE, Leggett SH. Body fat and muscle thickness distributions in untrained young females. *Med Sci Sports Exerc*.1995; 27:270–274.

28. Sampaio, I. Estatística aplicada à experimentação animal. Fundação de Ensino e Pesquisa em Medicina Veterinária e Zootecnia. Belo Horizonte. 1998.
29. Maumet C, Maurel P, Ferré JC, Barillot C. Robust estimation of the cerebral blood flow in arterial spin labelling. *Magnetic resonance imaging*.2014; 32(5):497-504.
30. Proisy M, Corouge I, Leghouy A, et al. Changes in brain perfusion in successive arterial spin labeling MRI scans in neonates with hypoxic-ischemic encephalopathy. *NeuroImage: Clinical*.2019; 24:101939.
31. Field A. *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. sage.2013.
32. Miyatani M, Kanehisa M, Ito M, Kawakami Y, Fukunaga T. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. *European journal of applied physiology*.2004;91(2-3)264-272.
33. Abe T, Kawakami Y, Kondo M, Fukunaga T. Comparison of ultrasound-measured age-related, site-specific muscle loss between healthy Japanese and German men. *Clinical physiology and functional imaging*. 2011; 31(4):320-325.
34. Piasecki M, Ireland A, Stashuk D, Hamilton-Wright A, Jones DA, McPhee JS. Age-related neuromuscular changes affecting human vastus lateralis. *The Journal of physiology*.2016;594 (16): 4525-4536.

## 5.2 Artigo 2

### **COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS FUNCIONAIS E DE MASSA MUSCULAR ENTRE IDOSAS COM ALTO E BAIXO RISCO DE QUEDA**

O artigo será submetido ao periódico MECHANISMS OF AGEING AND DEVELOPMENT, e foi elaborado conforme as orientações para autores desse periódico, disponível em (<https://www.elsevier.com/journals/mechanisms-of-ageing-and-development/0047-6374/guide-for-authors>)



**COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS FUNCIONAIS E DE MASSA MUSCULAR  
ENTRE IDOSAS COM ALTO E BAIXO RISCO DE QUEDA**

Claudineia Matos de Araújo<sup>1</sup>, Marcos Henrique Fernandes<sup>2</sup>

1 Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB). Professora do Departamento de Saúde I da UESB. Jequié, Bahia, Brasil.

2 Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB). Professor do Departamento de Saúde I da UESB. Jequié, Bahia, Brasil.

Autor correspondente: Claudineia Matos de Araujo. End. Avenida Otônio Alves Guimarães, 313, São Judas Tadeu. CEP 45204-072. Jequié-Bahia. Tel. (73)99172-3078. E-mail: claudineia.matos@uesb.edu.br

## COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS FUNCIONAIS E DE MASSA MUSCULAR ENTRE IDOSAS COM ALTO E BAIXO RISCO DE QUEDA

### COMPARISON OF FUNCTIONAL PARAMETERS AND MUSCLE MASS BETWEEN ELDERLY WITH HIGH AND LOW RISK OF FALL

#### Resumo

O estudo objetivou comparar o desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda e a massa muscular de membros superiores e inferiores entre idosos com baixo e alto risco de quedas. Setenta e duas idosas ( $74.5 \pm 8.5$  anos) saudáveis foram voluntárias, sendo avaliados testes funcionais como Escala de Equilíbrio de Berg na estratificação das idosas com alto ( $\geq 50$  pontos) e baixo ( $< 50$  pontos) risco de quedas, Time Up and Go Test (TUG), teste “levantar e sentar de uma cadeira” (LS5), caminhada de 6m (TC6m) e caminhada 3m de costas (TCC3m), medidas de espessura muscular dos músculos braquial, bíceps braquial, vasto lateral, reto femoral, flexores do cotovelo (EM\_FC), extensores do joelho (EM\_EJ). Foram utilizados modelos de regressão linear para determinar diferença entre grupos de desempenho funcional e massa muscular e Bayes factor como teste de hipótese. Os resultados indicaram que houve diferença estatística no TCC3m entre os grupos, com melhor desempenho no grupo de baixo risco de quedas (média de diferença = 1.54 [95% CI: 0.21 a 2.85];  $p = 0.024$ ); o TC6m [98.2% (BF10 = 57.0)] e TCC3m [99.7% (BF10 = 368)], mostraram que o grupo de baixo risco de quedas, tem probabilidade maior, de ser melhor que o de alto risco; o TUG teve probabilidade moderada [85.7% (BF10 = 6.00)], de ser melhor no de baixo risco; EM\_FC teve probabilidade fraca [56.9% (BF10 = 1.32)] de ser maior no grupo de baixo risco; o LS5 [30.7% (BF10 = 0.444)] e EM\_EJ [47.9% (BF10 = 0.921)], teve probabilidade fraca entre os grupos. O TCC3m apresentou diferença estatística entre os grupos e grande potencial para diferenciar idosas mais propensas a queda. Baseado em análise Bayesiana, TC6m e TUG mostraram potencial para este propósito, embora limitados em relação ao TCC3m.

Palavras-chaves: desempenho funcional, espessura muscular, idosas, quedas

## Abstract

The present study aimed to compare performance on different functional tests that predictors of falls and the muscle mass of upper and lower limbs among elderly with low and high risk of falls. Seventy-two healthy elderly women ( $74.5 \pm 8.5$  years) were volunteers and functional tests such as the Berg Balance Scale were evaluated to stratify of the elderly women with high ( $\geq 50$  points) and low ( $< 50$  points) risk of falls, Time Up and Go (TUG), “sit-to-stand” test, Six-Minutes Walk (6MWT) and Three-Minutes backward walk (3MBWT) measures of muscle thickness of the brachial muscles, biceps brachial, vastus lateralis, rectus femoris, elbow flexors (MT\_EF), knee extensors (MT\_KE). Linear regression models are used to determine difference between functional performance groups and muscle mass and Bayes factor as hypothesis test. The results indicated there was statistical difference was in the 3MBWT between groups with better performance in the low risk of falls group (mean difference = 1.54 [95% IC: 0.21 to 2.85];  $p = 0.024$ ); the 6MWT [98.2% (BF10 = 57.0)] and 3MBWT [99.7% (BF10 = 368)] showed that the low-risk group of falls higher probability to be better than the high-risk; the TUG was moderately propability likely [85.7% (BF10 = 6.00)] of being better in the low-risk, and MT\_EF had weak probability [56.9% (BF10 = 1.32)] of being higher in the low-risk group; STS [30.7% (BF10 = 0.444)] and MT\_KE [47.9% (BF10 = 0.921)] had weak probability between the groups. The 3MBWT showed statistical difference between groups and great potential to differentiate elderly women more prone to fall. Based on Bayesian analysis, 6MWT and TUG showed potential for this purpose, although limited in relation to 3MBWT.

Keywords: functional performance, muscle thickness, elderly women, falls

## 1. Introdução

O envelhecimento associa-se a alterações na composição corporal, como perda progressiva de massa magra e de força muscular, o que influencia nos parâmetros antropométricos e funcionais dos idosos, sendo fatores de risco associados ao aumento de quedas (Scott et al., 2017). Aproximadamente 1 em cada 3 idosos caem a cada ano, sendo um problema clínico comum na população idosa, mais prevalente no sexo feminino, provavelmente devido à maior fragilidade física, menor quantidade de massa magra e força muscular (Fonad et al., 2015; Moraes et al., 2017).

Eventos de queda em idosos decorrem da instabilidade postural, sendo o comprometimento do equilíbrio reconhecido como seu principal preditor. Não obstante, a suscetibilidade a quedas está associada ao declínio no desempenho funcional, eficácia reduzida das respostas posturais, redução da acuidade sensorial, comprometimento musculoesquelético e neuromuscular, descondicionamento associado à inatividade, além de fatores psicológicos e ambientais (Figueiredo and Santos, 2017), o que tem sido avaliado através de medidas de força e massa muscular, de autonomia e mobilidade/funcionalidade e de instrumentos que avaliam o risco de cair. Deste modo, a identificação precoce de idosos com maior risco de quedas, é uma estratégia eficaz para evitar possíveis desfechos negativos, como morbimortalidade e hospitalização (Hopewel et al., 2018; James et al., 2020).

Diversos são os instrumentos utilizados para avaliar o risco de quedas, mas a Escala de Equilíbrio de Berg (Berg Balance Scale-BBS) se destaca, sendo uma medida que consiste de testes clínicos funcionais utilizados para avaliar o equilíbrio de idosos nas atividades diárias (Berg et al., 1989; Miyamoto et al., 2004). O BBS destaca-se pelas suas propriedades psicométricas de confiabilidade e validade, sendo considerado teste padrão ouro para avaliar o risco de quedas, mostrando-se ainda mais eficaz para prever quedas futuras, do que para confirmar histórico de quedas em idosos (Alghwiri and Whitney, 2011; Lusardi et al., 2017).

Testes clínicos desenvolvidos para avaliar a capacidade funcional são utilizados para analisar diferentes dimensões do equilíbrio em idosos, a fim de auxiliar em decisões clínicas quanto ao déficit de equilíbrio e desenvolvimento de estratégias de prevenção de quedas. Estudos que avaliam os fatores associados a um maior risco de quedas, bem como da relação e complementaridade dos instrumentos que avaliam tais episódios, são cada vez mais necessários para ajudar na seleção dos métodos ideais de avaliação desse risco, podendo este ser um fator determinante para triagem e intervenção precoce em idosos com alta chance de cair (De Souza et al., 2014).

O desempenho em testes funcionais como Time Up and Go Test (TUG), “levantar e sentar de uma cadeira” (LS5), caminhada de 6m (TC6m) são reportados na literatura como fatores associados a um maior risco de quedas em idosos, embora o teste de caminhada 3m de costas (TCC3m) é uma proposta recente, também afim de avaliar esse risco em idosos.

Assim, os resultados iniciais são promissores quanto a associação com quedas em idosos, embora estudos de comparação de testes funcionais como preditores de queda e massa muscular de membros superiores e inferiores entre idosos, ainda são escassos, embora necessários.

Desta forma, essa comparação pode auxiliar na detecção precoce dos riscos de cair e possíveis alterações funcionais em idosos com redução da massa muscular, racionalizando os restritos recursos financeiros disponíveis, elaborando pesquisas de baixo custo, simples execução e facilmente replicáveis, visando a prevenção dos agravos em saúde, na tentativa de minimizar o declínio funcional decorrente do envelhecimento, uma vez que, quedas em idosos é alvo de questões de saúde pública e a capacidade de profissionais de saúde em detectar quedas futuras, por meio de instrumentos de triagem simples, é um elemento fundamental na sua prevenção e na redução dos fatores de risco.

Dessa forma, o presente estudo tem como objetivo comparar o desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda e a massa muscular de membros superiores e inferiores entre idosos com baixo e alto risco de quedas.

## **2. Materiais e métodos**

### **2.1 Tipo de estudo**

Trata-se de um estudo com delineamento transversal, analítico, que analisou dados da pesquisa denominada “Análise da massa muscular, parâmetros funcionais e influência do estímulo cutâneo adicional sobre o controle postural de idosos”.

### **2.2 Amostra**

O presente estudo contou com um total de 72 idosos voluntárias ( $74.5 \pm 8.5$  anos), participantes de grupos de Convivência, com idade  $\geq 60$  anos e ausência de déficit cognitivo avaliado através do Mini-exame do Estado Mental (MEEM) (Almeida, 1998). Foram excluídas do estudo, idosos que apresentaram alguma doença aguda ou infecção, comprometimento cognitivo detectado pelo MEEM com um ponto de corte de acordo a escolaridade (Bertolucci et al., 1994), doenças neurológicas diagnosticadas ou fraturas recentes (últimos três meses) nos

membros inferiores ou que utilizavam algum tipo de órtese ou prótese nos membros inferiores, lesões cutâneas nos pés e amputações, ausência de deambulação independente e locomoção com dispositivos auxiliares, diagnóstico de outra doença neurológica que afete o padrão de marcha.

Esta pesquisa foi realizada de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, a qual foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UESB, com o nº de parecer (1.244.915), sendo que todas voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

### **2.3 Diagnóstico de doenças/ história de quedas/ uso de medicamentos**

Foram avaliadas através do auto-relato, informações tais como: diagnóstico médico de diabetes mellitus (não/sim), diagnóstico médico de artrose (não/sim), histórico de quedas nos últimos 12 meses (não/sim), e uso de medicamentos psicotrópicos (não/sim).

### **2.4 Medidas de testes funcionais**

Para avaliação funcional do equilíbrio foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (Berg Balance Scale-BBS), validado no Brasil, que avalia o equilíbrio baseado em 14 atividades funcionais de vida diária, envolvendo tarefas de controle de equilíbrio estático e dinâmico, as quais incluem sentar, levantar, inclinar-se, entre outras, indicando o equilíbrio do sujeito ao realizar as atividades motoras. As tarefas são agrupadas em: transferências (tarefas 1, 4 e 5), provas estacionárias (tarefas 2, 3, 6 e 7), alcance funcional (tarefa 8), componentes rotacionais (tarefas 9, 10 e 11) e base de sustentação diminuída (tarefa 12, 13 e 14) (Berg et al., 1989; Miyamoto et al., 2004; Gazzola et al., 2004).

Cada atividade funcional pode ser pontuada de 0 a 4 pontos, onde zero indica que o indivíduo não foi capaz de executar a tarefa e 4, que o sujeito foi capaz de realizar a tarefa independente, ao final são somados os pontos sendo que a pontuação geral pode variar de 0 (equilíbrio severamente prejudicado) a 56 (melhor desempenho no teste/equilíbrio excelente) pontos no máximo. Algumas faixas de pontuação da BBS foram propostas para indicar o risco de quedas, com ponto de corte de 45 (igual ou inferior) pontos para alto risco de quedas, entre 46-53 pontos para moderado risco e entre 54-56 pontos para baixo risco de quedas (Shumway-Cook and Woolacott, 2003; Miyamoto et al., 2004). Lusardi et al. (2017) identificaram através de uma metanálise o ponto de corte de 50 pontos no BBS para risco de quedas futuras, por essa razão este foi adotado como ponto de corte para estratificação dos idosos deste estudo com alto ( $\geq 50$  pontos) e baixo ( $< 50$  pontos) risco de quedas.

O teste é simples, fácil e seguro de ser aplicado em pessoas idosas, além de contemplar a avaliação de vários aspectos, dentre eles, descrição quantitativa do equilíbrio, monitorização do progresso do indivíduo e avaliação da eficácia de intervenções na prática clínica ou em protocolos de pesquisa (Berg et al., 1989; Miyamoto et al., 2004).

A avaliação da mobilidade funcional foi realizada com o uso do Time Up and Go Test (TUGT) que é uma medida sensível e específica para identificar idosos em risco de queda e é amplamente usado para avaliar a mobilidade funcional dessa população (Podsiadlo; Richardson, 1991).

Nesse teste, mensurado em segundos, avalia o tempo gasto por um idoso para levantar de uma cadeira, andar uma distância de três metros, dar a volta, caminhar em direção a cadeira e sentar novamente. A proposta do teste é avaliar o equilíbrio sentado, transferências de sentado para a posição de pé, estabilidade na deambulação e mudança do curso da marcha sem utilizar estratégias compensatórias. Indivíduos independentes e sem alterações no equilíbrio realizam o teste em 10 segundos ou menos (baixo risco de quedas); os que são independentes em transferências básicas gastam 20 segundos ou menos (médio risco de quedas). Já os indivíduos que necessitam de mais de 20 segundos para realizar o teste são dependentes em muitas atividades de vida diária e na mobilidade (alto risco de quedas) (Podsiadlo; Richardson, 1991).

O teste “levantar e sentar de uma cadeira” foi utilizado para avaliar a força de membros inferiores. Este teste faz parte da “Performance Battery – EPESE Battery” (Guralnick et al., 1995), adaptado do “Performance Oriented Mobility Assessment” (Tinetti and Ginter, 1988). Para sua realização utilizou um cronômetro e cadeira sem apoio para os braços. Antes do teste, o entrevistador realizou uma demonstração e, em seguida, questionou ao entrevistado se sentia confiante para levantar rapidamente de uma cadeira, cinco vezes seguidas, a fim de se verificar a segurança da realização da tarefa. No caso de resposta afirmativa, foi pedido para o participante demonstrar, tentando realizar esses movimentos cinco vezes seguidas. Posteriormente, o indivíduo iniciou o teste na posição sentada, braços cruzados em seu peito, devendo levantar-se e sentar-se da cadeira cinco vezes, o mais rápido possível, sem fazer nenhuma pausa, com o tempo sendo cronometrado em segundos (s). O teste foi considerado concluído com êxito, quando realizado em tempo  $\leq 60$  segundos. O teste utilizado quantifica o desempenho dos músculos das extremidades inferiores (Bohannon, 1995) possibilita verificar a força e a resistência muscular dos membros inferiores (Young, Masaki, and Curb, 1995; Rikli and Jones, 1999).

Teste de caminhada: foi utilizado para verificar a capacidade de locomoção das idosas. Para testar a velocidade de caminhada foi utilizado um percurso de 6,00 m, no qual o participante foi instruído a andar de uma extremidade a outra em sua velocidade habitual. Os participantes poderiam usar dispositivos de apoio, quando necessário, e realizaram o trajeto duas vezes (ida e volta), com o tempo sendo registrado em segundos. Foi considerado o menor tempo do percurso para realização da análise do estudo (Guralnick et al., 1994).

Teste de caminhar 3m de costas (TCC3m): foi medida uma distância de 3 m e marcada com fita no chão (duas fitas com distância de 3m entre elas). Os participantes alinharam seus calcanhares com a fita, em seguida foram instruídos a andar para trás o mais rápido possível, mas com a maior segurança possível quando receberem o comando para “ir” parando apenas quando a distância de 3 m foi alcançada. Os participantes não deveriam “correr” durante o teste, pois implica em risco de queda, mas andavam o mais rápido possível. Os participantes poderiam olhar para trás quando desejavam. O examinador andou ao lado do participante para garantir a segurança. O participante completava 2 tentativas e o tempo decorrido entre a saída e a chegada à linha de 3m era registrada com a maior precisão possível (Inverno et al., 1989).

### *2.5 Medidas de espessura muscular*

Para a realização das medidas de espessura muscular por USD as voluntárias permaneceram em posição ortostática com os membros superiores e inferiores relaxados ao longo do corpo e as palmas das mãos viradas para frente, conforme descrito por Takai et al., 2014. Um único avaliador treinado e habilitado realizou todas as medidas com USD.

A avaliação da EM foi realizada por meio de imagem obtida com um aparelho de Ultrassom portátil (Figlabs® FP 102) com um transdutor (Figlabs®, L471) de matriz linear, sendo a imagem obtida em modo-B por ser uma técnica amplamente usada na aquisição de imagens do tecido muscular (Takai et al., 2014). O transdutor com frequência de amostragem de 7,0 MHz foi posicionado perpendicularmente ao tecido muscular e ósseo subjacente. Para a aquisição da imagem, foi utilizado um gel de transmissão solúvel em água, que promoveu contato acústico sem pressionar a superfície dérmica. Durante a mensuração, foi evitado qualquer tipo de pressão do transdutor sobre a pele das voluntárias (Bembem, 2002; Miyatani et al., 2002; Esformes et al., 2002; Reeves et al., 2002; Noorkoiv et al., 2010).

Os locais de avaliação foram marcados com precisão, sendo os pontos de referência apontados com caneta esferográfica e condicionada à escolha da imagem com a melhor



visualização pelo pesquisador, sendo posteriormente a imagem congelada no monitor e o cursor foi ativado para medir as espessuras musculares dos músculos citados neste estudo.

As medidas da EM dos músculos Braquial (Br) e Bíceps Braquial (BB) foram realizadas conforme proposto por Abe et al., 1994, sendo realizada a 60% da distância entre o epicôndilo lateral do úmero e o processo acromial. Para a medida da EM dos músculos Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF) o ponto de referência utilizado correspondeu a 2/3 da distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur, à 3cm da linha média da coxa anterior, conforme proposto por Chilibeck et al. (2004).

O tecido adiposo subcutâneo nas interfaces tecido-músculo e músculo-osso foram identificadas a partir da imagem ultrassônica e a distância da interface tecido adiposo-músculo à interface músculo-osso foi medida como representativa da EM para cada um dos grupos musculares flexores do cotovelo (FC) e extensores do joelho (EJ) (Abe et al., 1994; Ishida et al., 1995).

## *2.6 Análise estatística*

Modelos de regressão linear ajustada pela idade (em anos) foram utilizados para determinar a diferença entre os grupos de acordo o desempenho funcional e a massa muscular, sendo que não foi verificada a normalidade dos dados, uma vez que trata-se de um modelo de análise robusta com taxa de erro tipo 1 ao analisar dados não normais. (Arnau et al., 2012). Todos os dados foram analisados no software SPSS versão 21.0, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$  (SPSS, Inc, Chicago, IL).

Os resultados são apresentados como média  $\pm$  DP, média de diferença entre os grupos e intervalo de confiança (IC 95%). As médias de diferenças e o IC 95% são apresentados e interpretados como uma medida do tamanho do efeito, uma vez que essa abordagem permite identificar a magnitude do efeito, justificando o uso como uma medida adequada para verificar o tamanho do efeito (Herbert et al. 2011).

Para analisar o teste de hipótese foi utilizado o Bayes factor, a fim de verificar os resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos (i.e., a magnitude da evidência). As comparações individuais são baseadas no teste-t padrão com Cauchy (0,  $r = 1/\sqrt{2}$ ) anterior. O "U" no Bayes factor indica que não está corrigido (Albertus et al., 2005; Ansley, Robson, Gibson, and Noakes, 2004; Beedie, Lane, and Wilson, 2012). Os resultados foram classificados como fraco (BF10=1 para 3), moderados (3 para 10), forte (10 para 30), muito

forte (30 para 100) e extremo ( $>100$ ) favorecendo a hipótese alternativa; ou fraco ( $BF_{10}=1$  para 0.33), moderados (0.33 para 0.1), forte (0.1 para 0.03), muito forte (0.03 para 0.01) e extremo ( $<0.01$ ) favorecendo a hipótese nula (Lee and Wagenmakers, 2013). Para calcular a probabilidade, dividiu-se o valor real  $BF_{10}$  por  $BF_{10}+1$ , sendo que a análise do BF foi realizada através do JAMOV<sup>®</sup>.

### 3. Resultados

A média de idade das 72 mulheres participantes do presente estudo foi de  $74.5\pm 8.5$  anos, e quando estratificado de acordo com o risco de quedas, o grupo de alto risco de quedas foi significativamente mais velho que o grupo de baixo risco (grupo de baixo risco de queda =  $70.8\pm 6.2$ ; grupo de alto risco de queda =  $79.7\pm 8.6$ ). O risco de quedas, avaliado através do BBS (ponto de corte  $\geq 50$  pontos), não teve associação com o histórico de quedas nos últimos 12 meses, bem como diabetes, artrose e uso de medicamentos psicotrópicos. As características da amostra são apresentadas na tabela 1.

Variável		Baixo risco (n = 42)	Alto risco (n=30)	Valor de P
Diabetes	Não	33 (78.6)	24 (82.8)	0.663
	Sim	9 (21.4)	5 (17.2)	
Artrose	Não	33 (78.6)	21 (72.4)	0.550
	Sim	9 (21.4)	8 (27.6)	
Queda nos últimos 12 meses	Não	31 (75.6)	18 (60.0)	0.160
	Sim	10 (24.4)	12 (40.0)	
Medicamentos psicotrópicos	Não	41 (97.6)	25 (86.2)	0.151
	Sim	1 (2.4)	4 (13.8)	

**Tabela 1.** Descrição da amostra, com dados apresentados em frequência absoluta e relativa [n (%)].

O teste de caminhar de 3m de costas (TCC3m), foi a única variável que apresentou diferença estatística entre os grupos. O grupo de baixo risco de quedas apresentou desempenho melhor (média de diferença = 1.54 [95% CI: 0.21 a 2.85];  $p = 0.024$ ).

O Bayes Factor foi utilizado para avaliar o desempenho do teste de caminhada de 6m (TC6m) e de 3m de costas (TCC3m), e mostraram que o grupo de baixo risco de quedas, tem probabilidade maior, respectivamente [98.2% ( $BF_{10} = 57.0$ )] e [99.7% ( $BF_{10} = 368$ )], de ser

melhor que no grupo de alto risco. O desempenho do TUG, exibiu uma probabilidade moderada [85.7% (BF10 = 6.00)] de ser melhor no grupo de baixo risco de queda, enquanto o músculo flexor do cotovelo (EM\_FC) mostrou uma probabilidade fraca [56.9% (BF10 = 1.32)] de ser maior no grupo de baixo risco de queda. Diferentemente das outras variáveis, o teste de sentar e levantar (LS5) e a espessura muscular dos extensores do joelho (EM\_EJ) apresentaram probabilidade similar entre os grupos, 30.7% (BF10 = 0.444) e 47.9% (BF10 = 0.921), respectivamente, sendo estes classificados como fracos, favorecendo a hipótese nula, de que não houve diferença na comparação entre os grupos de baixo e alto risco de quedas. Os resultados das estatísticas inferenciais e bayesianas estão apresentadas na tabela 2.

Variável	Baixo risco (n = 42)	Alto risco (n=30)	Média das diferenças (95% CI)	Valor de P	BF <sub>10, U</sub>	Probability %
<b>TUG (s)</b>	8.98 (1.94)	10.63 (3.02)	0.53 (-0.71 a 1.77)	0.398	6.00 <sup>M</sup>	85.7
<b>LS5 (s)</b>	12.21 (3.00)	13.18 (3.93)	0.78 (-1.05 a 2.60)	0.389	0.444 <sup>a</sup>	30.7
<b>TC6m (s)</b>	6.63 (1.28)	8.20 (2.23)	0.62 (-0.25 a 1.49)	0.161	57.0 <sup>V</sup>	98.2
<b>TCC3m (s)</b>	5.16 (1.46)	7.96 (3.70)	1.54 (0.21 a 2.85)	0.024*	368 <sup>E</sup>	99.7
<b>EM_FC (cm)</b>	2.64 (0.43)	2.40 (0.47)	-0.13 (-0.41 a 0.14)	0.323	1.32 <sup>A</sup>	56.9
<b>EM_EJ (cm)</b>	3.45 (0.66)	3.16 (0.54)	-0.10 (-0.47 a 0.26)	0.576	0.921 <sup>a</sup>	47.9

Letters indicate the outcome classified as: A= fraco; M = moderado; V = muito forte ; E = extremo, favorecendo a hipótese alternativa; a = anedótico, favorecendo hipótese nula. (\*) Diferença significativa (p<0.05).

**Tabela 2.** Análise inferencial e bayesiana para comparação das variáveis estudadas entre mulheres idosas estratificadas de acordo Escala de Equilíbrio de Berg (ponto de corte  $\geq 50$  pontos).

#### 4. Discussão

Este estudo propôs comparar o desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda e a massa muscular de membros superiores e inferiores entre idosas com baixo e alto risco de quedas. Após comparação ajustada pela idade, identificou-se que apenas o desempenho no teste de caminhar 3m de costas (TCC3m) apresentou diferença estatística no grupo de baixo risco de quedas. A análise Bayesiana indicou probabilidade extrema (99.7%) de diferença entre os grupos, indicando que é um excelente parâmetro para diferenciar idosos com baixo e alto

risco de quedas. Apesar da ausência de diferença significativa entre os grupos, a análise Bayesiana indicou que o teste de caminhada de 6m (para frente) também tem boa probabilidade (98.2%) de ser diferente entre os grupos estudados.

O desempenho de caminhada é reconhecido como um relevante parâmetro para medir funcionalidade em uma ampla variedade de populações, sendo atestado como um “sinal vital” (Middleton et al., 2015), o que depende de um conjunto de fatores, como força, equilíbrio postural, orientação espacial, propriocepção e capacidade de realizar constantes e rápidos ajustes às mudanças de posição, entre outros, o que torna alta a probabilidade da medida do desempenho de caminhada ser capaz de discriminar pessoas com baixo e alto risco de queda, especialmente idosos, visto que o envelhecimento se associa a um declínio natural de todos os fatores que influenciam o desempenho da marcha.

De fato, o caminhar sem um feedback visual adequado, como no andar de costas dificulta o planejamento da posição de apoio dos pés gerando um movimento lento, para manter a segurança, o que tenderá a ser ainda mais pausado em idosos que possuam um maior comprometimento sensoriomotor (Moraes et al., 2001). Neste contexto, caminhar para trás pode ser um fator particularmente importante como preditor de quedas em indivíduos com qualquer condição que prejudica essa tarefa (Mcvey et al., 2013), especialmente por serem poucas as situações cotidianas que exigem a execução deste tipo de locomoção que depende de forma prioritária de uma boa integração sensório-motora.

Partindo da premissa de que a população idosa apresenta declínio sensoriomotor, impactando na capacidade de integrar as informações sensoriais e gerar respostas motoras adequadas, aplicar esta variação do ato de se deslocar pode tornar mais evidentes diferenças na competência motora entre idosos menos e mais propensos a quedas, o que talvez não possa ser detectado com testes mais “convencionais”. Nossos resultados corroboram esta premissa, visto que, no presente estudo as voluntárias apresentavam uma capacidade motora boa (média do escore na BBS = 49.5 pontos (mediana = 51 pontos) e testes amplamente reportados como excelentes preditores de queda em idosos, como teste de caminhar 6m, TUG, teste de sentar e levantar, não apresentaram diferença entre os grupos estudados. Adicionalmente, a massa muscular também não parece ser um determinante da condição baixo e alto risco de quedas em idosos com as características de nosso estudo.

Nossos resultados corroboram com Fritz et al. (2013), indicando que o desempenho da marcha para trás parece ser o melhor preditor de risco de quedas em idosos. No entanto, no

referido estudo a amostra de idosos apresentava média de idade 10 anos a mais que em nosso estudo. Adicionalmente, os autores estratificaram os idosos de acordo com o histórico de quedas, enquanto no presente estudo foi feita a opção por estratificar de acordo com um ponto de corte elevado na BBS. Esta opção se baseia no fato de que a BBS, demonstra boa capacidade de prever quedas futuras, especialmente quando considerado pontos de corte elevados (> 45 pontos) (Scott et al., 2007; Lima et al., 2018).

Esta reconhecida propriedade da BBS em prever quedas futuras, sem necessariamente se associar ao histórico de quedas pode justificar a ausência de associação entre um baixo escore da BBS (corte em 50 pontos) e o histórico de queda, observada no presente estudo ( $p = 0.160$ ), desta forma, o fato de adotar um ponto de corte mais alto pode ter influenciado este resultado.

Dessa forma, os resultados deste estudo dão suporte a hipótese de que o desempenho no teste de caminhar para trás pode ser mais sensíveis na identificação de fatores relacionados a idade, como mobilidade e equilíbrio, sendo uma ferramenta clínica promissora para avaliar o risco de quedas em idosos (Laufer, 2005; Fritz et al, 2013).

Vale ressaltar alguns aspectos metodológicos e possíveis limitações do presente estudo, uma vez que, a amostra foi limitada ao sexo feminino, além de ser pequena e de conveniência, sendo predominantemente com boa mobilidade funcional cuja pontuação média no BBS foi de 49,5 (mediana = 51 pontos). No entanto, estas questões podem também representar pontos fortes, uma vez que, as mulheres idosas são mais propensas a quedas e entre indivíduos com melhor mobilidade funcional (BBS de 49,5 pontos) de acordo observado no presente estudo, torna-se mais difícil estratificar as idosas com maior risco de quedas.

## **5. Conclusão**

Os resultados deste estudo verificaram que o desempenho no teste de caminhar 3m de costas tem grande potencial para diferenciar idosas mais propensas a queda. Adicionalmente, baseado em análise Bayesiana, testes como caminhar 6m e TUG também mostraram potencial para este propósito, mas se mostraram limitados, em relação ao teste de caminhar 3m de costas. No mesmo sentido, medidas de força e massa muscular, como o teste de sentar e levantar e a espessura muscular de membros superior e inferior, não parecem ser promissores para diferenciar idosas mais propensas a queda, neste perfil de amostra.

## **6. Declaração de conflito de interesse**

Os autores não relatam nenhuma declaração de interesse.

## 7. Financiamento

Esta pesquisa não recebeu nenhuma bolsa específica de agências de fomento nos setores público, comercial ou sem fins lucrativos.

## 8. Referências

1. Scott, D., Seibel, M., Cumming, R., Naganathan, V., Blyth, F., Le Couteur, D.G., Handelsman, D.J., Waite, L.M., Hirani, V. Sarcopenic Obesity and Its Temporal Associations With Changes in Bone Mineral Density.; Incident Falls.; and Fractures in Older Men: The Concord Health and Ageing in Men Project. *Journal of Bone and Mineral Research*, 32 (2): 575-583, 2017.
2. Fonad, E., Robins Wahlin, T. B., & Rydholm Hedman, A. M. Associations between falls and general health, nutrition, dental health and medication use in Swedish home-dwelling people aged 75 years and over. *Health & social care in the community*, 23(6):594-604, 2015.
3. [Moraes, S.A, Soares, W.J.S, Lustosa, Lygia Paccini; Bilton, Tereza Loffredo; Ferrioli, Eduardo; Perracini, Monica Rodrigues.](#) Characteristics of falls in elderly persons residing in the community: a population-based study. [Rev. bras. geriatr. gerontol. \(Online\)](#) 20(5): 691-701, Sept.-Oct. 2017..
4. Figueiredo D, Santos S. Cross-cultural validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I) in Portuguese community-dwelling older adults. *Arch Gerontol Geriatr.* 68:168- 173,2017.
5. Hopewell, S., Adedire, O., Copsey, B. J., Boniface, G. J., Sherrington, C., Clemson, L., Close J.C.T, Lamb, S. E. Multifactorial and multiple component interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane database of systematic reviews*, 7 (7): CDO12221, 2018.
6. James, S. L., Lucchesi, L. R., Bisignano, C., Castle, C. D., Dingels, Z. V., Fox, J. T., Hamilton, E.B, Henr, N.J., et al (2020). The global burden of falls: global, regional and national estimates of morbidity and mortality from the Global Burden of Disease Study 2017. *Injury prevention*, 2020,0:1-9.
7. Berg K, Wood-Dauphine S, Gayton WD. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Canada.* 41:304-11,1989.
8. Miyamoto, S.T, Lombardi, I. JR, Berg, K.O, Ramos, L.R, Natour, J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, Ribeirão Preto.37(19):1411-1414, 2004.
9. Alghwiri, A. A.; Whitney, S. L, (2011). Balance and falls. *Geriatric Physical Therapy-eBook*, 331.

10. Lusardi, M. M., Fritz, S., Middleton, A., Allison, L., Wingood, M., Phillips, E., Criss, M., Verma, S., Osborne, J., & Chui, K. K. (2017). Determining risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis using posttest probability. *Journal of geriatric physical therapy*, 40(1), 1-36. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000099>
11. de Souza W.J.S, Moraes S.A, Ferriolli, E, Perracini, M.R. Fatores associados a quedas e quedas recorrentes em idosos: estudo de base populacional *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 17(1):49-60, 2014.
12. Almeida, O. P. Mini Exame do Estado Mental e o diagnóstico de demência no Brasil. *Arquivo Neuropsiquiatria*. 56:605-12, 1998.
13. Bertolucci, P. H. F. et al. O Mini-Exame do Estado Mental em uma População Geral: Impacto da Escolaridade. *Arquivo Neuropsiquiatria*, 52 (1), 1994.
14. Gazzola, J.M. et al. Caracterização funcional do equilíbrio de idosos em serviço de reabilitação gerontológica. *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, São Paulo, 11(1):1-14, 2004.
15. Shumway-Cook AS, Woolacott MH. *Controle Motor: teoria e aplicação práticas*. 2 ed. Barueri: Manole; 2003.
16. Podsiadlo, D.; Richardson, S. The timed "Up & Go": a test of functional mobility elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2):142-8, 1991.
17. Guralnick JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB. Lower extremity function in persons over age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *New England Journal Medicine*. 332 (9), 556-61,1995.
18. Tinetti, M.E., & Ginter, S.F. Identifying mobility dysfunction in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment? *Journal of the American Medical Association*, 259 (8), 1190-93, 1988.
19. Bohannon RW. [Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscles](#). *Percept Mot Skills*.80(1):163-6,1995.
20. Young, D.R., Masaki, K.H., & Curb, J.D. Associations of physical activity with performance-based and self reported physical functioning in older men: The Honolulu Heart Program. *Journal of the American Geriatrics Society*.43 (8), 845-54,1995.
21. Rikli, R.E., & Jones, C.J. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7,129-61, 1999.
22. Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., Scherr, P.A., Wallace, R.B. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of Gerontology*,49(2), 85-94,1994.
23. Inverno da, Pluck N, Yang JF. Backward Walking: A Simple Reversal of Forward Walking?. *J Mot Behav*, 21: 291–305,1989.

24. Takai Y, Ohta M, Akagi R, et al. Applicability of ultrasound muscle thickness measurements for predicting fat-free mass in elderly population. *The journal of nutrition, health & aging*, 18(6):579-585, 2014.
25. Bembem M. Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. *Journal of Strength and Conditioning Research*.2002; 16:103-108.
26. Miyatani M, Kanehisa H, Kuno S, et al. Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. *Eur. J. Appl. Physiol*, 86:203–208,2002.
27. Esformes J, Narici M, Maganaris C. Measurement of human muscle using ultrasonography. *Eur. J. Appl. Physiol*,2002;87:90–92, 2002.
28. Reeves N, Maganaris C, Narici M. Ultrasonography assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 91:116-118, 2004.
29. Noorkoiv M, Nosaka K,Blazevich A. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. *Eur. J. Appl. Physiol*,109: 631–639, 2010.
30. Abe T, Kondo M, Kawakami Y, Fukunaga T.Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *Am J Hum Biol*, 6:161–170, 1994.
31. Chilibeck PD, Stride D, Farthing JP, Burke DG. Effect of creatine ingestion after exercise on muscle thickness in males and females. *Med Sci Sports Exerc*, 36(10):1781-1788, 2004.
32. Ishida Y, Kanehisa H, Carroll JF, Pollock ML, Graves JE, Leggett SH. Body fat and muscle thickness distributions in untrained young females. *Med Sci Sports Exerc*, 27:270–274, 1995.
33. Herbert R, Jamtvedt G, Hagen KB, Mead J.Practical Evidence-Based Physiotherapy. Elsevier Ltda, 2011.
34. Arnau J, Bono R, Blanca M.J & Bendayan R. Using the linear mixed model to analyze nonnormal data distributions in longitudinal designs. *Behavior research methods*. 2012; 44(4)1224-1238.
35. Albertus Y, Tucker R, Gibson ASC, Lambert EV, Hampson DB, Noakes TD. Effect of Distance Feedback on Pacing Strategy and Perceived Exertion during Cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2005; 37 (3): 461–8
36. Ansley L, Robson PJ, St Clair Gibson A, Noakes TD. Anticipatory pacing strategies during supramaximal exercise lasting longer than 30 s. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36 (2): 309–14.
37. Beedie CJ, Lane AM, Wilson MG. A possible role for emotion and emotion regulation in physiological responses to false performance feedback in 10 mile laboratory cycling. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 2012; 37 (4): 269–77.



38. Lee, MD, & Wagenmakers, E.-J. Modelagem cognitiva bayesiana: um curso prático. Cambridge University Press, 2013.
39. Middleton, A., Fritz, S. L., & Lusardi, M. Walking speed: the functional vital sign. *Journal of aging and physical activity*, 23(2), 314-322, 2015.
40. Moraes, R. & Mauerberg de Castro, E. Forward and backward walking in older people. *Rev. paul. Educ. Fis, São Paulo*, 15(2): 2001.
41. McVey MA, Amundsen S, Barnds A, et al. The effect of moderate Parkinson's disease on compensatory backwards stepping. *Gait Posture*, 38(4):800-805, 2013.
42. Fritz NE, Worstell AM, Kloos AD, Siles AB, White SE, Kegelmeyer DA. Backward walking measures are sensitive to age-related changes in mobility and balance. *Gait Posture*, 37:593–597, 2013.
43. Scott, V., Votova, K., Scanlan, A., & Close, J. Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. *Age and ageing*, 36(2), 130-139, 2007.
44. Lima, C. A., Ricci, N. A., Nogueira, E. C., & Perracini, M. R. The Berg Balance Scale as a clinical screening tool to predict fall risk in older adults: a systematic review. *Physiotherapy*, 104(4), 383-394, 2018.
45. Laufer, Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 60(5):627-632, 2005.

### 5.3 Artigo 3

#### **COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ANTES E APÓS APLICAÇÃO DE FEEDBACK CUTÂNEO ADICIONAL EM IDOSAS COM ALTO E BAIXO RISCO DE QUEDA**

O artigo será submetido ao periódico EXPERIMENTAL GERONTOLOGY, e foi elaborado conforme as orientações para autores desse periódico, disponível em <https://www.elsevier.com/journals/experimental-gerontology/0531-5565/guide-for-authors>

**COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ANTES E APÓS  
APLICAÇÃO DE FEEDBACK CUTÂNEO ADICIONAL EM IDOSAS COM ALTO E  
BAIXO RISCO DE QUEDA**

Claudineia Matos de Araújo<sup>1</sup>, Marcos Henrique Fernandes<sup>2</sup>

1 Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB). Professora do Departamento de Saúde I da UESB. Jequié, Bahia, Brasil.

2 Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB). Professor do Departamento de Saúde I da UESB. Jequié, Bahia, Brasil.

Autor correspondente: Claudineia Matos de Araujo. End. Avenida Otônio Alves Guimarães, 313, Tão Judas Tadeu. CEP 45204-072. Jequié-Bahia. Tel. (73)99172-3078. E-mail: claudineia.matos@uesb.edu.br

## **COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ANTES E APÓS APLICAÇÃO DE FEEDBACK CUTÂNEO ADICIONAL EM IDOSAS COM ALTO E BAIXO RISCO DE QUEDA**

### **COMPARISON OF STABILOMETRIC PARAMETERS BEFORE AND AFTER APPLICATION OF ADDITIONAL SKIN FEEDBACK IN ELDERLY WITH HIGH AND LOW RISK OF FALL**

#### **Resumo**

Medidas que promovam melhora do controle postural em idosos são amplamente estudadas, sendo a aplicação de fitas adesivas elásticas na região do tornozelo uma estratégia apontada como promissora, especialmente por seu potencial de excelente custo-benefício. Nesta perspectiva, o presente estudo objetivou comparar a avaliação dos parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica no tornozelo. Setenta e duas idosas ( $74.5 \pm 8.5$  anos) saudáveis foram voluntárias no presente estudo, sendo estratificadas de acordo com o escore da Escala de Equilíbrio de Berg em: com alto ( $\geq 50$  pontos) e baixo ( $< 50$  pontos) risco de quedas. Foram realizados registros estabilométricos nas condições olhos abertos e olhos fechados antes e imediatamente após a aplicação de fita adesiva elástica na pele sobre o tendão de Aquiles. A distância da oscilação total (DOT) e a área de deslocamento do centro de pressão (AREA) foram mensurados. O índice de Romberg (OF/OA) foi obtido para as variáveis DOT e AREA. Realizou-se comparações intra-grupos (PRE vs POS) com teste t de Student e entre grupos com modelo linear misto, tendo os grupos como variável fixa e idade como variável de ajuste. O nível de significância foi de  $p < 0.05$ . Aplicou-se a análise de inferência Bayesiana para verificar resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos. Os resultados indicaram diferença significativa entre os grupos nos parâmetros DOT e AREA apenas na condição OA ( $p < 0.05$ ). A média das diferenças e seus respectivos IC 95% indicaram uma pequena magnitude de efeito, estando os limites do IC muito próximos do valor zero. A análise Bayesiana para as comparações entre grupos, indica probabilidades fraca e moderada em favor da hipótese alternativa ( $H_1$ ) para as comparações dos parâmetros DOT e AREA, respectivamente. Os resultados deste estudo verificaram que o estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica mostrou probabilidade de benefício fraco a moderado para melhora na avaliação do controle postural de idosas com alto risco de quedas, quando comparado a idosas com baixo risco de quedas.

**Palavras-chave:** Estabilometria, quedas, estímulo, fita adesiva

## Abstract

Measures that promote improve postural control in the elderly are widely studied, and being application of elastic bandage in the ankle region is strategy pointed out as promising, especially for its excellent cost-benefit potential. In this perspective, the present study aimed to compare, the stabilometric parameters between elderly women with low and high risk of falls before and immediately after (acute effect) application of additional cutaneous stimulus with elastic bandage on the ankle. Seventy- two healthy elderly women ( $74.5 \pm 8.5$  years) were volunteers in the present study, being stratified according to the Berg Balance Scale score in: with high ( $\geq 50$  points) and low ( $< 50$  points) risk of falls. Stabilometric records performed in the conditions open eyes and close eyes before and immediately after the application of elastic bandage into skin over the Achilles tendon. Total displacement of the oscillation (DOT) and the displacement area of the pressure center (AREA) was measured. The Romberg index (CE/OE) was obtained for the DOT and AREA variables. Comparisons realized intra-groups comparisons (PRE vs. POS) with Student t test and among groups with linear mixed model with groups such as fixed variable and age as adjustment variable. The significance level was  $p < 0.05$ . Bayesian inference analysis was applied to verify qualitative results and the probability to replicating the same. The results indicated significant difference between the groups in the DOT and AREA parameters only in the OE condition ( $p < 0.05$ ). The mean of the differences and their respective CI 95 % indicated a small magnitude of effect, the CI limits being very close to value to zero. Bayesian analysis for the comparisons between groups, indicates weak and moderate probabilities in favour the alternative hypothesis (H1) for comparisons of DOT and AREA parameters, respectively. The results of this study verified that the additional cutaneous stimulus with elastic bandage showed probability of weak to moderate benefit for improvement in the assessment of postural control of elderly women with high risk of falls, when compared to elderly women with low risk of falls.

Keywords: Stabilometry, falls, stimulus, elastic bandage

## **Introdução**

O processo de envelhecimento caracteriza-se por alterações morfuncionais sistêmicas que ocorrem de forma progressiva, especialmente dos sistemas músculoesqueléticos e uma predisposição ao decréscimo da capacidade de discriminação somato-sensorial e integração sensório-motora, que culminam na diminuição do controle postural (Granacher et al., 2013) e, em última instância, em quedas (Barrett et al., 2010). Medidas que visam melhorar o controle postural são diversas, variando desde uso de métodos de treinamento físico (Cadore et al., 2013), massagem e/ou mobilização articular (Vaillant et al., 2009; Pertille et al., 2012), uso de palmilhas (Chen et al., 2014) entre outros. O uso de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica tem sido reportado como uma possibilidade terapêutica visando melhora do controle postural em jovens (Vuillerme & Pinsault, 2007; Thedon et al., 2011; Kunzler et al., 2013) e em idosos (Leme et al., 2017; Saltan et al., 2018).

De fato, a aplicação de fita adesiva elástica tende a restringir o movimento da pele, aumentando a tensão na pele a pequenos deslocamentos nas articulações próximas, o que pode permitir que o limiar de descarga cutânea seja alcançado mais facilmente e assim, um maior input sensorial a ser usado pelo SNC para a integração sensoriomotora, necessária para um ajuste postural adequado (Kumbrink, 2012). Estudos prévios demonstraram potencial da aplicação da fita adesiva elástica, em um plano perpendicular ao eixo de movimento articular, para melhorar a detecção e precisão de movimento (Collins et al., 2005). Utilizando medidas estabilométricas, Vuillerme & Pinsault (2007), identificaram que a aplicação de fita adesiva na articulação do tornozelo e pé pode minimizar a piora do controle postural após fadiga dos músculos extensores do tronco. Thedon et al. (2011) demonstraram que a aplicação de fita adesiva sobre o tendão do calcâneo pode minimizar a piora do controle postural após fadiga dos músculos flexores plantares, condição que altera a integração sensório-motora e Kunzler et al. (2013) demonstraram melhora do controle postural no pré e após condição de fadiga dos músculos flexores plantares.

Saltan et al. (2018) investigaram a aplicação de fita adesiva elástica no calcanhar e planta dos pés de idosos ao longo de 2 semanas e identificaram melhora no equilíbrio postural, avaliado pela Escala de Equilíbrio de Berg e pelo Timed Up and Go test, embora o método de avaliação do estudo não permite inferir os mecanismos que justifiquem a melhora, o que pode ser investigado com informações das oscilações do centro de pressão, como obtidas na estabilometria (Vuillerme & Pinsault, 2007; Duarte & Freitas 2010). Desta forma, a análise

estabilométrica permite investigar o efeito de intervenções que modifiquem a integração sensório-motora (Vuillerme & Pinsault, 2007), visto que a utilização de uma plataforma de força, permite determinar a localização do centro de oscilação de pressão e a sua evolução temporal, como por exemplo nos deslocamentos ântero-posterior e médio-lateral (Duarte & Freitas, 2010).

Diante das alterações no controle postural em idosas, que culminam em considerável prevalência de quedas e aumento dos gastos com hospitalização e tratamento, bem como elevada morbimortalidade, esse estudo se justifica pela necessidade do desenvolvimento de estratégias de intervenção de baixo custo que consigam proporcionar melhor integração sensório motora, a fim de melhorar o controle postural em idosas com baixo e alto risco de quedas.

Assim, a avaliação após aplicação imediata (efeito agudo) da fita adesiva elástica sobre o controle postural de idosas com baixo e alto risco de quedas se faz necessária por se tratar de um método de intervenção terapêutica com boa relação custo-benefício e fácil aplicabilidade clínica, podendo também fundamentar estudos envolvendo amostras com idosos portadores de quadros patológicos com comprometimento de controle postural, além da inexistência de evidências científicas que comprovem os efeitos na avaliação da estimulação sensorial aguda sobre o controle postural de idosas com baixo e alto risco de quedas, uma vez que o estudo realizado com idosos utilizando fitas adesiva em calcanhar e planta dos pés durante 2 semanas obteve melhora do equilíbrio postural (Saltan et al., 2018), porém não houve investigação das oscilações do centro de pressão e da área de deslocamento do centro de pressão, obtidas através da estabilometria.

Desse modo, o presente estudo teve como objetivo comparar a avaliação dos parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas, antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica aplicada sobre o tornozelo.

## **Materiais e métodos**

### *Tipo de estudo*

Trata-se de um estudo do tipo ensaio clínico quase experimental (Elmer & Kahn, 2014) registrado no banco de dados do Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (REBEC), número de registro RBR-592yyp, que analisou dados da pesquisa denominada “Análise da massa

muscular, parâmetros funcionais e influência do estímulo cutâneo adicional sobre o controle postural de idosas”.

#### *Amostra*

O presente estudo contou com um total de 72 idosas voluntárias ( $74.5 \pm 8.5$  anos), participantes de grupos de Convivência, com idade  $\geq 60$  anos e ausência de déficit cognitivo avaliado através do Mini-exame do Estado Mental (MEEM) (Almeida, 1998), com um ponto de corte de acordo a escolaridade (Bertolucci et al., 1994). Foram excluídas do estudo, idosas que apresentaram alguma doença aguda ou infecção, doenças neurológicas diagnosticadas ou fraturas recentes (últimos três meses) nos membros inferiores ou que utilizavam algum tipo de órtese ou prótese nos membros inferiores, lesões cutâneas nos pés e amputações, ausência de deambulação independente e locomoção com dispositivos auxiliares, diagnóstico de outra doença neurológica que afete o padrão de marcha.

Esta pesquisa foi realizada de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, a qual foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UESB, com o nº de parecer 1.244.915, sendo que todas voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

#### *Variáveis*

Foram avaliadas através do auto-relato, informações baseadas no questionário usado na Pesquisa Saúde, Bem-Estar e Envelhecimento - SABE - (<http://hygeia.fsp.usp.br/sabe/Questionario.html>) em sete países da América Latina e Caribe (Albala et al., 2005), tais como: diagnóstico médico de diabetes mellitus (não/sim), diagnóstico médico de artrose (não/sim), histórico de quedas nos últimos 12 meses (não/sim), e uso de medicamentos psicotrópicos (não/sim).

#### *Estratificação da amostra de acordo com o BBS*

Visando comparar o efeito da aplicação de estímulo cutâneo adicional em idosas com diferentes condições de risco de queda, foi aplicada a Escala de Equilíbrio de Berg (Berg Balance Scale-BBS), que consiste em testes clínicos funcionais utilizados para avaliar o equilíbrio de idosos nas atividades diárias (Berg et al., 1989; Miyamoto et al., 2004; Gazzola et al., 2004) e se destaca pelas suas vantagens de aplicabilidade clínica, incluindo facilidade de uso e baixo custo, embora não conseguem quantificar o equilíbrio postural com precisão (Chen et al., 2014). A pontuação geral pode variar de 0 (equilíbrio severamente prejudicado) a 56



(melhor desempenho no teste/equilíbrio excelente) pontos no máximo. Lusardi et al. (2017) identificaram através de uma metanálise o ponto de corte de 50 pontos no BBS para risco de quedas futuras, por essa razão este foi adotado como ponto de corte para estratificação das idosas deste estudo com alto ( $\geq 50$  pontos) e baixo ( $< 50$  pontos) risco de quedas.

#### *Protocolo de intervenção (estimulação cutânea)*

A estimulação cutânea foi realizada com fita adesiva elástica (K-Tape<sup>®</sup>, Lumos, Inc.) colada diretamente na pele. Previamente à aplicação foi realizada tricotomia e limpeza da pele com álcool 70% para aumentar a adesão à pele. A dimensão da fita foi de 7,5 cm por 2,5 cm aplicada na pele sobre ambos os tendões de Aquiles na direção longitudinal da tuberosidade do calcâneo, como proposto por Thedon et al. (2011). Durante a aplicação uma das extremidades era posicionada logo acima da tuberosidade do calcâneo e estirada até alcançar a 10 cm de comprimento, correspondendo a um aumento de ~30% de seu comprimento original, de modo a garantir seu efeito de estiramento sobre a pele (Kumbrink, 2012). A opção por uma fita adesiva elástica se baseou na maior tensão gerada sobre a pele, o que permitiria um maior input sensorial cutâneo.

#### *Medidas estabilométricas*

As oscilações do centro de pressão foram coletadas com uma plataforma de força modelo BIOMECH 400<sup>®</sup> (EMG System Brasil) com taxa de amostragem de 100 Hz. Durante os registros estabilométricos as idosas permaneceram em posição ortostática, pés descalços e abduzidos em 30° e com uma distância de 6 cm entre os calcâneo, braços ao longo do corpo e cabeça ereta, olhando para um ponto fixo na parede (na altura dos olhos), localizado a uma distância de 2 metros (Maeda et al., 1998).

Os registros na plataforma de força foram realizados antes e imediatamente após a aplicação da fita elástica, sendo realizados registros nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). Em cada momento de medida (i.e., PRE e POS intervenção) foram realizados 2 registros em cada condição (i.e., OA e OF). A sequência destas condições de coleta foi estabelecida por sorteio para evitar possíveis adaptações do equilíbrio postural durante a coleta dos dados (Alfieri, 2008). A duração dos registros foi de 30 segundos com 1 minutos de intervalo entre os registros.

A análise dos deslocamentos do centro de pressão (CP) foi realizada com rotinas desenvolvidas no software Matlab<sup>®</sup> de modo a obter parâmetros estabilométricos: deslocamento da oscilação total do CP (DOT) e área de oscilação do CP (AREA), conforme

proposto por Duarte & Freitas (2010). A variável DOT estima o ‘tamanho’ ou comprimento da trajetória do CP sobre a base de suporte, enquanto a variável AREA estima a dispersão dos dados do CP pelo cálculo da área do estatocinesigrama (Duarte & Freitas 2010). Adicionalmente, foi calculado o índice de Romberg para cada uma das variáveis estabilométricas estudadas, dividindo-se o valor obtido na condição OF pela condição OA. Neste caso, um Índice de Romberg  $> 1$  indica que a oscilação aumenta com a condição OF, enquanto um índice  $< 1$  indica o oposto.

#### *Análise estatística*

Considerando a existência de diferença significativa na idade entre os dois grupos, um reconhecido fator que influencia o controle postural, uma análise de modelo linear misto foi utilizada para determinar a diferença entre os grupos nos parâmetros estabilométricos considerando o risco de quedas como fator fixo e a idade como fator aleatório. A normalidade dos dados não foi verificada, uma vez que a análise de modelo linear misto usada é supostamente robusta para abordar taxa de erro tipo 1 ao analisar dados não normais (Arnau et al., 2012). A diferença nos parâmetros estabilométricos dentro de cada grupo (i.e., POS menos PRE) foram testados usando o Teste-t de Student para amostras pareadas simples. Todos os dados foram analisados no software SPSS versão 21.0, sendo adotado o nível de significância de  $p < 0.05$  (SPSS, Inc, Chicago, IL).

Os resultados serão apresentados como média  $\pm$  DP, média de diferença entre os grupos e intervalo de confiança (IC 95%). As médias de diferenças e o IC 95% serão apresentados e interpretados como uma medida do tamanho do efeito, uma vez que essa abordagem permite identificar a magnitude do efeito, justificando o uso como uma medida adequada para verificar o tamanho do efeito (Herbert et al. 2011).

Para analisar o teste de hipótese foi utilizado o Bayes factor ( $BF_{10}$ ), a fim de verificar os resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos (i.e., a magnitude da evidência). As comparações individuais são baseadas no teste-t padrão, para análise intragrupo, e ANCOVA (idade como covariável) para análise entre grupos com Cauchy (0,  $r = 1/\sqrt{r}$ ) anterior. O "U" no Bayes factor indica que não está corrigido (Albertus et al., 2005; Ansley, Robson, Gibson, & Noakes, 2004; Beedie, Lane, & Wilson, 2012). Os resultados foram classificados como fraco ( $BF_{10}=1$  a 3), moderados (3 a 10), forte (10 a 30), muito forte (30 a 100) e extremo ( $>100$ ) favorecendo a hipótese alternativa; ou fraco ( $BF_{10}=1$  a 0.33), moderados (0.33 a 0.1), forte (0.1 a 0.03), muito forte (0.03 a 0.01) e extremo ( $<0.01$ ) favorecendo a

hipótese nula (Lee & Wagenmakers, 2013). Para calcular a probabilidade, dividiu-se o valor real BF10 por BF10+1, sendo que a análise do BF foi realizada através do JAMOVI®.

## Resultados

A média de idade das 72 idosas participantes do presente estudo foi de  $74.5 \pm 8.5$  anos, e quando estratificado de acordo com o risco de quedas, o grupo de alto risco de quedas foi significativamente mais velho que o grupo de baixo risco (grupo de baixo risco de queda =  $70.8 \pm 6.2$ ; grupo de alto risco de queda =  $79.7 \pm 8.6$ ;  $p < 0.05$ ). As demais características da amostra são apresentadas na Tabela 1. O risco de quedas, avaliado através do BBS (ponto de corte  $\geq 50$  pontos), não teve associação com o diagnóstico de diabetes, artrose, histórico de quedas nos últimos 12 meses, bem como ao uso de medicamentos psicotrópicos.

**Table 1.** Descrição da amostra. Dados apresentados em frequência absoluta e relativa [n(%)].

Variável		Baixo risco (n = 42)	Alto risco (n=30)	Valor de P
<b>Diabetes</b>	Não	33 (78.6)	24 (82.8)	0.663
	Sim	9 (21.4)	5 (17.2)	
<b>Artrose</b>	Não	33 (78.6)	21 (72.4)	0.550
	Sim	9 (21.4)	8 (27.6)	
<b>Queda nos últimos 12 meses</b>	Não	31 (75.6)	18 (60.0)	0.160
	Sim	10 (24.4)	12 (40.0)	
<b>Medicamentos psicotrópicos</b>	Não	41 (97.6)	25 (86.2)	0.151
	Sim	1 (2.4)	4 (13.8)	

As comparações dentro de cada grupo (i.e., PRE vs POS) não demonstrou diferença significativa nos parâmetros estabilométricos estudados em ambos os grupos, tanto na condição olho aberto, quanto olho fechado ( $p > 0.05$ ). A análise Bayesiana para as comparações dentro de cada grupo indicou uma probabilidade fraca a moderada em favor da hipótese nula ( $H_0$ ), existem diferenças entre os efeitos na avaliação após aplicação imediata (efeito agudo) da fita adesiva elástica sobre o controle postural de idosas com baixo e alto risco de quedas, para a maioria destas comparações, excetuando-se a comparação PRE vs POS do parâmetro AREA na condição olho aberto do grupo de baixo risco, que apresentou probabilidade fraca em favor da hipótese alternativa ( $H_1$ ), não existem diferenças entre os efeitos na avaliação após aplicação imediata (efeito agudo) da fita adesiva elástica sobre o controle postural de idosas com baixo e alto risco de quedas (BF10 = 1.109; probabilidade = 52.6%, em favor de  $H_1$ ).

A comparação entre grupos indicou diferença significativa entre os grupos de idosas com alto e baixo risco de queda e submetidos a intervenção com fita adesiva elástica ( $p > 0.05$ ). A comparação dos parâmetros DOT e AREA, na condição olho aberto mostrou diferença significativa ( $p < 0.05$ ), mas a média das diferenças e seus respectivos IC 95% indicaram uma pequena magnitude de efeito, estando os limites do IC muito próximos do valor 0 (zero), o que leva à interpretação de uma grande proximidade da condição de ausência de efeito significativo. A análise Bayesiana para as comparações entre grupos, indica uma probabilidade fraca em favor da hipótese alternativa ( $H_1$ ) para a comparação do parâmetro DOT e probabilidade apenas moderada em favor da hipótese alternativa ( $H_1$ ) para o parâmetro AREA.

As comparações entre grupos na condição olho fechado e do índice Romberg não mostraram diferença significativa, bem como a análise Bayesiana indicou probabilidade fraca a moderada em favor da hipótese nula ( $H_0$ ). A magnitude da diferença nas medidas PRE vs POS dentro de cada grupo e nas comparações entre grupos submetidos a intervenção são apresentados na tabela 2.

**Table 2.** Análise inferencial e bayesiana para comparação das variáveis estudadas entre mulheres idosas estratificadas de acordo Escala de Equilíbrio de Berg (ponto de corte  $\geq 50$  pontos).

Variável	Baixo risco (n = 42)		Alto risco (n=30)		Diferenças dentro de cada grupo				Diferenças entre grupos <sup>§</sup>				
	PRE	POS	PRE	POS	POS menos PRE	POS menos PRE	BF <sub>10, U</sub>	Probability %	BF <sub>10, U</sub>	Probability %	Alto risco menos Baixo risco	BF <sub>10, U</sub>	Probability %
					Baixo risco	Alto risco	Baixo risco	Alto risco					
	Olho Aberto												
<b>DOT (mm)</b>	688.5 (195.9)	723.8 (232.5)	845.1 (308.9)	798.1 (252.4)	35.3 (-11.2 a 81.7)	-47.0 (-120.3 a 26.3)	0.608	37.8	0.435	30.3	-82.2 (-163.2 a -1.33)*	1.410	58.5
<b>AREA (cm<sup>2</sup>)</b>	0.58 (0.42)	0.68 (0.59)	0.90 (0.72)	0.76 (0.53)	0.11 (-0.003 a 0.23)	-0.14 (-0.30 a 0.03)	1.109	52.6	0.722	41.9	-0.25 (-0.44 a -0.06)*	4.070	80.3
Olho Fechado													
<b>DOT (mm)</b>	840.7 (259.6)	815.1 (243.1)	919.9 (289.9)	891.7 (280.8)	-25.6 (-88.3 a 37.2)	-28.2 (-92.0 a 35.6)	0.221	18.1	0.292	22.6	-2.63 (-93.5 a 88.2)	0.252	20.1
<b>AREA (cm<sup>2</sup>)</b>	0.80 (0.62)	0.77 (0.55)	0.93 (0.58)	0.86 (0.52)	-0.03 (-0.19 a 0.12)	-0.07 (-0.25 a 0.12)	0.180	15.3	0.262	20.8	-0.04 (-0.27 a 0.20)	0.261	20.7
Índice Romberg													
<b>DOT (mm)</b>	1.23 (0.23)	1.17 (0.27)	1.13 (0.19)	1.13 (0.17)	-0.07 (-0.16 a 0.008)	0.007 (-0.08 a 0.09)	0.791	44.2	0.204	16.9	0.07 (-0.06 a 0.21)	0.536	34.9
<b>AREA (cm<sup>2</sup>)</b>	1.47 (0.53)	1.31 (0.64)	1.19 (0.41)	1.22 (0.38)	-0.16 (-0.38 a 0.05)	0.03 (-0.18 a 0.23)	0.508	33.7	0.207	17.1	0.19 (-0.17 a 0.54)	0.483	32.6

(§) As diferenças entre grupos foram ajustadas pela idade.

## Discussão

Este estudo propôs comparar a avaliação dos parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica no tornozelo, sendo como principais

resultados, que o estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica não se mostrou efetivo em modificar a avaliação do controle postural de idosas com baixo ou alto risco de queda em ambas as condições de visão (i.e., olho aberto e olho fechado), apesar de se mostrar mais efetivo em modificar a avaliação do controle postural em idosas com alto risco de quedas, quando comparado com idosas baixo risco de quedas, somente na condição olho aberto; e a probabilidade Bayesiana para o benefício da intervenção testada se mostrou fraco a moderado, não havendo evidências suficientes para afirmar que a aplicação de fita adesiva elástica, nas condições aplicadas no presente estudo (uso de fita adesiva elástica, aplicação local em tornozelo e com tempo de aplicação imediatamente após , para avaliar o efeito agudo), tenha potencial para melhorar a avaliação do controle postural de idosas com alto ou baixo risco de quedas.

Desta forma, o potencial de estímulos cutâneos adicionais promoverem aumento do input sensorial e, por consequência, melhora na capacidade do SNC em realizar ajustes posturais em condições de comprometimento do controle postural tem sido proposto em estudos de Vuillerme & Pinsault, (2007), Thedon et al. (2011), Kunzler et al. (2013) e Saltan et al. (2018), sendo que o envelhecimento é uma condição associada ao comprometimento no controle postural, seja pela incapacidade dos músculos posturais em efetuar uma resposta adequada, seja pela incapacidade do SNC em integrar os inputs sensoriais e direcionar as respostas motoras (i.e., integração sensório motora).

Assim, as informações sensoriais advindas dos membros inferiores, sobretudo pé e tornozelo, são essenciais para os ajustes posturais (Runge et al., 1999). Tal premissa embasa a plausibilidade biológica para o benefício do uso de recursos que aumentam o input sensorial da região de pé e tornozelo para a melhora do controle postural. No entanto, aumentar o input sensorial não garante a melhora na integração sensório motora, visto que o SNC deve ser capaz de ponderar de forma adequada o “peso” das informações sensoriais de diferentes fontes disponíveis (i.e., visual, vestibular e somatosensorial), o que é uma premissa das teorias dinâmicas do controle postural (Peterka & Loughlin, 2004).

É possível que idosas com baixo risco de quedas apresentem uma melhor integração sensoriomotora, de modo que o aumento do input sensorial somestésico não impactou em melhora na avaliação do controle postural na condição OA. A mudança para um perfil de redução da AREA e DOT na condição OF após a aplicação da fita adesiva elástica, mesmo que não alcançando diferença significativa, pode justificar a ausência de diferença entre grupos na condição OF.

O presente estudo investigou o efeito agudo da aplicação de fita adesiva elástica apenas sobre o tendão do calcâneo de idosas com baixo e alto risco de quedas, e não como proposto por Thedon et al. (2011), Kunzler et al. (2013) e Lopes et al. (2014). Thedon et al. (2011) e Kunzler et al. (2013), que investigaram o efeito da aplicação de fita adesiva após fadiga muscular induzida em jovens, mas não investigaram em idosos. Já Saltan et al. (2018) aplicaram fita adesiva elástica cobrindo a planta dos pés e o calcanhar de idosos, mantendo esta intervenção por duas semanas. Estes dois aspectos metodológicos impedem a realização de comparações diretas deste estudo com os citados. No entanto, todos os estudos mostram um potencial da adição de estímulo cutâneo adicional para aumento do input sensorial ao SNC e melhora do controle postural (Thedon et al., 2011; Kunzler et al., 2013) ou equilíbrio dinâmico (Saltan et al., 2018).

Este estudo apresenta um delineamento muito próximo do desenvolvido por Lopes et al. (2014) e os resultados corroboram no sentido de um potencial de promoção de mudança em parâmetros estabilométricos, mas alguns pontos precisam ser ponderados, tais como: 1) no presente estudo foi investigado o potencial de benefício da intervenção proposta em grupos de idosas com diferentes status de risco de quedas, havendo a probabilidade, mesmo que fraca a moderada, de que as idosas com maior risco de queda possam se beneficiar em detrimento das idosas com menor risco de quedas; 2) o uso de uma abordagem Bayesiana, juntamente com a descrição dos resultados enfatizando a magnitude de benefício, permite dimensionar a probabilidade da intervenção proposta ser de fato efetiva; 3) Lopes et al. (2014) investigaram apenas os parâmetros estabilométricos na condição OF, enquanto no presente estudo a condição AO, bem como o índice de Romberg, um indicador da razão de controle postural sem e com as pistas visuais, foram analisados neste estudo, ampliando a perspectiva de entendimento da integração sensorio motora com e sem o estímulo cutâneo adicional sob diferentes condições de pistas visuais.

Vale enfatizar que os resultados do presente estudo foram detalhados com base em medidas que permitem interpretar de forma mais clara a magnitude do efeito agudo e a probabilidade de replicação destes resultados, permitindo afirmar que, apesar de ser teoricamente promissora, a intervenção aplicada parece ser limitada no que tange uma melhora efetiva na avaliação do controle postural, remanescendo ainda a perspectiva de algum benefício, mesmo que limitado, as idosas com alto risco de quedas, o que pode ser justificado por uma possível integração sensorio motora prejudicada.

Dessa forma, os resultados deste estudo não aumentam a probabilidade de que a intervenção proposta seja efetivamente capaz de melhorar a avaliação do controle postural de

idosas de forma aguda, o que não impediria a investigação da aplicação da intervenção em condições de longo prazo, especialmente em idosas com maior risco de quedas, visto que observamos uma probabilidade fraca a moderada de benefício em relação as idosas com baixo risco de quedas nas medidas agudas. A maior vantagem desta proposta de intervenção reside no fato de ter baixo custo, fácil aplicabilidade clínica e acessibilidade para os profissionais de saúde, embora a relação custo-magnitude de benefício precisa ser ponderada.

## **Conclusão**

Os resultados deste estudo verificaram que o estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica mostrou probabilidade de benefício fraco a moderado para melhora na avaliação do controle postural de idosas com alto risco de quedas, quando comparado a idosas com baixo risco de quedas. A magnitude deste benefício também se mostrou pequeno. Os resultados do estudo se restringem as medidas do efeito agudo, não sendo possível concluir a respeito da probabilidade e magnitude de benefício da aplicação por períodos maiores de tempo de aplicação.

## **Referências**

1. Granacher U, Gollhofer A, Hortobagyi T, Kressig RWK, Muehlbauer T. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Med.* 2013; 43:627–41.
2. Barrett, R.S., Mills, P.M., and Begg, R.K., A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking, *Gait Posture.* 2010;32(4):429.
3. Cadore, E. L., Rodríguez-Mañas, L., Sinclair, A., & Izquierdo, M. Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: a systematic review. *Rejuvenation research.*2013;16(2): 105-114.
4. Vaillant, J., Rouland, A., Martigné, P., Braujou, R., Nissen, M. J., Caillat-Miousse, J. L. & Juvin, R. Massage and mobilization of the feet and ankles in elderly adults: effect on clinical balance performance. *Manual therapy.*2009;14(6):661-664.
5. Pertille, A., Macedo, A. B., Dibai Filho, A. V., Rêgo, E. M., de Figueiredo Arrais, L. D., Negri, J. R., & Teodori, R. M. Immediate effects of bilateral grade III mobilization of the talocrural joint on the balance of elderly women. *Journal of manipulative and physiological therapeutics.*2012;35(7):549-555.

6. Chen, T. H., Chou, L. W., Tsai, M. W., Lo, M. J., & Kao, M. J. Effectiveness of a heel cup with an arch support insole on the standing balance of the elderly. *Clinical interventions in aging*. 2014; 9:351.
7. Vuillerme N., Pinsault, N. Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue. *Experimental brain research*. 2007;183(3):323-327.
8. Thedon T, Mandrick K, Foissac M, Mottet D, Perrey S. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation, *Gait Posture*.2011;33: 686–689.
9. Kunzler MR, Lopes LM, Ueda LS, Britto MA, Carpes FP. Does skin stimulation compensate impairments in postural control after ankle plantar flexors fatigue? *Gait Posture*.2013; 37: 611–614.
10. Leme, G. L. M., Carvalho, I. F. D., & Scheicher, M. E. Improvement of postural balance in elderly women with the use of additional sensory information. *Fisioterapia e Pesquisa*.2017;24(1): 68-73.
11. Saltan, A., Baltaci, G., & Ankarali, H. Does Kinesio<sup>®</sup> taping improve balance and functional performance in older adults? A pilot study. *The Journal of sports medicine and physical fitness*.2018;59(8):1346-1352.
12. Elmer J, Kahn J. Implementing evidence-based practice in the neuroscience intensive care unit. *Crit Care*.2014;18(2):303, 2014.
13. Kumbrink, B. K. *Taping: An Illustrated Guide*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.
14. Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol* 2005; 94:1699–706.
15. Duarte M., Freitas S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010;14(3):183-92.
16. Almeida, O. P. Mini Exame do Estado Mental e o diagnóstico de demência no Brasil. *Arquivo Neuropsiquiatria*.1998; 56:605-12.
17. Bertolucci, P. H. F. et al. O Mini-Exame do Estado Mental em uma População Geral: Impacto da Escolaridade. *Arquivo Neuropsiquiatria*. 1994:52 (1).



18. Albala C, et al. Encuesta Salud, Bienestar y Envejecimiento (SABE): metodología de la encuesta y perfil de la población estudiada. *Rev Panam Salud Publica/Pan Am J Public Health*. 2005; 17: 307-22.
19. Berg K, Wood-Dauphine S, Gayton WD. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Canada*. 1989; 41:304-11.
20. Miyamoto, S.T.; Lombardi, I. JR.; Berg, K.O.; Ramos, L.R.; Natour, J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research, Ribeirão Preto*. 2004; 37(19):1411-1414.
21. Gazzola, J.M. et al. Caracterização funcional do equilíbrio de idosos em serviço de reabilitação gerontológica. *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo, São Paulo*. 2004; 11(1):1-14.
22. Chen CH, Lin SF, Yu WH, et al.: Comparison of the test-retest reliability of the balance computerized adaptive test and a computerized posturography instrument in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014; 95: 1477–1483.
23. Lusardi, M. M., Fritz, S., Middleton, A., Allison, L., Wingood, M., Phillips, E., Criss, M., Verma, S., Osborne, J., & Chui, K. K. Determining risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis using posttest probability. *Journal of geriatric physical therapy*. 2017; 40(1):1-36. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000099>
24. Kumbrink, B. K. *Taping: An Illustrated Guide*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.
25. Maeda, A; Nakamura, K; Otomo, A; Higuchi, S; Motohashi, Y. Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998; 79(8):994-997.
26. Alfieri, F. M. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. *Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum*. 2008; 10(2):137-142.
27. Arnau J, Bono R, Blanca M.J & Bendayan R. Using the linear mixed model to analyze nonnormal data distributions in longitudinal designs. *Behavior Research Methods*. 2012; 44(4):1224-38.
28. Herbert R, Jamtvedt G, Hagen KB, Mead J. *Practical Evidence-Based Physiotherapy*. Elsevier Ltda, 2011.

29. Albertus Y, Tucker R, Gibson ASC, Lambert EV, Hampson DB, Noakes TD. Effect of Distance Feedback on Pacing Strategy and Perceived Exertion during Cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37 (3): 461–8.
30. Ansley L, Robson PJ, St Clair Gibson A, Noakes TD. Anticipatory pacing strategies during supramaximal exercise lasting longer than 30 s. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36 (2): 309–14.
31. Beedie CJ, Lane AM, Wilson MG. A possible role for emotion and emotion regulation in physiological responses to false performance feedback in 10 mile laboratory cycling. *Appl Psychophysiol Biofeedback.* 2012; 37 (4): 269–77.
32. Lee, MD, & Wagenmakers, E.-J. *Modelagem cognitiva bayesiana: um curso prático.* Cambridge University Press, 2013
33. Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E.. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & posture.* 1999;10(2), 161-170.
34. Peterka, R. J., & Loughlin, P. J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology.*2004;91(1), 410-423.
35. Lopes LM, Ueda LS, Kunzler MR, Britto MA, Carpes FP. Leg skin stimulation can be a strategy to improve postural control in the elderly, *Neuroscience Letters* 2014,562:60–62.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados quanto a variabilidade entre indivíduos das medidas de EM de músculos do braço, coxa e perna, obtidos por US, concluiu-se que, em idosas, a medida de EM dos FC apresentaram menor variabilidade inter indivíduos, o que pode explicar o melhor ajuste do modelo de equação para predição da EM de FC a partir da circunferência de braço.

No que tange a comparação no desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda entre idosas com baixo e alto risco de quedas, o desempenho no teste de caminhar 3m de costas tem grande potencial para diferenciar idosas mais propensas a queda. Adicionalmente, baseado em análise Bayesiana, testes como caminhar 6m e TUG também mostraram potencial para este propósito, mas se mostraram limitados, em relação ao teste de caminhar 3m de costas. No mesmo sentido, medidas de força e massa muscular, como o teste de sentar e levantar e a espessura muscular de membros superior e inferior, não parecem ser promissores neste perfil de amostra.

Já na comparação dos parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas, antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica aplicada sobre o tornozelo, foi verificado que o estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica mostrou probabilidade de benefício fraco a moderado para melhora na avaliação do controle postural de idosas com alto risco de quedas, quando comparado a idosas com baixo risco de quedas. A magnitude deste benefício também se mostrou pequeno. Os resultados se restringem as medidas do efeito agudo, não sendo possível concluir a respeito da probabilidade e magnitude de benefício da aplicação por períodos maiores de tempo de aplicação.

Dessa forma, acredita-se que as informações do presente estudo são úteis quanto à proposição da variabilidade inter indivíduos das medidas de EM e comparação no desempenho em diferentes testes funcionais preditores de queda entre idosas com baixo e alto risco de quedas frente às variáveis estudadas em idosas. É importante ainda ressaltar a necessidade da realização de outros estudos que possam descrever mais características e fatores relacionados aos efeitos dos parâmetros estabilométricos entre idosas com baixo e alto risco de quedas, antes e imediatamente após (efeito agudo) a aplicação de estímulo cutâneo adicional com fita adesiva elástica aplicada sobre o tornozelo, assim como, de estudos com seguimento para verificar por quanto tempo os efeitos da intervenção perduram, visto a importância de intervenções de baixo custo e fácil aplicabilidades, além do maior entendimento para possíveis medidas de referência, e melhora da qualidade de vida dessa população.

## REFERÊNCIAS

- ABE, T. et al. Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. **American Journal of Human Biology**. v.6, n 2, p.161-170, 1994.
- ALBERTUS, Y. et al. Effect of Distance Feedback on Pacing Strategy and Perceived Exertion during Cycling. **Med Sci Sports Exerc**. v.37, n.3, p. 461–8, 2005.
- ALFIERI, F. M. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. **Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum**. v. 10, n. 2, p. 137-142, 2008.
- ALMEIDA, O. P. Mini Exame do Estado Mental e o diagnóstico de demência no Brasil. **Arquivo Neuropsiquiatria**. v.56, p.605-12, 1998.
- AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Rev Bras Educ Fís Esp**.v. 21, p.61-85, 2007.
- ANSLEY L, et al. Anticipatory pacing strategies during supramaximal exercise lasting longer than 30 s. **Med Sci Sports Exerc**.v.36, n.2, p. 309–14, 2004.
- BEEDIE C.J.; LANE A.M.; WILSON M.G. A possible role for emotion and emotion regulation in physiological responses to false performance feedback in 10 mile laboratory cycling. **Appl Psychophysiol Biofeedback**. v.37, n.4, p.269–77, 2012.
- BEMBEM M. Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. **Journal of Strength and Conditioning Research**.v.16, p.103-108, 2002.
- BERG, K.; WOOD-DAUPHINE S.; GAYTON W.D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiother Canada**. v.41, p.304-11,1989.
- BERG, K.O.; WOOD-DAUPHINEE, S.L.; WILLIAMS, J.I. The balance scale: reliability assessment with elderly residents and patients with acute stroke. **Scand J Rehab Med**. v.27, n.1, p. 27-36, 1995.
- BERTOLUCCI, P. H. F. et al. O Mini-Exame do Estado Mental em uma População Geral: Impacto da Escolaridade. **Arquivo Neuropsiquiatria**. v.52, n.1, p.1-7,1994.
- BOHANNON, R.W. Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscles. **Percept Mot Skills**.v.80, n.1, p.163-6,1995.

- BOYAS, S. et al. Impairment in postural control is greater when ankle plantarflexors and dorsiflexors are fatigued simultaneously than when fatigued separately. **Gait & posture**.v.34, n.2, p.254-9, 2011.
- BORGES, A.P.O et al. Evaluation of postural balance in mild cognitive impairment through a three-dimensional electromagnetic system. **Brazilian journal of otorhinolaryngology**.v.82, n.4, p.433-441, 2016.
- BROWN, J.S et al. Urinary incontinence: does it increase risk for falls and fractures? Study of Osteoporotic. **J Am Geriatr Soc**.v.48, n.7, p.721-5, 2000.
- CAMERON, M.H et al. Imbalance in multiple sclerosis: a result of slowed spinal somatosensory conduction. **Somatosens Mot Res**. v.25, n.2, p.113-22, 2008.
- CATALÁN, E.P.; SERRANO O.E.; SÁNCHEZ L.M.; VILLARROYA A.A. Control postural en adultos. Influencia de la edad y del entrenamiento aeróbico [Postural control in adults. Influence of age and aerobic training.]. **Rev Esp Salud Publica**. Jan 27;95: e202101025, 2021
- CATTANEO, D. et al. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. **Arch Phys Med Rehabil**.v.83. n.6, p. 864-7, 2002.
- CHILIBECK, P.D et al. Effect of creatine ingestion after exercise on muscle thickness in males and females. **Med Sci Sports Exerc**.v.36, n.10, p.1781-88, 2004.
- CHOU, C.Y et al. Developing a short form of the Berg balance scale for people with stroke. **Phys Ther**.v.86, n.2, p.195-204, 2006.
- CORDO, P.J.; NASHNER, L.M. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. **J Neurophysiol**. v.47, p. 287-308,1982.
- DUARTE M.; FREITAS S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.14, n.3, p.183-92, 2010.
- ELMER J, KAHN J. Implementing evidence-based practice in the neuroscience intensive care unit. **Crit Care**.v.18, n.2, p:303, 2014.
- ESFORMES, J.I.; NARICI, M.V; MAGANARIS, C.N. Measurement of human muscle using ultrasonography. **Eur. J. Appl. Physiol**.v. 87, n.1, p: 90–2, 2002.
- EKMAN, L. Neurociência: fundamentos para a reabilitação. 3ª. ed. Rio De Janeiro: **Elsevier**. p.477, 2008.
- EVANS, W. J. Drug discovery and development for ageing: opportunities and challenges. **Phil Trans R Soc B**.v. 366, n. 1561, p.113-119, 2011.
- FIELD A. Discovering statistics using IBM SPSS statistics. sage.2013.

FINLAYSON ML, PETERSON EW, CHO CC. Risk factors for falling among people aged 45 to 90 years with multiple sclerosis. **Arch Phys Med Rehabil.**87:1274-9,2006.

FOCHEZATTO, A. et al. Envelhecimento populacional e financiamento público. **Rev. bras. Est. Pop.** v.37, 1-24, e0128, 2020.

FRZOVIC, D.; MORRIS, M.E.; VOWELS, L. Clinical tests of standing balance: performance of persons with multiple sclerosis. **Arch Phys Med Rehabil.**v.81, n.2, p.215-21, 2000.

GAZZOLA, J.M. et al. Caracterização funcional do equilíbrio de idosos em serviço de reabilitação gerontológica. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo.**v.11, n.1, p.1-14, 2004.

GHEZ, C. Posture. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell A. Principles of neuroscience. 3rd ed, New York: Elsevier, p.596-607, 1991.

GOMES, P.S.C et al. Confiabilidade da medida de espessuras musculares pela ultrassonografia. **Rev Bras Med Esporte.**v.16, n.1, p.41-45, 2010.

GUCCIONE AA. Geriatric Physical Therapy.3rd Ed. Missouri: Mosby; 2011. 624 pages.

GRUNDSTROM, A.C.; GUSE, C. E.; LAYDE, P. M. Risk factors for falls and fallrelated injuries in adults 85 years of age and older. **Arch Gerontol Geriatr.** v. 54,n.3, p. 421-428, 2012.

GURALNIK, J. M. et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **Journal of Gerontology.** v.49, n.2,p. 85-94,1994.

GURALNICK, J.M. et al. Lower-extremity function in persons over age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **New England Journal Medicine.** v.332, n.9, p.556-61,1995.

HALL, SUSAN J. Biomecânica Básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. Barueri, SP: Manole, 2012.

HAWK, C. et al. Assessment of balance and risk for falls in a sample of community-dwelling adults aged 65 and older. **Chiropr Osteopat.** v.14, n.3, p.1-8, 2006.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural central of balance to prevent falls. **Age and Ageing.**v. 35, suppl 2: ii7-ii11, p.117-21, 2006.

HERBERT R, JAMTVEDT G, HAGEN KB, MEAD J. Practical Evidence-Based Physiotherapy. **Elsevier** Ltda, 2011.

HINMAN,R.S.; BENNELL, K.L.; CROSSLEY,K.M.; MCCONNELL, J. Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. **Rheumatology**. v.42, n.7, p: 865-9,2003.

HORAK, F.B; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell L, Shepard J (eds). **Handbook of physiology**. New York: Oxford University, p.255-92, 1996.

HWANG-Bo, G.; LEE, J.H. Effects of kinesio taping in a physical therapist with acute low back pain due to patient handling: a case report. **Int J Occup Med Environ Health**.v. 24, n.3, p. 320-3, 2011.

WINTER, D.A.; PLUCK, N.; YANG, J.F. Backward walking: a simple reversal of forward walking?. **J Mot Behav**. v 21, n.3,p. 291–305,1989.

ISHIDA, Y. et al. Body fat and muscle thickness distributions in untrained young females. **Med Sci Sports Exerc**.v.27, n.2, p.270–4, 1995.

JUNIOR, P.F.; BARELA, J.A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Rev.Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.6, n.1, 2006.

KASE, K.; WALLIS, J.;KASE, T. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method. 2. ed. Tokyo: Ken Ikai Co Ltd., 2003.

KLEINER, A. F. R; SCHLITTLER, D. X. C; SÁNCHEZ-ARIAS, M. R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. **Rev Neurocienc**.v.19, n.2, p.349-357, 2011.

KUMBRINK, B. K. Taping: An Illustrated Guide. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.

KUNZLER, M. R. et al. Does skin stimulation compensate impairments in postural control after ankle plantar flexors fatigue?. **Gait & posture**.v. 37, n.4, p. 611-14, 2013.

LEE, M.D. & WAGENMAKERS, E.J. Modelagem cognitiva bayesiana: um curso prático. Cambridge University Press, 2013.

LIU, W. et al. Anticipatory postural adjustments and the latency of compensatory stepping reactions in humans. **Neurosci Lett**. v.336, n.1, p.1-4, 2003.

LUSARDI, M. M. et al. Determining risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis using posttest probability. **Journal of geriatric physical therapy**. v.40, n.1, p.1-36, 2017.

- MAEDA, A. et al. Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 79, n. 8, p. 994-997, 1998.
- MAIA, B.C. et al. Consequências das quedas em idosos vivendo na comunidade. **Rev. Bras.Geriatr. Gerontol.**v.14, n.2, p. 381-393, 2011.
- MAUMET C, MAUREL P, FERRÉ JC, BARILLOT C. Robust estimation of the cerebral blood flow in arterial spin labelling. *Magnetic resonance imaging*.2014; 32(5):497-504.
- MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Rev Portuguesa de Ciências do Desporto**.v.3, n.3, p.77-83,2003.
- MOCHIZUKI, L; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioter Mov.** v.19, n.2, p.11-8, 2006.
- MIYAMOTO, S.T. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**. v.37, n.19, p.1411-1414, 2004.
- MIYATANI, M. et al. Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans. **Eur. J. Appl. Physiol.** v. 86, n.3, p. 203–8, 2002.
- NASCIMENTO, L. C. G.; PATRIZZI, L. J.; OLIVEIRA, C. C. E. S. Efeito de quatro semanas de treinamento proprioceptivo no equilíbrio postural de idosos. **Fisioter. Mov.** Curitiba, v.25, n.2, p.325-331, 2012.
- NASCIMENTO, M.M. Fall in older adults: considerations on balance regulation, postural strategies, and physical exercise. **Geriatrics, Gerontology and Aging**.v.13, n.2, p.103-10, 2019.
- NILSAGARD, Y. et al. Predicting accidental falls in people with multiple sclerosis – a longitudinal study. **Clin Rehabil.** v.23, n.3, p.259-69, 2009.
- NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIK, A.J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **Eur. J. Appl. Physiol.** v.109, n.4, p. 631–9, 2010.
- NOZABIELI, A. J. et al. Análise do equilíbrio postural de indivíduos diabéticos por meio de baropodometria. **Motricidade.** v.8, n.3, p. 30-39, 2012.



- PAJALA, S. et al. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63–76 years. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** v.63, n.2, p.171-8, 2008.
- PIRÔPO, U.S. et al. Influence of visual information in postural control: impact of the used stabilometric analysis methods. **European Journal of Human Movement.** v.37, p.21-29, 2016.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed “Up & Go”: a test of functional mobility elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society.** v.39, n.2, p.142-8, 1991.
- PROISY M, COROUGE I, LEGHOUY A, et al. Changes in brain perfusion in successive arterial spin labeling MRI scans in neonates with hypoxic-ischemic encephalopathy. **NeuroImage: Clinical.**2019; 24:101939.
- RADAELLI, R et al..Espessura e qualidade musculares medida a partir da ultrassonografia: influência de diferentes locais de mensuração.**Rev.Bras. Cineantropom Desempenho Hum,** v.13, n. 2, p.87-93, 2011.
- REEVES, N.D.; MAGANARIS, C.N.; NARICI, M.V. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. **Eur J Appl Physiol.**v.91, n.1, p.116-8, 2004.
- RIKKONEN, T. et al. Muscle strength and body composition are clinical indicators of osteoporosis. **Calcif Tissue Int.** v.91, n.2, p.131-8, 2012.
- RIKLI, R.E., & JONES, C.J. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. **Journal of Aging and Physical Activity.** v.7, p.129-61, 1999.
- RORIZ, P.; REZENDE, R.; FERREIRA,R. The Effects of Kinesio Taping® in Lower Limb Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review. **International Journal of Therapies and Rehabilitation Research.**v. 6, n.3, p.1-13, 2017.
- SAMPAIO, I. Estatística aplicada à experimentação animal. Fundação de Ensino e Pesquisa em Medicina Veterinária e Zootecnia. Belo Horizonte. 1998.
- SHUMWAY-COOK AS, WOOLACOTT MH. Controle Motor: teoria e aplicação práticas. 2 ed. Barueri: Manole; 2003.
- SILVA, A. et al. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos resistidos. **Rev Bras Med Esporte.**v.14, n.2, p.88-93, 2008.

- SILVA, T. O. et al. Avaliação da capacidade física e quedas em idosos ativos e sedentários da comunidade. **Rev. Bras. Clin. Med.**v.8, n.5, p.392-8, 2010.
- SINGLETON, J. R.; SMITH, A.G; MARCUS, R.L. Exercise as therapy for diabetic and prediabetic neuropathy. **Curr Diabe. Rep.** v.15, n.12, p.120, 2015.
- SOUCHARD, Philippe. **RPG Reeducação Postural Global**. Elsevier Brasil, 2012.
- SOUZA, R. F. O que é um estudo clínico randomizado? **Medicina.**v.42, n.1, p.3-8, 2009.
- TAKAI, Y. et al. Applicability of ultrasound muscle thickness measurements for predicting fat-free mass in elderly population. **J Nutr Health Aging.**v.18, n.6, p. 579-85, 2014.
- TEIXEIRA C.L. Equilíbrio e controle postural. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v.11, n.20, p. 31-40. 2013.
- THEDON, T. et al. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. **Gait Posture**, v.33, n.4, p.686-9. 2011.
- TINETTI, M.E., & GINTER, S.F. Identifying mobility dysfunction in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment? **Journal of the American Medical Association.** v.259, n.8, p.1190-93, 1988.
- VUILLERME, N.; PINSAULT, N. Re-weighting of somatosensory inputs from the foot and the ankle for controlling posture during quiet standing following trunk extensor muscles fatigue. **Experimental brain research.** v.183, n.3, p.323-27, 2007.
- WINTER, D.A. Kinetics: forces and moments of force, biomechanics and motor control of human movement. Waterloo: Wiley, Interscience, p.74-102, 1990.
- WITHNEY, S.; WRISLEY, D.; FURMAN, J. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction. **Physiother Res Int.**v.8, n.4, p.178-86,2003.
- WOOLACOOT, M.H. Systems contributing to balance disorders in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**v.55, n.8, p.424-8, 2000.
- YOUNG, D.R.; MASAKI, K.H. & CURB, J.D. Associations of physical activity with performance-based and self reported physical functioning in older men: The Honolulu Heart Program. **Journal of the American Geriatrics Society.** v.43, n.8, p. 845-54,1995.

## **APENDICES**

## APÊNDICE A – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DO SUDOESTE DA BAHIA**  
**DEPARTAMENTO DE SAÚDE 1 – DS1**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENFERMAGEM E SAÚDE**



### INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

Número do Instrumento |\_\_|\_\_|\_\_|

Nome do entrevistador: _____
Data: ____/____/____
Avaliação: ( ) 1 <sup>a</sup> ( ) 2 <sup>a</sup> ( ) 3 <sup>a</sup> ( ) 4 <sup>a</sup>

Nome do participante: _____
Telefones para contato: _____
Endereço: _____

### SEÇÃO A - DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS

**A.1 Sexo:**

0 ( ) Feminino 1 ( ) Masculino

**A.2 Idade (anos completos)** \_\_\_\_\_

**A.3 Estado Conjugal:**

0 ( ) Com companheiro 1 ( ) Sem companheiro

**A.4 Escolaridade:**

0 ( ) Analfabeto                      1 ( ) Fundamental incompleto  
 2 ( ) Fundamental completo    3 ( ) Médio incompleto            4 ( ) Médio completo  
 5 ( ) Superior incompleto       6 ( ) Superior completo            7 ( ) Pós-graduação

**A.5 Cor/Raça:**

0 ( ) Branco 1 ( ) Negro 2 ( ) Amarelo 3 ( ) Indígena 4 ( ) Parda

**A.6 Número de filhos:** \_\_\_\_\_

**A.7 Renda Familiar Mensal:** \_\_\_\_\_

**A.8 Número de dependentes da renda:** \_\_\_\_\_

### SEÇÃO B – MEEM - Mini Exame do Estado Mental

**1) Como o Sr(a) avalia sua memória atualmente?**

(1) muito boa (2) boa (3) regular (4) ruim (5) péssima (6) não sabe

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**2) Comparando com um ano atrás, o Sr (a) diria que sua memória está:**

(1) melhor (2) igual (3) pior (4) não sabe

Total de pontos: \_\_\_\_\_

ORIENTAÇÃO TEMPORAL:

Anote um ponto para cada resposta certa

**3) Por favor, diga-me:**

Dia da semana ( )                      Dia do mês ( )                      Mês ( )                      Ano ( )  
 Hora aproximada ( ) (**aceite erro de até uma hora**)

Total de pontos: \_\_\_\_\_

ORIENTAÇÃO ESPACIAL:

Anote um ponto para cada resposta certa

**4) Responda:**

Onde estamos (local geral): consultório, hospital, residência ( )

Em que lugar estamos (local específico): andar, sala, cozinha ( )

Em que bairro ou rua próxima estamos ( )

Em que cidade estamos ( )

Em que estado estamos ( )

Total de pontos: \_\_\_\_\_

REGISTRO DA MEMÓRIA IMEDIATA:

**5) Vou lhe dizer o nome de três objetos e quando terminar, pedirei para repeti-los, em qualquer ordem. Guarde-os que mais tarde voltarei a perguntar: Árvore, Mesa, Cachorro.**    A ( )    M ( )    C ( )

Obs: Leia os nomes dos objetos devagar e de forma clara, somente uma vez e anote. Se o total for diferente de três: - repita todos os objetos até no máximo três repetições; - anote o número de repetições que fez \_\_\_\_\_; - nunca corrija a primeira parte; anote um ponto para cada objeto lembrado e zero para os que não foram lembrados.

Total de pontos: \_\_\_\_\_

ATENÇÃO E CALCULO:

**6) Vou lhe dizer alguns números e gostaria que realizasse os seguintes cálculos:**

**30-3;                      27-3;                      24-3;                      21-3;                      18-3;**  
 \_\_\_\_;                      \_\_\_\_;                      \_\_\_\_;                      \_\_\_\_;                      \_\_\_\_.

(27; 24; 21; 18; 15). Considere correto se o indivíduo se corrigir espontaneamente. Se der uma errada, mas depois continuar a subtrair bem, consideram-se as seguintes como corretas. Parar ao fim de 5 respostas.

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**Ou, caso o paciente não conseguir se sair bem nesta prova, peça a ele que soletre a palavra “mundo” de trás para frente. (O – D – N – U – M).**

Total de pontos: \_\_\_\_\_

MEMÓRIA RECENTE:

**7) Há alguns minutos, o Sr (a) repetiu uma série de três palavras. Por favor, diga-me agora quais ainda se lembra:**    A ( )                      M ( )                      C ( )

Obs: anote um ponto para cada resposta correta: Árvore, Mesa, Cachorro.

Total de pontos: \_\_\_\_\_

LINGUAGEM:

Anote um ponto para cada resposta correta:

**8) Aponte a caneta e o relógio e peça pra nomeá-los: C ( ) R ( )**

(permita dez segundos para cada objeto)

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**9) Repita a frase que eu vou lhe dizer (pronunciar em voz alta, bem articulada e lentamente)**

“NEM AQUI, NEM ALÍ, NEM LÁ”.

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**10) Dê ao entrevistado uma folha de papel, na qual esteja escrito em letras grandes: “FECHE OS OLHOS”. Diga-lhe: leia este papel e faça o que está escrito (permita dez segundos).**

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**11) Vou lhe dar um papel e quando eu o entregar, pegue com sua mão direita, dobre-o na metade com as duas mãos e coloque no chão. P ( ) D ( ) C ( )**

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**12) Pedir ao entrevistado que escreva uma frase em um papel em branco.**

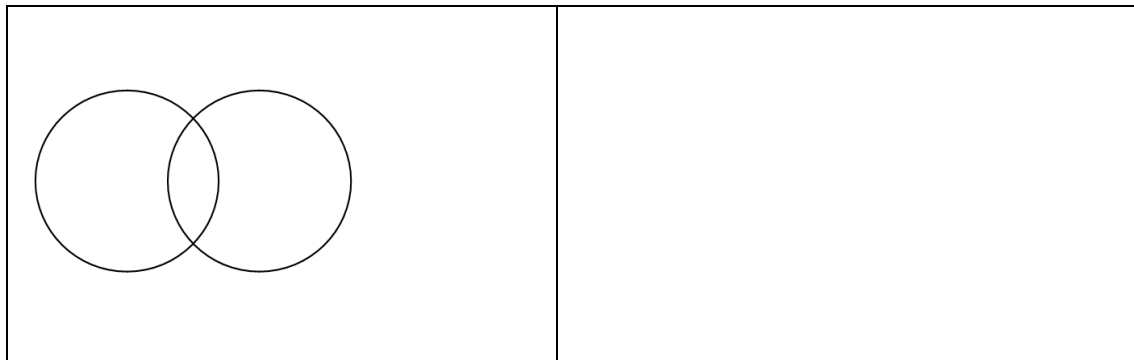
**O Sr (a) poderia escrever uma frase completa de sua escolha?** (contar um ponto se a frase tem sujeito, verbo, predicado, sem levar em conta erros de ortografia ou de sintaxe). **Se o entrevistado não compreender ajude com: “alguma frase que tenha começo, meio e fim”, “alguma coisa que aconteceu hoje”, “alguma coisa que queira dizer”. Permitir-lhe corrigir se tiver consciência de seu erro.** (máximo de trinta segundos).

Total de pontos: \_\_\_\_\_

**13) Por favor, copie este desenho.** (entregue ao entrevistado o desenho e peça-o para copiar).

**A ação está correta se o desenho tiver dois círculos que se cruzam.** Anote um ponto se o desenho estiver correto.

Total de pontos: \_\_\_\_\_



Obs: Somente as respostas corretas anotadas nas perguntas de 03 a 13 e anote o total. A pontuação máxima é de trinta pontos.

**J.5** Total de pontos: \_\_\_\_\_

### SEÇÃO C – DADOS RELACIONADOS À SAÚDE E ANTROPOMÉTRICOS

**B.4** O (a) Sr (a) diria que sua saúde é:

0 ( ) excelente    1 ( ) muito boa    2 ( ) boa    3 ( ) regular    4 ( ) ruim

**B.5** Tem alguma doença diagnosticada? 0 ( ) Sim    1 ( ) Não

**B.5a** Número de doenças: \_\_\_\_\_

**B.5b** Quais? \_\_\_\_\_

---

**B.6** O(a) Sr(a) sentiu dores musculoesqueléticas nos últimos 7 dias? 0 ( ) Sim 1 ( ) Não

**B.6a** Local da dor nos últimos 7 dias

0 ( ) pescoço 1 ( ) ombros 2 ( ) cotovelos 3 ( ) punho/mãos

4 ( ) dorsal 5 ( ) lombar 6 ( ) quadril/coxas 7 ( ) joelhos 8 ( ) tornozelos/pés

**B.7** O(a) Sr(a) sentiu dores musculoesqueléticas nos últimos 12 meses? 0 ( ) Sim 1 ( ) Não

**B.7a** Local da dor nos últimos 12 meses

0 ( ) pescoço 1 ( ) ombros 2 ( ) cotovelos 3 ( ) punho/mãos

4 ( ) dorsal 5 ( ) lombar 6 ( ) quadril/coxas 7 ( ) joelhos 8 ( ) tornozelos/pés

**B.8** O(A) Sr(a) teve alguma queda nos últimos 12 meses? 0 ( ) Sim 1 ( ) Não

**B.8a** Quantas vezes o(a) Sr(a) caiu nos últimos 12 meses? \_\_\_\_\_

**B.8b** Teve alguma fratura durante a queda? \_\_\_\_\_

**B.9** Utiliza alguma medicação? 0 ( ) Sim 1 ( ) Não

**B.9a** Número de medicações: \_\_\_\_\_

**B.9b** Quais? \_\_\_\_\_

**B.11** O(A) Sr(a) fuma atualmente? 0 ( ) sim 1 ( ) não

**B.11a** Há quanto tempo o(a) Sr(a) fuma? \_\_\_\_\_

**B.11b** O(A) Sr(a) já foi fumante? 0 ( ) sim 1 ( ) não

**B.11c** Há quanto tempo parou? \_\_\_\_\_

**B.11d** Por quanto tempo fumou? \_\_\_\_\_

**B.12** O(A) Sr(a) consome bebidas alcoólicas atualmente? 0 ( ) sim 1 ( ) não

**B.12a** O(A) Sr(a) bebe...

0 ( ) raramente 1 ( ) um dia/semana 2 ( ) 2 dias/semana

3 ( ) 3 dias/semana 4 ( ) todo dia/quase todo dia

**B.12b** O(A) Sr(a) já foi consumidor de bebidas alcoólicas? 0 ( ) sim 1 ( ) não

**B.12c** Com que frequência o(a) Sr(a) bebia?

0 ( ) raramente 1 ( ) um dia/semana 2 ( ) 2 dias/semana

3 ( ) 3 dias/semana 4 ( ) todo dia/quase todo dia

**B.12d** Há quanto tempo parou de beber? \_\_\_\_\_

**B.12e** Por quanto tempo bebeu? \_\_\_\_\_

**B.13** PRESSÃO ARTERIAL: \_\_\_\_\_ X \_\_\_\_\_ mmHg

**B.14** FC: \_\_\_\_\_ bpm

#### ANTROPOMETRIA

**B.15** PESO: \_\_\_\_\_ Kg

**B.16** ALTURA: \_\_\_\_\_ cm

**B.17** IMC: \_\_\_\_\_ Kg/cm<sup>2</sup>

**B.18** Agora vou usar um instrumento que se chama

DINAMÔMETRO para testar a força da sua mão. Este teste somente pode ser feito se o(a) Sr(a) **NÃO**

sofreu nenhuma cirurgia no braço ou na mão, nos últimos três meses. Use o braço que acha que tem mais força. Coloque o cotovelo sobre a mesa e estique o braço com a palma da mão para cima. Pegue as duas peças de metal juntas assim (faça a demonstração). Preciso ajustar o aparelho para o seu tamanho? Agora, aperte bem forte. Tão forte quanto puder. As duas peças de metal não vão se mover, mas eu poderei ver qual a intensidade da força que o(a) Sr(a) está usando. Vou fazer este teste 2 vezes. Avise-me se sentir alguma dor ou incômodo. ANOTE A MÃO USADA NO TESTE: (1) Esquerda (2) Direita

**PRIMEIRA VEZ:**

(95) tentou, mas não conseguiu (96) não tentou, por achar arriscado  
(97) entrevistado incapacitado (98) recusou-se a tentar

COMPLETOU O TESTE: |\_\_\_|\_\_\_|\_\_\_| kg

**SEGUNDA VEZ:**

(95) tentou, mas não conseguiu (96) não tentou, por achar arriscado  
(97) entrevistado incapacitado (98) recusou-se a tentar

COMPLETOU O TESTE: |\_\_\_|\_\_\_|\_\_\_| kg

## SEÇÃO D- DADOS RELACIONADOS ÀS RESPOSTAS FUNCIONAIS

### EQUILÍBRIO

#### Escala de Equilíbrio de Berg

Descrição dos itens Pontuação (0-4)

1. Sentado para em pé \_\_\_\_\_
  2. Em pé sem apoio \_\_\_\_\_
  3. Sentado sem apoio \_\_\_\_\_
  4. Em pé para sentado \_\_\_\_\_
  5. Transferências \_\_\_\_\_
  6. Em pé com os olhos fechados \_\_\_\_\_
  7. Em pé com os pés juntos \_\_\_\_\_
  8. Reclinar à frente com os braços estendidos \_\_\_\_\_
  9. Apanhar objeto do chão \_\_\_\_\_
  10. Virando-se para olhar para trás \_\_\_\_\_
  11. Girando 360 graus \_\_\_\_\_
  12. Colocar os pés alternadamente sobre um banco \_\_\_\_\_
  13. Em pé com um pé em frente ao outro \_\_\_\_\_
  14. Em pé apoiado em um dos pés \_\_\_\_\_
- TOTAL \_\_\_\_\_ / 56 pontos.**

#### 1. SENTADO PARA EM PÉ

Instruções: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas
- ( ) 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar
- ( ) 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

#### 2. EM PÉ SEM APOIO

Instruções: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte
- ( ) 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte
- ( ) 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência



Se o sujeito é capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, marque pontuação máxima na **situação sentado sem suporte**. Siga diretamente para o item #4.

### 3. SENTADO SEM APOIO PARA AS COSTAS, MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

Instruções: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.

- ( ) 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão
- ( ) 2 capaz de sentar durante 30 segundos
- ( ) 1 capaz de sentar durante 10 segundos
- ( ) 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

### 4. EM PÉ PARA SENTADO

Instruções: Por favor, sente-se.

- ( ) 4 senta com segurança com o mínimo uso das mãos
- ( ) 3 controla descida utilizando as mãos
- ( ) 2 apóia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida
- ( ) 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada
- ( ) 0 necessita de ajuda para sentar

### 5. TRANSFERÊNCIAS (Figura 2)

Instruções: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)

- ( ) 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
- ( ) 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
- ( ) 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
- ( ) 1 necessidade de assistência de uma pessoa
- ( ) 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

### 6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

Instruções: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
- ( ) 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
- ( ) 0 necessidade de ajuda para evitar queda

### 7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

Instruções: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
- ( ) 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos
- ( ) 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

### 8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ (Figura 2)

Instruções: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco).

- ( ) 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
- ( ) 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
- ( ) 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)

- ( ) 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão
- ( ) 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

#### 9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ (Figura 2)

Instruções: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés

- ( ) 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
- ( ) 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
- ( ) 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente
- ( ) 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
- ( ) 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

#### 10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

Instruções: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.

- ( ) 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
- ( ) 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
- ( ) 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
- ( ) 1 necessita de supervisão ao virar
- ( ) 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

#### 11. VIRAR EM 360 GRAUS

Instruções: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa. Fazer o mesmo na outra direção

- ( ) 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- ( ) 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos
- ( ) 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente
- ( ) 1 necessita de supervisão ou orientação verbal
- ( ) 0 necessita de assistência enquanto vira

#### 12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO (Figura 2)

Instruções: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.

- ( ) 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos
- ( ) 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
- ( ) 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
- ( ) 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência
- ( ) 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

#### 13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE (Figura 2)

Instruções: (DEMONSTRAR PARA O SUJEITO - Colocar um pé diretamente em frente do outro na mesma linha). Se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- ( ) 4 Capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos.
- ( ) 3 Capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos.
- ( ) 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos
- ( ) 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos
- ( ) 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

#### 14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA (Figura 2)

Instruções: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar

- ( ) 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos
- ( ) 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos
- ( ) 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais

- ( ) 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente  
 ( ) 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

## MOBILIDADE FUNCIONAL

### Time Up and Go Test – TUGT

Tempo que o participante gasta para se levantar de uma cadeira padronizada, caminhar 3 metros em linha reta e retornar à cadeira, sentando-se em seguida.

**Tempo:** \_\_\_\_\_

## DESEMPENHO FÍSICO FUNCIONAL

Avaliação do desempenho físico de membros inferiores  
*Short Physical Performance Battery (SPPB) GURALNIK, J. M. (1994)*

### 1. TESTE DE EQUILÍBRIO

Assinale o quadrado, caso obtenha pontuação zero, passe para o teste seguinte.

**1° Posição:** Posição em pé com os pés juntos



- ( ) < 10" □ 0 ponto. Marque o **tempo** \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ **milésimos de segundos**. Siga para o próximo teste (teste de velocidade de marcha).  
 ( ) ≥ 10" □ 1 ponto. Passe para a 2° posição.

**2° Posição:** Posição em pé com um pé parcialmente à frente



- ( ) < 10" □ 0 ponto. Marque o **tempo** \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ **milésimos de segundos**. Siga para o próximo teste (teste de velocidade de marcha).  
 ( ) ≥ 10" □ 1 ponto. Passe para a 3° posição.

**3° Posição:** Posição em pé com um pé à frente



- ( ) < 3" □ 0 ponto. Marque o **tempo** \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ **milésimos de segundos**. Siga para o próximo teste (teste de velocidade de marcha).  
 ( ) 3" ≥ e ≤ 9".99 □ 1 ponto  
 ( ) ≥ 10" □ 2 pontos

### 2. TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA

Caminhar normalmente 3 metros como se fosse atravessar a rua, repetir 2 vezes o teste. Se ele é incapaz de realizar, assinale o motivo e siga para o teste seguinte.



Tempo da 1° velocidade (**ida**) \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ **milésimos de segundos**.

Tempo da 2° velocidade (**volta**) \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ **milésimos de segundos**.

Escolher o melhor tempo para a pontuação, assinalando o quadrado abaixo.

- ( ) < 3.62" □ 4 pontos  
 ( ) 3.62" ≥ e ≤ 4.65" □ 3 pontos  
 ( ) 4.66" ≥ e ≤ 6.52" □ 2 pontos  
 ( ) > 6.52" □ 1 ponto  
 ( ) Incapaz □ 0 ponto

### 3. TESTE DE FORÇA DE MEMBROS INFERIORES

. Primeiro realizar um pré-teste: levantar-se apenas 1 vez da cadeira:

. Caso **NÃO** consiga ou utilize as mãos, pare o teste, siga para a pontuação final SPPB;

. Caso **SIM** consiga, repita o teste 5 vezes consecutivas o mais rápido possível, com os membros superiores cruzados sobre peito e marque o tempo: \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ **milésimos de segundos**. Caso o

participante use os braços ou não consiga completar as 5 repetições ou demore mais que 1 minuto para completar, finalize o teste e pontue zero.

Posição  
Inicial



Posição  
Final



- ( ) Incapaz ou tempo > 60" □ 0 ponto  
 ( )  $\geq 16''.70$  □ 1 ponto  
 ( )  $13''.70 \geq e \leq 16''.69$  □ 2 pontos  
 ( )  $11''.20 \geq e \leq 13''.69$  □ 3 pontos  
 ( )  $\leq 11''.19$  □ 4 pontos

Pontuação geral: \_\_\_\_\_

## SEÇÃO E- MEDO DE CAIR

Escala de eficácia de quedas – Internacional – Brasil (FES-I-Brasil)

Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade.

FES-I-Brasil	Nem um pouco	Um pouco	Muito	Extremamente
	preocupado	preocupado	preocupado	preocupado
	1	2	3	4
1. Limpando a casa (ex: passar pano, aspirar ou tirar a poeira)	1	2	3	4
2. Vestindo ou tirando a roupa	1	2	3	4
3. Preparando refeições simples	1	2	3	4
4. Tomando banho	1	2	3	4
5. Indo às compras	1	2	3	4
6. Sentando ou levantando de uma cadeira	1	2	3	4
7. Subindo ou descendo escadas	1	2	3	4
8. Caminhando pela vizinhança	1	2	3	4
9. Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão	1	2	3	4
10. Indo atender ao telefone antes que pare de tocar	1	2	3	4
11. Andando sobre superfície escorregadia (ex: chão molhado)	1	2	3	4
12. Visitando um amigo ou parente	1	2	3	4
13. Andando em lugares cheios de gente	1	2	3	4

14. Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacada)	1	2	3	4
15. Subindo ou descendo uma ladeira	1	2	3	4
16. Indo a uma atividade social (ex: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube)	1	2	3	4

**PONTUAÇÃO GERAL****SEÇÃO F– SINTOMAS DEPRESSIVOS**

## Escala de Depressão em Geriatria-15 (GDS-15)

Se alguma pergunta não for entendida, ela era repetida mais lentamente, porém sem interpretação das palavras. Caso o indivíduo negar, ou não souber responder a alguma pergunta, tentará novamente, por até três vezes; se mesmo assim não houver resposta, passará para a próxima pergunta.

GDS-15	Escore	
	Não	Sim
1. Você está basicamente satisfeito com sua vida?	1	0
2. Você deixou muitos de seus interesses e atividades?	0	1
3. Você sente que sua vida está vazia?	0	1
4. Você se aborrece com frequência?	0	1
5. Você se sente de bom humor a maior parte do tempo?	1	0
6. Você tem medo que algum mal vá lhe acontecer?	0	1
7. Você se sente feliz a maior parte do tempo?	1	0
8. Você sente que sua situação não tem saída?	0	1
9. Você prefere ficar em casa a sair e fazer coisas novas?	0	1
10. Você se sente com mais problemas de memória do que a maioria?	0	1
11. Você acha maravilhoso estar vivo?	1	0
12. Você se sente um inútil nas atuais circunstâncias?	0	1
13. Você se sente cheio de energia?	1	0
14. Você acha que sua situação é sem esperanças?	0	1
15. Você sente que a maioria das pessoas está melhor que você?	0	1
<b>PONTUAÇÃO GERAL</b>		

**APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB**

Autorizada pelo Decreto Estadual nº 7344 de 27.05.98

Campus de Jequié

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Resolução nº 466, de 12 de dezembro de 2012, Conselho Nacional de Saúde.

Prezado(a) Senhor(a),

Eu, Claudineia Matos de Araujo, Prof. Ms. do Departamento de Saúde 1 da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB e Rafael Pereira, Prof. Dr. do Departamento de Ciências Biológicas da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB juntamente com o professor Marcos Henrique Fernandes, Prof. Dr. do Departamento de Saúde 1 da UESB, estamos convidando(a) a participar do estudo intitulado “Efeitos da estimulação cutânea adicional sobre o controle postural de idosas propensas a quedas”. O objetivo desse estudo é investigar os efeitos da aplicação de estímulo cutâneo adicional, na forma de fita adesiva elástica e fita adesiva inelástica aplicados no tendão do calcâneo, sobre o controle postural de idosas propensas a quedas, através de uma análise de medidas estabilométricas.

O presente estudo possibilitará a avaliação do equilíbrio e da mobilidade de idosas propensas a quedas, o que permitirá, dessa forma, conhecer as condições de saúde e a necessidade de tratamento dos mesmos. Além disso, este estudo tem como proposta submeter esses indivíduos a dois tipos de estimulação cutânea, possibilitando, dessa forma, verificar os efeitos dessas fitas adesivas no controle postural apresentadas pelas idosas propensas a quedas, assim como buscar prevenir quedas e melhorar a qualidade de vida dessa população.

Ao concordar com a participação no estudo, o(a) Senhor(a) deverá estar à disposição para realizar, inicialmente, às avaliações onde serão coletados os dados pessoais, sociodemográficos e clínicos. Além disso, serão avaliadas a distribuição da pressão do pé, o equilíbrio e a mobilidade. Posteriormente, cada voluntário será submetido a 3 condições experimentais: 1) controle; 2) fita inelástica aplicada sobre o tendão do calcâneo; 3) da fita elástica aplicada sobre o tendão do calcâneo. Serão realizadas medidas do controle postural (equilíbrio) antes da aplicação da fita adesiva, imediatamente após e 24 horas após a aplicação da fita adesiva. Sendo assim, cada voluntário deverá comparecer em 6 momentos (2 dias diferentes para cada uma das 3 condições experimentais) distintos ao local de coleta.

O pesquisador estará disposto a esclarecer quaisquer dúvidas que venham a surgir durante o estudo, ou após a mesma. Se qualquer relatório ou publicação resultar deste estudo, a identificação do participante não será revelada. Nós guardaremos os registros de cada pessoa, e os dados coletados serão arquivados pelos pesquisadores durante cinco anos, e somente o pesquisador responsável e colaboradores terão acesso a estas informações.

Este estudo não deverá trazer risco ou desconforto para a integridade física, mental ou moral dos participantes. No entanto, é possível que aconteçam durante a realização da aplicação das fitas adesivas os seguintes desconfortos ou riscos (incômodo com o uso da fita). Nestes casos, a fita será retirada imediatamente, e serão oferecidos orientações à estes participantes, por profissionais de saúde integrantes do projeto.

Informamos que não será oferecida nenhuma forma de ressarcimento/indenização aos participantes da pesquisa. Toda a participação é voluntária, não havendo remuneração, nem há

penalidade para aqueles que decidirem não participar desse estudo. Ninguém será penalizado se decidir desistir das atividades propostas; ninguém é obrigado a participar da pesquisa e que a recusa não implica nenhum prejuízo para o participante e sua família e que isso não afetará seu tratamento.

Caso o senhor(a) aceite participar do estudo, deverá assinar duas vias do termo de consentimento livre e esclarecido, sendo que uma será do senhor(a) e a outra ficará com o pesquisador, e este arquivará o material por 5 (cinco) anos.

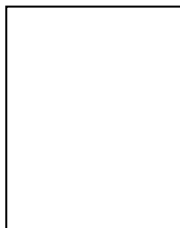
Eu estou de acordo com a participação no estudo descrito acima. Eu fui devidamente esclarecido quanto os objetivos da pesquisa, aos procedimentos aos quais serei submetido e os possíveis riscos envolvidos na minha participação. Os pesquisadores me garantiram disponibilizar qualquer esclarecimento adicional que eu venha solicitar durante o curso da pesquisa e o direito de desistir da participação em qualquer momento, sem que a minha desistência implique em qualquer prejuízo à minha pessoa ou à minha família, sendo garantido anonimato e o sigilo dos dados referentes a minha identificação, bem como de que a minha participação neste estudo não me trará nenhum benefício econômico.

Eu, \_\_\_\_\_, aceito livremente participar do estudo intitulado “Efeitos da estimulação cutânea adicional sobre o controle postural de idosas propensas a quedas” desenvolvido pelos professores Claudineia Matos de Araujo, Rafael Pereira e Marcos Henrique Fernandes da UESB.

---

Assinatura do Participante

Polegar direito



### **COMPROMISSO DO PESQUISADOR**

Eu discuti as questões acima apresentadas com cada participante do estudo. É minha opinião que cada indivíduo entenda os riscos, benefícios e obrigações relacionadas a esta pesquisa.

Jequié, Data: \_\_/\_\_/\_\_

Assinatura do Pesquisador

### **PARA MAIORES INFORMAÇÕES, PODE ENTRAR EM CONTATO COM:**

Claudineia Matos de Araujo

Fone: (73) 3528-9655

E-mail: [neialis@yahoo.com.br](mailto:neialis@yahoo.com.br)

Rafael Pereira

Fone: (73) 3528-9655

Email: [rafaelpereira@uesb.edu.br](mailto:rafaelpereira@uesb.edu.br)

Marcos Henrique Fernandes

Fone: (73) 3528-9655

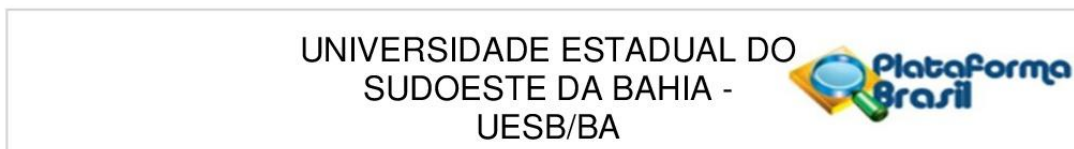
E-mail: [marcoshenriquefernandes@bol.com.br](mailto:marcoshenriquefernandes@bol.com.br)

### **Comitê de Ética em Pesquisa**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UESB é um setor que avalia projetos de pesquisa, visando assegurar a dignidade, os direitos, o anonimato e o bem-estar dos sujeitos da pesquisa. Endereço: Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB; CAP - 1º andar; Av. José Moreira Sobrinho, S/N - Bairro: Jequezinho; CEP: 45.206-510 - Jequié – Bahia. Atendimento ao Público: de segunda a sexta, das 8 às 12 e das 14 às 18 h. Telefone: (73) 3528 9727 Endereços eletrônicos: [cepuesb.jq@gmail.com](mailto:cepuesb.jq@gmail.com) ou [cepjq@uesb.edu.br](mailto:cepjq@uesb.edu.br)

**ANEXO**



**ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa****PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO CUTÂNEA ADICIONAL SOBRE O CONTROLE POSTURAL DE IDOSAS

**Pesquisador:** Claudineia Matos de Araujo

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 88920818.4.0000.0055

**Instituição Proponente:** Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia - UESB

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 2.783.516

**Apresentação do Projeto:**

O estudo aborda as diversas alterações morfuncionais sistêmicas que ocorrem de forma progressiva no envelhecimento, especialmente as alterações músculoesqueléticas e a predisposição ao decréscimo da capacidade de discriminação somato-sensorial que podem levar à diminuição do controle postural, podendo está associado a limitações na realização de atividades diárias e risco de quedas. Nessa perspectiva, este estudo visa investigar os efeitos da aplicação de estímulo cutâneo adicional, na forma de fita adesiva elástica e fita adesiva inelástica aplicados no tendão do calcâneo, sobre o controle postural de idosas propensas a quedas, através de uma análise de medidas estabilométricas. O presente estudo será do tipo experimental, ou seja, estudo clínico randomizado, onde será realizado na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, situada no município de Jequié-BA. Serão convidados a participar do estudo 60 idosas cadastradas na Associação de Amigos, Grupos de Convivência e Universidade Aberta com a Terceira Idade localizadas na cidade de Jequié-BA. Serão critérios de inclusão dos participantes: idade 60 anos, insuficientemente ativo, ausência de déficit cognitivo, déficit no equilíbrio/ estabilidade física. As avaliações serão realizadas pré e pós protocolos de

**Endereço:** Avenida José Moreira Sobrinho, s/n

**Bairro:** Jequezinho

**CEP:** 45.206-510

**UF:** BA

**Município:** JEQUIE

**Telefone:** (73)3528-9727

**Fax:** (73)3525-6683

**E-mail:** cepuesb.jq@gmail.com

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO  
SUDOESTE DA BAHIA -  
UESB/BA



intervenção, sendo que inicialmente serão coletados dados pessoais, sociodemográficos, antropométricos e clínicos. Serão realizadas avaliações: estabilométricas pré e pós (imediato, 24 h e 48 h) os protocolos de intervenção; da distribuição da pressão plantar através da baropodometria eletrônica; funcional do

**Endereço:** Avenida José Moreira Sobrinho, s/n  
**Bairro:** Jequiezinho **CEP:** 45.206-510  
**UF:** BA **Município:** JEQUIE  
**Telefone:** (73)3528-9727 **Fax:** (73)3525-6683 **E-mail:** cepuesb.jq@gmail.com

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO  
SUDOESTE DA BAHIA -  
UESB/BA



Continuação do Parecer: 2.783.516

equilíbrio através da Escala de Equilíbrio de Berg; e da mobilidade funcional com o uso do Time Up and Go Test. A amostra será dividida em três grupos de 20 indivíduos: grupo controle (GC) que não participará da intervenção; o grupo intervenção 1 (GI1) e grupo de intervenção 2 (GI2) que realizará as duas intervenções, simultaneamente, com aplicação da fita elástica e da fita inelástica em tendão do calcâneo. Os voluntários serão submetidos a 3 (três) condições experimentais em 3 (três) dias não consecutivos, sendo a ordem de execução randômicas. Para análise dos dados e comparação entre as variáveis avaliadas antes e após a intervenção, a fim de verificar se têm diferenças no controle postural, serão realizados testes para verificação da normalidade dos dados e, a partir daí utilização de testes paramétricos (ANOVA two-way) ou não paramétricos (Kruskal-Wallis) a depender da normalidade dos dados. O nível de significância para este estudo será de 5% ( $p < 0,05$ ), através do programa estatístico Statistical Package for the Social Sciences, versão 21.0). Espera-se com este estudo buscar evidências que minimizem as complicações decorrentes das alterações do controle postural em idosas e melhorem a qualidade de vida dessa população.

**Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Primário:

- Investigar os efeitos da aplicação de estímulo cutâneo adicional, na forma de fita adesiva elástica e fita adesiva inelástica aplicados no tendão do calcâneo, sobre o controle postural de idosas propensas a quedas, através de uma análise de medidas estabilométricas.

Objetivos Secundários:

- Avaliar o controle postural de idosas propensas a quedas.
- Avaliar a influência da aplicação de estímulo cutâneo adicional através de fita adesiva elástica e fita adesiva inelástica aplicada no tendão do calcâneo sobre o controle postural de idosas propensas a quedas.
- Avaliar a influência da aplicação de estímulo cutâneo adicional através de fita adesiva elástica e fita adesiva inelástica aplicada no tendão do calcâneo sobre o desempenho em testes funcionais de idosas propensas a quedas.
- Analisar e comparar os efeitos imediatos e tardios (até 48 h) após aplicação de estímulo cutâneo adicional em idosas propensas a quedas.

**Endereço:** Avenida José Moreira Sobrinho, s/n  
**Bairro:** Jequiezinho **CEP:** 45.206-510  
**UF:** BA **Município:** JEQUIE  
**Telefone:** (73)3528-9727 **Fax:** (73)3525-6683 **E-mail:** cepuesb.jq@gmail.com

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO  
SUDOESTE DA BAHIA -  
UESB/BA



Continuação do Parecer: 2.783.516

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os riscos e os benefícios foram contemplados no TCLE. Todavia, nas Informações básicas do Projeto a autora imediatamente, após evidenciar que o estudo não implicará em nenhum risco contradiz esta afirmativa focando a “possibilidade de desconforto ou risco” em decorrência da aplicação das fitas adesivas. Não há referência as medidas que serão aplicadas para evitar esta possível ocorrência.

Riscos: Este estudo não deverá trazer risco ou desconforto para a integridade física, mental ou moral dos participantes. No entanto, é possível que aconteçam durante a realização da aplicação das fitas adesivas os seguintes desconfortos ou riscos (incômodo com o uso da fita).

Benefícios: O presente estudo possibilitará a avaliação do equilíbrio e da mobilidade de idosas propensas a quedas, o que permitirá, dessa forma, conhecer as condições de saúde e a necessidade de tratamento dos mesmos. Além disso, este estudo tem como proposta submeter esses indivíduos a dois tipos de estimulação cutânea, possibilitando, dessa forma, verificar os efeitos dessas fitas adesivas no controle postural apresentadas pelas idosas propensas a quedas, assim como buscar prevenir quedas e melhorar a qualidade de vida dessa população.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa possui relevância no campo da saúde coletiva /saúde do idoso implicando diretamente na prevenção de quedas, dano comum na terceira idade e fator importante de limitação funcional com repercussões na qualidade de vida deste grupo populacional.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os termos exigidos pelo CEP/Uesb foram apresentados e estão em concordância com o regulamentado.

**Recomendações:**

Adequar as informações sobre os riscos constante n TCLE ao documento Informações Básicas do Projeto

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Considerando não haver pendências do ponto de vista da ética sou favorável a aprovação do projeto.

**Endereço:** Avenida José Moreira Sobrinho, s/n  
**Bairro:** Jequiezinho **CEP:** 45.206-510  
**UF:** BA **Município:** JEQUIE  
**Telefone:** (73)3528-9727 **Fax:** (73)3525-6683 **E-mail:** cepuesb.jq@gmail.com

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO  
SUDOESTE DA BAHIA -  
UESB/BA



Continuação do Parecer: 2.783.516

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Em reunião do dia 24/07/2018, a plenária do CEP/UESB aprovou o parecer do relator.

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

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_1089204.pdf	24/04/2018 20:00:54		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado.docx	24/04/2018 19:57:59	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Folha de Rosto	pdf.pdf	24/04/2018 19:44:50	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	img004.jpg	24/04/2018 19:23:49	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Dout_Claudineia.docx	19/04/2018 21:50:34	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	oficio_encaminhamento.doc	19/04/2018 21:48:04	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_coleta.doc	19/04/2018 21:30:19	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracao1.doc	19/04/2018 21:28:24	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	img002.jpg	19/04/2018 21:12:40	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Declaração de Pesquisadores	img003.jpg	19/04/2018 21:10:23	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Orçamento	orcamento.docx	19/04/2018 19:07:38	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	19/04/2018 19:01:14	Claudineia Matos de Araujo	Aceito
Brochura Pesquisa	Projeto_DOUTORADO_claudineia_Apr11_Rafael.docx	19/04/2018 18:51:56	Claudineia Matos de Araujo	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Endereço:** Avenida José Moreira Sobrinho, s/n  
**Bairro:** Jequiezinho **CEP:** 45.206-510  
**UF:** BA **Município:** JEQUIE  
**Telefone:** (73)3528-9727 **Fax:** (73)3525-6683 **E-mail:** cepuesb.jq@gmail.com



UNIVERSIDADE ESTADUAL DO  
SUDOESTE DA BAHIA -  
UESB/BA



Continuação do Parecer: 2.783.516

JEQUIE, 24 de Julho de 2018

---

**Assinado por:**  
**Ana Angélica Leal Barbosa**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Avenida José Moreira Sobrinho, s/n  
**Bairro:** Jequiezinho **CEP:** 45.206-510  
**UF:** BA **Município:** JEQUIE  
**Telefone:** (73)3528-9727 **Fax:** (73)3525-6683 **E-mail:** cepuesb.jq@gmail.com

