



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

LUCAS SILVEIRA SAMPAIO

**FATORES DETERMINANTES DO EQUILÍBRIO EM PESSOAS
IDOSAS: ANÁLISE A PARTIR DA RELAÇÃO ENTRE IDADE,
FUNÇÕES SENSORIAIS E MOTORAS**

JEQUIÉ- BA
2023

LUCAS SILVEIRA SAMPAIO

**FATORES DETERMINANTES DO EQUILÍBRIO EM PESSOAS
IDOSAS: ANÁLISE A PARTIR DA RELAÇÃO ENTRE IDADE,
FUNÇÕES SENSORIAIS E MOTORAS**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, área de concentração em Saúde Pública, para apreciação e julgamento da Banca Examinadora.

Linha de Pesquisa: Vigilância em Saúde

Orientador: Prof. Dr. Marcos Henrique Fernandes

**JEQUIÉ- BA
2023**

S192f Sampaio, Lucas Silveira.

Fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas: análise a partir da relação entre idade, funções sensoriais e motoras / Lucas Silveira Sampaio.- Jequié, 2023.
132f.

(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)

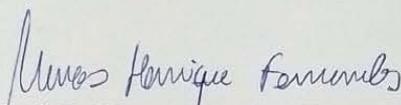
1.Equilíbrio postural 2.Idoso 3.Funcionalidade 4.Força muscular
5.Funcões sensoriais I.Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia.
II.Título

CDD – 613.70565

**FOLHA DE APROVAÇÃO DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DA TESE DE
DOUTORADO**

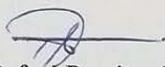
SAMPAIO, Lucas Silveira. Fatores determinantes do equilíbrio em idosas: análise a partir da relação entre idade, funções sensoriais e motoras e o desempenho do equilíbrio. 2023. Programa de Pós-graduação em Enfermagem e Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Jequié-Bahia.

BANCA EXAMINADORA



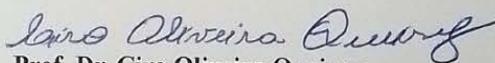
Prof. Dr. Marcos Henrique Fernandes

Programa de Pós-graduação em Enfermagem e Saúde (PPGES) – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB)



Prof. Dr. Rafael Pereira de Paula

Programa de Pós-graduação em Enfermagem e Saúde (PPGES) – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB)



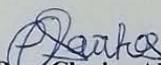
Prof. Dr. Ciro Oliveira Queiroz

Programa de Pós-graduação em Educação Física (PPGEF) - Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB)



Profa. Dra. Luciana Araújo dos Reis

Programa de Pós-graduação Memória: Linguagem e Sociedade (PPGMLS) - Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB)



Profa. Dra. Clarice Alves dos Santos

Programa de Pós-graduação em Educação Física (PPGEF) - Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB)

Jequié-Bahia, 25 de setembro de 2023

AGRADECIMENTOS

Gratidão, palavra forte como o significado dela mesma, e quanta gratidão devo ter por ter conseguido finalizar este período do Doutorado.

Digo isso porque não foi algo simples ou comum, foram quatro anos em que, somado a toda a demanda que um Doutorado impõe, estavam minhas inúmeras demandas profissionais – em outra cidade – e quando digo inúmeras, listo apenas algumas: docência em duas faculdades privadas; a coordenação de pós graduação em duas instituições; a docência em pós graduação; e, de forma mais intensa, a coordenação de curso de graduação e a atual gerência acadêmica de toda uma IES. Tudo isso somado à atuação profissional como Fisioterapeuta e a relevância do papel de ser Pai e Esposo.

Portanto, só posso ser grato! Grato a Deus por ter me dado FORÇA, SAÚDE e FÉ para acreditar que seria possível. Grato a minha família, desde a oração de minha mãe Angélica para tudo dar certo, ao apoio diário, intenso e fundamental de minha esposa Talita que sempre segurou na minha mão e dizia “calma que vai dar certo” ou “não sei como você dá conta de tanta coisa, mas você consegue”, e por fim, ao meu filho João Lucas e nosso pet Luck que trazem a alegria e diversão necessária para quebrar todo o peso dessa jornada. Vocês foram fundamentais!!!

Presto também agradecimento aos meus colegas desta jornada, especialmente aos amigos Kleyton, Mauro, Jamille, Chrisne e Pedro, que durante esses anos dividiram as viagens que apelidamos de “Caronas para a Europa”, vocês tornaram as viagens mais leves e rápidas. Gratidão pela companhia e parceria na hora de resolver nossas demandas acadêmicas.

Por fim, duas pessoas a quem também devo grande agradecimento, os professores Marcos Henrique e Rafael Pereira, sem vocês não seria possível. Agradeço muito por toda a colaboração durante esses quatro anos do Prof. Marcos enquanto meu orientador, foi paciente com todas as intercorrências que tivemos durante a Pandemia, e soube conduzir mesmo com tantas demandas profissionais, um novo projeto iniciado do zero após a minha qualificação, isso mesmo, registro aqui que fizemos 2 projetos de Tese em 1 doutorado, mais um desafio que foi vencido. Vitória esta que foi possível graças a enorme colaboração do professor Rafael, que estendeu a mão e ajudou na construção de uma nova alternativa e análise diante da impossibilidade de execução do primeiro projeto! Obrigado professores!

Enfim, a batalha foi grande, o que torna a vitória ainda mais valiosa! Portanto, finalizo da mesma forma que iniciei este texto, com a palavra GRATIDÃO!

“O envelhecimento é um direito personalíssimo e a sua proteção um direito social, nos termos desta Lei e da legislação vigente.”

(Estatuto do Idoso)

SAMPAIO, Lucas Silveira. **Fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas: análise a partir da relação entre idade, funções sensoriais e motoras.** 2023. Tese [Doutorado]. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde, área de concentração em Saúde Pública. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Jequié-BA, 2023.

RESUMO

O equilíbrio é definido como a capacidade de manter o centro de massa sobre a base de apoio durante uma postura sem perturbações, bem como ao reagir a estímulos externos. Para obtermos movimentos precisos de nossas extremidades superiores para as atividades diárias e para evitar quedas, bem como suas consequências como fraturas, hospitalização e mortes precisamos do equilíbrio preservado. Nesta perspectiva, esta tese buscou investigar os fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas em comunidade. Três etapas foram utilizadas para chegar a este objetivo principal: Estimar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico de pessoas idosas em comunidade; Analisar a correlação da idade sobre a sensibilidade tátil plantar, a força explosiva e o equilíbrio estático e dinâmico em pessoas idosas em comunidade; Analisar os fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas residentes na comunidade utilizando uma abordagem frequentista e bayesiana. Trata-se de um estudo observacional com delineamento transversal e analítico. Participaram do estudo 59 pessoas idosas. Foi utilizado um questionário composto por informações como idade e relacionadas à saúde, como também avaliação dos parâmetros estabilométricos, da sensibilidade tátil plantar, força muscular e equilíbrio. Foi aplicada a correlação de Pearson entre a Idade e as variáveis Escore da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), Sensibilidade Tátil Plantar, Parâmetros Estabilométricos e Taxa de desenvolvimento de força. O alfa crítico foi definido em 0,05. Visando triar variáveis com maior potencial para a análise a fim de identificar os fatores determinantes da EEB, foi aplicada a correlação de Pearson entre o escore da EEB e as variáveis Idade, IMC, DOT OA, DOT OF, DOT Romberg, AREA OA, AREA OF, AREA Romberg, Amplitude Médio-Lateral Tandem, TP, TDFr 200ms, e o alfa crítico foi definido em 0,01. Após esta etapa avançou-se para a construção de um modelo de regressão linear multivariada utilizando o método Stepwise. As análises de teste de hipótese do Fator de Bayes foram usadas para verificar os resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos resultados. A idade é um fator determinante sobre a capacidade de percepção tátil plantar e sobre o equilíbrio estático e dinâmico. Foi evidenciado também que o escore da Escala de Equilíbrio de Berg está significativamente associado a Idade, sensibilidade tátil plantar, DOT OA e TP, sendo que, de forma combinada, a idade, DOT OA e TP têm uma ótima probabilidade de prever o escore da EEB, explicando aproximadamente 38% da variabilidade desta resultado. A inferência bayesiana suporta a probabilidade de sucesso de intervenções visando melhorar o escore da EEB usando treinos de força explosiva e de integração sensorio-motora. Em contrapartida, uma anedota probabilidade de sucesso das intervenções busca melhorar a sensação tátil plantar.

Palavras-chaves: Equilíbrio postural. Idoso. Funcionalidade. Força muscular. Funções sensoriais.

SAMPAIO, Lucas Silveira. **Fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas: análise a partir da relação entre idade, funções sensoriais e motoras.** 2023. Tese [Doutorado]. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde, área de concentração em Saúde Pública. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Jequié-BA, 2023.

ABSTRACT

Balance is defined as the ability to maintain the center of mass over the base of support during an undisturbed posture, as well as when reacting to external stimuli. To obtain precise movements of our upper extremities for daily activities and to avoid falls, as well as their consequences such as fractures, hospitalization and deaths, we need preserved balance. From this perspective, this thesis sought to investigate the determining factors of balance in elderly women in the community. Three steps were used to reach this main objective: Assess the explosive strength, plantar tactile sensitivity and static and dynamic balance of elderly women in the community; Analyze the impact of age on plantar tactile sensitivity, explosive strength and static and dynamic balance in elderly women in the community; To analyze the factors determining balance in elderly women living in the community using a frequentist and Bayesian approach. This is an observational study with a cross-sectional and analytical design. 59 elderly women participated in the study. A questionnaire consisting of sociodemographic and health-related information was used, as well as assessment of stabilometric parameters, plantar tactile sensitivity, muscle strength and balance. Pearson's correlation was applied between Age and the variables Berg Balance Scale Score (BBS), Plantar Tactile Sensitivity, Stabilometric Parameters and Force Development Rate. The critical alpha was set to 0.05. Aiming at screening variables with greater potential for analysis in order to identify the determining factors of the BBS, Pearson's correlation was applied between the BBS score and the variables Age, BMI, DOT OA, DOT OF, DOT Romberg, AREA OA, AREA OF, AREA Romberg, Mid-Lateral Tandem Amplitude, TP, TDFr 200ms, and the critical alpha was set to 0.01. After this stage, a multivariate linear regression model was built using the Stepwise method. Bayes Factor hypothesis test analyzes were used to verify qualitative results and the likelihood of replicating the same results. Age is a determining factor on the capacity of plantar tactile perception and on static and dynamic balance. It was also evidenced that the Berg Balance Scale score is significantly associated with Age, plantar tactile sensitivity, DOT OA and TP, and, in combination, age, DOT OA and TP have an excellent probability of predicting the score of BSE, explaining approximately 38% of the variability of this result. Bayesian inference supports the probability of success of interventions aimed at improving the BBS score using explosive strength and sensorimotor integration training. On the other hand, an anecdote of the probability of success of interventions seeks to improve plantar tactile sensation.

Keywords: Postural balance. Elderly. Functionality. Muscle strength. Sensory functions.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1. Escores numéricos estipulados para cada monofilamento Semmes-Weinstein.....	35
---	----

LISTA DE TABELAS

ARTIGO I

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis qualitativas do estudo.....	46
Tabela 2. Parâmetros estatísticos descritivos da sensibilidade tátil plantar.....	47
Tabela 3. Parâmetros estatísticos descritivos da força explosiva.....	48
Tabela 4. Parâmetros estatísticos descritivos do equilíbrio estático através dos parâmetros estabilométricos.....	49
Tabela 5. Parâmetros estatísticos descritivos do equilíbrio dinâmico pela Escala de Berg.....	51

ARTIGO II

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis qualitativas do estudo.....	64
Tabela 2. Coeficientes de correlação entre a idade e variáveis de sensibilidade tátil plantar.....	65
Tabela 3. Coeficientes de correlação entre a idade e a taxa de desenvolvimento de força..	65
Tabela 4. Coeficientes de correlação entre a idade e as variáveis de Parâmetros Estabilométricos em Tandem Position (equilíbrio estático).....	67
Tabela 5. Coeficientes de correlação entre a idade e o equilíbrio dinâmico (Escala de Equilíbrio de Berg).....	67

ARTIGO III

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis do estudo.....	80
Tabela 2. Coeficientes de correlação entre a Escala de Equilíbrio de Berg e as variáveis medidas.....	81
Tabela 3. Parâmetros estatísticos obtidos a partir de modelos de regressão e fatores de Bayes.....	83

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMPL	Amplitude
AP	Antero-Posterior
APA	Ajuste Postural Antecipatório
APC	Ajuste Postural Compensatório
AREA	Área de oscilação do centro de pressão
AVD	Atividade da Vida Diária
BA	Bahia
BF	Bayes Factor
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	Centímetro
CP	Centro de Pressão
CV	Coefficiente de Variação
CVIM	Contração Voluntária Isométrica Máxima
CVM	Contração Voluntária Máxima
DOT	Deslocamento de Oscilação Total
DP	Desvio Padrão
EEB	Escala de Equilíbrio de Berg
EMG	Eletromiografia
FE	Força Explosiva
FPM	Força de Preensão Manual
FRS	Força de Reação do Solo
GBD	Estudo Global da Carga de Doenças, Lesões e Fatores de Risco
gf	Grama-força
Hz	Hertz
IC	Intervalo de Confiança
IC	Intervalo de Confiança
IMC	Índice de Massa Corpórea
IPAQ	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
IR	Índice de Romberg
JZS prior	Jeffreys-Zellner-Siow prior
Kgf	Quilogramas-força
KM	Quilômetro

m ²	Metros quadrados
MEEM	Mini-Exame do Estado Mental
ms	Milissegundos
OA	Olho Aberto
OF	Olho Fechado
OMS	Organização Mundial da Saúde
R ²	Coefficiente de Determinação
RI	Região Interfalangiana
RM	Região Medial
RML	Região Médio-Lateral
RP	Região Plantar
RQM	Raiz Quadrada Média
s	Segundos
STP	Sensibilidade Tátil Plantar
SNC	Sistema Nervoso Central
T	Tempo
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TDF	Taxa de Desenvolvimento de Força
TDFr	Taxa de Desenvolvimento de Força Relativa
TP	Tempo de Pico
UESB	Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia
UM	Unidade Motora
VM	Velocidade Média
WHO	World Health Organization

LISTA DE SÍMBOLOS

$\%$	Percentual
\pm	Mais ou menos
$>$	Maior
$<$	Menor
α	Alfa
\geq	Maior ou igual
\sim	Aproximadamente
2	Elevado ao quadrado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVOS	14
3 REVISÃO DE LITERATURA	15
3.1 Envelhecimento Populacional, Biológico e Funcional	15
3.2 Força explosiva	17
3.2.1 Força explosiva em idosos.....	19
3.3 Sensibilidade Tátil Plantar	22
3.4 Equilíbrio	24
4. MÉTODOS	28
4.1 Caracterização do estudo e aspectos éticos	28
4.2 Local do estudo	28
4.3 População e Amostra	28
4.3.1 Critérios de inclusão avaliados a partir do instrumento de rastreio das pessoas idosas: ..	28
4.3.2 Critérios de exclusão avaliados a partir do instrumento de rastreio das pessoas idosas..	29
4.4 Coleta de Dados	29
4.4.1 Instrumento da coleta de dados e variáveis de resposta	29
4.4.1.1 Variável sociodemográfica.....	30
4.4.1.2 Variáveis relacionadas à saúde	30
4.4.1.3 Sensibilidade tátil plantar	30
4.4.1.4 Equilíbrio Estático (Parâmetros estabilométricos)	32
4.4.1.5 Equilíbrio Dinâmico (Escala de Equilíbrio de Berg).....	33
4.4.1.6 Força Explosiva (taxa de desenvolvimento de força-TDF).....	33
4.5 Procedimento estatístico	34
5 RESULTADOS	37
5.1 Artigo I	38
5.2 Artigo II	54
5.3 Artigo III	711
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	93
REFERÊNCIAS	94
APÊNDICE A - INSTRUMENTO DE RASTREIO DAS PESSOAS IDOSAS	104
APÊNDICE B - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS	109
ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	123
ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	127

1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional é um grande desafio para a sociedade, especialmente pela necessidade de buscar envelhecer de forma saudável a fim de redução e/ou prevenção de morbidades e suas consequências (FLATT; PARTRIDGE, 2018). Neste contexto, é fundamental inicialmente compreender que o envelhecimento é um fenômeno natural e fisiológico no qual ocorrem mudanças no funcionamento do corpo e na morfologia em geral (HODES et al., 2016).

Entre estas alterações do envelhecimento, Maden-Wilkinson et al. (2021) trazem que há impacto sobre a Força Explosiva-FE, a qual é definida pela capacidade de desenvolver força ou torque com a maior velocidade possível durante uma contração voluntária rápida a partir de um nível baixo ou de repouso. A FE vem sendo apontada como importante para respostas a perturbações do equilíbrio e, conseqüentemente, evitar quedas em idosos, bem como tem sido relacionada a medidas subjetivas e objetivas de função em pacientes com distúrbios musculoesqueléticos.

Behan, Pain e Folland (2018) trazem que a produção rápida de torque pode melhorar a resposta do centro de controle de massa de todo o corpo a perturbações inesperadas, repercutindo sobre a capacidade de equilíbrio. No que se refere especificamente a população idosa, para Edholm, Strandberg e Kadi (2017) a capacidade de gerar força explosiva é um dos mais potentes preditores do estado funcional, reforçando que a redução na capacidade explosiva dos membros inferiores tem sido associado com o prejuízo na realização de tarefas da vida diárias, juntamente com a capacidade reduzida de se recuperar de uma alteração inesperada do equilíbrio como um tropeço ou escorregão, o que é importante na prevenção de quedas.

Em outra análise sobre os impactos do envelhecimento, Mascarenhas et al. (2023) trazem que este processo conduz também a um aumento do risco de diversas doenças relacionadas aos pés (neuropatia, diabetes, neuropatia periférica, fasciíte plantar, pé diabético e outros). Os autores destacam que o sistema nervoso periférico pode sofrer perda de receptores, fibras mielinizadas e não mielinizadas e apresenta velocidade de condução nervosa diminuída, levando o idoso a apresentar déficit na discriminação sensorial e, dessa forma, surgem alterações nos pés, comprometendo o desempenho das atividades de vida diária, interferindo negativamente na postura, marcha e equilíbrio, contribuindo para o desenvolvimento de incapacidades e risco de quedas, prejudicando assim a qualidade de vida dos idosos.

Neste contexto das consequências do déficit de equilíbrio, o último Estudo Global da Carga de Doenças, Lesões e Fatores de Risco – GBD realizado em 2017 trouxe que as quedas são a 18ª principal carga de doença padronizada por idade e ajustada por incapacidade, superando condições como doença renal crônica, doença de Alzheimer, outras demências e asma (ROTH et al., 2018). Destaca-se ainda que os idosos são responsáveis pela maior parcela de mortes por quedas (WHO, 2018) e, entre as categorias de mortes relacionadas a lesões nessa população, as quedas são a principal categoria em idosos com idade maior que 70 anos (WHO, 2014).

Assim, a partir desta realidade de possíveis alterações da força, sensoriais e de equilíbrio exposta, torna-se de extrema importância aprofundar o conhecimento acerca dos fatores que podem sofrer impactos negativos decorrentes do processo de avanço da idade e podem ser determinantes em alterações de aspectos funcionais como o equilíbrio dos idosos. Nota-se ainda que a compreensão sobre a proporção que cada fator destes como, por exemplo, a força explosiva e a sensibilidade tátil, contribui para o desempenho do equilíbrio não está estabelecida. Assim, estes resultados possibilitarão a compreensão para uma atenção precoce na manutenção e/ou incremento do equilíbrio na população idosa, visando a prevenção de consequências graves como as quedas, as quais levam a sérios agravos, incluindo fratura, imobilização ou até morte, gerando importantes impactos econômicos e sociais.

Nesta perspectiva, esta tese buscou investigar os fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas em comunidade. Foi investigado esse problema em três etapas: primeiramente, através de uma análise descritiva das variáveis clínicas como força explosiva, parâmetros estabilométricos, sensibilidade tátil plantar e escore da Escala de Berg (EEB) dos idosos participantes do estudo; a partir de então, analisou-se a associação entre estas variáveis e a idade visando compreender o impacto do envelhecimento sobre variáveis clínicas e funções dos idosos; por fim, investigou-se a associação destas variáveis com o escore da Escala do Equilíbrio de Berg para compreender a relação com o desfecho clínico - equilíbrio; a partir desta compreensão, estimou-se a proporção em que cada uma destas variáveis independentes associadas, de forma separada e combinada, melhor explicam o desempenho do EEB utilizando uma abordagem frequentista e bayesiana.

2 OBJETIVOS

- Estimar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico de pessoas idosas em comunidade;
- Analisar a correlação da idade sobre a sensibilidade tátil plantar, a força explosiva e o equilíbrio estático e dinâmico em pessoas idosas em comunidade;
- Analisar os fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas residentes na comunidade utilizando uma abordagem frequentista e bayesiana;

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Envelhecimento Populacional, Biológico e Funcional

O envelhecimento populacional tornou-se um grande desafio para a sociedade, com a maior carga de problemas de saúde recaindo sobre os idosos. Há, desta forma, uma grande necessidade de buscar o envelhecimento saudável, buscando comprimir e prevenir o período crescente de morbidade no final da vida (FLATT; PARTRIDGE, 2018).

Neste contexto, é fundamental inicialmente compreender que o envelhecimento é um fenômeno natural e fisiológico, no qual ocorrem mudanças no funcionamento do corpo e na morfologia em geral. Um número limitado de pilares ou pontos-chaves da biologia do envelhecimento parecem ser os mais importantes impulsionadores deste processo: restrição calórica, senescência celular e estresse oxidativo (HODES et al., 2016).

Destaca-se neste cenário, os danos causados pela idade às proteínas, as quais podem não conseguirem se recuperar ou serem substituídas em conformidade. Assim, como a maioria das funções celulares são realizadas por estas moléculas, a desregulação da homeostase proteica (proteostase) é um importante fator relacionado ao processo de envelhecimento (HODES et al., 2016). Por outro lado, Hodes et al. (2016) referem que é também de extrema relevância dentro deste processo compreender que ele é variável entre os indivíduos dentro da população humana em decorrência das diferentes interações entre genes e ambiente vivenciadas por cada indivíduo.

Esse conjunto de fatores relacionados ao envelhecimento conduzem a um aumento da suscetibilidade da doença, redução da reserva funcional, redução da capacidade de cicatrização e resistência ao estresse, bem como saúde instável. Assim, instala-se um declínio físico e cognitivo que pode culminar com a síndrome da fragilidade, levando a um alto risco de desregulação e morte do sistema (BEKTAS et al., 2018).

Bektas et al. (2018) apontam ainda que as mudanças na composição corporal estão entre os efeitos mais evidentes do envelhecimento, citando alterações como redução do peso com especial diminuição da massa corporal magra e maior massa total de gordura. Destacam ainda que as alterações na composição tecidual em todos os órgãos experimentados ao longo da vida também estão diretamente ligadas às patologias subclínicas e clínicas, incluindo neurodegeneração, aumento do acúmulo de tecido fibroconjuntivo no músculo e desmineralização óssea.

Neste cenário, o envelhecimento muscular esquelético é um dos pontos marcantes do processo, sendo caracterizado por uma série de alterações estruturais e funcionais (DISTEFANO; GOODPASTER, 2018). Dentre estas, a perda de massa, força e qualidade do músculo são fatores que conduzem a deterioração da capacidade funcional dos idosos (XUE,2011).

Deve-se destacar que Clark e Manini em 2008 sugeriram uma diferenciação entre o processo de perda de massa muscular e perda de força muscular, recomendando que a aplicação do termo sarcopenia seja limitado à sua definição original de perda relacionada à idade na massa muscular esquelética, e que o termo dinapenia seja utilizado quando a intenção for se referir à perda de força relacionada ao envelhecimento. Além disso, iniciaram a discussão acerca dos mecanismos alternativos que explicam e compõem o processo de condução à dinapenia, enfatizando a necessidade de se compreender que não é adequada a sugestão de equivalência entre massa e força muscular durante o avançar da idade (CLARK; MANINI, 2008).

Portanto, modificações em qualquer um desses fatores pode contribuir para o surgimento da dinapenia. Desta forma,, o declínio de força muscular é decorrente de mecanismos que combinam fatores neurais e musculares, dentre estes, deficiências na ativação neural (central), como, por exemplo, uma redução no impulso excitatório descendente dos centros supraespinhais e / ou recrutamento de unidade motora subótima e codificação de taxa, assim como menor capacidade intrínseca de produção de força do músculo, mudanças estruturais e funcionais na actina e miosina e a infiltração de adipócitos nas fibras musculares (MANINI; CLARK, 2012).

Lustosa et al. (2011) apontam que a força muscular atinge seu pico entre a segunda e terceira década de vida, havendo uma redução discreta até a quinta década, entretanto após a sexta década apresenta um declínio com taxa de aproximadamente 12 a 15% por década, com redução das fibras do tipo II e um aumento das fibras do tipo I, o que, conseqüentemente, leva a alterações neuromusculares que podem explicar a redução da potência muscular, a lentidão motora, a dependência funcional e o aumento de incapacidades e morbidades.

Destaca-se também a importância das alterações neurodegenerativas sobre esse processo de envelhecimento como a diminuição do número de neurônios ao longo da vida e a atrofia com diferentes taxas em várias partes do cérebro, a qual pode ser acompanhada de ativação microglial e neuroinflamação, contribuindo para declínios cognitivos relacionados à idade (BEKTAS et al., 2018).

Norden e Godbout (2013) referem que durante o envelhecimento a microglia adquire uma tendência para inflamação reativa e o tecido cerebral passa a conter um nível mais alto de

citocinas pró-inflamatórias e um nível mais baixo de citocinas anti-inflamatórias do que em indivíduos jovens, havendo uma associação desse maior processo de inflamação à menor cognição e à redução da plasticidade neuronal, manifestando-se com uma capacidade reduzida de adaptação e compensação.

3.2 Força explosiva

A capacidade de aumentar o torque contrátil na maior velocidade possível a partir de um nível baixo e/ou de repouso é denominada Força Explosiva, sendo considerada intuitiva e uma variável importante no desempenho atlético de explosão, bem como na recuperação do equilíbrio após um evento de instabilidade, evitando-se episódios de quedas em indivíduos de forma geral (LANZA; BALSHAW; FOLLAND, 2019).

Na última década a avaliação e estudo da força explosiva vem se tornando mais frequente, com maior aprofundamento de seus aspectos fisiológicos e metodológicos. A geração desta força tem sido relacionada a tarefas funcionais e como uma variável sensível na detecção de alterações neuromusculares crônicas, como por exemplo, as modificações decorrentes do envelhecimento. Ao abordar a força explosiva a literatura ressalta também a importância da ativação muscular como um dos principais determinantes da sua produção (MOTA; GERSTNER; GIULIANI, 2019).

Diferentes mecanismos, tais como, excitação muscular no início da contração (até 250 ms), taxa de ativação de unidades motoras, tipos de fibra muscular, taxa de liberação de Ca^{2+} , força máxima, tamanho e arquitetura muscular e rigidez musculotendínea, influenciam a capacidade de produzir força explosiva (ANDERSEN; ANDERSEN; ZEBIS; et al., 2010; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; FOLLAND; HANNAH, 2015; MAFFIULETTI; AAGAARD; BLAZEVIČ; et al., 2016; ORSSATTO et al., 2018).

Dentre estes, as características de ativação da unidade motora-UM tais como recrutamento, taxa de disparo e/ou sincronização são consideradas mecanismos elementares na modulação da produção de força. Uma UM é formada por um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares por ele inervada (MOTA; GERSTNER; GIULIANI, 2019).

O número de UMs recrutadas e as taxas de descargas de impulsos nervosos pelos neurônios motores são determinantes importantes para a magnitude da ativação e, portanto, a força produzida por um músculo. Independentemente do tipo de contração, rápida ou lenta, a ordem de recrutamento das UMs segue o “princípio do tamanho” (ou seja, as unidades de baixo

limiar são recrutadas antes das maiores). Entretanto, a velocidade de contração influencia as contribuições relativas da modulação da taxa de recrutamento e descarga para a força exercida por um músculo. Enquanto as contrações lentas são representadas por uma ativação gradual das UMs até um limite superior de recrutamento que atinge aproximadamente 80-90% da força máxima, nas contrações rápidas as UMs são recrutadas em limiares de ativação menores, sendo, desta forma, ativadas em forças muito mais baixas. (DUCHATEAU; ENOKA, 2011).

Maffiuletti et al. (2016) assinalam que a taxa de descarga aumentada é responsável pelo aumento da força muscular além do limite superior de recrutamento de UM. As UMs descarregam uma taxa máxima de potenciais de ação durante contrações isométricas sustentadas de alta força em torno de 30 a 60 Hz na maior parcela dos músculos, diferentemente, no início de uma contração rápida, as taxas instantâneas de descarga da UM costumam estar entre 60-120 Hz em indivíduos não treinados e acima de 200 Hz em indivíduos treinados. Assim, é possível compreender que no início da ativação muscular as contrações rápidas possuem uma alta taxa de descarga. Nota-se então que a contribuição relativa de fatores neurais e contráteis pode variar durante as fases inicial e tardia da força ascendente durante uma contração rápida.

No estudo de Folland, Buckthorpe, Hannah (2014), ao analisarem a contribuição relativa destes fatores ao longo da fase ascendente da curva força-tempo através da atividade registrada através do método de utilização de Eletromiografia-EMG de superfície nos extensores do joelho, observou-se que a produção de força explosiva foi amplamente explicada por variáveis preditoras neurais e contráteis, mas os determinantes específicos mudaram durante a fase de contração. A atividade na EMG do agonista foi um importante contribuinte para a variação explicada na força ao longo de todos os 150 ms de aumento da força muscular, mas principalmente na fase inicial (25-75 ms). Em contraste, a taxa de desenvolvimento de força-TDF evocada avaliada a partir da contração tetânica (representando as propriedades contráteis do músculo intrínseco) foi o determinante mais relevante da fase mais avançada da TDF voluntária (50-100 ms) (ORSSATO et al., 2018).

Para Del Vecchio et al. (2019) os primeiros 35 ms de atividade da taxa de disparo e velocidade de recrutamento possuem alta capacidade de impactar na produção força explosiva, sendo que durante estas contrações diferentes esquemas de controle motor podem estar presentes, diferentemente de contrações voluntárias máximas tradicionais. Além disso, os autores trazem que a taxa máxima de desenvolvimento de força e a velocidade de recrutamento das unidades motoras identificadas são significativamente correlacionadas, especificamente, no caso deste estudo, uma relação entre os 35 ms iniciais de atividade da unidade motora e as

estimativas de força explosiva, indicando que o impulso neural inicial para o músculo antes do início da força e do feedback aferente associado provavelmente determinou a produção da mesma.

É importante ressaltar que as propriedades contráteis intrínsecas também contribuem para a variação explicada ao longo da curva força-tempo ascendente, ou seja, a TDF. Estudos apontaram que a força de contração evocada explica até 40% da variação na força explosiva da fase inicial (0-50 ms; (ANDERSEN; AAGAARD, 2006; FOLLAND et al., 2014), bem como a força do octeto evocada de forma involuntária (um trem de oito pulsos supramáximos a 300 Hz, que impulsiona o músculo em sua taxa máxima possível de desenvolvimento de força) é responsável por 68% da variação durante a fase mais rápida de TDF (50-100 ms) (Folland et al., 2014), bem como a força máxima explica 52-90% da variação na força explosiva da fase tardia (≥ 100 ms) (ANDERSEN; AAGAARD, 2006 ; FOLLAND et al., 2014).

Destaca-se que vários fatores musculoesqueléticos, incluindo tamanho do músculo, arquitetura (comprimento do fascículo, ângulo de penação e braço de momento), influenciam essas medidas de função contrátil que impactam na força explosiva (MADEN-WILKINSON et al., 2021).

Andersen e Aagaard (2006) concluíram que a TDF voluntária é, à medida que o tempo desde o início da contração aumenta, mais dependente da contração voluntária máxima - CVM e possui menor dependência das propriedades contráteis da contração muscular. Destacado que, em intervalos de tempo maiores que 90 ms do início da contração, a CVM pode ser responsável por 52-81% da variação na TDF voluntária, enquanto precocemente (tempo <40 ms desde o início da contração), a TDF foi moderadamente influenciada pelas propriedades contráteis do músculo e em menor grau relacionada à CVM (ORSSATTO, 2018).

É importante registrar, todavia, que em recente estudo de Maden-Wilkinson et al. (2021), os autores concluíram que as variáveis musculoesqueléticas não mostraram relação com o torque voluntário explosivo absoluto de fase inicial (≤ 50 ms), mas alguns constituintes da arquitetura muscular como o ângulo entre a direção das fibras musculares e a linha de geração de força de um músculo (ângulo de penação), tamanho do músculo e braço de momento foram relacionados ao torque voluntário explosivo de fase tardia (≥ 100 ms).

3.2.1 Força explosiva em idosos

Autores como Klass, Baudry e Duchateau (2008) apontam que os idosos (71-84 anos), em comparação com sujeitos jovens (~ 20 anos), apresentaram um TDF muito mais lento (-

48%) e menor taxa de descarga de ativação de UM (-27%) no início da ativação balística muscular. Além disso, em curtos intervalos entre picos (<5 ms), a quantidade de descargas duplas (um índice de excitabilidade do neurônio motor) é diminuída pela metade em idosos (4,6 vs. 8,4% do número total de UMs).

Assim, deve-se considerar a importância de fatores neurológicos e musculoesqueléticos no controle da produção de força, incluindo desde o acionamento excitatório de centros supraespinhais, a excitabilidade de motoneurônios- α , a atividade muscular antagonista, o recrutamento de unidades motoras, transmissão de impulsos neuromusculares, massa muscular, processos de acoplamento Excitação-Contração, bem como toda a arquitetura e morfologia muscular (MANINI; CLARK, 2012).

Neste contexto, Hirata et al. (2022) destaca que, no que se refere especificamente à força explosiva, a diminuição relacionada à idade é mais acentuada do que a perda máxima de força muscular. Os autores trazem que como a TDF é determinada por múltiplos fatores, como massa muscular, atividade neuromuscular e propriedades contráteis da contração muscular, bem como em decorrência da importância da composição do tipo de fibra sobre a TDF, acredita-se que uma redução do número de fibras tipo II decorrente do envelhecimento esteja associada a uma diminuição no TDF. Os autores citam ainda que não apenas uma mudança na composição do tipo de fibra, mas também um aumento no espaço extramiocelular, indicando um decréscimo da ocupação das células musculares dentro do tecido muscular esquelético, podem gerar repercussões sobre a ação muscular.

De forma semelhante, o estudo de Schettino al. (2014) identificou que após 65 anos o pico de força de preensão manual diminui significativamente, diferentemente da TDF, a qual quando também avaliada pela preensão manual, diminui significativamente já após os 50 anos. Neste sentido, observa-se que o declínio na força de preensão explosiva pode começar precocemente durante o processo de envelhecimento, assim a FE é impactada em maior extensão do que a força máxima de manual com o aumento da idade.

Além disso, Del Vecchio et al. (2019) sugerem que antes de a força e o feedback aferente associado sejam gerados, a taxa máxima de desenvolvimento de força está associada ao impulso cortical recebido pelos neurônios motores. Apesar de um impulso cortical subótimo não possa ser descartado em idosos, o declínio progressivo na frequência de descarga instantânea da unidade motora durante as descargas sucessivas no início de uma contração rápida é notável e condizente com a possibilidade de uma alteração relacionada à idade nas propriedades intrínsecas dos motoneurônios.

Para Klass, Baudry Duchateau (2008) este fator supracitado pode ser explicado por mecanismos de adaptação de frequência de pico ou por inibição recorrente maior em idosos, sendo assim, esses mecanismos podem sugerir que as mudanças nas propriedades dos motoneurônios são provavelmente o principal fator responsável pela menor frequência máxima de descarga durante a contração rápida em idosos. Assim, a redução relacionada à idade na TDF em uma contração rápida não é apenas devido a uma desaceleração das propriedades contráteis do músculo, mas também a uma diminuição na frequência máxima de descarga de unidades motoras.

Estes comprometimentos neuromusculares relacionados ao envelhecimento que podem impactar sobre a capacidade do músculo produzir força explosiva levam a importantes implicações para o sistema locomotor. Há, nestes indivíduos idosos com menor taxa de desenvolvimento de força, uma maior predisposição a quedas em decorrência de menor equilíbrio consequente da menor capacidade de reorganizar os membros inferiores ao reequilíbrio após uma perturbação externa (BENTO; PEREIRA; UGRINOWITSCH; et al., 2010; EMA; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; SAITO; OHKI; et al., 2016; ORSSATTO, 2018).

Destaca-se que um dos mais fortes preditores do estado funcional em idosos é a capacidade de gerar força muscular, sendo que uma diminuição na aptidão de produção de força explosiva dos membros inferiores em idosos está associado à prejuízo na habilidade de realizar tarefas da vida diária, bem como menor capacidade de reação à perturbações do equilíbrio, fator importante na prevenção de quedas (EDHOLM; STRANDBERG; KADI, 2017).

Assim, a TDF está relacionada com a capacidade de estabilização do sistema neuromuscular quando na posição em pé e em locomoção, e também em resposta às perturbações mecânicas e desequilíbrios, consequentemente prevenindo quedas e lesões. Nota-se que nesta população as quedas podem levar a lesões, hospitalização e, consequentemente, e atrofia muscular por desuso, levando a um ciclo vicioso se maior fraqueza, maior risco de recidiva de quedas, bem como consequente aumento de custos privados e públicos. (BENTO; PEREIRA; UGRINOWITSCH; et al., 2010; EMA; SAITO; OHKI; et al., 2016; FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; ORSSATTO, 2018).

Registra-se ainda o estudo de Palmer et al. (2021), no qual foi identificado que as mulheres com maior funcionalidade possuíam maior pico de torque isométrico e, especialmente, maior TDF da extensão do joelho do que as mulheres com menor funcionalidade, sugerindo ao buscar avaliar a diferença entre o estado funcional em mulheres idosas, a TDF pode ser uma medida eficaz. Observou-se ainda que houve relações positivas

significativas entre a distância percorrida no teste de caminhada de seis minutos e as características isométricas do TDF, com destaque para os primeiros 200ms de TDF, apontando que a capacidade de gerar torque rapidamente (0-200 ms) apresenta importante papel na distância percorrida durante um teste de caminhada de seis minutos em idosos e, consequentemente no desempenho de caminhada destes indivíduos.

3.3 Sensibilidade Tátil Plantar em idosos

A capacidade do cérebro de extrair, organizar e processar informações gera a capacidade de integração sensorial, a qual é fundamental para a realização de Atividades da Vida Diária (AVDs). Através dos sentidos, processamento e associação de memórias, experiências e conhecimentos anteriores, essas informações são recebidas e é produzida uma resposta direcionada. A Integração Multissensorial (IM) é construída a partir de múltiplos sinais unissensoriais do ambiente que se combinam em uma percepção única e coerente. Esta IM é fundamental para a percepção, o processamento cognitivo e o controle da ação, processos fundamentais para a mobilidade e a execução das AVDs (DE DIEULEVEULT et al., 2017).

Nota-se, entretanto, que durante o processo de envelhecimento, o sistema somatossensorial, especialmente o sistema nervoso periférico, pode sofrer alterações como perda de fibras mielinizadas e não mielinizadas e diminuição da velocidade de condução nervosa, surgindo uma redução da capacidade de discriminação sensorial. Além destas alterações, neuropatias periféricas em decorrência de alterações no sistema proprioceptivo com perda de receptores e diminuição do número de fibras sensoriais podem ocorrer, levando a um maior prejuízo sensorial (MASCARENHAS et al., 2023).

Mascarenhas et al. (2023) destacam ainda que surgem também alterações nos pés dos idosos como a redução da sensibilidade tátil plantar, o que pode levar a um menor desempenho das AVDs, interferindo na postura e na marcha e, dessa forma, levando à incapacidades. Ressalta-se que a instabilidade postural, distúrbios da marcha (menor fase de equilíbrio, alteração da velocidade e simetria do passo) e maior risco de quedas surgem como consequência do déficit de sensibilidade tátil plantar, afetando a qualidade de vida dos idosos.

Zhang et al. (2020) em seu estudo de revisão sistemática apontam que a integração multissensorial eficaz no cérebro também é importante para a manutenção do equilíbrio. Isso ocorre ao integrar informações de diferentes processos de percepção, como visão, audição e outros estímulos somatossensoriais em um único processo multissensorial unificado que pode fornecer informações redundantes que trazem respostas de detecção mais rápidas. Os autores

destacam, porém, que em idosos, a integração multissensorial é progressivamente prejudicada. Assim, como o equilíbrio é proveniente da integração multissensorial e, em idosos, as fontes de informação sensorial como visão, audição e estímulos sensoriais táteis estão com déficits, podendo levar ao comprometimento da função de equilíbrio.

Destaca-se que o comprometimento do equilíbrio reduz drasticamente a capacidade do indivíduo de realizar atividades essenciais à vida diária (andar, virar, mudar de postura e assim por diante). Além disso, em idosos, patologias como a neuropatia diabética periférica (NPD), que afeta 60-70% de idosos com diabetes, deteriora significativamente o sistema de controle postural especialmente devido à falta de sensação plantar, impactando nos sistemas de controle postural local e central, levando ao maior risco de quedas (NAJAFI et al., 2017). De Moraes et al. (2018) reforça que o pé desempenha um papel importante na oscilação postural, sendo o primeiro ponto de contato entre o corpo e o meio externo. São, portanto, um mecanismo de feedback para o sistema de controle postural de grande relevância, já que seus receptores mecânicos plantares fornecem informações espaciais e temporais sobre pressões de contato e forças de cisalhamento resultantes do movimento do corpo.

De modo geral, Viseux (2020) destaca a importância da sensibilidade tátil plantar para o indivíduo, apontando que quando o equilíbrio é perturbado, um ajuste postural por uma série de reflexos posturais cutâneos pode ser iniciado por mecanorreceptores cutâneos. Registra, neste sentido, que os pés constituem uma estrutura sensorial valiosa nos mecanismos de controle postural, permitindo a interação entre o corpo e o ambiente. Esse feedback somatossensorial tátil e proprioceptivo surge de uma variedade de fontes, principalmente os mecanorreceptores cutâneos na pele e as terminações dos fusos musculares encontradas na maioria dos músculos esqueléticos. Tanto o feedback espacial como o temporal sobre as variações de pressão e estiramento da pele exercidas nas solas dos pés são transmitidos pelos aferentes cutâneos plantares, permitindo assim, que as reações posturais corretivas sejam evocadas pelos músculos posturais.

Os mecanorreceptores cutâneos presentes na região plantar do pé transduzem as forças mecânicas para o sistema nervoso central (SNC) através de impulsos nervosos, processo dependente das propriedades biomecânicas destes mecanorreceptores e do tecido pertencentes. Através do contato entre o pé e o solo, as deformações da pele da planta do pé geram informações táteis que possibilitarão o equilíbrio em pé. No que concerne aos aspectos morfológicos, os receptores cutâneos são terminações nervosas livres ou encapsuladas de neurônios sensoriais de primeira ordem, consistindo em quatro subtipos: as terminações de Ruffini e os discos de Merkel que mantêm seu disparo por maior duração e seus aferentes são

classificados como de adaptação lenta; e os corpúsculos de Pacini e os corpúsculos de Meissner, os quais interrompem rapidamente o disparo, sendo classificados como de adaptação rápida (VISEUX, 2020).

Neste contexto, Santos et al. (2021) trazem que diante do papel importante das informações somatossensoriais da sola dos pés no controle do equilíbrio e na mobilidade funcional nas atividades diárias, bem como da evidenciada possibilidade de redução da sensibilidade tátil plantar com o envelhecimento devido ao número e densidade reduzidos de receptores táteis e fibras nervosas periféricas mielinizadas, é importante avaliar a sensibilidade tátil plantar durante a avaliação funcional de idosos. Informações precisas sobre os aspectos da superfície de apoio em contato com os pés são fornecidas por receptores sensoriais cutâneos, os quais também fornecem feedback sensorial sobre variações de pressão plantar e estiramento da pele, permitindo o ajuste corporal em relação ao ambiente, podendo levar a alterações na funcionalidade de idosos, como por exemplo distúrbio na marcha e transferência de sentar para levantar.

Peters et al. (2016) destacam também que o envelhecimento traz consigo alterações nas características mecânicas da pele, bem como na densidade e morfofisiologia dos receptores cutâneos. Os pesquisadores observaram reduções relacionadas à idade na densidade de inervação de receptores aferentes de adaptação rápida, diminuição da elasticidade e diminuição da condução nervosa, bem como um declínio bem conhecido na sensibilidade perceptual plantar que acompanha o envelhecimento adulto. Este cenário, conduz a alterações na marcha, problemas de equilíbrio em idosos adultos e um aumento do risco de queda.

É válido ressaltar, entretanto, que ainda não há consenso na literatura sobre a influência da sensibilidade tátil plantar no equilíbrio e mobilidade de idosos. No estudo de Ünver e Akbaş (2018) a sensibilidade tátil plantar não foi associada às funções de equilíbrio e mobilidade em idosos, os autores apontam que esse resultado pode estar relacionado à proteção/substituição de outros sistemas sensoriais que auxiliam na manutenção das funções de equilíbrio e mobilidade em idosos comunitários fisicamente ativos.

3.4 Equilíbrio em idosos

A postura humana é controlada a partir de um processamento complexo de entradas sensoriais de receptores visuais, vestibulares, proprioceptores e táteis, sendo definida como a capacidade de alcançar, manter ou restaurar um estado de equilíbrio durante a execução de uma postura ou atividade a partir da interação de controles mecânicos passivos e ativos. A rigidez,

as propriedades cinemáticas, e os efeitos exercidos pela gravidades repercutem e constituem o controle passivo, enquanto o controle ativo é formado pela regulação neural dos músculos esqueléticos que detectam a oscilação e correção postural. Nota-se ainda que um alto nível hierarquizado de controle postural e ativação de áreas do cérebro são necessários para responder a uma instabilidade postural (VISEUX, 2020).

Neste contexto, a manutenção do centro de massa do corpo sobre sua base de sustentação durante a execução de ações motoras tipicamente em uma postura bípede define o equilíbrio, estado fundamental para a capacidade de realização das atividades da vida diária (UNVER; AKBAS, 2018; DUARTE et al., 2022).

O equilíbrio, entretanto, não se expressa apenas na postura ereta ou sentada, é essencial em todas as ações manuais e locomotoras. Pode também ser definido como a capacidade de manter o centro de massa sobre a base de apoio durante uma postura sem perturbações, bem como ao reagir a estímulos externos. Para obtermos movimentos precisos de nossas extremidades superiores para as atividades diárias e para evitar quedas, precisamos do equilíbrio preservado (SOUSA et al., 2023).

A postura ereta, segundo Rubega et al. (2021), é predominantemente controlada por redes corticais e espinhais, assim, diferentes tipos de cargas cognitivas, dependendo da tarefa postural, da idade do indivíduo e de suas habilidades de equilíbrio desafiam o controle cortical. A velocidade e flexibilidade para uma reação adequada à perda de equilíbrio são influenciadas pelo córtex cerebral por meio de alças corticoespinais e através da comunicação com os centros do tronco cerebral que acolhem interações para respostas posturais (RUBEGA et al., 2021).

Duarte et al. (2022) trazem que as estratégias de controle postural são divididas em momentos pré e pós-distúrbio, conhecidos como controle postural “preditivo” (antecipatório) e “reativo” (compensatório). Um mecanismo de feedforward é acionado de forma antecipada quando uma perturbação ao equilíbrio é prevista, colaborando para que o indivíduo neutralize os efeitos mecânicos que o distúrbio pode causar. Essa estratégia é chamada de ajustes posturais antecipatórios (APAs) já que, anteriormente à perturbação, os músculos posturais são recrutados.

Comandados pelo sistema nervoso central (SNC), estes ajustes dependem das informações sobre a tarefa efetivada e do ambiente, desta forma, através da ação muscular prevê o desequilíbrio postural de um movimento conhecido e gera uma resposta antes que este ocorra, isto acontece entre 0,2s antes do início do movimento até 0,05s após o início do movimento. Já o ajuste postural compensatório (APC) ocorre pós perturbação, sendo considerado uma fase de

correção após o fim do movimento com duração de 250 ms. Sua ação é decorrente da atuação dos músculos posturais que trabalham visando estabilizar o corpo (FRANCIULLI et al., 2016).

Neste sentido, ao executar movimentos voluntários para realizar uma tarefa aleatória os APAs do indivíduo começam antes do início de seus movimentos, reduzindo os efeitos da perturbação. Destaca-se que em perturbações do equilíbrio inesperadas ocorrem somente ajustes posturais compensatórios, já em perturbações previstas, ocorrem principalmente ajustes posturais antecipatórios e posteriormente os ajustes posturais compensatórios para manutenção da estabilidade. Nota-se ainda que quanto maiores são os APAS, menores serão os ajustes compensatórios necessários para manter a estabilidade (KANEKAR; ARUIN, 2014).

Duarte et al. (2022) trazem, todavia, que com o processo de envelhecimento esses APAs são comprometidos, visto que o processo contínuo e irreversível de envelhecer é associado a alterações que levam os APAs a serem significativamente menores em amplitude e atrasados, quando comparados aos jovens. Nota-se que o recrutamento muscular de controle da postura inicia-se muito próximo ao momento da perturbação do equilíbrio e com menor magnitude, demonstrando uma falha no planejamento antecipado do controle motor dos idosos. Gaspar e Lapão (2021) acrescentam que os distúrbios do equilíbrio em idosos estão associados à várias condições clínicas, entre estas, redução da função de equilíbrio (pré-vestibulopatia), medicamentos, doenças como as cardiovasculares, metabólicas, musculoesqueléticas, neurológicas e otológicas.

Para Zhang et al. (2020) como a entrada integrada de informações decorrentes da visão, sensações vestibulares e somáticas no sistema nervoso central produzem a capacidade de manutenção do equilíbrio através de respostas do sistema musculoesquelético, observa-se que, com o envelhecimento e, conseqüentemente, degradação dessas informações como a redução da acuidade unissensorial, há uma predisposição dos idosos a desequilíbrios e quedas. É importante destacar ainda que uma gama de problemas físicos e psicológicos podem ser desencadeados pelas quedas, as quais podem causar conseqüências graves, como fraturas, imobilidade e morte (SEDAGHATI et al., 2022).

Estima-se que as quedas são a 18ª principal carga padronizada por idade e ajustada por incapacidade, superando condições como doença renal crônica, doença de Alzheimer, outras demências e asma. Estes dados foram produzidos pelo Estudo Global da Carga de Doenças, Lesões e Fatores de Risco – GDB de 2017 (ROTH et al., 2018). Neste mesmo estudo, as quedas foram apontadas como a segunda principal causa de morte devido a ferimentos não intencionais, após acidentes de trânsito e causas superiores, como violência interpessoal e afogamento (GDB, 2017; GDB, 2018; JAMES et al., 2020).

James et al. (2020) trazem ainda que justamente por se esperar que a carga global de quedas tenha maior incidência em idosos, as pesquisas sobre a epidemiologia das quedas se concentraram amplamente nas populações mais velhas. Além disso, destacam que a Organização Mundial da Saúde (OMS) indica que são em idosos a maioria das mortes por quedas (WHO, 2018). A OMS registra que as quedas são a principal categoria de mortes relacionadas a lesões em idosos com idade maior que 70 anos (WHO, 2014).

De Carvalho e Bocchi (2017) descrevem fatores de risco para as quedas, desde fatores físicos como redução de marcha e equilíbrio, declínio funcional com movimentos descoordenados, à redução de funções sensoriais ligados a disfunções visuais, auditivas, táteis, vestibulares e proprioceptivas; fatores comportamentais como um menor nível de atividades cotidianas; fatores de origem psicológica como o medo de cair decorrente de episódios de queda anteriores, estresse por problemas financeiros e distúrbios do sono; ambientais como iluminação precária da residência, altura da cama, ausência de suporte de apoio no banheiro, superfícies irregulares ou escorregadias e isolamento social.

Estes autores destacam ainda a influência de medicamentos como o uso de antidepressivos, antiepiléticos, anticolinérgicos, hipnóticos e sedativos, fármacos cardiovasculares, hipoglicemiantes, diuréticos e relaxantes musculares, o consumo abusivo de bebidas alcoólicas e a polifarmácia (DE CARVALHO; BOCCHI, 2017).

Com todo este contexto supracitado, torna-se importante lembrar que as consequências das quedas como fraturas e hospitalização produzem grande impacto no sistema de saúde, aumentando custos e provocando maior demanda de desenvolvimento de estratégias nos diversos níveis de atenção à saúde (BURNS; STEVENS; LEE, 2016).

Burns, Stevens e Lee (2016) identificaram que 37,5% dos idosos com histórico de quedas responderam que precisavam de tratamento médico ou restrição de atividades. Nota-se ainda que mesmo quando não geram lesões graves, o medo de cair após um histórico de quedas conduzem os idosos a menor prática de atividades físicas, levando à degeneração de sua capacidade física e a um círculo vicioso de quedas repetidas, as quais podem desencadear uma perda da independência (JEON et al., 2017).

Neste sentido, torna-se fundamental que os profissionais de saúde conheçam os principais fatores de risco de quedas e os melhores métodos de prevenção, sendo fundamental destacar que alguns fatores de risco para quedas são modificáveis e, assim, passíveis de prevenção, dentre estes os mais fortes são o comprometimento do equilíbrio, comprometimento da marcha, fraqueza muscular e uso de medicamentos (MONCADA et al., 2017).

4. MÉTODOS

4.1 Caracterização do estudo e aspectos éticos

Trata-se de um estudo observacional com delineamento transversal e analítico. Foram analisados dados pré-intervenção de um ensaio clínico denominado “*Efeitos do treinamento proprioceptivo e treinamento de alta intensidade intervalado nas respostas clínicas de idosos: ensaio clínico randomizado*”. Este estudo foi realizado de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB), sob o parecer nº 3.932.381 (ANEXO A).

As participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido-TCLE (ANEXO B) e as suas identidades foram mantidas em sigilo, sendo que os resultados advindos da pesquisa serão apenas divulgados em forma de artigos científicos em periódicos indexados.

4.2 Local do estudo

Este estudo foi realizado no Convento Santuário Jesus Crucificado, situado no bairro Jequezinho do município de Jequié, localizado no interior do Estado da Bahia, na sua mesorregião Centro-Sul, a 365 km da capital.

A coleta de dados foi realizada neste convento por possuir espaços amplos, o que, de fato, propiciou ambiente favorável a coleta, além de possuir localização próxima a Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, favorecendo a logística de deslocamento e participação dos colaboradores e pesquisadores do estudo.

4.3 População e Amostra

Participaram do estudo 59 pessoas idosas integrantes de quatro Grupos de Convivência da Terceira Idade selecionados por proximidade ao local do estudo, visando a obtenção de uma maior adesão das participantes.

4.3.1 Critérios de inclusão avaliados a partir do instrumento da rastreio das pessoas idosas:

Foram considerados os seguintes critérios de inclusão avaliados a partir do instrumento da rastreio (APENDICE A):

- a) Indivíduos do sexo feminino com idade mínima de 60 anos e máxima de 79 anos;

b) Indivíduos que não estivessem praticando nenhuma modalidade de exercícios físicos (orientados e regulares) nos últimos três meses. Caso estejam praticando atividade física, que seja classificado como insuficientemente ativo em função do não cumprimento das recomendações quanto à duração, ou seja, menos de 150 minutos semanais (WHO, 2010);

c) Ausência de déficit cognitivo avaliado através do instrumento Mini-Exame do Estado Mental (MEEM) de Folstein, Folstein e Mchugh (1975), versão utilizada no Brasil e adaptada por Bertolucci et al. (1994). A ausência de transtorno cognitivo seguiu os valores de corte de acordo com a escolaridade: analfabeto ≥ 13 pontos, 1 a 8 anos incompletos ≥ 18 pontos, e 8 anos ou mais de escolaridade ≥ 26 pontos (BERTOLUCCI et al., 1994).

d) Ausência de diagnóstico de diabetes mellitus;

e) Ausência de vestibulopatias;

f) Ausência de alguma dificuldade visual ou auditiva que comprometesse os testes e/ou avaliações propostas;

g) Ausência de lesões cutâneas nos pés e amputações;

h) Ausência de lesões osteoarticulares que pudessem impedir ou dificultar os testes e/ou avaliações propostas.

4.3.2 Critérios de exclusão avaliados a partir do instrumento da rastreio das pessoas idosas (APENDICE A):

Foram adotados os seguintes critérios de exclusão:

a) Deambulação dependente e locomoção com dispositivos auxiliares;

b) Presença de claudicação ou outra alteração do padrão da marcha por qualquer razão;

4.4 Coleta de Dados

4.4.1 Instrumento da coleta de dados e variáveis de resposta

Para a realização do estudo foi utilizado um questionário composto por informações como idade e relacionadas à saúde, como também avaliação da sensibilidade tátil plantar, força muscular e equilíbrio estático e dinâmico (parâmetros estabilométricos e escala de equilíbrio de Berg) (APÊNDICE B). Destaca-se que houve treinamento prévio da equipe de pesquisadores para compreensão e execução de cada instrumento.

4.4.1.1 Variável sociodemográfica

A idade foi a variável sociodemográfica avaliada, sendo registrada em anos completos.

4.4.1.2 Variáveis relacionadas à saúde

As variáveis relacionadas à saúde foram: Índice de Massa Corpórea (IMC), quedas nos últimos 12 meses (sim, não) e uso de medicamentos (sim, não). As variáveis supracitadas foram obtidas por meio do autorrelato, com exceção do IMC que foi calculado pela relação entre massa corporal avaliada em quilograma (Kg) e a estatura ao quadrado avaliada em metros (m), sendo expresso em Kg/m².

4.4.1.3 Sensibilidade tátil plantar

Se refere às informações da avaliação da sensibilidade tátil pressórica na região plantar que foi realizada através dos monofilamentos de Semmes-Weinstein “estesiômetro” da marca SORRI®, composto por seis filamentos de nylon de igual comprimento, de diferentes cores e variados diâmetros que produzem uma pressão padronizada sobre a superfície da pele.

Os monofilamentos têm a finalidade de avaliar e quantificar o limiar de percepção do tato e sensação de pressão profunda do pé (SOUZA et al., 2005). A classificação dos filamentos é baseada em suas cores, como descrito a seguir:

- cor verde (0,05gf) e azul (0,2gf): sensibilidade normal;
- cor violeta (2,0gf): dificuldade com a discriminação de forma e temperatura;
- cor vermelho escuro (4,0gf): discreta perda da sensação protetora, vulnerável a lesões;
- cor laranja (10,0gf): leve perda da sensação protetora;
- cor magenta (300,0gf): perda da sensação protetora;
- Nenhuma resposta: perda da sensibilidade total.

Os monofilamentos foram aplicados em 10 pontos diferentes em cada pé, predefinido por Armstrong et al. (1998), os quais consistem: Região Plantar (RP) do 1º dedo; RP do 3º dedo; RP do 5º dedo; RP do 1º metatarso; RP do 3º metatarso; RP do 5º metatarso; Região Medial (RM) da face plantar do pé; Região Médio-Lateral (RML) da face plantar do pé; Calcâneo; Região Interfalangiana (RI) entre o 1º e 2º dedo.

O protocolo de avaliação seguiu as instruções do manual do usuário do fabricante do produto “Estesiômetro SORRI®”, bem como de outros estudos (SALES; SOUZA; CARDOSO, 2012; MACHADO et al., 2017).

Antes de iniciar o procedimento realizou-se um teste com o monofilamento, o qual era aplicado em uma área do braço das participantes com sensibilidade preservada para que pudesse ser verificada a correta compreensão do teste. As participantes foram posicionadas deitadas numa maca na posição supina, olhos fechados e ambiente silencioso. Cada monofilamento foi aplicado perpendicularmente por cerca de 1 a 2 segundos em cada ponto, de forma a se encurvar sobre a área sem deslizar sobre a pele da idosa. Os testes eram iniciados pelo monofilamento mais fino e de menor pressão (0,05gf, cor verde), sendo que em caso de ausência de resposta utilizava-se um monofilamento de maior diâmetro e pressão (0,2gf, cor azul) e, assim, sucessivamente até que a participante pudesse ser capaz de detectar o toque.

Cada monofilamento foi pressionado sobre a pele, sendo a participante orientada a indicar o momento e o local quando sentisse a pressão do filamento. A aplicação foi repetida duas vezes no mesmo local e alternada com, pelo menos, uma aplicação simulada, na qual o monofilamento não era aplicado. Desta forma, foram feitas três perguntas por local de aplicação, sendo considerada sensação ausente se duas respostas fossem incorretas diante das três tentativas.

O registro dos testes foi feito marcando em cada ponto estabelecido a cor correspondente ao primeiro monofilamento que a participante detectou ao toque. Para permitir a comparação entre as situações, um escore numérico foi estipulado para cada monofilamento que variou de 0 (zero) nenhuma percepção a 6 (seis) sensibilidade normal, ou seja, quanto maior o escore melhor a sensibilidade tátil plantar (Quadro 1). A sensibilidade foi determinada por regiões dos pés direito e esquerdo: antepé (somatório dos pontos de sete regiões), mediopé (somatório dos pontos de duas regiões), retopé (escore de uma região) e pé inteiro (somatório de todos os pontos avaliados). Para fins de análise estatística, foi obtida a soma dos escores de toda a região plantar de cada pé (i.e., direito e esquerdo), podendo chegar ao máximo de 60 pontos quando todos os 10 pontos avaliados obtivessem a pontuação máxima.

Quadro 1. Escores numéricos estipulados para cada monofilamento Semmes-Weinstein.

Monofilamento percebido	Escore
Não percepção de nenhum monofilamento	0
Vermelho magenta (300,0gf)	1
Laranja (10,0gf)	2
Vermelho escuro (4,0gf)	3
Violeta (2,0gf)	4
Azul (0,2gf)	5
Verde (0,05gf)	6

4.4.1.4 Equilíbrio Estático (Parâmetros estabilométricos)

As oscilações do centro de pressão (CP) foram coletadas em uma plataforma de força modelo BIOMECH 400® (EMG System Brasil), com taxa de amostragem de 100 Hz. Inicialmente os voluntários permaneceram em posição ortostática sobre a plataforma, com os braços ao longo do corpo, apoio bipodal com distância de 6 cm entre os calcanhares e ângulo de 30° entre os pés em duas situações: com olhos abertos (OA) e fechados (OF). Foi dada a orientação para permanecerem o mais imóvel possível durante o registro (30 segundos) olhando para um ponto fixo colocado a uma distância de 2 metros em uma parede à frente e à altura do olhar dos voluntários para referência visual durante o registro com os olhos abertos.

Em seguida, para avaliação em posição Tandem, as participantes permaneceram em posição ortostática sobre a plataforma, com os braços ao longo do corpo e em posição Tandem (perna direita à frente da esquerda) em duas situações: olhos abertos (Tandem OA) e fechados (Tandem OF). Foi dada a orientação para permanecerem o mais imóvel possível durante o registro (30 segundos) olhando para um ponto fixo colocado a uma distância de 2 metros em uma parede à frente e à altura do olhar dos voluntários para referência visual durante o registro com os olhos abertos.

Para cada posição, apoio bipodal e Tandem, foram realizados 6 registros de 30 segundos com intervalo de 1 minuto entre estas, sendo 3 registros de olhos abertos e 3 de olhos fechados, obtidas em ordem randômica (ALFIERI, 2008). Foi utilizado o valor médio das três medidas para a análise.

As oscilações do CP corporal foram analisadas no software MATLAB® com rotinas previamente desenvolvidas para os dados deste projeto de modo a obter parâmetros estabilométricos no domínio do tempo (deslocamento da oscilação total [DOT] do CP; área de oscilação do CP [AREA]; velocidade média de deslocamento [VM]).

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. 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 Romberg < 1 indica o posto.

Entre as possíveis ferramentas utilizadas na investigação do controle postural, a estabilometria é muito útil, especialmente para avaliar mecanismos de ajustes posturais, sendo um método de avaliação estática (MIYAMOTTO et al., 2004).

4.4.1.5 Equilíbrio Dinâmico (Escala de Equilíbrio de Berg)

Para avaliação funcional do equilíbrio dinâmico foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), traduzida e validada para a população brasileira, que consiste em testes clínicos funcionais utilizados para avaliar o equilíbrio de idosos nas atividades diárias (MIYAMOTTO et al., 2004).

O teste avalia tanto a forma como é realizada cada tarefa como o tempo para realizá-la. Os elementos do teste consistem em 14 tarefas semelhantes às várias atividades da vida diária, como sentar, levantar, inclinar-se para frente, virar-se, entre outras, indicando o equilíbrio do sujeito ao realizar as atividades motoras, podendo assim prever a probabilidade de ocorrência de quedas. 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) (MIYAMOTTO et al., 2004).

Antes do início dos testes, foi demonstrada às participantes a melhor maneira de realizar cada tarefa. Para a execução dos testes foram utilizados: uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e sem braços; uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e apoio de braço; um step de 15 cm de altura; um cronômetro digital; um objeto quadrado com 5x5x5 cm, e uma régua de 30 cm.

Para cada atividade da EEB foram atribuídas escores que variaram de 0 para incapacidade de exercer atividades até 4 para realização de tarefas com independência, sendo que os escores totais variam de 0 a 56 pontos, na qual a máxima pontuação corresponde ao melhor desempenho (MIYAMOTTO et al., 2004).

4.4.1.6 Força Explosiva (taxa de desenvolvimento de força-TDF)

A força muscular foi avaliada coletando-se a força explosiva através da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) por meios da força de reação do solo (FRS) que foi medida durante o teste de cadeira única com uma plataforma de força (BIOMECH 400®, EMG System Brasil). Os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira com altura de ~43 cm e foram instruídos a levantar-se o mais rápido possível com os pés sobre a plataforma de força. Eles eram também instruídos para ficar sentado com as mãos cruzadas sobre o peito para evitar “balançar mãos” ou “empurrar a cadeira com as mãos” durante o teste (KERA et al., 2020; SOUZA-JUNIOR et al., 2022).

Os dados da FRS foram suavizados usando um filtro Butterworth digital zero-lag de quarta ordem com frequência de corte de 15 Hz (AAGAARD et al., 2002; BORGES et al., 2015; SOUZA-JUNIOR et al., 2022).

A inclinação média da curva de força-tempo ($\Delta\text{force}/\Delta\text{time}$) ao longo do intervalo de tempo de 0-200 ms (ou seja, $T200\text{ms} = \text{força a } 200 \text{ ms}/0,2$) em relação ao início da curva força-tempo foi calculado como representativo do TDF. O início foi definido como o tempo quando a curva de força excedeu os valores basais. O pico de força e o momento em que ela foi atingida foram usados para calcular TDF_{pico} e normalizar $TDF_{200\text{ms}}$ (ou seja, $TDF_{200\text{ms}}$ relativo [$TDF_{\text{relativa a } 200\text{ms}} = TDF_{200\text{ms}}/ TDF_{\text{pico}}$]). Este procedimento foi adotado para normalizar a força explosiva já que a massa corporal influencia a FRS (SOUZA-JUNIOR et al., 2022).

4.5 Procedimento estatístico

A análise descritiva foi realizada com média, desvio padrão, coeficiente de variação ($CV = [(\text{desvio padrão}/\text{média}) * 100]$), mínimo, máximo e intervalo de confiança de 95% (limites superior e inferior), bem como mediana e percentis 25 e 75%. Como a média é uma medida de tendência central altamente influenciada por valores extremos (outliers), também foi relatado o estimador M de Huber, por representar uma medida de estimativa robusta, conforme sugerido por Maumet et al. (2014) e Proisy et al. (2019). Adicionalmente, todas as variáveis de interesse foram submetidas ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

Posteriormente foi aplicada a correlação de Pearson entre a Idade (anos) e as variáveis Escore da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), Sensibilidade Tátil Plantar, Parâmetros Estabilométricos (Desvio Padrão; Root mean Square; Amplitude; Velocidade Média), e Taxa de desenvolvimento de força. Esses procedimentos estatísticos foram realizados usando o software JASP Versão 0.17.2 (JASP Team (2023) e o alfa crítico foi definido em 0,05.

Visando triar variáveis com maior potencial para a análise multivariada (modelo de regressão linear multivariada) para identificar os fatores determinantes da Escala de Equilíbrio de Berg, foi aplicada a correlação de Pearson entre o escore da EEB e as variáveis Idade (anos), IMC (Kg/m^2), EEB (escore), DOT OA, DOT OF, DOT Romberg, AREA OA, AREA OF, AREA Romberg, Amplitude Médio-Lateral Tandem, Tempo para atingir o pico (TP), $TDF_{200\text{ms}}$, e o alfa crítico foi definido em 0,01.

As variáveis sem correlação estatisticamente significativa (nível de significância fixado em $p < 0.01$) foram excluídas nesta etapa, enquanto as demais seguiram para a construção de um

modelo de regressão linear multivariada, conforme descrito a seguir. Em caso de mais de uma variável estabilométrica ou de força apresentarem significância estatística, selecionou-se a variável com maior coeficiente de correlação, visando evitar colinearidade na análise multivariada.

A associação entre as variáveis independentes selecionadas na etapa anterior e o desfecho estudado (ou seja, escore na EEB) foi testada por modelos de regressão linear simples e multivariada. Para o modelo de regressão linear multivariada, foi utilizado o método Stepwise ($p < 0.05$ e $p > 0.1$ como critérios para incluir e remover variável, respectivamente). A adequação de cada modelo de regressão (simples e multivariada) foi verificada por meio da análise dos resíduos pelo teste de normalidade (teste de Shapiro Wilk), além disso, foi realizada uma inspeção visual para identificar observações extremas nos histogramas dos resíduos. Como o R^2 (ou seja, coeficiente de determinação) é o quadrado do coeficiente de correlação, que representa a quantidade de variância da variável dependente explicada por um preditor (regressão linear simples) ou um grupo de preditores (regressão linear multivariada), os dados foram interpretados seguindo esta declaração. Além disso, apresentamos R^2 ajustado de cada modelo de regressão, uma vez que é um método mais conservador do que R^2 .

As análises de teste de hipótese do Fator de Bayes foram usadas para verificar os resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos resultados (ou seja, a magnitude da evidência). O fator de Bayes (BF10) representa a mudança das probabilidades do modelo anterior para posterior ocasionada pelos dados observados. Em modelos de regressão, indica a mudança das probabilidades anteriores para posteriores (JEFFREYS, 1961; KASS; RAFTERY, 1995), indicando o desempenho preditivo relativo dos modelos para os dados em mãos (ou seja, a proporção de probabilidades marginais) (VAN DEN BERGH et al., 2021). O fator de Bayes tem uma interpretação intuitiva, um $BF10 = 5$ indica que os dados são 5 vezes mais prováveis sob hipótese alternativa do que hipótese nula, enquanto $BF10 = 0,2$ indica que os dados observados são 5 vezes mais prováveis sob hipótese nula do que sob hipótese alternativa (LY, 2017; VAN DEN BERGH et al., 2021). Vale ressaltar que, em modelos de regressão linear, a hipótese nula afirma que a verdadeira inclinação da reta (ou seja, Beta) é zero (PETRIE; SABIN, 2019).

O parâmetro Jeffreys-Zellner-Siow prior (JZS prior) foi definido como escala $r = 0.001$, devido ao tamanho relativamente pequeno da amostra. O fator de Bayes de inclusão (BF inclusão) foi reportado apenas para cada variável presente no modelo multivariado, uma vez que quantifica o quanto os dados observados são mais prováveis em modelos que incluem um preditor específico (ou seja, variável independente) em relação aos modelos que não contêm

esse preditor específico. Optamos por examinar e relatar as estimativas de parâmetro sob o melhor modelo único (ou seja, o modelo com o maior BF10), uma vez que é o mais provável, dados os dados observados, então, a inclusão de BF relatada para cada preditor está exclusivamente relacionada ao melhor modelo.

Todas as análises descritas foram concluídas usando o software JASP Versão 0.17.2 (JASP Team (2023)).

5 RESULTADOS

O presente estudo apresenta os seus resultados sob a forma de três artigos, os quais foram construídos a fim de atender aos objetivos do estudo. O artigo 1 é intitulado “*FORÇA EXPLOSIVA, SENSIBILIDADE TÁTIL PLANTAR E EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO DE PESSOAS IDOSAS EM COMUNIDADE*” e será submetido a Revista Ciência em Movimento; o artigo 2 é intitulado “*ASSOCIAÇÃO ENTRE SENSIBILIDADE TÁTIL PLANTAR, FORÇA MUSCULAR E EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO COM A IDADE DE PESSOAS IDOSAS EM COMUNIDADE*” e será submetido a Revista Estudos Interdisciplinares sobre o Envelhecimento; e o artigo 3 é intitulado “*ANÁLISE DOS DETERMINANTES DO SCORE DA ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG EM PESSOAS IDOSAS RESIDENTES NA COMUNIDADE: UMA ABORDAGEM BAYESIANA*” e será submetido a Revista Ciência & Saúde Coletiva. Os artigos estão formatados conforme as normas dos periódicos selecionados para submissão e são apresentados a seguir.

5.1 Artigo I

FORÇA EXPLOSIVA, SENSIBILIDADE TÁTIL PLANTAR E EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO DE PESSOAS IDOSAS EM COMUNIDADE

Lucas Silveira Sampaio¹, Rafael Pereira², Claudio Henrique Meira Mascarenhas³, Ludmila Schettino⁴, Claudineia Matos de Araújo⁵, José Ailton Oliveira Carneiro⁶, Marcos Henrique Fernandes⁷

¹Mestre em Ciências da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: lucaosampaio@hotmail.com

²Doutor em Ciência da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: rafaelpereira@uesb.edu.br

³Doutor em Ciência da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: claudio12fisio@hotmail.com

⁴Doutor em Ciência da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: lsrpaula@gmail.com

⁵Doutor em Ciência da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: neialis@yahoo.com.br

⁶Doutor em Ciência da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: hitoef@uesb.edu.br

⁷Doutor em Ciência da Saúde. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde. Rua José Moreira Sobrinho, SN, Jequiezinho. CEP: 45206-190, Jequié, Bahia, Brasil. E-mail: mhf.uesb@gmail.com

Autor correspondente: Lucas Silveira Sampaio. e-mail: lucaosampaio@hotmail.com. Programa de Pós-Graduação em Enfermagem e Saúde, Rua José Moreira Sobrinho, SN -Jequiezinho. CEP: 45206-190 - Jequié-BA, Brasil. Telefone: (73) 98806-3355.

RESUMO

Estimar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio dos idosos poderá possibilitar a compreensão para uma atenção precoce na manutenção e/ou melhora da funcionalidade na população idosa, repercutindo sobre a prevenção de consequências graves como as quedas e seus agravos como a fratura, imobilização ou até morte. Entretanto, estudos que abrangem a análise conjunta destas três variáveis ainda são escassos, especialmente com descrição detalhada e utilização de parâmetros estimadores robustos para análise de possível

influência de valores extremos sobre as médias encontradas. Este estudo busca avaliar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico de pessoas idosas em comunidade. Trata-se de um estudo observacional, descritivo, com delineamento transversal realizado com 59 pessoas idosas. Foram colhidas informações como idade e de saúde como avaliação da sensibilidade tátil plantar, força explosiva e equilíbrio estático e dinâmico. A análise foi realizada com média, desvio padrão, coeficiente de variação, intervalo de confiança de 95% e o estimador M de Huber. Foi observado um resultado robusto de redução da sensibilidade tátil plantar, uma menor consistência nos dados da capacidade de gerar força explosiva nos primeiros microssegundos e uma consistente preservação do equilíbrio estático e dinâmico. As informações oriundas de estudos descritivos como este possibilitam a representação do estado de saúde das idosas, possibilitando ações de saúde, assim como o despertar para a necessidade de estudos que busquem fatores associados a estes quadros.

Palavras-Chave: Idosos. Força Muscular. Equilíbrio Postural. Feedback Sensorial. Envelhecimento.

ABSTRACT

Evaluating the explosive strength, plantar tactile sensitivity and balance of the elderly may enable understanding for early attention in the maintenance and/or improvement of functionality in the elderly population, with repercussions on the prevention of serious consequences such as falls and their injuries such as fractures, immobilization or even death. However, studies that cover the joint analysis of these three variables are still scarce, especially with a detailed description and use of robust estimating parameters for analysis of the possible influence of extreme values on the averages found. This study seeks to evaluate explosive strength, plantar tactile sensitivity and static and dynamic balance of community-dwelling elderly women. This is an observational, descriptive, cross-sectional study carried out with 59 elderly women. Sociodemographic and health information were collected, such as assessment of plantar tactile sensitivity, explosive strength and static and dynamic balance. The analysis was performed with mean, standard deviation, coefficient of variation, 95% confidence interval and Huber's M estimator. A robust result of reduced plantar tactile sensitivity, less consistency in data on the ability to generate explosive force in the first microseconds, and consistent preservation of static and dynamic balance were observed. Information from descriptive studies such as this one makes it possible to represent the elderly women's health status, enabling health actions, as well as raising awareness of the need for studies that seek factors associated with these conditions.

DESCRIPTORS: Elderly. Muscle strength. Postural Balance. Sensory Feedback. Aging.

INTRODUÇÃO

A capacidade de aumentar o torque de contração dentro do menor intervalo de tempo possível a partir de um nível estático ou inferior é denominada força explosiva (FE), a qual depende do comando nervoso do sistema nervoso central e de características musculares inerentes (WANG et al., 2021). A FE é geralmente representada pela taxa máxima de desenvolvimento de força (TDF). Fatores que atuam em conjunto como altas taxas de descarga

da unidade motora, recrutamento rápido do pool de unidades motoras e soma efetiva de contrações destas unidades são responsáveis pela capacidade de se atingir a TDF máxima (DIDERIKSEN; DEL VECCHIO; FARINA, 2020).

Edholm, Strandberg e Kadi (2017), em seu estudo com mulheres idosas, apontam que a capacidade de gerar força explosiva é um dos mais fortes preditores do estado funcional, alertando que a redução na capacidade explosiva dos membros inferiores tem sido associada com o prejuízo na realização de tarefas da vida diárias. Destaca-se que a FE é apontada também como importante fator para respostas a perturbações do equilíbrio e, conseqüentemente, prevenção de quedas em idosos, assim como, em pacientes com distúrbios musculoesqueléticos, tem sido relacionada a medidas subjetivas e objetivas de função (MADEN-WILKINSON et al., 2021).

A FE pode melhorar a resposta do centro de controle de massa de todo o corpo a perturbações inesperadas, repercutindo sobre a capacidade de equilíbrio (BEHAN; PAIN; FOLLAND, 2018). Este equilíbrio é definido pela habilidade para manter o centro de massa do corpo sobre sua base de sustentação durante a execução de atividades motoras, sendo fundamental na realização de atividades da vida diária (ÜNVER; AKBAŞ, 2018; DUARTE et al., 2022).

Nota-se que esta capacidade de manter o equilíbrio em idosos sofre influência do impacto deste processo de envelhecimento em diversos outros sistemas, dentre estes, destaca-se a redução das informações sensoriais provenientes dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo (abrangendo a sensibilidade tátil plantar) (SINGH et al., 2012; EIKEMA et al., 2012; TOLEDO; BARELA, 2014).

Neste contexto, nos idosos há um déficit na discriminação sensorial pois o sistema nervoso periférico pode sofrer alterações como perda de fibras mielinizadas e não mielinizadas e diminuição da velocidade de condução nervosa. Assim, podem ocorrer comprometimentos na sensibilidade tátil plantar, trazendo conseqüências como instabilidade postural, distúrbios da marcha com a redução da fase de equilíbrio e aumento do risco de quedas (MASCARENHAS et al., 2023).

A partir desta realidade exposta, torna-se de extrema importância avaliar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio dos idosos, possibilitando a compreensão para uma atenção precoce na manutenção e/ou melhora da funcionalidade na população idosa, visando a prevenção de conseqüências graves como as quedas, as quais levam a sérios agravos como fraturas, imobilização ou até morte, gerando importantes impactos econômicos e sociais. Entretanto, estudos que abrangem a análise conjunta destas três variáveis ainda são escassos,

especialmente com descrição detalhada e utilização de parâmetros estimadores robustos para análise de possível influência de valores extremos sobre as médias encontradas.

Desta forma, este estudo busca estimar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico de pessoas idosas em comunidade.

METODOS

Trata-se de um estudo observacional, descritivo, com delineamento transversal. Este estudo foi realizado de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa sob o parecer nº 3.932.381.

Participaram do estudo 59 pessoas idosas integrantes de quatro Grupos de Convivência da Terceira Idade selecionados por proximidade ao local de realização do estudo visando a obtenção de uma maior adesão das participantes.

Foram considerados os seguintes critérios de inclusão: Indivíduos do sexo feminino com idade mínima de 60 anos e máxima de 79 anos; Ausência de déficit cognitivo avaliado através do instrumento Mini-Exame do Estado Mental (MEEM) de Folstein, Folstein e Mchugh (1975), versão utilizada no Brasil e adaptada por Bertolucci et al. (1994); Ausência de diagnóstico de diabetes mellitus; Ausência de vestibulopatias; Ausência de alguma dificuldade visual ou auditiva que comprometesse a realização dos testes e/ou avaliações propostas; Ausência de lesões cutâneas nos pés e amputações; Ausência de lesões osteoarticulares que pudessem impedir ou dificultar a realização dos testes e/ou avaliações propostas.

Foram adotados os seguintes critérios de exclusão: Deambulação dependente e locomoção com dispositivos auxiliares; Presença de claudicação ou outra alteração do padrão da marcha por qualquer razão.

Para a realização do estudo foi utilizado um questionário composto por informações como idade (anos completos) e relacionadas à saúde como o Índice de Massa Corpórea (IMC) (calculado pela relação entre massa corporal (Kg) e estatura ao quadrado (m^2), sendo expresso em Kg/m^2), variáveis obtidas por meio do autorrelato como quedas nos últimos 12 meses (sim, não) e uso de medicamentos (sim, não), bem como avaliação da sensibilidade tátil plantar, força muscular e equilíbrio estático e dinâmico (parâmetros estabilométricos e Escala de Equilíbrio de Berg).

A avaliação da sensibilidade tátil pressórica na região plantar foi realizada através dos monofilamentos de Semmes-Weinstein “estesiômetro” da marca SORRI®, composto por seis filamentos de nylon de igual comprimento, de diferentes cores e variados diâmetros que produzem uma pressão padronizada sobre a superfície da pele.

Os monofilamentos têm a finalidade de avaliar e quantificar o limiar de percepção do tato e sensação de pressão profunda do pé (SOUZA et al., 2005). A classificação dos filamentos é baseada em suas cores, a seguir: cor verde (0,05 gf) e azul (0,2 gf): sensibilidade normal; cor violeta (2,0 gf): dificuldade com a discriminação de forma e temperatura; cor vermelho escuro (4,0 gf): discreta perda da sensação protetora, vulnerável a lesões; cor laranja (10,0 gf): leve perda da sensação protetora; cor magenta (300,0 gf): perda da sensação protetora; Nenhuma resposta: perda da sensibilidade total.

Os monofilamentos foram aplicados em 10 pontos diferentes em cada pé, predefinido por Armstrong et al. (1998), os quais consistem: Região Plantar (RP) do 1º dedo; RP do 3º dedo; RP do 5º dedo; RP do 1º metatarso; RP do 3º metatarso; RP do 5º metatarso; Região Medial (RM) da face plantar do pé; Região Médio-Lateral (RML) da face plantar do pé; Calcâneo; Região Interfalangiana (RI) entre o 1º e 2º dedo. O protocolo de avaliação seguiu as instruções do manual do usuário do fabricante do produto “Estesiômetro SORRI®”, bem como de outros estudos (SALES; SOUZA; CARDOSO, 2012; MACHADO et al., 2017).

Antes de iniciar o procedimento, realizou-se um teste com o monofilamento, o qual era aplicado em uma área do braço das participantes com sensibilidade preservada para que pudesse ser verificada a correta compreensão do teste. As participantes foram posicionadas deitadas numa maca na posição supina, olhos fechados e ambiente silencioso. Cada monofilamento foi aplicado perpendicularmente por cerca de 1 a 2 segundos em cada ponto, de forma a se encurvar sobre a área sem deslizar sobre a pele da idosa. Os testes eram iniciados pelo monofilamento mais fino e de menor pressão (0,05 gf, cor verde), sendo que em caso de ausência de resposta utilizava-se um monofilamento de maior diâmetro e pressão (0,2 gf, cor azul) e, assim, sucessivamente até que a participante pudesse ser capaz de detectar o toque.

Cada monofilamento foi pressionado sobre a pele, sendo a participante orientada a indicar o momento e o local quando sentisse a pressão do filamento. A aplicação foi repetida duas vezes no mesmo local e alternada com, pelo menos, uma aplicação simulada, na qual o monofilamento não era aplicado. Desta forma, foram feitas três perguntas por local de aplicação, sendo considerada sensação ausente se duas respostas fossem incorretas diante das três tentativas.

O registro dos testes foi feito marcando em cada ponto estabelecido a cor correspondente ao primeiro monofilamento que a participante detectou ao toque. Para permitir a comparação entre as situações, um escore numérico foi estipulado para cada monofilamento que variou de 0 (zero) nenhuma percepção a 6 (seis) sensibilidade normal, ou seja, quanto maior o escore melhor a sensibilidade tátil plantar. Para fins de análise estatística, foi obtida a soma dos escores

de toda a região plantar de cada pé (i.e., direito e esquerdo), podendo chegar ao máximo de 60 pontos quando todos os 10 pontos avaliados obtivessem a pontuação máxima.

A força muscular foi avaliada coletando-se a força explosiva através da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) por meios da força de reação do solo (FRS) que foi medida durante o teste de cadeira única com uma plataforma de força (BIOMECH 400®, EMG System Brasil). Os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira com altura de ~43 cm e foram instruídos a levantar-se o mais rápido possível com os pés sobre a plataforma de força. Eles eram também instruídos para ficar sentado com as mãos cruzadas sobre o peito para evitar “balançar mãos” ou “empurrar a cadeira com as mãos” durante o teste (KERA et al., 2020).

Os dados da FRS foram suavizados usando um filtro Butterworth digital zero-lag de quarta ordem com frequência de corte de 15 Hz (AAGAARD et al., 2002; BORGES et al., 2015).

A inclinação média da curva de força-tempo ($\Delta\text{force}/\Delta\text{time}$) ao longo do intervalo de tempo de 0-200 ms (ou seja, $T_{200\text{ms}} = \text{força (contração voluntária isométrica máxima [CVIM]) a 200 ms}/0,2$) em relação ao início da curva força-tempo foi calculado como representativo do TDF. O início foi definido como o tempo quando a curva de força excedeu os valores basais.

O pico de força e o momento em que ela foi atingida foram usados para calcular TDF_{pico} e normalizar $TDF_{200\text{ms}}$ (ou seja, $TDF_{200\text{ms}} \text{ relativo } [TDF_{\text{relativa a 200ms}} = TDF_{200\text{ms}}/ TDF_{\text{pico}}]$). Este procedimento foi adotado para normalizar a força explosiva já que a massa corporal influencia a FRS.

Para avaliar o equilíbrio estático foram avaliados os parâmetros estabilométricos. As oscilações do centro de pressão (CP) foram coletadas em uma plataforma de força modelo BIOMECH 400® (EMG System Brasil), com taxa de amostragem de 100 Hz. As participantes permaneceram em posição ortostática sobre a plataforma, com os braços ao longo do corpo e em posição Tandem (perna direita à frente da esquerda) com olhos abertos (Tandem OA). Foi dada a orientação para permanecerem o mais imóvel possível durante o registro (30 segundos) olhando para um ponto fixo colocado a uma distância de 2 metros em uma parede à frente e à altura do olhar dos voluntários para referência visual durante o registro com os olhos abertos.

Foram realizados 6 registros de 30 segundos com intervalo de 1 minuto entre estas, sendo 3 registros de olhos abertos, obtidas em ordem randômica (ALFIERI, 2008). Foi utilizado o valor médio das três medidas para a análise.

As oscilações do CP corporal foram analisadas no software MATLAB® com rotinas previamente desenvolvidas para os dados deste estudo de modo a obter parâmetros estabilométricos no domínio do tempo (área de oscilação médio-lateral do CP [AREA] e

velocidade média de deslocamento [VM]). Destaca-se que entre as possíveis ferramentas utilizadas na investigação do controle postural, a estabilometria é muito útil, especialmente para avaliar mecanismos de ajustes posturais, sendo um importante método de avaliação estática (MIYAMOTO et al., 2004).

Para a avaliação do equilíbrio dinâmico foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), traduzida e validada para a população brasileira, que consiste em testes clínicos funcionais utilizados para avaliar o equilíbrio de idosos nas atividades diárias (MIYAMOTO et al., 2004).

O teste avalia tanto a forma como é realizada cada tarefa como o tempo para realizá-la. Os elementos do teste consistem em 14 tarefas semelhantes às várias atividades da vida diária, como sentar, levantar, inclinar-se para frente, virar-se, entre outras, indicando o equilíbrio do sujeito ao realizar as atividades motoras, podendo assim prever a probabilidade de ocorrência de quedas. 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) (MIYAMOTO et al., 2004).

Antes do início dos testes, foi demonstrada às participantes a melhor maneira de realizar cada tarefa. Para a execução dos testes foram utilizados: uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e sem braços; uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e apoio de braço; um step de 15 cm de altura; um cronômetro digital; um objeto quadrado com 5x5x5 cm; e uma régua de 30 cm.

Para cada atividade da EEB foram atribuídas escores que variaram de 0 para incapacidade de exercer atividades até 4 para realização de tarefas com independência, sendo que os escores totais variam de 0 a 56 pontos, na qual a máxima pontuação corresponde ao melhor desempenho (MIYAMOTO et al., 2004).

A análise descritiva foi realizada com média, desvio padrão, coeficiente de variação ($CV = [(\text{desvio padrão}/\text{média}) \cdot 100]$), mínimo, máximo e intervalo de confiança de 95% (limites superior e inferior), bem como mediana e percentis 25 e 75%. Como a média é uma medida de tendência central altamente influenciada por valores extremos (outliers), também foi relatado o estimador M de Huber por representar uma medida de estimativa robusta, conforme sugerido por Maumet et al. (2014) e Proisy et al. (2019). Adicionalmente, todas as variáveis de interesse foram submetidas ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

Esses procedimentos estatísticos foram realizados o software JASP Version 0.17.2 (JASP Team (2023) e o alfa crítico foi definido em 0,05.

RESULTADOS

A média de idade da amostra foi de $69,24 \pm 5,64$ anos. No que se refere a características clínicas, o IMC foi $26,52 \pm 4,50$ kg/m², a média de quedas nos últimos 12 meses constituiu em $1,84 \pm 0,4$ episódios e a média de utilização de medicações foi de $3,11 \pm 0,3$, conforme descrito na tabela 1.

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis qualitativas do estudo. Jequié/BA, 2022.

Variáveis	Média \pm DP	95% IC
Idade (anos)	69,24 \pm 5,64	67,71-70,26
IMC (peso/altura²)	26,52 \pm 4,50	25,3-27,74
Número de Quedas nos últimos 12 meses	1,84 \pm 0,4	0,99-2,7
Número de Medicações nos últimos 12 meses	3,11 \pm 0,3	2,27-3,94

Dados apresentados da média e desvio padrão (DP) e Intervalo de Confiança (IC). IMC= Índice de massa corpórea.

Os dados da avaliação da sensibilidade tátil plantar são descritos na tabela 2. Foi possível observar que a média de score total de sensibilidade tátil foi de $38,61 \pm 5,03$ e o parâmetro estimador M de Huber de 38,84 (variação de apenas 1,03 pontos da média), demonstrando proximidade entre o valor obtido na amostra e o valor estimado para a população geral.

Tabela 2. Parâmetros estatísticos descritivos da sensibilidade tátil plantar. Jequié/BA, 2022.

Parâmetro Estatístico	Sensibilidade Tátil Plantar (Score total)
Média	38,61
Huber's M-estimator	38,84
Desvio Padrão	5,03
IC 95% - Inferior	37,25
IC 95% - Superior	39,97
Coefficiente de Variância	25,53
Mínimo	25,50
Máximo	46,00
Mediana	39,00
Porcentagem 25	36,00
Porcentagem 75	41,50

IC= Intervalo de Confiança.

A TDF de pico foi de $2517,83 \pm 964,93$ newtons com estimativa M Huber de 2618,32 newtons, sendo a TDFr em 50ms de $2,37 \pm 3,32$ newtons/m/s (M de Huber de 1,44), a TDFr em 100ms de $2,51 \pm 2,35$ newtons/m/s (M de Huber de 1,77) e a TDFr em 200 ms de $3,50 \pm 1,38$ newtons/m/s (M de Huber de 3,79, menor variação entre as variáveis, com diferença de apenas 0,29 para a média). Foi possível inferir também que a TDFr200 apresentou menor variabilidade (CV = 1,91%), enquanto a TDFr50 a maior variabilidade (CV = 11,07%), conforme descrito na tabela 3.

Tabela 3. Parâmetros estatísticos descritivos da força explosiva. Jequié/BA, 2022.

Parâmetro Estatístico	TDF Pico	TDFr 50	TDFr 100	TDFr 200
Média	2517,83	2,37	2,51	3,50
Huber's M-estimator	2618,32	1,44	1,77	3,79
Desvio Padrão	964,93	3,32	2,35	1,38
IC 95% - Inferior	2052,74	0,76	1,38	3,12
IC 95% - Superior	2982,91	3,97	3,65	3,87
Coefficiente de Variância	931098,54	11,07	5,55	1,91
Mínimo	651,31	0,21	0,43	0,39
Máximo	4730,98	15,01	9,62	5,00
Mediana	2749,19	1,01	1,34	3,66
Porcentagem 25	2127,55	0,70	1,02	1,84
Porcentagem 75	3143,06	3,12	3,14	4,82

TDFpico= Taxa de Desenvolvimento de Força de pico. TDFr50= Taxa de Desenvolvimento de Força Relativa a 50ms. TDFr100= Taxa de Desenvolvimento de Força Relativa a 100ms. TDFr200= Taxa de Desenvolvimento de Força Relativa a 200ms. IC= Intervalo de Confiança.

Ao avaliar o equilíbrio estático através da estabilometria destes idosos, observou-se uma amplitude de deslocamento lateral para o Centro de Pressão (CP) com média de $4,15 \pm 1,4$ cm e o estimador M de Huber variou apenas 0,22 cm. No que se refere a Velocidade Média (VM) de deslocamento, a média foi de $3,55 \pm 0,56$ cm/s e com variação do estimador M de Huber de apenas 0,11 cm/s. As variações do M de Huber dessas variáveis indicaram que as medidas médias sofreram pouca influência de valores extremos.

Tabela 4. Parâmetros estatísticos descritivos do equilíbrio estático através dos parâmetros estabilométricos.

Parâmetro Estatístico	DP ML TANDEM	RQM ML TANDEM	AMPL ML TANDEM	VM ML TANDEM
Média	0,72	0,72	4,15	3,55
Huber's M-estimator	0,72	0,72	3,93	3,44
Desvio Padrão	0,15	0,15	1,40	0,56
IC 95% - Inferior	0,65	0,65	3,48	3,27
IC 95% - Superior	0,80	0,80	4,83	3,82
Coefficiente de Variância	0,02	0,02	1,96	0,31
Mínimo	0,49	0,49	2,67	2,74
Máximo	1,16	1,16	9,36	4,94
Mediana	0,73	0,73	3,84	3,44
Porcentagem 25	0,58	0,58	3,54	3,19
Porcentagem 75	0,80	0,80	4,49	3,96

ML=Médio Lateral. DP= Desvio Padrão. RQM= Raiz Quadrada Média. AMPL= Amplitude. VM= Velocidade Média. IC= Intervalo de Confiança.

Ao avaliar o equilíbrio dinâmico através do escore da Escala de Equilíbrio de Berg destes idosos, observou-se uma média de $53,60 \pm 2,60$ pontos, mínimo de 48 e máximo de 56 pontos, e o estimador M de Huber variou apenas 0,28 pontos da média, indicando que a medida média sofreu pouca influência de valores extremos.

Tabela 5. Parâmetros estatísticos descritivos do equilíbrio dinâmico pela Escapa de Berg.

Parâmetro Estatístico	Score Escala de Berg
Média	53,60
Huber's M-estimator	52,81
Desvio Padrão	2,60
IC 95% - Inferior	52,90
IC 95% - Superior	54,30
Coefficiente de Variância	6,26
Mínimo	48,00
Máximo	56,00
Mediana	53,00
Porcentagem 25	53,00
Porcentagem 75	55,00

IC= Intervalo de Confiança.

DISCUSSÃO

A partir dos resultados buscando avaliar a força explosiva, a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico de pessoas idosas em comunidade, foi possível inicialmente identificar que a sensibilidade tátil plantar destas mulheres, em um score de 0 a 60 pontos, obteve uma média de $38,61 \pm 5,03$ pontos (M de Huber com variação de apenas 1,03), demonstrando de forma consistente e robusta que há alterações nesta informação tátil dos idosos.

Essa redução da sensibilidade tátil plantar com o envelhecimento pode ser explicada em decorrência de alterações no sistema nervoso central e periférico, como perda de fibras mielinizadas e não mielinizadas, além da diminuição da velocidade de condução nervosa, que reduzem a capacidade de discriminação sensorial. Nota-se que a informação sobre a interação entre a região plantar e a superfície de contato é produzida pelos mecanorreceptores plantares nela presente, assim, o processamento de informações do sistema visual, vestibular e receptores proprioceptivos possibilitam a habilidade de sustentar a postura em pé (UEDA; CARPES, 2013).

Neste sentido, Yang (2021) identificou que o comprometimento da sensação tátil do pé é um fator de risco importante para quedas entre os idosos, reforçando que os mecanorreceptores cutâneos no pé fornecem feedback crítico ao sistema de controle do equilíbrio e que, em idosos, a degeneração neural é mais profunda distalmente e pode diminuir o número de mecanorreceptores e impedir a condução neural, comprometendo a capacidade de perceber mudanças no equilíbrio e fazer ajustes adequados para evitar quedas.

Santos et al. (2021) também verificaram o comprometimento da sensibilidade plantar associado à idade, independentemente do sexo. Para os autores o enrijecimento da pele e o aumento da espessura epidérmica da planta do pé são muito comuns com o envelhecimento devido às modificações fisiológicas da derme, reduzindo a sensibilidade plantar, além disso, a sensibilidade tátil plantar é progressivamente afetada devido à diminuição dos receptores de Pacini e Meissner e perda de grandes fibras sensitivas e receptores mielinizados distais.

Outra observação dos resultados do presente estudo foi a Taxa de desenvolvimento de força, sendo encontrado uma TDFr50ms com média de $2,37 \pm 3,32$ newtons/m/s, TDFr100ms de $2,51 \pm 2,35$ newtons/m/s e a TDFr200ms de $3,50 \pm 1,38$ newtons/m/s com menor variação de M de Huber (0,29) e menor variabilidade (2,32%), demonstrando resultados mais consistentes na TDFr200ms, bem como um desempenho de força explosiva inferior em intervalos de tempos curtos, dificultando uma resposta motora rápida.

Palmer et al. (2021) destacam que muitas tarefas de movimento relacionadas à locomoção, incluindo caminhar, requerem tempos de resposta de aplicação de força inferiores a 200 ms, assim a TDF de curto período de tempo (≤ 200 ms) possui grande impacto na funcionalidade, sendo um melhor discriminador de desempenhos locomotores do que o pico de torque, que geralmente requer mais de 300 ms para ser alcançado.

Esta capacidade de desenvolver força explosiva é influenciada pelo nível de ativação neural, tamanho do músculo e composição do tipo de fibra, fatores que, segundo Schettino et al. (2014), são influenciados pelo processo de envelhecimento. Os autores reforçam também que o bom desenvolvimento de força explosiva dos músculos das extremidades inferiores é fundamental para a capacidade de resposta rápida a perturbações do equilíbrio repentinas, impactando em um menor risco de quedas em idosos.

Já Gerstner et al. (2017) observaram em seu estudo que idosos no início da contração (< 50 ms) têm ativação muscular semelhante a indivíduos mais jovens, mas são incapazes de sustentar as mesmas taxas de ativação muscular durante os intervalos maiores de contração, destacando a importância de vários fatores neuromusculares que influenciam as reduções relacionadas à idade em TDF e influenciam a função e o desempenho idosos. Registra-se ainda que fatores como rigidez do tecido conjuntivo e área de fibra tipo II podem influenciar na TDF durante o envelhecimento (PALMER, 2021).

Por fim, no presente estudo, ao avaliar o equilíbrio estático através da estabilometria destes idosos, observou-se uma amplitude de deslocamento lateral para o Centro de Pressão (CP) com média de $4,15 \pm 1,4$ cm com variação de estimador M de Huber de 0,22 cm, VM de deslocamento com média de $3,55 \pm 0,56$ cm/s e com variação do estimador M de Huber de apenas 0,11 cm/s, e no equilíbrio dinâmico, o qual foi avaliado através da Escala de Berg destes idosos, observou-se uma média de $53,60 \pm 2,60$ pontos com estimador M de Huber variando apenas 0,28 pontos da média. Foram, desta forma, encontrados valores robustos e consistentes para possível inferência sobre a realidade dessa população.

Estes dados demonstram um bom equilíbrio entre os idosos da amostra já que os idosos apresentaram pouca oscilação medio-lateral, baixa VM e boa pontuação na Escala de Berg que tem como máximo 56 pontos. Este bom desempenho é observado também ao comparar com estudo com amostra semelhantes como o de Mesquita et al. (2015) no qual avaliou-se 63 mulheres idosas da comunidade subdivididas em 3 grupos para intervenções. Neste estudo, os grupos apresentaram média de deslocamento de oscilação lateral maiores, 8.6 ± 3.8 (n=21), 11.5 ± 8.2 (n=21), 9.4 ± 5.4 (n=21), bem como apresentaram score na Escala

de Berg menores, 50.5 ± 3.4 (n=21), 51.7 ± 4.8 (n=21), 54.0 ± 1.9 (n=21) (avaliações realizadas pré intervenção proposta no estudo).

Destaca-se que para a obtenção do controle postural é necessário que a capacidade de equilíbrio esteja preservada, possibilitando manter o centro de massa corporal sobre a base de sustentação ou devolvê-lo a ela. A interação entre as forças desestabilizadoras que atuam no corpo, como a gravidade e o ambiente externo, e a reação do sistema de controle postural com o objetivo de manter o equilíbrio levam a uma oscilação postural durante a postura em pé. Assim, é a energia muscular que continuamente trabalha em oposição às forças da gravidade, propiciando que os indivíduos em pé estejam em equilíbrio ou equilíbrio instável (RODRÍGUEZ-RUBIO et al., 2020).

Neste contexto, Lesinski et al. (2015) observam porém que, em idosos, mesmo saudáveis, as alterações do processo de envelhecimento no sistema sensorio-motor e neuromuscular afetam negativamente o desempenho no controle postural estático e dinâmico, destacando que adultos mais velhos saudáveis tendem a apresentar maiores deslocamentos do centro de pressão e velocidade de oscilação em posturas bipodais e unipodais em comparação com adultos jovens.

Mesquita et al. (2015) também trazem que, com o envelhecimento, o grau de oscilação corporal aumenta, fazendo com que os idosos oscilem mais do que os adultos jovens mesmo em formas posturais simples como a postura ereta. A partir dos 45 anos iniciam alterações associadas ao processo de envelhecimento, especialmente no sistema sensorial (visual, vestibular e somatossensorial) e os atributos físicos (flexibilidade, força, tempo de reação, equilíbrio e coordenação), impactando no equilíbrio.

Nota-se, dessa forma, a importância da preservação do equilíbrio como demonstrado nos participantes do presente estudo, visto que idosos com equilíbrio prejudicado têm maior probabilidade de sofrer quedas do que idosos com controle postural inalterado (THOMAS et al., 2019). As quedas têm como principal implicação as fraturas, levando a incapacidade residual, dor crônica e perda de independência, levando a consequências sociais e de saúde pública, especialmente com tratamentos caros e de longo prazo. Além dos impactos das quedas, um comprometimento da capacidade de equilibra-se pode ter um efeito prejudicial na qualidade de vida já que o equilíbrio é uma habilidade essencial para diversas atividades diárias, tanto profissionais quanto de lazer (PAPALIA et al., 2020).

Como limitação deste estudo, aponta-se a dificuldade de comparação com outros estudos acerca da TDF da FE e dos parâmetros estabilométricos visto a diversidade de

abordagem metodológica para avaliação destas variáveis, bem como dificuldade de encontrar estudos com o perfil de população abordada semelhante.

CONCLUSÃO

Diante de todo este cenário, é possível identificar que, concomitante ao envelhecimento, observa-se perturbações clínicas e funcionais que comprometem a sua saúde da pessoa idosa como alterações da força, sensibilidade plantar e equilíbrio, sendo, desta forma, é fundamental a avaliação e compreensão dos principais déficits em idosos. Este conhecimento propicia uma atuação preventiva sobre essas variáveis, evitando suas consequências negativas sobre a saúde.

As informações oriundas de estudos descritivos como este possibilitam a representação do estado de saúde de um grupo etário, o que possibilita tanto o planejamento direto de ações de saúde voltadas à esta população (ações de prevenção a sarcopenia, reabilitação proprioceptiva, estímulo sensorial e de equilíbrio, etc.), assim como o despertar dos pesquisadores sobre a necessidade de estudos com o objetivo de identificação de fatores associados a estes quadros e a magnitude da influência ou impacto dos mesmos nestas variáveis de funcionalidade dos idosos visando melhorar o direcionamento das intervenções.

REFERÊNCIAS

1. WANG, J. et al. Immediate effects of acupuncture on explosive force production and stiffness in male knee joint. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v.18, n.18, p.9518. 2021.
2. DIDERIKSEN, J. L.; DEL VECCHIO, A.; FARINA, D. Neural and muscular determinants of maximal rate of force development. **Journal of neurophysiology**, v.123, n.1, p.149-157. 2020.
3. EDHOLM, P.; STRANDBERG, E.; KADI, F. Lower limb explosive strength capacity in elderly women: effects of resistance training and healthy diet. **Journal of applied physiology**, v.123, n.1, p.190-196. 2017.
4. MADEN-WILKINSON, T. M. et al. Muscle architecture and morphology as determinants of explosive strength. **European journal of applied physiology**, v.121, p.1099-1110. 2021.
5. BEHAN, F. P.; PAIN, M. T.; FOLLAND, J. P. Explosive voluntary torque is related to whole-body response to unexpected perturbations. **Journal of Biomechanics**, v.81, p.86-92. 2018.
6. ÜNVER, B.; AKBAŞ, E. Effects of plantar sensitivity on balance and mobility in community-dwelling older adults: A Turkish study. **Australasian Journal on Ageing**, v.37, n.4, p.288-292. 2018.
7. DUARTE M.B. et al. Anticipatory postural adjustments in older versus young adults: a systematic review and meta-analysis. **Syst Rev**, v.11, n.1, p.251. 2022.

8. SINGH, N. B. et al. The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n.22, n.1, p.131-136. 2012.
9. EIKEMA, D.J.A. et al. Age-dependent modulation of sensory reweighting for controlling posture in a dynamic virtual environment. **Age**, v.34, p.1381-1392. 2012.
10. TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Age-related differences in postural control: effects of the complexity of visual manipulation and sensorimotor contribution to postural performance. **Experimental Brain Research**, v.232, p.493-502. 2014.
11. MASCARENHAS C.H.M. et al. Analysis of Plantar Tactile Sensitivity in Older Women after Conventional Proprioceptive Training and Exergame. **Int J Environ Res Public Health**, v.20, n.6, p.5033. 2023.
12. WORLD HEALTH ORGANIZATION, T. **Global recommendations on physical activity for health**, 2010.
13. FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of psychiatric research**, v.12, n.3, p.189-198, 1975.
14. BERTOLUCCI, P. H. et al. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, v.52, p.01-07. 1994.
15. SOUZA, A. et al. Avaliação da neuropatia periférica: correlação entre a sensibilidade cutânea dos pés, achados clínicos e eletroneuromiográficos. **Acta Fisiátrica**, v.12, n.3, p.87-93, 2005.
16. ARMSTRONG, D.G. et al. Choosing a practical screening instrument to identify patients at risk for diabetic foot ulceration. **Archives of internal medicine**, v.158, n.3, p.289-292. 1998.
17. SALES, K.L.D.S.; SOUZA, L.A.D.; CARDOSO, V.S. Static balance in individuals with diabetic peripheral neuropathy. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.19, p.122-127. 2012.
18. MACHADO, Á.S. et al. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.57, p.30-36. 2017.
19. KERA, T. et al. Association between ground reaction force in sit-to-stand motion and falls in community-dwelling older Japanese individuals. **Arch Gerontol Geriatr**, v.6, n.91, p.104221. 2020.
20. AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **J Appl Physiol**, v.93, n.4, p.1318-26. 2002.
21. BORGES, L. S. et al. Handgrip explosive force is correlated with mobility in the elderly women. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v.17, n.3, p.145-9. 2015.
22. ALFIERI, F.M. Plantar pressure distribution in elderly subjects after proprioceptive exercises. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.10, n.2, p.137-142. 2008.
23. MIYAMOTO, S.T. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian journal of medical and biological research**, v.37, p.1411-1421. 2004.
24. MAUMET, C. et al. Robust estimation of the cerebral blood flow in arterial spin labelling. **Magn Reson Imaging**, v.32, n.5, p.497-504. 2014.

25. PROISY, M. et al. Changes in brain perfusion in successive arterial spin labeling MRI scans in neonates with hypoxic-ischemic encephalopathy. **Neuroimage Clin**, v.24, p.101939. 2019.
26. UEDA, L.S.; CARPES, F.P. Relationship between foot sensibility and postural control in the young and elderly. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v.15, p.215-224. 2013.
27. YANG, F. Identification of optimal foot tactile sensation threshold for detecting fall risk among community-dwelling older adults. **Physical Therapy**, v.101, n.8, p.119. 2021.
28. SANTOS, A.D. et al. Are foot deformity and plantar sensitivity impairment associated with physical function of community-dwelling older adults? **Braz J Phys Ther**, v.25, n.6, p.846-853. 2021.
29. PALMER, T.B. Utility of peak torque and rate of torque development characteristics to identify walking performance ability in older women. **J Musculoskelet Neuronal Interact**, v.21, n.4, p.455-463. 2021.
30. SCHETTINO, L. et al. Comparison of explosive force between young and elderly women: evidence of an earlier decline from explosive force. **Age (Dordr)**, v.36, n.2, p.893-8. 2014.
31. GERSTNER, G.R. et al. Neural and Muscular Contributions to the Age-Related Reductions in Rapid Strength. **Med Sci Sports Exerc**, v.49, n.7, p.1331-1339. 2017.
32. MESQUITA, L.S. Effects of two exercise protocols on postural balance of elderly women: a randomized controlled trial. **BMC Geriatr**, v.15, p.61. 2015.
33. RODRÍGUEZ-RUBIO, P.R. et al. Validity and reliability of the satel 40 HZ stabilometric force platform for measuring quiet stance and dynamic standing balance in healthy subjects. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v.17, n.21, p.7733. 2020.
34. LESINSKI, M. et al. Effects of Balance Training on Balance Performance in Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. **Sports Med**, v.45, n.12, p.1721-38. 2015.
35. THOMAS, E. et al. Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. **Medicine (Baltimore)**, n.98, v.27; p.e16218. 2019.
36. PAPALIA, G.F. et al. The Effects of Physical Exercise on Balance and Prevention of Falls in Older People: A Systematic Review and Meta-Analysis. **J Clin Med**, v.9, n.8, p.2595. 2020.

5.2 Artigo II

ASSOCIAÇÃO ENTRE SENSIBILIDADE TÁTIL, FORÇA EXPLOSIVA E EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO COM A IDADE DE PESSOAS IDOSAS EM COMUNIDADE

Lucas Silveira Sampaio, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0003-4246-7947, lucaosampaio@hotmail.com, (73)98806-33355.

Rafael Pereira, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0003-1800-1450

Ludmila Schettino, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0001-8278-6251

Claudio Henrique Meira Mascarenhas, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0001-6806-5394

Claudineia Matos de Araújo, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0003-0534-7284

José Ailton Oliveira Carneiro, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0001-5095-0301

Marcos Henrique Fernandes, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0002-2559-2239

RESUMO

O envelhecimento muscular esquelético é um dos pontos marcantes do processo de senescência, sendo caracterizado por uma série de alterações estruturais e funcionais. O objetivo deste estudo é analisar o impacto da idade sobre a sensibilidade tátil plantar, a força explosiva e o equilíbrio estático e dinâmico em pessoas idosas em comunidade. Trata-se de um estudo observacional com delineamento transversal e analítico. Participaram do estudo 59 pessoas idosas. Para a realização do estudo foi utilizado um questionário composto por informações como a idade e variáveis clínicas como a avaliação dos parâmetros estabilométricos, sensibilidade tátil plantar, Escala de Equilíbrio de Berg e força explosiva. A análise descritiva foi realizada com média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95%. Foi aplicada a correlação de Pearson entre a Idade (anos) e as variáveis Escore da Escala de Equilíbrio de Berg, Sensibilidade Tátil Plantar, Parâmetros Estabilométricos e Taxa de desenvolvimento de força. O alfa crítico foi definido em 0,05. Foi possível identificar que a idade está correlacionada de forma negativa sobre a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico. Assim, estes dados apontam para uma necessidade de maior atenção à população de idosos no que se refere a preservação do equilíbrio e prevenção de suas consequências como quedas, fraturas e óbitos.

Palavras-Chave: Idosos. Força Muscular. Equilíbrio Postural. Feedback Sensorial. Envelhecimento.

ABSTRACT

Skeletal muscle aging is one of the hallmarks of the senescence process, characterized by a series of structural and functional changes. The objective of this study is to analyze the impact of age on plantar tactile sensitivity, explosive strength and static and dynamic balance in community-dwelling elderly women. This is an observational study with a cross-sectional and analytical design. 59 elderly women participated in the study. To carry out the study, a questionnaire consisting of sociodemographic information such as age and clinical variables such as the evaluation of stabilometric parameters, plantar tactile sensitivity, Berg Balance Scale and explosive strength was used. Descriptive analysis was performed with mean, standard deviation and 95% confidence interval. Pearson's correlation was applied between Age (years) and the variables Berg Balance Scale Score, Plantar Tactile Sensitivity, Stabilometric Parameters and Force Development Rate. The critical alpha was set to 0.05. It was possible to identify that age has a negative impact on plantar tactile sensitivity and static and dynamic balance. Thus, these data point to a need for greater attention to the elderly population with regard to preserving balance and preventing consequences such as falls, fractures and deaths.

Keywords: Elderly. Muscle strength. Postural Balance. Sensory Feedback. Aging.

Introdução

O envelhecimento muscular esquelético é um dos pontos marcantes do processo de senescência, sendo caracterizado por uma série de alterações estruturais e funcionais (DISTEFANO; GOODPASTER, 2018). Há, neste processo, alterações neurodegenerativas como a diminuição do número de neurônios, atrofia com diferentes taxas em várias partes do cérebro, a qual pode ser acompanhada de ativação microglial e neuroinflamação, contribuindo para declínios cognitivos (BEKTAS et al., 2018), além disso o envelhecimento muscular esquelético é um dos pontos marcantes do processo, sendo caracterizado por uma série de alterações estruturais e funcionais (DISTEFANO; GOODPASTER, 2018).

Neste contexto do sistema musculoesquelético, Hirata et al. (2022) destacam que, no que se refere especificamente à força explosiva (FE), ou seja, a capacidade de aumentar o torque contrátil na maior velocidade possível a partir de um nível baixo e/ou de repouso, a diminuição relacionada à idade é ainda mais acentuada do que a perda máxima de força muscular. Os autores explicam que a taxa de desenvolvimento de força-TDF, utilizada para mensurar a força explosiva, sofre influência de múltiplos fatores, como massa muscular, atividade neuromuscular e propriedades contráteis da contração muscular, bem como da composição do tipo de fibra muscular.

Somada a estes fatores já citados, observa-se também nos idosos alterações sensoriais como a diminuição da sensibilidade tátil (hipoestesia) plantar (STP) dos pés, interferindo no suporte de peso ao conduzir a uma distribuição desigual de peso entre os pés. Conseqüentemente, podem ocorrer alterações na amplitude de deslocamento do centro de gravidade e, portanto, gerar impacto sobre o controle de equilíbrio (KIM; NAM; YONG, 2014). Neste contexto, se comparados a adultos jovens, os idosos tendem a ficar mais instáveis, especialmente na transição do apoio em um pé para o outro, culminando em maior tempo de contato dos pés e movimento de passo mais lento (KILBY; SLOBOUNOV; NEWELL, 2014; KIM, G. HWANGBO, 2015), o que justifica a relação direta entre a duração da passada e a velocidade da marcha em idosos (KIM, 2017).

É possível conjecturar, portanto, que todas essas alterações do processo de envelhecimento podem levar a diminuição das habilidades motoras e, por conseguinte, do equilíbrio (NACZK; MARSZALEK; NACZK, 2020). O equilíbrio é a capacidade do indivíduo de se manter estável, ou seja, é o alicerce da capacidade de ficar em pé e se mover, assim, idosos com déficit de equilíbrio estão mais sujeitos a

sofrer agravos como as quedas do que aqueles com controle postural inalterado, o que destaca a importância da manutenção do equilíbrio entre os idosos (THOMAS et al., 2019).

Neste sentido, compreender em profundidade a relação/impacto do avançar da idade com um maior número de variáveis clínicas e funções físicas do idoso como o equilíbrio estático e dinâmico, a STP e a FE torna-se de grande relevância visto que estes resultados mais amplos, prospectados no presente estudo, poderão apresentar um cenário mais abrangente sobre as variáveis clínicas e funções destes indivíduos, embasando e direcionando melhor a construção de protocolos de prevenção e tratamento voltados aos idosos mais completos e com maior amplitude de atuação sobre estas variáveis e funções que possuem influência da idade.

Registra-se ainda que os sistemas neuromusculares possuem grande interação e interdependência no controle de diversas funções físicas (ZHANG et al., 2020; MOON et al., 2021) e, desta forma, há a necessidade de intervenções que contemplem o olhar sobre ambos para a melhor efetividade nos resultados sobre a funcionalidade dos indivíduos. Diante deste cenário, tratamentos e ações preventivas mais abrangentes e, dessa forma, mais eficientes, poderão evitar consequências da deterioração destas funções como a dependência física, quedas, hospitalização e sobrecarga de gastos públicos, sobretudo em idosos longevos.

Assim, o objetivo deste estudo é analisar o correlação da idade sobre a sensibilidade tátil plantar, a força explosiva e o equilíbrio estático e dinâmico em pessoas idosas em comunidade.

Métodos

Trata-se de um estudo observacional com delineamento transversal e analítico, sendo realizado de acordo com a resolução nº. 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, o qual foi aprovado pelo Comitê de sob o parecer nº 3.932.381.

Participaram do estudo 59 pessoas idosas integrantes de quatro Grupos de Convivência da Terceira Idade selecionados por proximidade ao local de realização do estudo, visando a obtenção de uma maior adesão das participantes.

Foram considerados os seguintes critérios de inclusão no estudo: Indivíduos do sexo feminino com idade mínima de 60 anos e máxima de 79 anos; Ausência de déficit cognitivo avaliado através do instrumento Mini-Exame do Estado Mental (MEEM) de

Folstein, Folstein e Mchugh (1975), versão utilizada no Brasil e adaptada por Bertolucci et al. (1994); Ausência de diagnóstico de diabetes mellitus; Ausência de vestibulopatias; Ausência de alguma dificuldade visual ou auditiva que compromettesse os testes e/ou avaliações propostas; Ausência de lesões cutâneas nos pés e amputações; Ausência de lesões osteoarticulares que pudessem impedir ou dificultar a realização dos testes e/ou avaliações propostas.

Foram adotados os seguintes critérios de exclusão: Deambulação dependente e locomoção com dispositivos auxiliares; Presença de claudicação ou outra alteração do padrão da marcha por qualquer razão.

Para a realização do estudo foi utilizado um questionário composto por informações como a idade e variáveis clínicas como a avaliação dos parâmetros estabilométricos, sensibilidade tátil plantar, Escala de Equilíbrio de Berg e força explosiva.

Para avaliar o equilíbrio estático analisou-se os dados dos parâmetros estabilométricos. As oscilações do centro de pressão (CP) foram coletadas em uma plataforma de força modelo BIOMECH 400® (EMG System Brasil), com taxa de amostragem de 100 Hz. As participantes permaneceram em posição ortostática sobre a plataforma, com os braços ao longo do corpo e em posição Tandem (perna direita à frente da esquerda) com olhos abertos (Tandem OA). Foi dada a orientação para permanecerem o mais imóvel possível durante o registro (30 segundos) olhando para um ponto fixo colocado a uma distância de 2 metros em uma parede à frente e à altura do olhar dos voluntários para referência visual durante o registro com os olhos abertos.

Foram realizados 6 registros de 30 segundos com intervalo de 1 minuto entre estas, sendo 3 registros, obtidas em ordem randômica (ALFIERI, 2008). Foi utilizado o valor médio das três medidas para a análise.

As oscilações do CP corporal foram analisadas no software MATLAB® com rotinas previamente desenvolvidas para os dados deste projeto de modo a obter parâmetros estabilométricos no domínio do tempo (área de oscilação médio-lateral do CP [AREA]). Destaca-se que entre as possíveis ferramentas utilizadas na investigação do controle postural, a estabilometria é muito útil, especialmente para avaliar mecanismos de ajustes posturais, sendo um importante método de avaliação estática (MIYAMOTTO et al., 2004).

A avaliação da sensibilidade tátil pressórica na região plantar foi realizada através dos monofilamentos de Semmes-Weinstein “estesiômetro” da marca SORRI®,

composto por seis filamentos de nylon de igual comprimento, de diferentes cores e variados diâmetros que produzem uma pressão padronizada sobre a superfície da pele.

Os monofilamentos têm a finalidade de avaliar e quantificar o limiar de percepção do tato e sensação de pressão profunda do pé (SOUZA et al., 2005). A classificação dos filamentos é baseada em suas cores, a seguir: cor verde (0,05 gf) e azul (0,2 gf): sensibilidade normal; cor violeta (2,0 gf): dificuldade com a discriminação de forma e temperatura; cor vermelho escuro (4,0 gf): discreta perda da sensação protetora, vulnerável a lesões; cor laranja (10,0 gf): leve perda da sensação protetora; cor magenta (300,0 gf): perda da sensação protetora; Nenhuma resposta: perda da sensibilidade total.

Os monofilamentos foram aplicados em 10 pontos diferentes em cada pé, predefinido por Armstrong et al. (1998), os quais consistem: Região Plantar (RP) do 1º dedo; RP do 3º dedo; RP do 5º dedo; RP do 1º metatarso; RP do 3º metatarso; RP do 5º metatarso; Região Medial (RM) da face plantar do pé; Região Médio-Lateral (RML) da face plantar do pé; Calcâneo; Região Interfalangiana (RI) entre o 1º e 2º dedo. O protocolo de avaliação seguiu as instruções do manual do usuário do fabricante do produto “Estesiômetro SORRI®”, bem como de outros estudos (SALES; SOUZA; CARDOSO, 2012; MACHADO et al., 2017).

Antes de iniciar o procedimento, realizou-se um teste com o monofilamento, o qual era aplicado em uma área do braço das participantes com sensibilidade preservada para que pudesse ser verificada a correta compreensão do teste. As participantes foram posicionadas deitadas numa maca na posição supina, olhos fechados e ambiente silencioso. Cada monofilamento foi aplicado perpendicularmente por cerca de 1 a 2 segundos em cada ponto, de forma a se encurvar sobre a área sem deslizar sobre a pele da idosa. Os testes eram iniciados pelo monofilamento mais fino e de menor pressão (0,05 gf, cor verde), sendo que em caso de ausência de resposta utilizava-se um monofilamento de maior diâmetro e pressão (0,2 gf, cor azul) e, assim, sucessivamente até que a participante pudesse ser capaz de detectar o toque.

Cada monofilamento foi pressionado sobre a pele, sendo a participante orientada a indicar o momento e o local quando sentisse a pressão do filamento. A aplicação foi repetida duas vezes no mesmo local e alternada com, pelo menos, uma aplicação simulada, na qual o monofilamento não era aplicado. Desta forma, foram

feitas três perguntas por local de aplicação, sendo considerada sensação ausente se duas respostas fossem incorretas diante das três tentativas.

O registro dos testes foi feito marcando em cada ponto estabelecido a cor correspondente ao primeiro monofilamento que a participante detectou ao toque. Para permitir a comparação entre as situações, um escore numérico foi estipulado para cada monofilamento que variou de 0 (zero) nenhuma percepção a 6 (seis) sensibilidade normal, ou seja, quanto maior o escore melhor a sensibilidade tátil plantar. Para fins de análise estatística, foi obtida a soma dos escores de toda a região plantar de cada pé (i.e., direito e esquerdo).

A força muscular foi avaliada coletando-se a força explosiva através da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) por meios da força de reação do solo (FRS) que foi medida durante o teste de cadeira única com uma plataforma de força (BIOMECH 400®, EMG System Brasil). Os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira com altura de ~43 cm e foram instruídos a levantar-se o mais rápido possível com os pés sobre a plataforma de força. Eles eram também instruídos para ficar sentado com as mãos cruzadas sobre o peito para evitar “balançar mãos” ou “empurrar a cadeira com as mãos” durante o teste (KERA et al., 2020).

Os dados da FRS foram suavizados usando um filtro Butterworth digital zero-lag de quarta ordem com frequência de corte de 15 Hz (AAGAARD et al., 2002; BORGES et al., 2015).

A inclinação média da curva de força-tempo ($\Delta\text{force}/\Delta\text{time}$) ao longo do intervalo de tempo de 0-200 ms (ou seja, $T_{200\text{ms}}$ = força de contração voluntária isométrica máxima a 200 ms/0,2) em relação ao início da curva força-tempo foi calculado como representativo do TDF. O início foi definido como o tempo quando a curva de força excedeu os valores basais.

O pico de força e o momento em que ela foi atingida foram usados para calcular TDF_{pico} e normalizar $TDF_{200\text{ms}}$ (ou seja, $TDF_{200\text{ms}} \text{ relativo} [TDF_{\text{relativa a } 200\text{ms}} = TDF_{200\text{ms}} / TDF_{\text{pico}}]$). Este procedimento foi adotado para normalizar a força explosiva já que a massa corporal influencia a FRS.

Para a avaliação do equilíbrio dinâmico foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), traduzida e validada para a população brasileira, que consiste em testes clínicos funcionais utilizados para avaliar o equilíbrio de idosos nas atividades diárias (MIYAMOTTO et al., 2004).

O teste avalia tanto a forma como é realizada cada tarefa como o tempo para realizá-la. Os elementos do teste consistem em 14 tarefas semelhantes às várias atividades da vida diária, como sentar, levantar, inclinar-se para frente, virar-se, entre outras, indicando o equilíbrio do sujeito ao realizar as atividades motoras, podendo assim prever a probabilidade de ocorrência de quedas. 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) (MIYAMOTTO et al., 2004).

Antes do início dos testes, foi demonstrada às participantes a melhor maneira de realizar cada tarefa. Para a execução dos testes foram utilizados: uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e sem braços; uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e apoio de braço; um step de 15 cm de altura; um cronômetro digital; um objeto quadrado com 5x5x5 cm, e uma régua de 30 cm.

Para cada atividade da EEB foram atribuídas escores que variaram de 0 para incapacidade de exercer atividades até 4 para realização de tarefas com independência, sendo que os escores totais variam de 0 a 56 pontos, na qual a máxima pontuação corresponde ao melhor desempenho (MIYAMOTTO et al., 2004).

A análise descritiva foi realizada com média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% (limites superior e inferior). Adicionalmente, todas as variáveis de interesse foram submetidas ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

Foi aplicada a correlação de Pearson entre a Idade (anos) e as variáveis Escore da Escala de Equilíbrio de Berg, Sensibilidade Tátil Plantar, Parâmetros Estabilométricos (Desvio Padrão, Root mean Square; Amplitude, Velocidade Média), e Taxa de desenvolvimento de força. Esses procedimentos estatísticos foram realizados usando o software JASP Version 0.17.2 (JASP Team (2023) e o alfa crítico foi definido em 0,05.

Resultados

A média de idade da amostra foi de $69,24 \pm 5,64$ anos. No que se refere a características clínicas a média de sensibilidade tátil foi de $38,61 \pm 5,03$ pontos, área de deslocamento lateral para o Centro de Pressão (CP) com média de $4,15 \pm 1,4$ cm,

e a média de pontuação de desempenho na escala de Berg foi de 53,60 \pm 2,60 pontos, e a média de taxa de desenvolvimento de força a 50ms foi de 2,37 \pm 3,32 newtons/m/s, conforme descrito na tabela 1.

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis qualitativas do estudo. Jequié-BA, 2022.

Variáveis	Media \pm DP	95% IC
Idade (anos)	69,24 \pm 5,64	67,71-70,76
Número de Quedas nos últimos 12 meses	1,84 \pm 0,4	0,99-2,7
AREA (cm ²)	4,15 \pm 1,4	3,48-4,83
VM (ms)	3,55 \pm 0,56	3,27-3,82
Sensibilidade Tátil Plantar	38,61 \pm 5,03	37,25-39,97
Escala de Berg	53,60 \pm 2,60	52,90-54,30
TDFr50ms (N/m/s)	2,37 \pm 3,32	0,76-3,97
TDFr100ms (N/m/s)	2,51 \pm 2,35	1,38-3,65
TDFr200ms (N/m/s)	3,50 \pm 1,38	3,12-3,87

Dados apresentados da média e desvio padrão (SD) e Intervalo de Confiança (IC). IMC= Índice de massa corpórea; AREA= área de deslocamento do centro de pressão corporal; VM= Velocidade Média de deslocamento do centro de pressão corporal; TDFr50ms= taxa de desenvolvimento de força em 50ms; TDFr100ms= taxa de desenvolvimento de força em 100ms; TDFr200ms= taxa de desenvolvimento de força em 200ms. cm= centímetros. ms= milissegundos. N/m/s= Newtons por metros por segundos.

Inicialmente, ao analisar a associação entre a idade e sensibilidade tátil plantar, observou-se que há uma relação fraca e negativa entre essas variáveis, demonstrando uma menor sensibilidade com o avanço da idade.

Tabela 2. Coeficientes de correlação entre a idade e variáveis de sensibilidade tátil plantar. Jequié-BA, 2022.

Variáveis	Coeficiente de correlação	p-valor
Sensibilidade (Score total)	-0,380	0,003

Na análise da correlação entre a idade e as variáveis de taxa de desenvolvimento de força observou-se que não houve correlação estatística significativa, conforme descrito na tabela 3.

Tabela 3. Coeficientes de correlação entre a idade e a taxa de desenvolvimento de força. Jequié-BA, 2022.

Variáveis	Coeficiente de correlação	p-valor
TDF50ms	-0,002	0,986
TDF100ms	0,040	0,751
TDF200ms	-0,165	0,213

TDF50ms = Taxa de desenvolvimento de força a 50 milissegundos; TDF100ms = Taxa de desenvolvimento de força a 100 milissegundos; TDF200ms = Taxa de desenvolvimento de força a 200 milissegundos.

Ao analisar a associação entre a idade e os parâmetros estabilométricos em Tandem Position (equilíbrio estático) foi possível identificar que houve relação estatisticamente significativa fraca e positiva entre a idade e todas as variáveis analisadas.

Tabela 4. Coeficientes de correlação entre a idade e as variáveis de Parâmetros Estabilométricos em Tandem Position (equilíbrio estático). Jequié-BA, 2022.

Variáveis	Coeficiente de correlação	p-valor
DP ML	0,361	0,005
RQM ML	0,361	0,005
AMPL ML	0,274	0,035
VM ML	0,303	0,020

ML=Médio Lateral. SD= Desvio Padrão. RQM= Raiz Quadrada Média. AMPL= Amplitude de oscilação. VM= Velocidade Média de oscilação. IC= Intervalo de Confiança.

Por fim, ao testar a associação entre a idade e o equilíbrio dinâmico (Escala de Berg) foi possível identificar que houve relação estatisticamente significativa moderada e negativa entre a idade e a pontuação na Escala de Berg.

Tabela 5. Coeficientes de correlação entre a idade e o equilíbrio dinâmico (Escala de Equilíbrio de Berg). Jequié-BA, 2022.

Variáveis	Coeficiente de correlação	p-valor
Escala de Berg	-0,509	0,000

DISCUSSÃO

A partir da análise dos resultados foi possível identificar que houve associação negativa entre a idade e a sensibilidade tátil plantar, bem como entre a idade e a Escala de Equilíbrio de Berg, demonstrando que essas variáveis possuem pior desempenho com o avançar da idade. Já ao avaliar a relação entre idade e o equilíbrio estático avaliado através dos parâmetros estabilométricos, observou-se que há uma associação positiva, o que permite inferir que em idades mais avançadas há maiores oscilações/deslocamentos do corpo em relação ao centro de pressão, bem como maior velocidade média de deslocamento. Foi possível registrar ainda que não foi observada associação entre a idade e a taxa de desenvolvimento de força das idosas.

Neste contexto, no que se refere a STP, Peters et al. (2016) trazem, ao comparar idosos a adultos jovens, que há alterações anatomofisiológicas relacionadas à idade na periferia cutânea que interferem negativamente na sensibilidade da planta do pé, impactando na diminuição da força do reflexo cutâneo e na redução da estabilidade postural nos idosos. A STP e a força de reflexo cutâneo são afetadas pela deterioração relacionada à idade dos mecanorreceptores cutâneos,

sendo que as alterações na sensibilidade plantar estão correlacionadas com o declínio na estabilidade postural em idosos. Destacam ainda que a estabilidade do equilíbrio também piora com a idade, havendo maior amplitude de oscilação nos planos Anteroposterior (AP) e Médio-lateral (ML), bem como uma maior frequência de excursões do centro de pressão (CP) no plano AP, assim, apontam que há relações entre estabilidade postural, sensibilidade plantar e reflexos dos membros inferiores em idosos.

Andreato et al. (2020) em sua revisão sistemática também apontam que o aumento a idade tem um efeito prejudicial na sensibilidade do pé, sendo que a maioria dos estudos analisados mostrou que a diminuição da sensibilidade foi relacionada a pior equilíbrio e/ou estabilidade postural. Entre os estudos que compararam idosos a adultos jovens, foi observado que os idosos apresentaram pior sensibilidade nos pés em relação a adultos. Os autores destacam que menos informações sensoriais precisas sobre a posição do corpo em idosos repercute de forma tarefa-dependente, sendo mais negativas para o desempenho postural e estabilidade, com destaque durante a realização de tarefas mais desafiadoras.

Assim como estas alterações relacionadas a sensibilidade plantar já descritas neste estudo, outras variáveis podem explicar o déficit de equilíbrio em idosos e a maior oscilação corporal na avaliação estabilométrica identificada no presente estudo, entre estas, a integração multissensorial eficaz no cérebro. Isso ocorre ao integrar informações de diferentes processos de percepção, como visão, audição e outros estímulos somatossensoriais em um único processo multissensorial unificado que pode fornecer informações redundantes que trazem respostas de detecção mais rápidas (ZHANG et al., 2020). Zhang et al. (2020) destacam, diante dos resultados encontrados em sua revisão sistemática de estudos com idosos, que nesta população a integração multissensorial é progressivamente prejudicada, como o equilíbrio é proveniente da integração multissensorial e, nestes indivíduos, as fontes de informação sensorial como visão, audição e estímulos sensoriais táteis estão prejudicados, isso pode levar ao comprometimento da função de equilíbrio.

A partir do estudo de Duarte et al. (2022) comparando idosos a adultos, nota-se também que há um mecanismo de feedforward que é acionado de forma antecipada quando uma perturbação ao equilíbrio é prevista, colaborando para que o indivíduo neutralize os efeitos mecânicos que o distúrbio pode causar. Essa estratégia

é chamada de ajustes posturais antecipatórios (APAs) já que, anteriormente à perturbação, os músculos posturais são recrutados.

Comandados pelo sistema nervoso central (SNC), estes ajustes dependem das informações sobre a tarefa efetivada e do ambiente, assim, através da ação muscular prevê o desequilíbrio postural de um movimento conhecido e gera uma resposta antes que este ocorra. Já o ajuste postural compensatório (APC) ocorre pós perturbação, sendo considerado uma fase de correção após o fim do movimento. Sua ação é decorrente da atuação dos músculos posturais que trabalham visando estabilizar o corpo (FRANCIULLI et al., 2016).

Duarte et al. (2022), registram, todavia, que com o processo de envelhecimento esses APAs são comprometidos. O processo contínuo e irreversível do envelhecimento é associado a alterações que levam à redução da capacidade funcional e dos níveis de atividade física, incluindo alterações estruturais e motoras nos reflexos, propriocepção, equilíbrio, controle postural e motor, contribuindo para o surgimento de instabilidade e aumento do risco de queda, um importante problema de saúde pública em idosos.

Registra-se ainda que várias condições clínicas, entre estas, redução da função de equilíbrio (pré-vestibulopatia), medicamentos, doenças como as cardiovasculares, metabólicas, musculoesqueléticas, neurológicas e otológicas, podem levar a distúrbios do equilíbrio em idosos. Estas modificações na capacidade de manter o equilíbrio geram uma carga progressiva de doenças decorrentes, um aumento do número de quedas e também suas consequências, elevando os custos e pressão sobre os serviços sociais e sistemas de saúde, como, por exemplo, consultas repetidas, uso excessivo de diagnóstico por imagem e atendimento de emergência (GASPAR; LAPÃO, 2021).

Por fim, é importante destacar que no presente estudo não houve correlação estatística significativa entre as taxas de desenvolvimento de força com a idade. Destaca-se, entretanto, que, diferentemente dos resultados do presente estudo, os resultados de estudos como o de Palmer, Thiele e Thompson (2017) no qual foram observados valores de TDF mais baixos para mulheres idosas em comparação com mulheres mais jovens, além de trazer, complementarmente, uma relação significativa nas idosas entre índice geral de estabilidade e TDF50ms, sugerindo que esses declínios na força explosiva relacionados ao envelhecimento podem ser uma característica importante para os escores de equilíbrio dinâmico. Nota-se que

divergências destes resultados com o presente estudo podem ser explicadas em decorrência de que inúmeras variáveis individuais fisiológicas, anatômicas e de integração desses sistemas, para além daqueles fatores diretamente envolvidos no processo avançar da idade, podem explicar variações na força explosiva (FOLLAND; BUCKTHORPE; HANNAH, 2014; MAFFIULETTI et al., 2016, HIRATA et al., 2022).

É válido destacar que a avaliação dos possíveis impactos da idade sobre a força explosiva é de grande relevância visto que autores como Hester et al. (2021), os quais, semelhante ao estudo atual, também avaliaram mulheres idosas, reforçam a influência da TDF para a mobilidade em idosos baseando-se na premissa de que a produção de força máxima requer cerca de 300 ms para ser alcançada, já a TDF enfatiza a taxa de aumento da força no início da contração (200 ms iniciais), neste sentido, os autores apontam que muitas atividades da vida diária requerem produção de força rápida em um curto período de tempo, dessa forma, necessitam uma alta capacidade de TDF. Altubasi (2015) também contribui neste sentido destacando que durante movimentos rápidos, como evitar quedas e subir escadas rapidamente, uma contração de curta duração pode não permitir que o músculo atinja sua força máxima, demonstrando que a TDF é muito importante para o desempenho funcional.

A partir de todo este contexto supracitado, bem como dos achados do estudo atual, é de importância crítica em intervenções destinadas a reduzir os déficits de equilíbrio em idosos a utilização de métodos e técnicas voltados a melhora da sensibilidade tátil, bem como treinos com objetivo de melhora do equilíbrio e prevenção do risco de quedas. É válido destacar que as quedas, as quais são as principais consequências da perda do controle postural, levam a consequências como fraturas e hospitalização, com grande impacto no sistema de saúde, aumento de custo e maior demanda de ações nos diversos níveis de atenção à saúde (BURNS; STEVENS; LEE, 2016).

Conclusão

Os resultados do presente estudo demonstraram que a idade se correlaciona de forma negativa sobre a sensibilidade tátil plantar e o equilíbrio estático e dinâmico. Assim, estes dados apontam para uma necessidade de maior atenção à população de idosos no que se refere a preservação do equilíbrio e prevenção de suas

consequências como quedas, fraturas e óbitos. Neste sentido, como exemplo, intervenções voltadas a treino de propriocepção, estímulo a percepção sensorial e equilíbrio sobre bases instáveis podem ser utilizados como métodos com potencial de manutenção do equilíbrio e prevenção estes agrados citados.

Torna-se relevante também novos estudos que visem identificar a relação entre estas variáveis que sofrem influência da idade, bem como a magnitude em que cada uma destas variáveis impacta sobre as funções físicas dos idosos como, por exemplo, a capacidade de controle de equilíbrio. Estes achados aprofundarão ainda mais a possibilidade de tratamentos mais resolutivos.

Referências

AAGAARD, Per et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of applied physiology**, v. 93, n. 4, p. 1318-1326, 2002.

ARMSTRONG, David G. et al. Choosing a practical screening instrument to identify patients at risk for diabetic foot ulceration. **Archives of internal medicine**, v. 158, n. 3, p. 289-292, 1998.

ALFERI, F. M. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. São Paulo. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 10, n. 2, p. 137-142, 2008.

ALTUBASI, Ibrahim Mustafa. Is quadriceps muscle strength a determinant of the physical function of the elderly?. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 10, p. 3035-3038, 2015.

ANDREATO, Leonardo Vidal et al. The influence of age and overweight or obesity on foot sensitivity and postural control: A systematic review. **Australasian journal on ageing**, v. 39, n. 3, p. e251-e258, 2020.

BEHAN, Fearghal P.; PAIN, Matt TG; FOLLAND, Jonathan P. Explosive voluntary torque is related to whole-body response to unexpected perturbations. **Journal of Biomechanics**, v. 81, p. 86-92, 2018.

BEKTAS, Arsun et al. Aging, inflammation and the environment. **Experimental gerontology**, v. 105, p. 10-18, 2018.

BERTOLUCCI, Paulo HF et al. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, v. 52, p. 01-07, 1994.

BORGES, Lucio Santos et al. Handgrip explosive force is correlated with mobility in the elderly women. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 17, n. 3, 2015.

BURNS, Elizabeth R.; STEVENS, Judy A.; LEE, Robin. The direct costs of fatal and non-fatal falls among older adults—United States. **Journal of safety research**, v. 58, p. 99-103, 2016.

DISTEFANO, Giovanna; GOODPASTER, Bret H. Effects of exercise and aging on skeletal muscle. **Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine**, v. 8, n. 3, p. a029785, 2018.

DUARTE, Manuela Brito et al. Anticipatory postural adjustments in older versus young adults: a systematic review and meta-analysis. **Systematic Reviews**, v. 11, n. 1, p. 1-14, 2022.

FOLLAND, J. P.; BUCKTHORPE, M. W.; HANNAH, R. Human capacity for explosive force production: neural and contractile determinants. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 24, n. 6, p. 894-906, 2014.

FOLSTEIN, Marshal F.; FOLSTEIN, Susan E.; MCHUGH, Paul R. "Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of psychiatric research**, v. 12, n. 3, p. 189-198, 1975.

FRANCIULLI, Patrícia Martins et al. Equilíbrio e ajuste postural antecipatório em idosos caídoes: efeitos da reabilitação virtual e cinesioterapia. **CEP**, v. 3166, n. 000, 2016.

GASPAR, Andréa G. Martins; LAPÃO, Luís Velez. eHealth for addressing balance disorders in the elderly: Systematic review. **Journal of Medical Internet Research**, v. 23, n. 4, p. e22215, 2021.

GURALNIK, Jack M. et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **Journal of gerontology**, v. 49, n. 2, p. M85-M94, 1994.

HESTER, Garrett M. et al. Rate of force development as a predictor of mobility in community-dwelling older adults. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 44, n. 2, p. 74-81, 2021.

HIRATA, Kosuke et al. Association of age-related decrease in intracellular-to-total water ratio with that in explosive strength of the plantar flexors: a cross-sectional study. **Journal of physiological anthropology**, v. 41, n. 1, p. 10, 2022.

KERA, Takeshi et al. Association between ground reaction force in sit-to-stand motion and falls in community-dwelling older Japanese individuals. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 91, p. 104221, 2020.

KILBY, Melissa C.; SLOBOUNOV, Semyon M.; NEWELL, Karl M. Postural instability detection: aging and the complexity of spatial-temporal distributional patterns for

virtually contacting the stability boundary in human stance. **PloS one**, v. 9, n. 10, p. e108905, 2014.

KIM, Hee-Eun. Comparison of Plantar Pressure and Contact Time on Gait between the Korean Young and the Elderly Women. **Fashion & Textile Research Journal**, v. 19, n. 5, p. 602-607, 2017.

KIM, Seong-Gil; NAM, Chan-Woo; YONG, Min-Sik. The effect of increase in baggage weight on elderly women's lower extremity muscle activation during gait. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 59, n. 3, p. 574-576, 2014.

KIM, Seong-Gil; HWANGBO, Gak. The effect of obstacle gait training on the plantar pressure and contact time of elderly women. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 60, n. 3, p. 401-404, 2015.

LARSSON, Lars et al. Sarcopenia: aging-related loss of muscle mass and function. **Physiological reviews**, v. 99, n. 1, p. 427-511, 2019.

MACHADO, Álvaro S. et al. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 57, p. 30-36, 2017.

MAFFIULETTI, Nicola A. et al. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European journal of applied physiology**, v. 116, p. 1091-1116, 2016.

MIDDLETON, Addie; FRITZ, Stacy L. Assessment of gait, balance, and mobility in older adults: considerations for clinicians. **Current Translational Geriatrics and Experimental Gerontology Reports**, v. 2, p. 205-214, 2013.

MIYAMOTO, Samira Tatiyama et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian journal of medical and biological research**, v. 37, p. 1411-1421, 2004.

NACZK, Mariusz; MARSZALEK, Slawomir; NACZK, Alicja. Inertial training improves strength, balance, and gait speed in elderly nursing home residents. **Clinical interventions in aging**, p. 177-184, 2020.

NAKANO, Marcia Mariko. **Versão brasileira da Short Physical Performance Battery SPPB: adaptação cultural e estudo da confiabilidade**. 2007. Tese de Doutorado. [sn].

PALMER, Ty B.; THIELE, Ryan M.; THOMPSON, Brennan J. Age-related differences in maximal and rapid torque characteristics of the hip extensors and dynamic postural balance in healthy, young and old females. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 31, n. 2, p. 480-488, 2017.

PAVASINI R, GURALNIK J, BROWN JC, et al. Short physical performance battery and all-cause mortality: systematic review and meta-analysis. **BMC Med** 2016; 14: 215.

PETERS, Ryan M. et al. Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and postural stability in older adults. **Journal of neurophysiology**, v. 116, n. 4, p. 1848-1858, 2016.

PODSIADLO, Diane; RICHARDSON, Sandra. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

SALES, Kelson Luiz da Silva; SOUZA, Leonardo Alves de; CARDOSO, Vinicius Saura. Static balance in individuals with diabetic peripheral neuropathy. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, p. 122-127, 2012.

SOUZA, Ary et al. Avaliação da neuropatia periférica: correlação entre a sensibilidade cutânea dos pés, achados clínicos e eletroneuromiográficos. **Acta Fisiátrica**, v. 12, n. 3, p. 87-93, 2005.

SOUZA-JÚNIOR, E. L. S. et al. Factors influencing gait speed in community-dwelling older women: A Bayesian approach. **Gait & Posture**, v. 92, p. 455-460, 2022.

THOMAS, Ewan et al. Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. **Medicine**, v. 98, n. 27, 2019.

TIELAND, Michael; TROUWBORST, Inez; CLARK, Brian C. Skeletal muscle performance and ageing. **Journal of cachexia, sarcopenia and muscle**, v. 9, n. 1, p. 3-19, 2018.

WATANABE, Kohei et al. Age-related changes in motor unit firing pattern of vastus lateralis muscle during low-moderate contraction. **Age**, v. 38, n. 3, p. 48, 2016.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global recommendations on physical activity for health**. Geneva, 2010.

ZHANG, Sulin et al. Impaired multisensory integration predisposes the elderly people to fall: a systematic review. **Frontiers in neuroscience**, v. 14, p. 411, 2020.

5.3 Artigo III

**ANÁLISE DOS FATORES DETERMINANTES DO EQUILÍBRIO EM PESSOAS
IDOSAS RESIDENTES NA COMUNIDADE: UMA ABORDAGEM BAYESIANA**

**ANALYSIS OF THE DETERMINING FACTORS OF BALANCE IN ELDERLY
RESIDENTS IN THE COMMUNITY: A BAYESIAN APPROACH**

Lucas Silveira Sampaio, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0003-4246-7947, lucaosampaio@hotmail.com, (73)98806-33355.

Rafael Pereira, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0003-1800-1450

Ludmila Schettino, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0001-8278-6251

Claudio Henrique Meira Mascarenhas, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0001-6806-5394

Claudineia Matos de Araújo, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0003-0534-7284

José Ailton Oliveira Carneiro, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0001-5095-0301

Marcos Henrique Fernandes, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia-UESB, Jequié-BA, Brasil, Orcid 0000-0002-2559-2239

RESUMO

Este estudo buscou analisar os fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas utilizando uma abordagem frequentista e bayesiana. Investigou-se esse problema em três etapas. Primeiro, foi analisado a associação entre a idade, sensibilidade plantar, integração sensório-motora (parâmetros estabilométricos) e força explosiva com o escore da Escala de Equilíbrio de Berg. Depois foi estimado a quantidade de variação na escala explicada pelas variáveis significativamente associadas. Então avaliou-se quais variáveis, separadas ou combinadas,

melhor explicavam o equilíbrio. Participaram deste estudo transversal e analítico 59 pessoas idosas. Foram colhidas variáveis como idade e variáveis clínicas como o equilíbrio, sensibilidade, e taxa de desenvolvimento de força. Foi possível identificar que o escore da Escala de Equilíbrio de Berg esta significativamente associados a Idade, sensibilidade tátil plantar, distância total da oscilação e o tempo para atingir o pico de força. As variáveis idade, distância total da oscilação e o tempo para atingir o pico de força agrupadas possuem alta probabilidade de impactar sobre o escore de equilíbrio. A inferência bayesiana suporta a probabilidade de sucesso de intervenções visando melhorar o escore de equilíbrio usando treinos de força explosiva e de integração sensório-motora.

Palavras-Chave: Idosos. Força Muscular. Equilíbrio Postural.

ABSTRACT

This study sought to analyze the determinants of balance in elderly women using a frequentist and Bayesian approach. This problem was investigated in three steps. First, the association between age, plantar sensitivity, sensorimotor integration and explosive strength with the Berg Balance Scale score was analyzed. Then, the amount of variation in the scale explained by the significantly associated variables was estimated. Then it was evaluated which variables, separate or combined, best explained the balance. 59 elderly women participated in this cross-sectional and analytical study. Sociodemographic variables such as age and variables such as balance, sensitivity, and strength development rate were collected. It was possible to identify that the Berg Balance Scale score is significantly associated with Age, plantar tactile sensitivity, total sway distance and time to reach peak force. The grouped variables age, total sway distance and time to reach peak force have a high probability of impacting the balance score. Bayesian inference supports the probability of success of interventions aimed at improving balance scores using explosive strength and sensorimotor integration training.

Keywords: Elderly. Muscle strength. Postural Balance.

Introdução

A execução de atividades da vida diária depende de um adequado desempenho do equilíbrio, o qual pode ser definido pela capacidade de manutenção do centro de massa do corpo sobre sua base de sustentação durante a execução de ações motoras tipicamente em uma postura bípede^{1,2}. Em idosos, diversos são os fatores que podem influenciar o desempenho do equilíbrio, o processo contínuo e irreversível do envelhecimento é associado a alterações que levam à redução da capacidade funcional e dos níveis de atividade física, incluindo alterações nos reflexos, propriocepção e controle motor².

Dentre essas variáveis que podem impactar sobre o equilíbrio, está a capacidade de aumentar o torque de contração dentro do menor intervalo de tempo possível a partir de um nível estático ou inferior, a qual é denominada força explosiva (FE)³. A geração desta FE tem sido relacionada a tarefas funcionais e como uma variável sensível na detecção de alterações neuromusculares crônicas como as modificações decorrentes do envelhecimento⁴.

Em outra vertente, Mascarenhas et al.⁵ trazem a relevância da análise da sensibilidade tátil plantar (STP), afirmando que o sistema somatossensorial, especialmente o sistema nervoso periférico, pode sofrer alterações como perda de fibras mielinizadas e não mielinizadas e diminuição da velocidade de condução nervosa, surgindo uma redução da capacidade de discriminação sensorial em idosos. Neste contexto, pode haver impactos sobre a estabilidade postural e marcha, levando a um maior risco de quedas e afetando a qualidade de vida.

Nota-se ainda que, quando uma perturbação do equilíbrio é iniciado, um ajuste postural decorrente de uma série de reflexos posturais cutâneos é desencadeado pela ativação de mecanorreceptores cutâneos, demonstrando a importância da STP⁶. Assim, Santos et al.⁷ trazem que há um papel importante das informações somatossensoriais da sola dos pés no controle do equilíbrio, e destacam a importância de avaliar essa sensibilidade em idosos.

Assim, o sucesso na estabilização do corpo contra a gravidade durante a postura ereta sem perturbações externas é fundamental para a manutenção do equilíbrio (integração sensório motora) e pode ser mensurado pela estabilometria, a qual avalia o centro de pressão (CP) e sua oscilação postural, fornecendo informações sobre a resposta de controle postural⁸.

Apesar da realidade exposta, e do apontamento sobre a possibilidade de uma associação da idade, força explosiva, STP e parâmetros estabilométricos com o equilíbrio^{5,9,10}, a proporção em que cada uma destas variáveis contribui para o desempenho do equilíbrio não está bem estabelecida. Desta forma, a compreensão sobre esta magnitude do impacto destes fatores sobre o equilíbrio poderá propiciar uma atenção mais precoce e resolutiva na manutenção do equilíbrio na população idosa, visando a prevenção de consequências graves como as quedas e suas consequências físicas, psicológicas, econômicas e sociais.

Desta forma, este estudo buscou analisar os fatores determinantes do equilíbrio em pessoas idosas residentes na comunidade utilizando uma abordagem freqüentista e bayesiana. Investigou-se esse problema em três etapas. Primeiro, foi analisado a associação entre a idade, sensibilidade plantar, integração sensório-motora (parâmetros estabilométricos) e força explosiva com o escore da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB). Depois foi estimado a quantidade de variação na EEB explicada pelas variáveis significativamente associadas. Então avaliou-se quais variáveis, separadas ou combinadas, melhor explicavam o equilíbrio de pessoas idosas. Utilizou-se abordagens freqüentistas e bayesianas para definir o melhor modelo multivariado, uma vez que uma variável preditiva pode ser significativamente associada ao equilíbrio em um teste bivariado, mas contrubuir insignificante para prever o equilíbrio quando considerado em um modelo multivariado.

Métodos

Participaram deste estudo transversal e analítico 59 pessoas idosas. Foram considerados os seguintes critérios de inclusão: Indivíduos do sexo feminino com idade mínima de 60 anos

e máxima de 79 anos; Ausência de déficit cognitivo avaliado através do instrumento Mini-Exame do Estado Mental (MEEM) versão adaptada por Bertolucci et al.¹¹; Ausência de diagnóstico de diabetes mellitus; Ausência de vestibulopatias, dificuldade visual ou auditiva, lesões cutâneas nos pés e amputações, e lesões osteoarticulares que pudessem impedir ou dificultar a realização das avaliações. Foram adotados os seguintes critérios de exclusão: Deambulação dependente e locomoção com dispositivos auxiliares; Presença de claudicação ou outra alteração do padrão da marcha.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o parecer n° 3.932.38. Foram colhidas variáveis como idade e relacionadas à saúde como o Índice de Massa Corpórea ($IMC = \text{peso}/\text{altura}^2$), o equilíbrio (parâmetros estabilométricos e EEB), STP, e taxa de desenvolvimento de força.

A avaliação da sensibilidade tátil pressórica na região plantar foi realizada através dos monofilamentos de Semmes-Weinstein “estesiômetro” da marca SORRI®. Foram aplicados em 10 pontos diferentes em cada pé, predefinido por Armstrong et al.¹²; Região Plantar (RP) do 1° dedo; RP do 3° dedo; RP do 5° dedo; RP do 1° metatarso; RP do 3° metatarso; RP do 5° metatarso; Região Medial (RM) da face plantar; Região Médio-Lateral (RML) da face plantar; Calcâneo; Região Interfalangiana (RI) entre o 1° e 2° dedo^{13,14}.

Cada monofilamento foi pressionado sobre a pele, sendo a participante orientada a indicar o momento e o local quando sentisse a pressão do filamento. A aplicação foi repetida duas vezes no mesmo local e alternada com, pelo menos, uma aplicação simulada “sham”, na qual o monofilamento não era aplicado. Assim, foram feitas três perguntas por local de aplicação, sendo considerada sensação ausente se duas respostas fossem incorretas. Um escore numérico foi estipulado para cada monofilamento que variou de 0 (zero) nenhuma percepção a 6 (seis) sensibilidade normal. Para fins de análise estatística, foi obtida a soma dos escores de toda a região plantar de cada pé (i.e., direito e esquerdo).

A força explosiva foi avaliada através da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) por meios da força de reação do solo (FRS) que foi medida durante o teste de cadeira única com uma plataforma de força (BIOMECH 400®, EMG System Brasil). Os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira com altura de ~43 cm e foram instruídos a levantar-se o mais rápido possível com os pés sobre a plataforma de força. Eles eram também instruídos para ficar sentado com as mãos cruzadas sobre o peito para evitar “balançar mãos” ou “empurrar a cadeira com as mãos” durante o teste¹⁵.

Os dados da FRS foram suavizados usando um filtro Butterworth digital zero-lag de quarta ordem com frequência de corte de 15 Hz^{16,17}. A inclinação média da curva de força-tempo ($\Delta\text{force}/\Delta\text{time}$) ao longo do intervalo de tempo de 0-200 ms (ou seja, T200ms = força (contração voluntária isométrica máxima-CVIM) a 200 ms/0,2) em relação ao início da curva força-tempo foi calculado como representativo do TDF. O início foi definido como o tempo quando a curva de força excedeu os valores basais.

Foram registrados o pico de força e o tempo necessário para atingir este pico (Tempo de Pico-TP). O pico de força e o momento em que ela foi atingida foram usados para calcular TDFpico e normalizar TDF200ms (ou seja, TDF200ms relativo [TDFrelativa a 200ms = TDF200ms/ TDFpico]). Este procedimento foi adotado para normalizar a força explosiva já que a massa corporal influencia a FRS.

Para avaliação dos parâmetros estabilométricos, as oscilações do centro de pressão (CP) foram coletadas na mesma plataforma de força já supracitada, com taxa de amostragem de 100 Hz. Os voluntários permaneceram em posição ortostática sobre a plataforma, com os braços ao longo do corpo, apoio bipodal com distância de 6 cm entre os calcanhares e ângulo de 30° entre os pés. Foi dada a orientação para permanecerem o mais imóvel possível durante o registro (30 segundos) olhando para um ponto fixo colocado a uma distância de 2 metros em uma parede à

frente e à altura do olhar dos voluntários para referência visual durante o registro com os olhos abertos.

Foram realizadas 6 gravações de 30 segundos com intervalo de 1 minuto entre estas, sendo 3 registros de olhos abertos (AO) e 3 de olhos fechados (OF), obtidas em ordem randômica¹⁸. Foi utilizado o valor médio das três medidas para a análise. A razão entre oscilação com OA e OF foram medidos. A distância total da oscilação (DOT) do Centro de Pressão (CP) foi analisado no software MATLAB® usando rotinas desenvolvidas para obter os parâmetros estabilométricos: área (AREA) e velocidade média (MV) de deslocamento do CP. Ambos os parâmetros foram usados para obter o índice de Romberg (AREA_IR e VM_IR)¹⁹.

Como desfecho clínico estudado foi utilizada a avaliação do equilíbrio através do escore na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), traduzida e validada para a população brasileira, que consiste em testes clínicos funcionais utilizados para avaliar o equilíbrio de idosos nas atividades diárias, sendo confiável e validada^{20,21}.

Para a execução dos testes foram utilizados: uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e sem braços; uma cadeira de 42 cm de altura com encosto e apoio de braço; um step de 15 cm de altura; um cronômetro digital; um objeto quadrado com 5x5x5 cm, e uma régua de 30 cm. Para cada atividade da Escala foram atribuídas escores que variaram de 0 para incapacidade de exercer atividades até 4 para realização de tarefas com independência, sendo que os escores totais variam de 0 a 56 pontos, na qual a máxima pontuação corresponde ao melhor desempenho²⁰.

Para análise dos dados, os elementos descritivos são apresentados como média \pm DP. Visando triar variáveis com maior potencial para a análise multivariada (modelo de regressão linear multivariada) foi aplicada a correlação de Pearson entre o escore da EEB e as variáveis Idade (anos), IMC (Kg/m²), DOT OA, DOT OF, DOT Romberg, AREA OA, AREA OF, AREA Romberg, Tempo para atingir o Pico-TP, TDFr 200ms.

As variáveis sem correlação estatisticamente significativa (nível de significância fixado em $p < 0.01$) foram excluídas nesta etapa, enquanto as demais seguiram para a construção de um modelo de regressão linear multivariada, conforme descrito a seguir. Em caso de mais de uma variável estabilométrica ou de força apresentarem significância estatística, selecionou-se a variável com maior coeficiente de correlação, visando evitar colinearidade na análise multivariada.

A associação entre as variáveis independentes selecionadas na etapa anterior e o desfecho estudado (ou seja, score na EEB) foi testada por modelos de regressão linear simples e multivariada. Para o modelo de regressão linear multivariada, foi utilizado o método Stepwise ($p < 0.05$ e $p > 0.1$ como critérios para incluir e remover variável, respectivamente). A adequação de cada modelo de regressão (simples e multivariada) foi verificada por meio da análise dos resíduos pelo teste de normalidade (teste de Shapiro Wilk), além disso, foi realizada uma inspeção visual para identificar observações extremas nos histogramas dos resíduos. Como o R^2 (ou seja, coeficiente de determinação) é o quadrado do coeficiente de correlação, que representa a quantidade de variância da variável dependente explicada por um preditor (regressão linear simples) ou um grupo de preditores (regressão linear multivariada), os dados foram interpretados seguindo esta declaração. Além disso, apresentamos R^2 ajustado de cada modelo de regressão, uma vez que é um método mais conservador do que R^2 .

As análises de teste de hipótese do Fator de Bayes foram usadas para verificar os resultados qualitativos e a probabilidade de replicar os mesmos resultados (ou seja, a magnitude da evidência). O fator de Bayes (BF10) representa a mudança das probabilidades do modelo anterior para posterior ocasionada pelos dados observados. Em modelos de regressão, indica a mudança das probabilidades anteriores para posteriores^{22,23}, indicando o desempenho preditivo relativo dos modelos para os dados em mãos (ou seja, a proporção de probabilidades marginais)²⁴. O fator de Bayes tem uma interpretação intuitiva, um BF10 = 5 indica que os

dados são 5 vezes mais prováveis sob hipótese alternativa do que hipótese nula, enquanto $BF_{10} = 0,2$ indica que os dados observados são 5 vezes mais prováveis sob hipótese nula do que sob hipótese alternativa^{24,25}. Vale ressaltar que, em modelos de regressão linear, a hipótese nula afirma que a verdadeira inclinação da reta (ou seja, Beta) é zero²⁶.

O parâmetro Jeffreys-Zellner-Siow prior (JZS prior) foi definido como escala $r = 0.001$, devido ao tamanho relativamente pequeno da amostra. O fator de Bayes de inclusão (BF inclusão) foi reportado apenas para cada variável presente no modelo multivariado, uma vez que quantifica o quanto os dados observados são mais prováveis em modelos que incluem um preditor específico (ou seja, variável independente) em relação aos modelos que não contêm esse preditor específico. Optamos por examinar e relatar as estimativas de parâmetro sob o melhor modelo único (ou seja, o modelo com o maior BF_{10}), uma vez que é o mais provável, dados os dados observados, então, a inclusão de BF relatada para cada preditor está exclusivamente relacionada ao melhor modelo.

Todas as análises descritas foram concluídas usando o software JASP Version 0.17.2 (JASP Team (2023)).

RESULTADOS

A média de idade da amostra foi de $69,24 \pm 5,64$ anos. No que se refere a características clínicas, a média de IMC constituiu em $26,52 \pm 4,50 \text{ Kg/m}^2$, a média de sensibilidade tátil foi de $38,61 \pm 5,03$ pontos, a média de pontuação de desempenho na EEB foi de $53,60 \pm 2,60$ pontos, e a TP de $0,34 \pm 0,15$ ms, conforme descrito na tabela 1.

Tabela 1. Análise descritiva das variáveis do estudo.

Variáveis	Média ± DP	95% IC
Idade (anos)	69,24 ± 5,64	67,71-70,76
IMC (Kg/m ²)	26,52 ± 4,50	25,30-27,74
Escala de Equilíbrio de Berg (escore)	53,60 ± 2,60	52,90-54,30
Sensibilidade plantar	38,61 ± 5,03	37,25-39,97
DOT OA (mm)	788,11 ± 255,32	719,09-857,14
DOT OF (mm)	913,40 ± 254,41	844,63-982,18
DOT IR	1,20 ± 0,25	1,13-1,27
AREA AO (cm ²)	0,74 ± 0,49	0,60-0,87
AREA OF (cm ²)	0,93 ± 0,62	0,76-1,10
AREA RI	1,40 ± 0,54	1,25-1,55
TP (ms)	0,34 ± 0,15	0,30-0,38
TDFr 200ms	3,50 ± 1,38	3,12-3,87

Dados relatados como Média e Desvio Padrão (DP) e Intervalo de Confiança (IC) a 95%. IMC = Índice de Massa Corporal; DOT= distância total da oscilação do Centro de Pressão (CP); AREA= área de deslocamento do CP; AO = Olhos Abertos; OF = Olhos Fechados; DOT IR = Índice de Romberg da DOT; AREA IR = Índice de Romberg da AREA; TP= Tempo para atingir o pico de força; TDFr200ms = taxa de desenvolvimento de força relativa em 200ms. ms= milissegundos. cm²=centímetros quadrados. mm=milímetros. Kg=quilogramas. m²=metros quadrados.

Os coeficientes de correlação são apresentados na tabela 2, onde se observa que apenas as variáveis idade, sensibilidade plantar, DOT AO e TP apresentaram correlação significativa com o escore da EEB. As variáveis idade, DOT AO e TP apresentaram correlação negativa com o escore da EEB, enquanto a variável sensibilidade plantar correlação positiva.

Tabela 2. Coeficientes de correlação entre a Escala de Equilíbrio de Berg e as variáveis medidas.

Variáveis	Coefficiente de correlação	P-valor*
Idade (anos)	-0,509	0,000
IMC (Kg/m ²)	-0,089	0,503
Sensibilidade plantar	0,371	0,004
DOT AO	-0,379	0,004
DOT OF	-0,303	0,023
DOT IR	0,191	0,159
AREA AO	-0,340	0,010
AREA OF	0,228	0,091
AREA IR	0,177	0,193
TP	-0,404	0,002
TDFr 200ms	0,271	0,038

Dados relatados como Média e Desvio Padrão (DP) e Intervalo de Confiança (IC) a 95%. IMC = Índice de Massa Corporal; DOT= distância total da oscilação do Centro de Pressão (CP); AREA= área de deslocamento do CP; AO = Olhos Abertos; OF = Olhos Fechados; DOT IR = Índice de Romberg da DOT; AREA IR = Índice de Romberg da AREA; TP= Tempo para atingir o pico de força; TDFr200ms = taxa de desenvolvimento de força relativa em 200ms. (*) p<0.01

Os resultados do modelo de regressão linear indicaram que todas as variáveis selecionadas (ou seja, variáveis independentes) foram significativamente associadas ao escore da EEB com R^2 ajustado variando de 0.13 para sensibilidade plantar e DOT OA a 0.25 para idade ($p < 0.05$ para todos). Baseado nos critérios do modelo multivariado, a variável sensibilidade plantar foi removida, permanecendo apenas as variáveis idade, DOT OA e TP, que em conjunto explicam $\sim 38\%$ (R^2 ajustado = 0.38) da variância do escore da EEB na amostra estudada, com pequeno erro padrão de estimativa (2.05 pontos). A análise dos resíduos confirmou que este apresentava distribuição normal, denotando boa adequação do modelo multivariado obtido. A tabela 3 apresenta os parâmetros dos modelos de regressão (regressão simples e multivariada).

Os resultados da análise bayesiana também são apresentados na tabela 3 e indicaram BF10 modesto para regressão linear simples incluindo TP (BF10=1.15), sensibilidade plantar (BF10=1.08), DOT OA (BF10=1.08), sugerindo uma probabilidade modesta a favor da hipótese alternativa. Para modelos de regressão simples, a idade exibiu uma maior probabilidade a favor da hipótese alternativa (BF10=3.29). Por outro lado, o modelo multivariado exibiu uma probabilidade 25.66 vezes maior para a hipótese alternativa do que para a hipótese nula (BF10=25.66), sugerindo uma maior magnitude de evidência a favor da capacidade dessas variáveis agrupadas (ou seja, modelo multivariado) para prever o escore da EEB na amostra estudada. Os resultados da inclusão de BF indicaram que o modelo multivariado com a variável idade é, em média, 10.49 (inclusão BF=10.49) vezes mais provável do que o modelo sem essa variável, enquanto para as variáveis TP e DOT OA, o modelo multivariado com essas variáveis é, em média, 11.77 e 4.06 (BF inclusão = 11.77 e 4.06 para TP e DOT OA, respectivamente) vezes mais prováveis do que o modelo sem essa variável, respectivamente.

Tabela 3. Parâmetros estatísticos obtidos a partir de modelos de regressão e fatores de Bayes.

Variáveis	Constante (IC 95%)	Beta (IC 95%)	R ² Ajustado	EPE	Valor de P	BF ₁₀	BF _{inclusion} ^φ
Idade (anos)	69.4 (62.3 to 76.5)	-0.229 (-0.331 to - 0.126)	0.25	2.26	< 0.001	3.29	-
DOT OA	56.7 (54.5 to 58.8)	-0.004 (-0.006 to - 0.0001)	0.13	2.43	0.004	1.08	-
Sensibilidade plantar	46.7 (42.1 to 51.4)	0.180 (0.061 to - 0.299)	0.13	2.44	0.004	1.08	-
TP	56.1 (54.5 to 57.7)	-7.10 (-11.37 to - 2.83)	0.15	2.40	0.002	1.15	-
Modelo Multivariável							
Idade (anos)		-0.154 (-0.260 to - 0.048)					10.49
DOT OA	68.3 (61.5 to 75.1)*	-0.002 (-0.005 to - 0.0001)	0.38*	2.05*	< 0.001*	25.66	4.06
TP		-6.18 (-9.94 to -2.42)					11.77

DOT OA = distância total da oscilação do centro de pressão com olho aberto; TP = tempo para o pico; EPE = erro padrão de estimativa; BF₁₀ = Bayes factor; (*) Parâmetros gerais do modelo multivariado com melhor desempenho; (φ) BF_{inclusion} é reportado apenas para o modelo.

DISCUSSÃO

O presente estudo investigou o impacto, separado e combinado, de variáveis clínicas no escore da EEB de pessoas idosas por abordagem frequentista e bayesiana. Idade, sensibilidade plantar, DOT AO e TP foram significativamente associados ao escore da EEB. No entanto, a análise multivariada indicou que as variáveis idade, DOT OA e TP combinados explicam aproximadamente 38% da variação no escore da EEB da amostra estudada. A análise bayesiana indicou que idade, DOT OA e TP agrupadas apresentam alta probabilidade (25,66 vezes maior do que a hipótese nula) de influenciar o escore da escala de Berg na amostra.

A idade foi a variável com maior associação ao escore da EEB. De acordo com o coeficiente de determinação, a idade explicou aproximadamente 25% da variância no escore de Berg, o maior coeficiente de determinação e maior BF₁₀ (probabilidade posterior 3,19 vezes maior favorecendo a hipótese alternativa) obtida neste estudo. Na análise multivariada, sua

importância foi confirmada pelo segundo mais alto valor de BFinclusão entre as variáveis (10.49). Autores como Duck, Stewart e Robinson et al.²⁷, Nakagawa et al.²⁸ e Wang e Fu²⁹, em seus estudos com idosos, trazem que o equilíbrio, avaliados também pela Escala de Equilíbrio de Berg, diminui com o envelhecimento, ou seja quanto maior a idade, menor o escore nesta escala, reforçando o resultado obtido no presente estudo.

Nakagawa et al.²⁸ observaram que a deterioração do equilíbrio está associada a evolução do processo de envelhecimento etário. Segundo estes autores, a diminuição da função cognitiva, o declínio das entradas sensoriais e respostas motoras e a deterioração da integração dos sistemas responsáveis pelo equilíbrio postural explicam a deterioração do controle postural com a idade. Para Wu et al.³⁰ há uma redução de forma gradual e estável das habilidades de desempenho de equilíbrio geral, domínios individuais de equilíbrio estático e dinâmico, estabilidade postural e da capacidade de desempenhar com sucesso tarefas específicas com o avançar da idade, sendo registrado uma deterioração evidente desde a faixa entre 65-75 anos, independente do sexo.

Wang e Fu²⁹ observaram que idosos longevos, acima de 80 anos, em comparação com idosos mais jovens, possuem maior declínio do controle de equilíbrio, sensação tátil e propriocepção, além de menor força muscular. Na faixa etária entre 60-69 e 70-79 anos a propriocepção e a força muscular foram correlacionadas com o controle do equilíbrio. Já acima dos 80 anos apenas a força foi correlacionada com o controle do equilíbrio. Duck, Stewart e Robinson et al.²⁷ identificaram que a idade foi o preditor mais forte dos escores da Escala de Equilíbrio de Berg, destacando que a maioria dos sistemas fisiológicos sofre deterioração estrutural e funcional com o aumento da idade, especialmente o sistema cardiorrespiratório e musculoesquelético, havendo impactos em sistemas e funções físicas.

Sobre o parâmetro estabilométrico DOT AO, foi possível observar sua correlação negativa com o escore da EEB. De acordo com o coeficiente de determinação, o DOT AO

explicou aproximadamente 13% da variância no escore de Berg e BF10 modesto (probabilidade posterior 1,08 vezes maior favorecendo a hipótese alternativa). Na análise multivariada, sua importância também foi modesta entre as variáveis analisadas ($B_{\text{inclusão}}= 4,06$).

Apesar dos valores modestos, é importante ressaltar que aumentos generalizados na oscilação do corpo, avaliados, por exemplo, usando a conclusão bem-sucedida das tentativas (sem quedas) ou medidas da variabilidade de oscilação do centro de pressão (CP) são utilizadas para avaliar o desempenho do equilíbrio³¹. Nota-se que para a estabilidade postural adequada é necessária uma interação efetiva entre a integração do feedback sensorial e o impulso cortical para os músculos, permitindo detectar, reagir e corrigir as perturbações que ocorrem durante a postura ereta³². Neste sentido, Rasman et al.³³ reforçam a importância da integração de múltiplas entradas sensoriais (receptores nos músculos, articulações e pele) para gerar os comandos motores necessários para o controle do equilíbrio (sistema somatossensorial).

Para Henry e Braudry³⁴, por apresentar limiar menor, as informações do sistema proprioceptivo são fundamentais durante a estabilidade postural ao detectar oscilações do corpo. Além disso, Goodworth et al.³⁵ apontam que, durante desestabilizações, a modulação dos sinais proprioceptivos na parte inferior da perna é diminuída quando o ângulo de inclinação da superfície se aproxima do ângulo de inclinação da oscilação do corpo, assim, o cérebro reduz a confiança no feedback proprioceptivo e muda para informações vestibulares (em olhos fechados) e visuais (em olhos abertos), demonstrando a importância dos sistemas de integração sensório-motores.

Neste contexto de relevância desta integração, o estudo de Blomkvist et al.³⁶, traz que, em idosos, há um aumento significativo do Tempo de Reação-TR (teste de velocidade da interação cognitivo-motora) de extremidades superiores e inferiores com o incremento da idade, podendo afetar o controle de equilíbrio e, conseqüentemente, conduzir a maior risco de quedas.

Ressalta-se, entretanto, que Andrade et al.³⁷ trouxe que a força de membros inferiores, e não a integração sensório-motora, explica a diminuição do controle postural associado à idade. Os autores identificaram que os parâmetros espectrais das oscilações do CP não foram diferentes entre as idades estudadas nos grupos, trazendo, como hipótese para justificar estes resultados, a capacidade do Sistema Nervoso Central (SNC) de reajustar a integração da informação sensorial proveniente de diferentes fontes sensoriais visando a estabilidade do equilíbrio.

Com o envelhecimento a força muscular tende a diminuir em ~10–15% por década até os 70 anos de idade e, a partir daí reduz ~25–40% por década. Neste sentido, os resultados de seu estudo corroboram com essa tendência ao declínio da força muscular, apresentando aumento do DOT e permitem inferir uma relação direta entre força de membros inferiores e declínio do equilíbrio em idosos³⁷.

Diante desta importância da força muscular para o controle do equilíbrio, o presente estudo abordou o tempo para atingir o pico da força explosiva (TP), observando sua correlação negativa com o escore de da EEB. De acordo com o coeficiente de determinação, o TP explicou aproximadamente 13% da variância no escore de Berg e BF10 modesto (probabilidade posterior 1,08 vezes maior favorecendo a hipótese alternativa). Já na análise multivariada, sua importância foi a mais alta entre as variáveis analisadas ($B_{\text{inclusão}} = 11,77$), indicando que o modelo multivariado com a TP é, em média, 11,77 vezes mais provável do que o modelo sem essa variável.

Corroborando com estes resultados que apontam uma variável de força explosiva impactando sobre uma funcionalidade do idoso, no estudo com idosos de Altubasi³⁸ foi possível identificar que, para avaliar o desempenho funcional dos idosos, o tempo necessário para atingir o torque máximo e a taxa de desenvolvimento do torque podem ser medidas mais relevantes do que o pico de torque. O autor traz que o tempo até o pico de torque foi a única variável que

apresentou correlações significativas, moderadas a fortes, com todos os testes de atividade física, explicando 20,3 a 35,2% da variabilidade de todos os testes de atividade física.

A Força Explosiva vem sendo apontada como importante para respostas a perturbações do equilíbrio e, conseqüentemente, evitar quedas em idosos, bem como tem sido relacionada a medidas subjetivas e objetivas de função em pacientes com distúrbios musculoesqueléticos³⁹. A produção rápida de força melhora a resposta do centro de controle de massa de todo o corpo a perturbações inesperadas, repercutindo sobre a capacidade de equilíbrio⁴⁰. Em idosos, a capacidade de gerar força explosiva é um dos mais potentes preditores do estado funcional, sendo que a redução na capacidade explosiva dos membros inferiores tem sido associada com o prejuízo na realização de tarefas da vida diárias e na capacidade de resposta a uma perturbação do equilíbrio, evitando quedas⁹.

Por fim, no presente estudo, a percepção tátil plantar também foi associada ao escore da EEB, mas com pequeno potencial para explicar sua variância. Além disso, a magnitude de evidência foi baixa ($BF_{10} = 1,08$) em favor da alternativa hipótese. Com efeito, apesar de um razoável probabilidade de influenciar o equilíbrio^{41,42}, a percepção tátil plantar foi não promissor, seja usando abordagem frequentista ou bayesiana.

Registra-se porém que Peters et al.⁴¹, em seu estudo comparando idosos a adultos jovens, trazem que ocorrem alterações na sensibilidade da planta do pé podem impactar na diminuição da força do reflexo cutâneo e na redução da estabilidade postural em idosos. Os autores ainda destacam que quanto maior a idade, maior a amplitude de oscilação nos planos Anteroposterior (AP) e Médio-lateral (ML), bem como uma maior frequência de excursões do centro de pressão (CP) no plano AP, demonstrando que a estabilidade do equilíbrio também piora com o avançar da idade e que há relações entre estabilidade postural, sensibilidade plantar e reflexos cutâneos dos membros inferiores em idosos.

No estudo com idosos de Cruz-Almeida et al.⁴³ foi identificado que a percepção tátil foi significativamente associada positivamente com o escore de equilíbrio de Berg (R ajustado = 0,30 – 0,75; $p = 0,03 - < 0,001$), entretanto, os autores destacam que houve variação na força de associação de acordo ao local de avaliação da região plantar do pé utilizada como referência, o que para Souza-Junior al.⁴⁴ pode explicar o baixo valor de R^2 encontrado para a sensibilidade tátil plantar em estudos que pontuaram a percepção tátil a partir da análise conjunta de vários locais do pé, como a realizada no presente estudo.

Nota-se, em conclusão, que modelos preditivos, como produzidos no presente estudo, indicam variáveis, bem como combinações de variáveis, com maior probabilidade de impactar um resultado de interesse (por exemplo, escore na Escala de Equilíbrio de Berg), aumentando a confiança para testar hipóteses em ensaios clínicos randomizados.

Nesse contexto, os resultados permitem inferir que 1) intervenções para melhorar o TP (força explosiva) em mulheres idosas têm uma maior probabilidade prévia de sucesso para melhorar o equilíbrio do que intervenções para melhorar a sensibilidade plantar; 2) intervenções para aumentar o controle de estabilidade através da integração sensório-motora e, conseqüentemente, os parâmetros estabilométricos, em mulheres mais velhas têm uma probabilidade prévia de sucesso maior para melhorar o equilíbrio do que intervenções para melhorar a sensibilidade plantar; e 3) intervenções para melhorar de forma conjunta a TP e controle de estabilidade através da integração sensório-motora de membros inferiores têm uma excelente probabilidade prévia de sucesso para melhorar o equilíbrio e reduzir o risco de quedas em pessoas idosas. Então, estudos futuros devem considerar essas hipóteses com base em inferências freqüentistas e bayesianas.

CONCLUSÃO

Foi possível identificar que o escore da Escala de Equilíbrio de Berg esta significativamente associados a Idade, sensibilidade tátil plantar, DOT OA e TP, sendo que, de forma combinada, a idade, DOT OA e TP têm uma ótima probabilidade de prever o escore da EEB, explicando aproximadamente 38% da variabilidade desta resultado. Assim como a idade, DOT OA e TP agrupadas possuem alta probabilidade de impactar sobre o EEB.

A inferência bayesiana suporta a probabilidade de sucesso de intervenções visando melhorar o escore da EEB usando treinos de força explosiva e de integração sensório-motora. Em contrapartida, uma anedota probabilidade de sucesso das intervenções busca melhorar a sensação tátil plantar.

REFERÊNCIAS

1. Ünver B, Akbas E. Effects of plantar sensitivity on balance and mobility in community-dwelling older adults: A Turkish study. *Australas J Ageing* 2018; 37(4):288-292.
2. Duarte MB, da Silva Almeida GC, Costa KHA, Garcez DR, de Athayde Costa E Silva A, da Silva Souza G, de Melo-Neto JS, Callegari B. Anticipatory postural adjustments in older versus young adults: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev* 2022; 23;11(1):251.
3. Wang J, Wang IL, Hu R, Yao S, Su Y, Zhou S, Chen CH. Immediate Effects of Acupuncture on Explosive Force Production and Stiffness in Male Knee Joint. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 9;18(18):9518.
4. Mota JA, Gerstner GR, Giuliani HK. Motor unit properties of rapid force development during explosive contractions. *The Journal of Physiology* 2019; 597(9): 2335.
5. Mascarenhas CHM, Carneiro JAO, Nobre TTX, Schettino L, de Araujo CM, Dos Reis LA, Fernandes MH. Analysis of Plantar Tactile Sensitivity in Older Women after Conventional Proprioceptive Training and Exergame. *Int J Environ Res Public Health* 2023; 13;20(6):5033.

6. Viseux FJF. The sensory role of the sole of the foot: Review and update on clinical perspectives. *Neurophysiol Clin* 2020; 50(1):55-68.
7. Santos AD, Prado-Rico JM, Cirino NTO, Perracini MR. Are foot deformity and plantar sensitivity impairment associated with physical function of community-dwelling older adults? *Braz J Phys Ther* 2021;25(6):846-853.
8. Rodríguez-Rubio PR, Bagur-Calafat C, López-de-Celis C, Bueno-Gracia E, Cabanas-Valdés R, Herrera-Pedroviejo E, Girabent-Farrés M. Validity and Reliability of the Satel 40 Hz Stabilometric Force Platform for Measuring Quiet Stance and Dynamic Standing Balance in Healthy Subjects. *Int J Environ Res Public Health* 2020 Oct 22;17(21):7733.
9. Edholm P, Strandberg E, Kadi F. Lower limb explosive strength capacity in elderly women: effects of resistance training and healthy diet. *Journal of applied physiology* 2017; 123(1), 190-196.
10. Zhang S, Xu W, Zhu Y, Tian E, Kong W. Impaired Multisensory Integration Predisposes the Elderly People to Fall: A Systematic Review. *Front Neurosci* 2020; 28;14:411.
11. Bertolucci PH, Brucki S, Campacci SR, Juliano Y. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. *Arquivos de Neuro-psiquiatria*, 1994; 52: 01-07.
12. Armstrong DG, Lavery LA, Vela SA, Quebedeaux TL, Fleischli JG. Choosing a practical screening instrument to identify patients at risk for diabetic foot ulceration. *Archives of internal medicine* 1998; 158(3): 289-292.
13. Sales KLDS, Souza LAD, Cardoso VS. Static balance in individuals with diabetic peripheral neuropathy. *Fisioterapia e Pesquisa* 2012; 19: 122-127.
14. Machado ÁS, Silva CBPD, Rocha ESD, Carpes FP. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. *Revista Brasileira de Reumatologia* 2017; 57: 30-36.

15. Kera T, Kawai H, Takahashi J, Hirano H, Watanabe Y, Fujiwara Y, Ihara K, Kim H, Obuchi S. Association between ground reaction force in sit-to-stand motion and falls in community-dwelling older Japanese individuals. *Arch Gerontol Geriatr* 2020; Aug 6;91:104221.
16. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 2002; 93(4):1318-26.
17. Borges LS, Fernandes MH, Schettino L, Da Silva Coqueiro R, Pereira R. Handgrip explosive force is correlated with mobility in the elderly women. *Acta Bioeng Biomech* 2015;17(3):145-9.
18. Alfieri FM. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2008; 10: 137-142.
19. Tjernström F, Björklund M, Malmström EM. Romberg ratio in quiet stance posturography--Test to retest reliability. *Gait Posture* 2015;42(1):27-31.
20. Miyamoto ST, Junior IL, Berg KO, et al. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 2004; 37:1411-1421.
21. Downs S. The Berg Balance Scale. *J Physiother* 2015;61(1):46.
22. Jeffreys H. *Theory of Probability*. 3^a ed. New York: Oxford University Press; 1961.
23. Kass RE, Raftery AE. Bayes Factors. *Journal of the American Statistical Association* 1995; 90(430): 773-795.
24. Van den Bergh D, Clyde MA, Gupta ARKN, De Jong T, Gronau QF, Marsman M, Wagenmakers, EJ. A tutorial on Bayesian multi-model linear regression with BAS and JASP. *Behavior research methods* 2021; 53(6): 2351.
25. LY A. *Bayes factors for research workers*. University of Amsterdam, 2018.
26. Petrie A, Sabin C. *Medical statistics at a glance*. John Wiley & Sons, 2019.

27. Duck AA, Stewart MW, Robinson JC. Physical activity and postural balance in rural community dwelling older adults. *Appl Nurs Res* 2019;48:1-7.
28. Nakagawa HB, Ferraresi JR, Prata MG, Scheicher ME. Postural balance and functional independence of elderly people according to gender and age: cross-sectional study. *Med J* 2017;135(3):260-265.
29. Wang Q, Fu H. Relationship between proprioception and balance control among Chinese senior older adults. *Front Physiol* 2022;15;13:1078087.
30. Wu H, Wei Y, Miao X, Li X, Feng Y, Yuan Z, Zhou P, Ye X, Zhu J, Jiang Y, Xia Q. Characteristics of balance performance in the Chinese elderly by age and gender. *BMC Geriatr* 2021;21(1):596.
31. Campbell KR, King LA, Parrington L, Fino PC, Antonellis P, Peterka RJ. Central sensorimotor integration assessment reveals deficits in standing balance control in people with chronic mild traumatic brain injury. *Front Neurol* 2022;13:897454.
32. Rigoni I, Degano G, Hassan M, Fratini A. Sensorimotor recalibration of postural control strategies occurs after whole body vibration. *Sci Rep* 2023;10;13(1):522.
33. Rasman BG, Forbes PA, Tisserand R, Blouin JS. Sensorimotor Manipulations of the Balance Control Loop-Beyond Imposed External Perturbations. *Front Neurol* 2018; 26;9: 899.
34. Henry M, Baudry S. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *J Neurophysiol* 2019; 122(2): 525-538.
35. Goodworth AD, Tetreault K, Lanman J, Klidonas T, Kim S, Saavedra S. Sensorimotor control of the trunk in sitting sway referencing. *J Neurophysiol* 2018; 1;120(1): 37-52.
36. Blomkvist AW, Eika F, Rahbek MT, Eikhof KD, Hansen MD, Søndergaard M, Ryg J, Andersen S, Jørgensen MG. Reference data on reaction time and aging using the Nintendo

- Wii Balance Board: A cross-sectional study of 354 subjects from 20 to 99 years of age. *PLoS One* 2017; 12(12): e0189598.
37. Andrade HB, Costa SM, Pirôpo US, Schettino L, Casotti CA, Pereira R. Lower limb strength, but not sensorial integration, explains the age-associated postural control impairment. *Muscles Ligaments Tendons J* 2018; 7(4): 598-602.
38. Altubasi IM. Is quadriceps muscle strength a determinant of the physical function of the elderly? *J Phys Ther Sci* 2015;27(10):3035-8.
39. Maden-Wilkinson, TM, Balshaw, TG, Massey, GJ e Folland, JP. Arquitetura e morfologia muscular como determinantes da força explosiva. *Jornal europeu de fisiologia aplicada* 2021; 121(4), 1099-1110.
40. Behan FP, Pain MT, Folland JP. Explosive voluntary torque is related to whole-body response to unexpected perturbations. *Journal of Biomechanics* 2018; 81:86-92.
41. Peters RM, McKeown MD, Carpenter MG, Inglis JT. Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and postural stability in older adults. *J Neurophysiol* 2016; 1;116(4):1848-1858.
42. Andreato LV, De Oliveira DV, Follmer B, Bertolini SMMG. The influence of age and overweight or obesity on foot sensitivity and postural control: A systematic review. *Australasian journal on ageing* 2020; 39(3): e251-e258.
43. Cruz-Almeida Y, Black ML, Christou EA, Clark DJ. Site-specific differences in the association between plantar tactile perception and mobility function in older adults. *Front Aging Neurosci* 2014 ;6:68.
44. Souza-Júnior ELS, Oliveira AA, Schettino L, Mascarenhas CHM, Araújo CM, Fernandes MH, Pereira R. Factors influencing gait speed in community-dwelling older women: A Bayesian approach. *Gait & Posture* 2022; 92: 455-460.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A idade é um fator determinante sobre a capacidade de percepção tátil plantar e sobre o equilíbrio estático e dinâmico. Foi evidenciado também que o equilíbrio (score da EEB) está significativamente associado a Idade, sensibilidade tátil plantar, DOT OA e TP, sendo que, de forma combinada, a idade, DOT OA e TP têm uma ótima probabilidade de prever o score da EEB, explicando aproximadamente 38% da variabilidade desta resultado. A inferência bayesiana suporta a probabilidade de sucesso de intervenções visando melhorar o score da EEB usando treinos de força explosiva e de integração sensório-motora. Em contrapartida, uma anedota probabilidade de sucesso das intervenções busca melhorar a sensação tátil plantar.

Dessa forma, os resultados de estudos como este permitem um melhor desenvolvimento de políticas públicas de saúde voltadas à população idosa, desde ações preventivas até as intervenções de reabilitação que poderão possuir um direcionamento mais eficaz e efetivo.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **J Appl Physiol**, n.93, v.4, p.1318-26, 2002.
- ALFIERI, F.M. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**, n.10, p.137-142, 2008.
- ALTUBASI, I.M. Is quadriceps muscle strength a determinant of the physical function of the elderly? **J Phys Ther Sci**, n. 27, v.10, p.3035-8, 2015.
- ANDERSEN, L. L.; ANDERSEN, J. L.; ZEBIS, M. K.; AAGAARD, P. Early and late rate of force development: Differential adaptive responses to resistance training? **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 1, p. 162–169, 2010.
- ANDRADE H. et al. Lower limb strength, but not sensorial integration, explains the age-associated postural control impairment. **Muscles Ligaments Tendons J**, n.7, v.4, p.598-602, 2018.
- ANDREATO, L.V. et al. The influence of age and overweight or obesity on foot sensitivity and postural control: A systematic review. **Australasian journal on ageing**, v. 39, n. 3, p.e251-e258, 2020.
- ARMSTRONG, D.G. et al. Choosing a practical screening instrument to identify patients at risk for diabetic foot ulceration. **Archives of internal medicine**, v. 158, n. 3, p. 289-292, 1998.
- BEHAN, F.P.; PAIN, M.T.G; FOLLAND, J.P. Explosive voluntary torque is related to whole-body response to unexpected perturbations. **Journal of Biomechanics**, v. 81, p. 86-92, 2018.
- BEKTAS, A. et al. Aging, inflammation and the environment. **Experimental gerontology**, v. 105, p. 10-18, 2018.
- BENTO, P. C. B et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 450–454, 2010.
- BERTOLUCCI, P.H.F. et al. O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arq Neuropsiquiatr**. v.52, p.1-7, 1994.
- BLOMKVIST, A.W. et al. Reference data on reaction time and aging using the Nintendo Wii Balance Board: A cross-sectional study of 354 subjects from 20 to 99 years of age. **PLoS One**, v. 12, n. 12, p. e0189598, 2017.
- BORGES, L.S. et al. Handgrip explosive force is correlated with mobility in the elderly women. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 17, n. 3, 2015.

- BRITO, M.C.C. et al. Envelhecimento populacional e os desafios para a saúde pública: análise da produção científica. **Revista Kairós-Gerontologia**, v. 16, n. 2, p. 161-178, 2013.
- BURNS, E.R.; STEVENS, J.A.; LEE, R. The direct costs of fatal and non-fatal falls among older adults—United States. **Journal of safety research**, v. 58, p. 99-103, 2016.
- CAMPBELL, K.R. et al. Central sensorimotor integration assessment reveals deficits in standing balance control in people with chronic mild traumatic brain injury. **Frontiers in Neurology**, v. 13, p. 897454, 2022.
- CLARK, B.C.; MANINI, T.M. Sarcopenia≠ dynapenia. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 63, n. 8, p. 829-834, 2008.
- CRUZ-ALMEIDA, Y. et al. Site-specific differences in the association between plantar tactile perception and mobility function in older adults. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 6, p. 68, 2014.
- DE CARVALHO, C.J.A.; BOCCHI, S.C.M.. Idoso reconhecendo-se vulnerável a quedas na concretude da fratura do fêmur. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 70, n. 2, p. 296-303, 2017.
- DE DIEULEVEULT, A.L. et al. Effects of aging in multisensory integration: a systematic review. **Frontiers in aging neuroscience**, p. 80, 2017.
- DE MORAIS BARBOSA, C. et al. The effect of flat and textured insoles on the balance of primary care elderly people: a randomized controlled clinical trial. **Clinical Interventions in Aging**, p. 277-284, 2018.
- DEL VECCHIO, A. et al. You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. **The Journal of physiology**, v. 597, n. 9, p. 2445-2456, 2019.
- DIDERIKSEN, J. L.; DEL VECCHIO, A.; FARINA, D. Neural and muscular determinants of maximal rate of force development. **Journal of Neurophysiology**, v. 123, n. 1, p. 149-157, 2020.
- DISTEFANO, G.; GOODPASTER, B.H. Effects of exercise and aging on skeletal muscle. **Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine**, v. 8, n. 3, p. a029785, 2018.
- DOWNS S. The Berg Balance Scale. **J Physiother**. v.61, n.1, 2015.
- DUARTE, M.B. et al. Anticipatory postural adjustments in older versus young adults: a systematic review and meta-analysis. **Systematic Reviews**, v. 11, n. 1, p. 1-14, 2022.
- DUCHATEAU, J; ENOKA, R.M. Human motor unit recordings: origins and insight into the integrated motor system. **Brain research**, v. 1409, p. 42-61, 2011.
- DUCK, A.A.; STEWART, M.W.; ROBINSON, J.C. Physical activity and postural balance in rural community dwelling older adults. **Applied nursing research**, v. 48, p. 1-7, 2019.

EDHOLM, P.; STRANDBERG, E.; KADI, F. Lower limb explosive strength capacity in elderly women: effects of resistance training and healthy diet. **Journal of applied physiology**, v. 123, n. 1, p. 190-196, 2017.

EIKEMA, D. J. A. et al. Age-dependent modulation of sensory reweighting for controlling posture in a dynamic virtual environment. **AGE**, v. 34, p. 1381-1392, 2012.

EMA, R. et al. Association between rapid force production by the plantar flexors and balance performance in elderly men and women. **Age**, v. 38, n. 5–6, p. 475–483, 2016.

FLATT, T.; PARTRIDGE, L. Horizons in the evolution of aging. **BMC biology**, v. 16, n. 1, p. 1-13, 2018.

FOLLAND, J. P.; BUCKTHORPE, M. W.; HANNAH, R. Human capacity for explosive force production: Neural and contractile determinants. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, n. 6, p.894–906, 2014.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S.E.; MCHUGH, P.R. “Mini-mental state”: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of psychiatric research**, v. 12, n. 3, p. 189-198, 1975.

FRANCIULLI, P.M. et al. Equilíbrio e ajuste postural antecipatório em idosos caidores: efeitos da reabilitação virtual e cinesioterapia. **Acta Fisiatr**, v.23, n.4, p.191-196, 2016.

GASPAR, A.G. M.; LAPÃO, L.V. eHealth for addressing balance disorders in the elderly: Systematic review. **Journal of Medical Internet Research**, v. 23, n. 4, p. e22215, 2021.

ROTH, G.A. et al. Global, regional, and national age-sex-specific mortality for 282 causes of death in 195 countries and territories, 1980–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. **The Lancet**, v. 392, n. 10159, p. 1736-1788, 2018.

GERSTNER, G.R. et al. Neural and muscular contributions to the age-related reductions in rapid strength. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 49, n. 7, p. 1331-1339, 2017.

GOODWORTH, A.D. et al. Sensorimotor control of the trunk in sitting sway referencing. **Journal of neurophysiology**, v. 120, n. 1, p. 37-52, 2018.

GURALNIK, J. M. et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **Journal of gerontology**, v. 49, n. 2, p. M85-M94, 1994.

HANNAH, R.; FOLLAND, J. P. Muscle-tendon unit stiffness does not independently affect voluntary explosive force production or muscle intrinsic contractile properties. **Applied physiology, nutrition, and metabolism**, v. 40, n. 1, p. 87–95, 2015.

HENRY, M.; BAUDRY, S. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. **Journal of neurophysiology**, v. 122, n. 2, p. 525-538, 2019.

HESTER, G.M. et al. Rate of force development as a predictor of mobility in community-dwelling older adults. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 44, n. 2, p. 74-81, 2021.

HIRATA, K. et al. Association of age-related decrease in intracellular-to-total water ratio with that in explosive strength of the plantar flexors: a cross-sectional study. **Journal of physiological anthropology**, v. 41, n. 1, p. 10, 2022.

HOCH, M.C.; RUSSELL, D.M. Plantar cooling does not affect standing balance: A systematic review and meta-analysis. **Gait & posture**, v. 43, p. 1-8, 2016.

HODES, R.J. et al. Disease drivers of aging. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1386, n. 1, p. 45, 2016.

JAMES, S.L. et al. The global burden of falls: global, regional and national estimates of morbidity and mortality from the Global Burden of Disease Study 2017. **Injury prevention**, v. 26, n. Suppl 2, p. i3-i11, 2020.

Jeffreys H, **Theory of Probability**, third ed., Oxford University Press, New York, 1961.

JEON, M.; GU, M.O.; YIM, J. Comparison of walking, muscle strength, balance, and fear of falling between repeated fall group, one-time fall group, and nonfall group of the elderly receiving home care service. **Asian nursing research**, v. 11, n. 4, p. 290-296, 2017.

KANEKAR, N.; ARUIN, A.S. The effect of aging on anticipatory postural control. **Experimental brain research**, v. 232, p. 1127-1136, 2014.

KASS, R.E.; RAFTERY, A.E. Bayes factors. **Journal of the american statistical association**, v. 90, n. 430, p. 773-795, 1995.

KERA, T. et al. Association between ground reaction force in sit-to-stand motion and falls in community-dwelling older Japanese individuals. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 91, p. 104221, 2020.

KILBY, Melissa C.; SLOBOUNOV, Semyon M.; NEWELL, Karl M. Postural instability detection: aging and the complexity of spatial-temporal distributional patterns for virtually contacting the stability boundary in human stance. **PloS one**, v. 9, n. 10, p. e108905, 2014.

KIM, H. Comparison of Plantar Pressure and Contact Time on Gait between the Korean Young and the Elderly Women. **Fashion & Textile Research Journal**, v. 19, n. 5, p. 602-607, 2017.

KIM, S.; NAM, C.; YONG, M. The effect of increase in baggage weight on elderly women's lower extremity muscle activation during gait. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 59, n. 3, p. 574-576, 2014.

KIM, Seong-Gil; HWANGBO, Gak. The effect of obstacle gait training on the plantar pressure and contact time of elderly women. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 60, n. 3, p. 401-404, 2015.

KLASS, M.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 3, p. 739-746, 2008.

- LANZA, M.B; BALSHAW, T.G.; FOLLAND, J.P. Força explosiva: efeito do ângulo da articulação do joelho nas propriedades contráteis funcionais, neurais e intrínsecas. **Jornal europeu de fisiologia aplicada**, v.119, n.8, 1735-1746, 2019.
- LARSSON, Lars et al. Sarcopenia: aging-related loss of muscle mass and function. **Physiological reviews**, v. 99, n. 1, p. 427-511, 2019.
- LESINSKI, M. et al. Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. **Sports medicine**, v. 45, p. 1721-1738, 2015.
- LUSTOSA, L.P. et al. Efeito de um programa de resistência muscular na capacidade funcional e na força muscular dos extensores do joelho em idosas pré-frágeis da comunidade: ensaio clínico aleatorizado do tipo crossover. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 15, p. 318-324, 2011.
- LY, A. et al. Bayes factors for research workers. **University of Amsterdam**, 2017.
- MACHADO, A. S. et al. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 57, p. 30-36, 2017.
- MACIEJEWSKA-SKRENDÓ, A. et al. Genetics of muscle stiffness, muscle elasticity and explosive strength. **Journal of human kinetics**, v. 74, n. 1, p. 143-159, 2020.
- MADEN-WILKINSON, T. M. et al. Muscle architecture and morphology as determinants of explosive strength. **European journal of applied physiology**, v. 121, p. 1099-1110, 2021.
- MAFFIULETTI, Nicola A. et al. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European journal of applied physiology**, v. 116, p. 1091-1116, 2016.
- MANINI, T.M.; CLARK, B.C. Dynapenia and aging: an update. **Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences**, v. 67, n. 1, p. 28-40, 2012.
- MASCARENHAS, C.H.M. et al. Analysis of Plantar Tactile Sensitivity in Older Women after Conventional Proprioceptive Training and Exergame. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 20, n. 6, p. 5033, 2023.
- MAUMET, C. et al. Robust estimation of the cerebral blood flow in arterial spin labelling. **Magnetic resonance imaging**, v. 32, n. 5, p. 497-504, 2014.
- MESQUITA, L.S.A. et al. Effects of two exercise protocols on postural balance of elderly women: a randomized controlled trial. **BMC geriatrics**, v. 15, p. 1-9, 2015.
- MIDDLETON A.; FRITZ, S.L. Assessment of gait, balance, and mobility in older adults: considerations for clinicians. **Current Translational Geriatrics and Experimental Gerontology Reports**, v. 2, p. 205-214, 2013.
- MINAYO M.C.S. O envelhecimento da população brasileira e os desafios para o setor saúde **Cad. Saúde Pública**, n.28,v.2, p.208-209, 2012.

MIYAMOTO, S.T. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian journal of medical and biological research**, v. 37, p. 1411-1421, 2004.

MONCADA, L.V.V.; MIRE, L.G. Preventing falls in older persons. **American family physician**, v. 96, n. 4, p. 240-247, 2017.

MORRISON, A. et al. Epidemiology of falls and osteoporotic fractures: a systematic review. **CEOR**, v. 5, p. 9-18, 2013.

MOTA, J.A.; GERSTNER, G.R.; GIULIANI, H.K. Motor unit properties of rapid force development during explosive contractions. **The Journal of Physiology**, v. 597, n. 9, p. 2335, 2019.

MOON, K.M. et al. Proprioception, the regulator of motor function. **BMB reports**, v. 54, n. 8, p. 393, 2021.

NACZK M; MARSZALEK S; NACZK A. Inertial Training Improves Strength, Balance, and Gait Speed in Elderly Nursing Home Residents. **Clin Interv Aging**. v.7, n.15, p.177-184, 2020.

NAJAFI, B. et al. Using plantar electrical stimulation to improve postural balance and plantar sensation among patients with diabetic peripheral neuropathy: a randomized double blinded study. **Journal of diabetes science and technology**, v. 11, n. 4, p. 693-701, 2017.

NAKAGAWA, H.B. et al. Postural balance and functional independence of elderly people according to gender and age: cross-sectional study. **Sao Paulo Medical Journal**, v. 135, p. 260-265, 2017.

NAKANO, M.M.. **Versão brasileira da Short Physical Performance Battery SPPB: adaptação cultural e estudo da confiabilidade**. 2007. Tese de Doutorado. [sn].

NEVES, T. et al. Prevalence and factors associated with sarcopenia and dynapenia in elderly people. **J Frailty Sarcopenia Falls**, v. 3, n. 4, p. 194-202, 2018.

NORDEN, D.M.; GODBOUT, J.P. Microglia of the aged brain: primed to be activated and resistant to regulation. **Neuropathology and applied neurobiology**, v. 39, n. 1, p. 19-34, 2013.

DA ROSA ORSSATTO, L.B.; WIEST, M.J.; DIEFENTHAELER, F. Neural and musculotendinous mechanisms underpinning age-related force reductions. **Mechanisms of Ageing and Development**, v. 175, p. 17-23, 2018.

PALMER, T.B. et al. Utility of peak torque and rate of torque development characteristics to identify walking performance ability in older women. **Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions**, v. 21, n. 4, p. 455, 2021.

- PAPALIA, G.F. et al. The effects of physical exercise on balance and prevention of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. **Journal of clinical medicine**, v. 9, n. 8, p. 2595, 2020.
- PATTI, A. et al. Postural control and balance in a cohort of healthy people living in Europe: An observational study. **Medicine**, v. 97, n. 52, 2018.
- PAVASINI, R. et al. Short physical performance battery and all-cause mortality: systematic review and meta-analysis. **BMC medicine**, v. 14, p. 1-9, 2016.
- PETERS, R.M. et al. Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and postural stability in older adults. **Journal of neurophysiology**, v. 116, n. 4, p. 1848-1858, 2016.
- PETRIE, A.; SABIN, C. **Medical statistics at a glance**. John Wiley & Sons, 2019.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.
- PROISY, M. et al. Changes in brain perfusion in successive arterial spin labeling MRI scans in neonates with hypoxic-ischemic encephalopathy. **NeuroImage: Clinical**, v. 24, p. 101939, 2019.
- RASMAN, Brandon G. et al. Sensorimotor manipulations of the balance control loop—beyond imposed external perturbations. **Frontiers in neurology**, v. 9, p. 899, 2018.
- RIGONI, Isotta et al. Sensorimotor recalibration of postural control strategies occurs after whole body vibration. **Scientific Reports**, v. 13, n. 1, p. 522, 2023.
- RODRÍGUEZ-RUBIO, P.R. et al. Validity and reliability of the satel 40 HZ stabilometric force platform for measuring quiet stance and dynamic standing balance in healthy subjects. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 21, p. 7733, 2020.
- RUBEGA, M. et al. Cortical correlates in upright dynamic and static balance in the elderly. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, p. 14132, 2021.
- SALES, K.L.S.; SOUZA, L.A.; CARDOSO, V.S. Static balance in individuals with diabetic peripheral neuropathy. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, p. 122-127, 2012.
- SANTOS, A.D. et al. Are foot deformity and plantar sensitivity impairment associated with physical function of community-dwelling older adults?. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 25, n. 6, p. 846-853, 2021.
- SCHETTINO, L. et al. Comparison of explosive force between young and elderly women: evidence of an earlier decline from explosive force. **Age**, v. 36, p. 893-898, 2014.

SEDAGHATI, P.; AHMADABADI, S.; GOUDARZIAN, M. Evaluation of the durable effects of corrective exercises on the postural alignment and stability in hyperkyphotic elderly with a history of falls. **BMC geriatrics**, v. 22, n. 1, p. 545, 2022.

SINGH, N.B. et al. The spectral content of postural sway during quiet stance: Influences of age, vision and somatosensory inputs. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 22, p.131-136, 2012.

SOUSA, C.V. et al. A Systematic Review and Meta-Analysis of the Effect of Active Video Games on Postural Balance. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, 2023.

SOUSA, M.M. de et al. EFEITO DA FADIGA NA FORÇA EXPLOSIVA E ARQUITETURA MUSCULAR DO VASTO LATERAL. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 27, p. 558-562, 2021.

SOUZA, A. et al. Avaliação da neuropatia periférica: correlação entre a sensibilidade cutânea dos pés, achados clínicos e eletroneuromiográficos. **Acta Fisiátrica**, v. 12, n. 3, p. 87-93, 2005.

SOUZA-JÚNIOR, E.L.S. et al. Factors influencing gait speed in community-dwelling older women: A Bayesian approach. **Gait & Posture**, v. 92, p. 455-460, 2022.

THOMAS, E. et al. Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. **Medicine (Baltimore)**, v. 98, n. 27, 2019.

TIELAND, M.; TROUWBORST, I.; CLARK, B. C. Skeletal muscle performance and ageing. **J Cachexia Sarcopenia Muscle**, v.9, n.1, p. 3–19, 2018.

TJERNSTRÖM, F.; BJÖRKLUND, M.; MALMSTRÖM, E. Romberg ratio in quiet stance posturography—Test to retest reliability. **Gait & posture**, v. 42, n. 1, p. 27-31, 2015.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Age-related differences in postural control: effects of the complexity of visual manipulation and sensorimotor contribution to postural performance. **Exp Brain Res**, v. 232, p. 493-502, 2014.

UEDA, L.S.; CARPES, F.P. Relationship between foot sensibility and postural control in the young and elderly. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 15, p. 215-224, 2013.

ÜNVER, B.; AKBAŞ, E. Effects of plantar sensitivity on balance and mobility in community-dwelling older adults: A Turkish study. **Australasian Journal on Ageing**, v. 37, n. 4, p. 288-292, 2018.

VAN DEN BERGH, D. et al. A tutorial on Bayesian multi-model linear regression with BAS and JASP. **Behavior research methods**, v. 53, n. 6, p. 2351, 2021.

VAN DOORN, J. et al. As diretrizes do JASP para conduzir e relatar uma análise bayesiana. **Psychonomic Bulletin & Review**, v. 28, p. 813-826, 2021.

WISEUX, F.J.F. The sensory role of the sole of the foot: Review and update on clinical perspectives. **Neurophysiologie Clinique**, v. 50, n. 1, p. 55-68, 2020.

WANG, J. et al. Immediate effects of acupuncture on explosive force production and stiffness in male knee joint. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 18, p. 9518, 2021.

WANG, Qi; FU, Haitao. Relationship between proprioception and balance control among Chinese senior older adults. **Frontiers in Physiology**, v. 13, p. 1078087, 2022.

WATANABE, K. et al. Age-related changes in motor unit firing pattern of vastus lateralis muscle during low-moderate contraction. **Age**, v. 38, n. 3, p. 48, 2016.

WORLD HEALTH ORGANIZATION et al. **Injuries and violence: the facts 2014**. 2014.

WORLD HEALTH ORGANIZATION et al. **WHO housing and health guidelines**. 2018.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global recommendations on physical activity for health**. Geneva, 2010.

WU, H. et al. Characteristics of balance performance in the Chinese elderly by age and gender. **BMC geriatrics**, v. 21, n. 1, p. 1-11, 2021.

XUE, Q. The frailty syndrome: definition and natural history. **Clinics in geriatric medicine**, v. 27, n. 1, p. 1-15, 2011.

YANG, F. Identification of optimal foot tactile sensation threshold for detecting fall risk among community-dwelling older adults. **Physical Therapy**, v. 101, n. 8, p. pzab119, 2021.

ZHANG, S. et al. Impaired multisensory integration predisposes the elderly people to fall: a systematic review. **Frontiers in neuroscience**, v. 14, p. 411, 2020.

APÊNDICES

APÊNDICE A - INSTRUMENTO DE RASTREIO DAS PESSOAS IDOSAS



UNIVERSIDADE ESTADUAL DO SUDOESTE DA BAHIA

DEPARTAMENTO DE SAÚDE 1 – DS1

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENFERMAGEM E SAÚDE



INSTRUMENTO DE RASTREIO

Nome do entrevistador: _____

Data: ____/____/____

Nome do participante: _____

Telefones para contato: _____

Endereço: _____

Para a inclusão do participante na pesquisa é necessário que todos os itens abaixo estejam presentes

Marque um “X” nos itens presentes

- idade 60 a 79 anos
- não praticar nenhuma modalidade de exercícios físicos (orientados e regulares) nos últimos três meses ou estar praticando exercícios físicos, porém de forma insuficiente para ser classificada como ativa em função do não cumprimento das recomendações quanto à duração, ou seja, menos de 150 minutos semanais
- ausência de déficit cognitivo (Aplicar o MEEM)
- ausência de diagnóstico de diabetes mellitus
- ausência de vestibulopatias
- ausência de acometimento por doenças cardiovasculares limitantes para a prática de exercícios
- ausência de acuidade visual ou auditiva gravemente diminuídas e incapacitantes
- ausência de lesões cutâneas nos pés e amputações
- ausência de lesões articulares limitantes para a prática de exercícios
- deambulação independente e locomoção sem dispositivos auxiliares
- ausência de claudicação ou outra alteração do padrão da marcha por qualquer razão
- aceita participar do estudo 3 vezes por semana durante 2 meses

*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 solete 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: _____

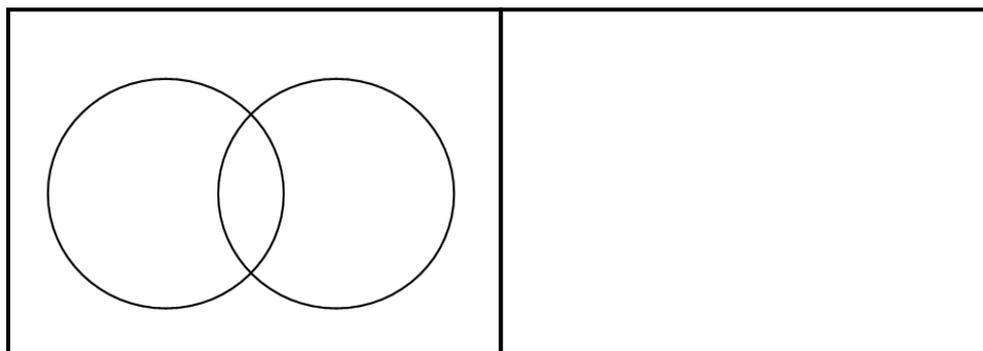
12) Pedir ao entrevistado que escreva uma frase em um papel em branco.

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.

Total de pontos: _____

Escolaridade:

- () analfabeto
- () 1 a 8 anos incompletos de escolaridade
- () 8 anos ou mais de escolaridade

Valores de corte:

() ≥ 13 para analfabetos;

() ≥ 18 para indivíduos com 1 a 8 anos incompletos de escolaridade

() ≥ 26 para 8 anos ou mais de escolaridade

APENDICE B - 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

Nome do entrevistador: _____

Data: ____/____/____

Nome do participante: _____

Telefones para contato: _____

Endereço: _____

SEÇÃO A - DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS

A.1 Idade (anos completos) _____

A.2 Estado Conjugal:

0 () Com companheiro 1 () Sem companheiro

A.3 Escolaridade:

0 () Analfabeto

1 () Nível Fundamental

2 () Nível Médio

3 () Nível Superior

A.4 Cor/Raça (auto referida)

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

A.5 Renda Familiar Mensal (salário: 937,00 reais): _____

SEÇÃO B - DADOS RELACIONADOS À SAÚDE

B.1 O (a) Sr (a) diria que sua saúde é:

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

B.2 Tem alguma doença diagnosticada?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.3)

B.2a Número de doenças: _____

B.2b Quais? _____

B.3 O(a) Sr(a) sentiu dores musculoesqueléticas nos últimos 7 dias?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.4)

B.3a 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.4 O(a) Sr(a) sentiu dores musculoesqueléticas nos últimos 12 meses?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.5)

B.4a 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.5 O(A) Sr(a) teve alguma queda nos últimos 12 meses?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.6)

B.5a Quantas vezes o(a) Sr(a) caiu nos últimos 12 meses? _____

B.5b Teve alguma fratura durante a queda? _____

B.6 Utiliza alguma medicação?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.7)

B.6a Número de medicações: _____

B.6b Quais? _____

B.7 O(A) Sr(a) fuma atualmente?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.7b)

B.7a Há quanto tempo o(a) Sr(a) fuma? _____

B.7b O(A) Sr(a) já foi fumante?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.8)

B.7c Há quanto tempo parou? _____

B.7d Por quanto tempo fumou? _____

B.8 O(A) Sr(a) consome bebidas alcoólicas atualmente?

0 () Sim 1 () Não (Vá para a B.8b)

B.8a 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.8b O(A) Sr(a) já foi consumidor de bebidas alcoólicas?

0 () Sim 1 () Não (Finaliza aqui Seção B)

B.8c 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.8d Há quanto tempo parou de beber? _____

B.8e Por quanto tempo bebeu? _____

B.9a Estatura (cm) – Referida _____ cm

Medida 1 _____ 2 _____ 3 _____ Média _____ (cm)

B.9b Massa corporal (Kg) – Referida _____ Kg

Medida _____ Kg

B.9c IMC: _____

SEÇÃO C – AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE TÁTIL PLANTAR

Registre o teste com um “X” nos pontos específicos com a cor correspondente ao primeiro monofilamento que a participante sente.

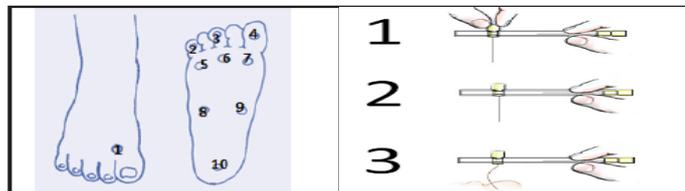


Figura 1. Pontos e procedimentos para avaliação da sensibilidade plantar.

Avaliação do Pé Direito								
Local de Aplicação		(0) verde (0,07gf)	(1) azul (0,2gf)	(2)violeta (2,0gf)	(3) vermelho (4,0gf)	(4)laranja (10gf)	(5) Magenta (300gf)	(6)Nenhuma resposta
H.1	Região plantar do 1º dedo							
H.2	Região plantar do 3º dedo							
H.3	Região plantar do 5º dedo							
H.4	Região plantar do 1º metatarso							
H.5	Região plantar do 3º metatarso							
H.6	Região plantar do 5º metatarso							
H.7	Região medial da face plantar do pé							
H.8	Região médio-lateral da face plantar do pé							
H.9	Calcâneo							
H.10	Região inter-falangiana entre o 1º e 2º dedo							
Avaliação do Pé Esquerdo								
Local de Aplicação		(0) verde (0,07gf)	(1) azul (0,2gf)	(2)violeta (2,0gf)	(3) vermelho (4,0gf)	(4)laranja (10gf)	(5) Magenta (300gf)	(6)Nenhuma resposta
H.11	Região plantar do 1º dedo							

H.12	Região plantar do 3º dedo							
H.13	Região plantar do 5º dedo							
H.14	Região plantar do 1º metatarso							
H.15	Região plantar do 3º metatarso							
H.16	Região plantar do 5º metatarso							
H.17	Região medial da face plantar do pé							
H.18	Região médio-lateral da face plantar do pé							
H.19	Calcâneo							
H.20	Região interfalangiana entre o 1º e 2º dedo							

SEÇÃO D – PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS

Domínio do tempo	
D.1 Deslocamento da oscilação total [DOT] do CP	
D.2 Área de oscilação do CP [AREA]	

SEÇÃO E – DURAÇÃO DA PASSADA

Tempo de contato dos pés		
E.1 Pé direito		
E.2 Pé esquerdo		

SEÇÃO F – FUNCIONALIDADE

F1. 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 mãos 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 segurança 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

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

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

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

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

Instruções: (DEMOSTRAR 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

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

F2. SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY (SPPB)

Avaliação do desempenho físico de membros inferiores

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).

$\geq 10''$ **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).

$\geq 10''$ **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).

$3'' \geq e \leq 9''.99$ **1** ponto

$\geq 10''$ **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

$3.62'' \geq e \leq 4.65''$ **3** pontos

$4.66'' \geq e \leq 6.52''$ **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 G – FORÇA MUSCULAR

G.1 FORÇA DE PREENSÃO MANUAL (FPM)

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:

COMPLETOU O TESTE: |____|____|____| kg

SEGUNDA VEZ:

COMPLETOU O TESTE: |____|____|____| kg

G.2 TESTE DE LEVANTAR E SENTAR DA CADEIRA

Agora, mantendo os braços cruzados sobre o peito, quero que o(a) Sr(a) se levante da cadeira, o mais rapidamente possível, cinco vezes sem fazer nenhuma pausa. Cada vez que o(a) Sr(a) conseguir ficar em pé, sente-se de novo e, levante-se novamente (60 segundos).

() realizou o teste em: segundos |_____|_____|

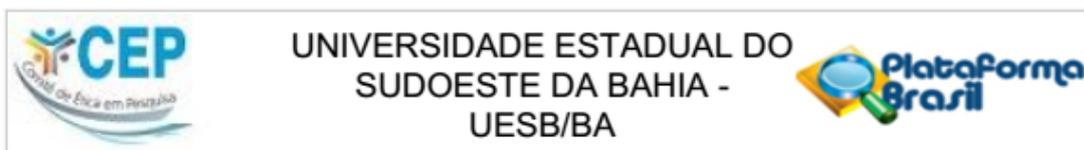
G.3 FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO (FRS) SOBRE A PLATAFORMA DE FORÇA

Agora, mantendo os braços cruzados sobre o peito, quero que o(a) Sr(a) se levante da cadeira (~43 cm), o mais rapidamente possível com os pés sobre a plataforma de força. Cada vez que o(a) Sr(a) conseguir ficar em pé, sente-se de novo e, levante-se novamente (60 segundos).

Os dados colhidos pela software da plataforma serão baixados em planilha do Excel.

ANEXOS

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITOS DO TREINAMENTO PROPRIOCEPTIVO E TREINAMENTO DE ALTA INTENSIDADE INTERVALADO NAS RESPOSTAS CLÍNICAS DE IDOSOS: ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Pesquisador: Ludmila Schettino Ribeiro de Paula

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 27713519.2.0000.0055

Instituição Proponente: Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia - UESB

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

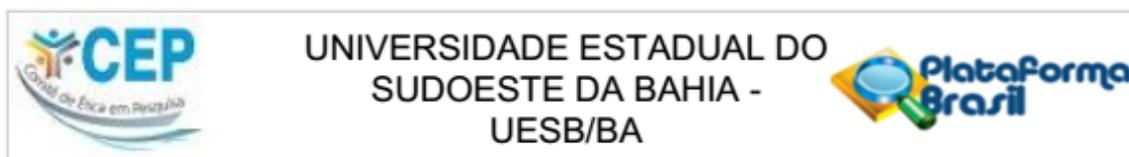
DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.932.381

Apresentação do Projeto:

“ Ensaio clínico controlado randomizado que será realizado no centro de treinamento arena esparta, situado no município de Jequié-BA, onde serão utilizados os consultórios e ginásios para avaliações e desenvolvimento dos treinamentos proprioceptivos propostos. Serão convidadas a participar do estudo 45 idosas pertencentes aos Grupos de Convivência da Terceira Idade, localizados no bairro Jequezinho, Jequié/BA. Serão considerados critérios de inclusão: idade entre 60 e 79 anos, não estar participando de programas de treinamento físico regular, ausência de déficit cognitivo, ausência de acometimento por doenças cardiovasculares limitantes para a prática de exercícios, ausência de acuidade visual ou auditiva gravemente diminuídas e incapacitantes, ausência de amputações ou lesões cutâneas nos pés, deambulação independente e locomoção sem dispositivos auxiliares, como também ausência de diagnóstico de doença neurológica que afete o padrão de marcha. Serão consideradas somente as idosas que não praticaram atividade física (orientada e regular) nos últimos três meses ou aquelas que praticam alguma atividade com duração menor que 150 minutos semanais. Após seleção da amostra, será realizada a alocação das idosas em cada grupo experimental (treinamento convencional; treinamento com realidade virtual). Os exercícios intervalados de alta intensidade (High intensity interval training - HIIT) de forma randômica. Para a realização do estudo será utilizado um questionário composto por nove blocos de informações, dispostos a seguir: informações sociodemográficas; antropométricas e 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:** cepjq@uesb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.932.381

saúde; relacionadas às respostas sensoriais; funcionais; relacionadas ao medo de cair; avaliação dos sintomas depressivos; informações relacionadas às habilidades cognitivas; adesão ao treinamento; controle autônomo do coração."

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo da Pesquisa:

- Avaliar os efeitos do treinamento proprioceptivo convencional, treinamento com realidade virtual e treinamento de alta intensidade intervalado sobre as respostas clínicas de idosos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

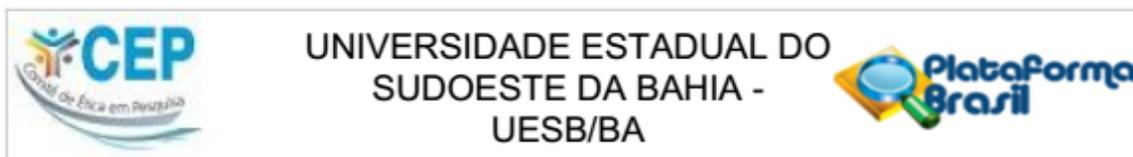
Riscos:

Possíveis incômodos durante a coleta são relacionados a desconforto muscular (dor muscular) após o exercício, mas que cessa ao longo das primeiras 48 horas após o exercício. Existirão alguns riscos como possibilidade de ocorrer de quedas, desconforto durante a realização das atividades, mal-estar, tontura, aumento de pressão arterial e dor muscular que serão minimizados pela estrutura e ambiente controlados, com temperaturas amenas, chão sem desníveis além das observação e vigilâncias dos pesquisadores que estarão atentos a todo momento. Caso ocorra alguma intercorrência durante a pesquisa prestaremos assistência imediata com apoio dos profissionais de saúde (enfermeiro e/ou fisioterapeuta) que estarão presentes durante todas as coletas. Caso necessitar de assistência médica, será providenciado a ambulância de imediato. Se você sentir constrangimento em qualquer momento da pesquisa, desde a avaliação à realização do exercício, é importante salientar que a sua participação é voluntária e não obrigatória, ou seja, o senhor tem o direito de não contribuir ou até de desistir, se quiser.

Benefícios

O presente estudo possibilitará a avaliação da sensibilidade do pé, do equilíbrio e da mobilidade de idosos com diabetes, 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 três tipos de exercícios, possibilitando, dessa forma, verificar a importância dessas atividades para as condições de saúde apresentadas pelos idosos, assim como buscar melhorar a qualidade de vida dessa população.

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:** cepjq@uesb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.932.381

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto de Pesquisa apresentado ao Programa de Pós-graduação em Enfermagem e Saúde

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Autorização para Coleta de dados OK

Cronograma OK

Declaração de Compromissos OK

Declaração de Pesquisadores OK

Folha de Rosto OK

Orçamento - OK

Projeto Detalhado OK

TCLE - OK

Recomendações:

Durante a execução do projeto e ao seu final, anexar na Plataforma Brasil os respectivos relatórios parciais e final, de acordo com o que consta na Resolução CNS 466/12 (itens II.19, II.20, XI.2, alínea d) e Resolução CNS 510/16 (artigo 28, inciso V).

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

No documento intitulado "TCLE", submetido em 18/02/2020 os pesquisadores atenderam as seguintes solicitações deste Cep, conforme parecer N° 3.845.696 de 18/02/2020:

Acrescentaram no TCLE a informação sobre o direito que cada participante da pesquisa tem assegurado de ser indenizado em caso de danos decorrentes da pesquisa.

Considerações Finais a critério do CEP:

Em reunião ordinária remota de 24/03/2020, a plenária deste CEP/UESB aprova o parecer do relator.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1458841.pdf	18/02/2020 18:01:18		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de	TCLE.docx	18/02/2020 18:00:46	Alinne Alves Oliveira	Aceito

Endereço: Avenida José Moreira Sobrinho, s/n

Bairro: Jequeizinho

CEP: 45.206-510

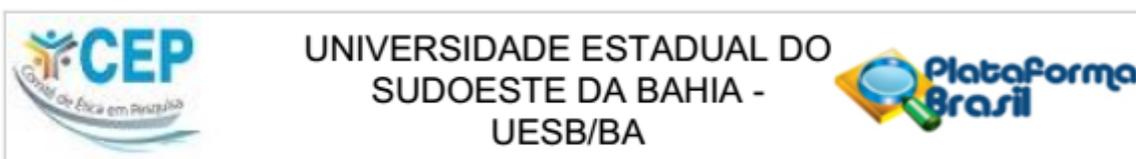
UF: BA

Município: JEQUIE

Telefone: (73)3528-9727

Fax: (73)3525-6683

E-mail: cepjq@uesb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.932.381

Ausência	TCLE.docx	18/02/2020 18:00:46	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.docx	04/02/2020 11:48:17	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Folha de Rosto	folharosto.pdf	05/12/2019 14:02:28	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Outros	Compromisso.docx	04/12/2019 08:49:44	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	autorizacaolocaldacoleta.doc	24/10/2019 14:11:14	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Cronograma	cronograma.docx	24/10/2019 14:10:36	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Orçamento	orcamento.docx	24/10/2019 14:09:30	Alinne Alves Oliveira	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracoes_autores.doc	24/10/2019 11:16:24	Ludmila Schettino Ribeiro de Paula	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JEQUIE, 24 de Março de 2020

Assinado por:
Douglas Leonardo Gomes Filho
(Coordenador(a))

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:** cepjq@uesb.edu.br

ANEXO 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.

Prezada Senhora,

Nós, Cláudio Henrique Meira Mascarenhas e Claudineia Matos de Araújo, Profs. Ms. do Departamento de Saúde 1 da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB e Ludmila Schettino Ribeiro de Paula, Profa. Ms. 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 do treinamento proprioceptivo e treinamento de alta intensidade intervalado nas respostas clínicas de idosos: ensaio clínico randomizado”.

O presente estudo possibilitará a avaliação da sensibilidade do pé, distribuição da pressão plantar durante a passada, equilíbrio, mobilidade e força, o que permitirá, dessa forma, conhecer as condições de saúde e a necessidade de tratamento das idosas. Além disso, este estudo tem como proposta submeter as participantes a três protocolos de exercícios, possibilitando assim, verificar a importância dessas atividades para as condições de saúde apresentadas pelos idosos, bem como buscar melhorar a qualidade de vida dessa população.

Ao concordar com a participação no estudo, a Senhora deverá estar à disposição para realizar, inicialmente, às avaliações onde serão coletados os dados pessoais, sociodemográficos e clínicos. Além disso, serão avaliadas a sensibilidade do pé, a distribuição da pressão do pé durante a passada, o equilíbrio, a mobilidade e a força. Posteriormente, os participantes serão divididos em três grupos, sendo que o Grupo 1 realizará exercícios com bolas, colchonetes e pranchas de equilíbrio; o Grupo 2 realizará treinamento de alta intensidade intervalado (HIIT) com exercícios calistênicos e o Grupo 3 não realizará nenhum tipo de exercício, mas ao final do estudo, se ficar for verificado o benefício da atividade, por razões éticas, este grupo também realizará exercícios físicos. Os exercícios terão duração de 50 minutos e serão realizados três vezes por semana, num total de 24 sessões.

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 guardados 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 das participantes. No entanto, é possível que aconteçam durante a realização dos exercícios os seguintes desconfortos ou riscos (tontura, alteração da pressão arterial ou dor muscular). Nestes casos, os exercícios serão suspensos imediatamente, e serão oferecidos atendimentos, orientações, avaliações e acompanhamentos à estas participantes, por profissionais de saúde integrantes do projeto, até a melhora dos mesmos.

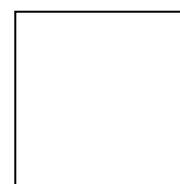
Informamos que não será oferecida nenhuma forma de ressarcimento/indenização aos participantes da pesquisa. Toda a participação é voluntária, não havendo remuneração, nem há penalidade para aqueles que decidirem não participar desse estudo. Ninguém será penalizado se decidir desistir das atividades propostas; ninguém é obrigado a participar da pesquisa e que a recusa não implica nenhum prejuízo para a participante e sua família e que isso não afetará seu tratamento.

Caso a Senhora aceite participar do estudo, deverá assinar duas vias do termo de consentimento livre e esclarecido, sendo que uma será da Senhora 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 do treinamento proprioceptivo e treinamento de alta intensidade intervalado nas respostas clínicas de idosos: ensaio clínico randomizado”, desenvolvido pelos professores Claudio Henrique Meira Mascarenhas, Claudineia Matos de Araújo, Ludmila Schettino Ribeiro de Paula, e Marcos Henrique Fernandes da UESB.

Jequié, Data: __/__/__



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.

Assinatura do Pesquisador

PARA MAIORES INFORMAÇÕES, PODE ENTRAR EM CONTATO COM:

Claudio Henrique Meira Mascarenhas. Fone: (73) 3528-9655. E-mail: claudio12fisio@hotmail.com

Ludmila Schettino Ribeiro de Paula. Fone: (73) 3528-9655. Email: dimila21@gmail.com

Claudineia Matos de Araújo. Fone: (73) 3528-9655. neialis@yahoo.com.br

Marcos Henrique Fernandes. Fone: (73) 3528-9655. E-mail: 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: Jequiezinho; 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 ou cepjq@uesb.edu.br

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM

Eu, _____, autorizo o uso de minha imagem para o estudo intitulado “Efeitos do treinamento proprioceptivo e treinamento de alta intensidade intervalado nas respostas clínicas de idosos: ensaio clínico randomizado”, sendo seu uso restrito para fins didáticos, de pesquisa e divulgação de conhecimento científico, não recebendo para tanto qualquer tipo de remuneração.

Jequié, Data: __/__/__

Assinatura do participante

Assinatura do Pesquisador