

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA

MATHIAS SOSA MACHADO

**EFEITO DO AQUECIMENTO DOS PÉS SOBRE A SENSIBILIDADE TÁTIL DOS
PÉS E CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS COM OBESIDADE**

**Uruguiana
2025**

MATHIAS SOSA MACHADO

**EFEITO DO AQUECIMENTO DOS PÉS SOBRE A SENSIBILIDADE TÁTIL DOS
PÉS E CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS COM OBESIDADE**

Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação Multicêntrico em Ciências Fisiológicas da Universidade Federal do Pampa como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Fisiológicas.

Orientador: Felipe Pivetta Carpes

**Uruguiana
2025**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente com os dados fornecidos pelo(a) autor(a) através do Módulo de Biblioteca do Sistema GURI (Gestão Unificada de Recursos Institucionais).

M149e Machado, Mathias

EFEITO DO AQUECIMENTO DOS PÉS SOBRE A SENSIBILIDADE TÁTIL DOS PÉS E CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS COM OBESIDADE / Mathias Machado.

71 p.

Dissertação (Mestrado)-- Universidade Federal do Pampa, MESTRADO EM CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS, 2025.

"Orientação: Felipe Carpes".

1. Adaptação funcional. 2. Envelhecimento. 3. Biomecânica. 4. Neuromecânica. 5. Controle postural.

I. Título.

MATHIAS SOSA MACHADO

**EFEITO DO AQUECIMENTO DOS PÉS SOBRE A SENSIBILIDADE TÁTIL DOS
PÉS E CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS COM OBESIDADE**

Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação Multicêntrico em Ciências Fisiológicas da Universidade Federal do Pampa, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Fisiológicas.

Dissertação de Mestrado defendida e aprovada em 21/02/2025

Banca examinadora:

Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes
Orientador
UNIPAMPA, RS, Brasil

Prof. Dr. Emmanuel Souza da Rocha
PUC, PR, Brasil

Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira
USP, SP, Brasil

Dedico este trabalho ao colega, amigo e
irmão Luis Emílio da Silva da Rosa.
Eleoàmákeṛe kẹṛe, kẹṛe Ọrun àmákeṛe
Ọriṣà.

AGRADECIMENTO

Ao Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes, pelos anos de orientação, pelos objetivos conquistados e pela incansável dedicação à educação. Uma pessoa ímpar que tive a sorte de receber ensinamentos que ultrapassam as barreiras acadêmicas.

Aos professores Andresa Germano, Daniel Schmidt, André Gustavo de Andrade, Marcos Kunzler, Willian Silva, Carlos de La Fuente e Álvaro Machado, por tornarem o ambiente do laboratório em um espaço construtivo e de alto nível, como deve ser. Cada um teve um papel fundamental no meu crescimento acadêmico, profissional e pessoal. Eu sou imensamente grato por isso.

A todos os colegas do Grupo de Pesquisa em Neuromecânica Aplicada, em especial às colegas Amanda Camponogara, Marieli Paz e Lissandra Gonçalves que formaram uma equipe incansável durante o processo de coleta de dados.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico que possibilitou o desenvolvimento deste estudo.

À Universidade Federal do Pampa que abraça alunos independente de cor, riqueza e gênero. A UNIPAMPA me recebeu de braços abertos e recebeu familiares e amigos que puderam atingir a formação acadêmica plena com professores capacitados.

Ao Babalaô Marcos de Ogum Onira, Babà Adriano Oliveira de Iemanjá e Luciano Guimarães de Ogum Mege que motivaram e apoiaram o caminho pelas encruzilhadas que encontram os bons estudos.

À minha namorada Isadora Calone, uma mulher especial e que me completa.

Aos meus irmãos Álvaro e Mayara que permitiram as trocas mais prazerosas que a vida poderia me oferecer.

Pelo costume de conviver com quem faz do verso o inverso, por fim, agradeço meus pais. Nilvo e Jacqueline são pessoas iluminadas que lutaram e que possibilitaram o meu acesso à educação. Estudar me transformou no que sou hoje e sou grato pelo esforço deles.

“O estímulo adequado não pode se definir em si e independente do organismo; não é uma realidade física, é uma realidade fisiológica ou biológica. O que desencadeia necessariamente certa resposta reflexa, não é um agente físico-químico, é certa forma de excitação da qual o agente físico-químico é a ocasião antes que a causa”.

– Maurice Merleau-Ponty

RESUMO

A postura em pé depende da integração de informações sensoriais, sendo essencial para promover independência em idosos. No entanto, o envelhecimento está associado a déficits no sistema sensório-motor que aumentam os riscos de quedas nessa população. Um desses déficits é a redução da sensibilidade tátil dos pés, que pode ser agravada pela obesidade. As intervenções que aumentem a sensibilidade tátil, como o aquecimento da pele dos pés, podem influenciar positivamente o controle postural. Este estudo investigou se o aquecimento dos pés melhora a sensibilidade tátil e o controle postural em jovens, idosos e idosos obesos. Participaram do estudo 51 adultos, divididos em três grupos: 17 adultos jovens (15 mulheres, média \pm desvio padrão: idade $40,29 \pm 3,63$ anos, índice de massa corporal, IMC, $24,95 \pm 2,45$ kg/m²), 17 idosos não obesos (12 mulheres, $72,71 \pm 6,36$ anos, IMC $25,09 \pm 2,84$ kg/m²) e 17 idosos obesos (13 mulheres, $69,59 \pm 7,19$ anos, IMC $32,65 \pm 6,31$ kg/m²) que participaram de uma avaliação do controle postural e da sensibilidade tátil do pé antes e após um protocolo de aquecimento dos pés em ~ 6 °C por radiação infravermelho. O controle postural foi avaliado pelo deslocamento do centro de pressão (CoP) com uma plataforma de força durante a postura em pé com os pés em posição natural (pés lado a lado) e posição semi-tandem (pé não preferido parcialmente à frente). A sensibilidade tátil de 17 regiões no pé direito foi avaliada com monofilamentos Semmes-Weinstein. O aquecimento aumentou a sensibilidade dos pés nos três grupos, principalmente na planta do pé e tornozelo dos idosos com obesidade. Nestes participantes, a velocidade do CoP na postura semi-tandem foi menor após o aquecimento. Em conclusão, observamos que idosos com obesidade se beneficiam mais de uma intervenção que melhora a sensibilidade tátil e parecem lidar melhor com o controle da postura em uma condição de postura mais desafiadora. Estudos futuros devem esclarecer os mecanismos envolvidos nesses resultados bem como as respostas para condições de perturbações da postura em que respostas antecipatórias e reativas são fundamentais para reduzir o risco de quedas.

Palavras-Chave: Adaptação funcional; Envelhecimento; Pé; Biomecânica; Neuromecânica; Controle Postural.

ABSTRACT

Standing posture relies on the integration of sensory information and is essential for promoting independence in older adults. However, aging is associated with deficits in the sensory-motor system, increasing the risk of falls in this population. One such deficit is the reduction in foot tactile sensitivity, which may be exacerbated by obesity. Interventions that enhance tactile sensitivity, such as warming the skin of the feet, may positively influence postural control. This study investigated whether foot warming improves tactile sensitivity and postural control in young adults, older adults, and obese older adults. A total of 51 adults participated in the study, divided into three groups: 17 middle-aged adults (15 women, mean \pm standard deviation: age 40.29 ± 3.63 years, body mass index, BMI, 24.95 ± 2.45 kg/m²), 17 non-obese older adults (12 women, 72.71 ± 6.36 years, BMI 25.09 ± 2.84 kg/m²), and 17 obese older adults (13 women, 69.59 ± 7.19 years, BMI 32.65 ± 6.31 kg/m²). Participants underwent an assessment of postural control and foot tactile sensitivity before and after a foot-warming protocol ($\sim 6^\circ\text{C}$ increase) using infrared radiation. Postural control was assessed via center of pressure (CoP) displacement using a force platform during standing posture in a natural foot position (feet side by side) and a semi-tandem position (non-preferred foot partially forward). Tactile sensitivity in 17 regions of the right foot was evaluated using Semmes-Weinstein monofilaments. Foot warming increased tactile sensitivity in all three groups, particularly in the plantar region and ankle of obese older adults. In these participants, CoP velocity in the semi-tandem posture was lower after warming. In conclusion, obese older adults benefited the most from an intervention that enhances tactile sensitivity and appeared to manage postural control better in a more challenging stance condition. Future studies should further investigate the mechanisms underlying these results, as well as responses to postural perturbations where anticipatory and reactive responses are crucial for reducing fall risk.

Keywords: Functional adaptation; Aging; Foot; Biomechanics; Neuromechanics; Postural control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Desenho experimental	31
Figura 2 – Medida demi-span.....	32
Figura 3 – Regiões em que a temperatura foi avaliada.....	33
Figura 4 – Regiões em que a sensibilidade tátil foi avaliada.....	35
Figura 5 – Esquema de representação da coleta de dados do CoP	37
Figura 6 – Protocolo de aquecimento.....	39
Figura 7 – Resultados de sensibilidade.....	44
Figura 8 – Respostas individuais do CoP aos protocolos de aquecimento em adultos	48
Figura 9 – Respostas individuais do CoP aos protocolos de aquecimento em idosos	49
Figura 10 – Respostas individuais do CoP aos protocolos de aquecimento em idosos com obesidade	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Regiões anatômicas da avaliação tátil	35
Tabela 2 – Caracterização dos grupos.....	41
Tabela 3 – Dados sobre temperatura dos pés antes e após aquecimento	42
Tabela 4 – Resultados das avaliações do controle postural durante a condição natural e semi-tandem.....	47

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 ESTRATÉGIAS DE BUSCA E INCLUSÃO DOS ARTIGOS	17
2.2 ENVELHECIMENTO E OBESIDADE	17
2.3 CONTROLE POSTURAL.....	19
2.4 SENSIBILIDADE TÁTIL.....	22
2.5 RELAÇÕES DA SENSIBILIDADE TÁTIL E CONTROLE POSTURAL.....	24
2.6 ANÁLISE CRÍTICA DA LITERATURA	26
3 OBJETIVOS.....	28
3.1 OBJETIVO GERAL.....	28
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	28
4.1 PARTICIPANTES E DESENHO EXPERIMENTAL	29
4.1 ANAMNESE E MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS	30
4.2 TEMPERATURA.....	32
4.3 SENSIBILIDADE TÁTIL.....	33
4.4 CONTROLE POSTURAL.....	35
4.5 PROTOCOLO DE AQUECIMENTO	37
4.6 ANÁLISES ESTATÍSTICAS	39
5 RESULTADOS.....	40
5.1 DADOS DEMOGRÁFICOS.....	40
5.2 TEMPERATURA DOS PÉS.....	40

5.3 SENSIBILIDADE TÁTIL.....	41
5.4 CONTROLE POSTURAL.....	44
6 DISCUSSÃO	48
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	56
REFERÊNCIAS.....	56

1 INTRODUÇÃO

A população mundial com mais de 65 anos está aumentando em número e percentagem nos últimos anos, com estimativas de 40% de crescimento até 2030 e de duplicar até 2050 (OMS, 2025). Esse crescimento possui impactos diversos, que envolvem desde a necessidade de um maior número de profissionais de saúde habilitados para acompanhar as necessidades desta população (OMS, 2015), assim como o desenvolvimento de tecnologias para melhorar a qualidade de vida (TRACY L. MITZNER, 2009), o estabelecimento de políticas públicas de saúde (YIHENEW *et al.*, 2024), e intervenções clínicas que ajudem melhorar a qualidade de vida (DAUTZENBERG *et al.*, 2021) e assim reduzir o impacto do aumento da população idosa nos serviços de saúde (PRINCE *et al.*, 2015).

O processo de envelhecimento envolve uma série de adaptações associadas a diversas deteriorações de funções fisiológicas (ROSE *et al.*, 2012). Por isso, idosos são propensos a experienciar importantes dificuldades funcionais, que envolvem pior capacidade auditiva, aumento de problemas de visão, doenças osteoarticulares e musculares como osteoartrite e sarcopenia, doença pulmonar obstrutiva crônica, depressão, demência e complicações metabólicas (HA *et al.*, 2021). Entre as comorbidades desenvolvidas durante o envelhecimento, a obesidade é uma condição comum que geralmente está associada a pior desempenho em tarefas motoras (TAM *et al.*, 2020). Uma das tarefas motoras mais importantes para a independência de uma pessoa idosa é a capacidade de manter a postura em pé sem auxílio. A manutenção da postura em pé consiste na projeção vertical do centro de gravidade corporal permanecer dentro da base de apoio dos pés (WINTER, 1995), e para atingir esse objetivo é necessário um sistema que é capaz de gerar processamento de aferências sensoriais que resultem em múltiplas integrações e respostas motoras (INGLIS *et al.*, 1994). Todo esse processo envolve um contínuo processamento de informações sensoriais que participam de aspectos antecipatórios e compensatórios no controle postural e afetam de maneira importante a capacidade de lidar com perturbações ou posturas desafiadoras (PERRY *et al.*, 2000).

Para responder às perturbações posturais os receptores periféricos identificam as oscilações corporais e respondem aos estímulos do ambiente. As células nervosas especializadas que estão presentes nos músculos, ligamentos e tendões compõem o sistema proprioceptivo, um sistema responsável pela orientação dos segmentos

corporais no espaço (GUYTON; HALL, 2006). Da mesma forma, os receptores da pele, como os mecanorreceptores, captam sensações de estímulos táteis e enviam estas informações sensoriais ao sistema nervoso central (WINTER *et al.*, 1990). Quando se considera tarefas de locomoção e manutenção de posturas, os mecanorreceptores são frequentemente considerados como importante via de entrada de informações do ambiente e para além disso, no caso dos pés, órgãos com importantes funções para ajudar a prevenir lesões (BANDYK, 2018). O limiar de percepção de mecanorreceptores ajuda a construir o conceito de sensibilidade da pele, que tem sido investigada quanto a sua contribuição para o controle postural (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 1998). Nas últimas décadas, investigações histológicas permitiram que testes de sensibilidade da pele sejam amplamente realizados em contexto clínico e de pesquisa, em indivíduos saudáveis e para diagnóstico de comorbidades (JOHANSSON; VALLBO, 1979).

Em idosos e idosos com obesidade mórbida, a menor capacidade de perceber estímulos táteis pela pele tem relação com deficiências neurológicas periféricas e pior controle postural (BUENO *et al.*, 2021b). Considerando que seja uma doença complexa e multifatorial, três fatores estão envolvidos na obesidade e tem impacto sobre o controle postural em relação à sensibilidade dos pés: (1) A menor ação dos mecanorreceptores é agravada pela sobrecarga excessiva e contínua nas articulações do tornozelo e pé, fazendo com que os limiares de percepção aumentem por um fenômeno de adaptação sensorial, o que confere ao aumento de massa pela obesidade um fator determinante para a condição de menor sensibilidade tátil (HANDRIGAN *et al.*, 2012, 2012; TEASDALE *et al.*, 2013); (2) Os idosos obesos têm maiores chances de desenvolver doenças vasculares periféricas, uma condição em que o fluxo sanguíneo periférico é reduzido (LIMBERG *et al.*, 2016) prejudicando o funcionamento de neurônios periféricos (KANDEL *et al.*, 2000). Desse modo, os mecanorreceptores dependem de um ambiente metabólico adequado, incluindo suprimento sanguíneo, para manter sua função. Ainda relacionado à sensibilidade tátil e vasos sanguíneos, a temperatura da pele também é um fator que influencia a ação dos mecanorreceptores (SCHLEE *et al.*, 2009). Estudos anteriores demonstraram que a excitabilidade da membrana das células dos mecanorreceptores são influenciados pela variação da temperatura da pele (INMAN; PERUZZI, 1961) e considerando que menor fluxo sanguíneo nas periferias diminui a temperatura corporal, é possível que obesos normalmente experienciem baixas temperaturas nas extremidades e afete

seus limiares táteis. O fator (3) está envolvido em alterações adaptativas em propriedades da pele que, diferente das calosidades de jovens, afetam negativamente o acesso aos mecanorreceptores, tais como o desenvolvimento de grossura (FARAGE *et al.*, 2013), desidratação (CHOI *et al.*, 2013) e menor elasticidade (RYU *et al.*, 2008) da pele que, combinados, resultam em aumento dos limiares táteis, ou seja, diminuição da sensibilidade tátil.

Intervenções sensoriais envolvendo a sensibilidade tátil tem sido desenvolvida pela constatação da contribuição dos mecanorreceptores para a modulação de controle de movimentos. O resfriamento da pele e anestesia de tornozelos, por exemplo, tem impacto negativo sobre o limiar de percepção vibrotátil e controle postural quase estático (GERMANO *et al.*, 2016; SCHLEE *et al.*, 2009). Por outro lado, o aquecimento ativo e passivo da pele, entre 5 e 6°C, aumenta a sensibilidade em comparação ao observado em condição basal da temperatura da pele (SCHLEE *et al.*, 2009). Em adultos e idosos, aquecer a pele dos pés promove melhorias na sensibilidade tátil dos pés, mas com efeitos bastante variáveis no controle postural (MACHADO *et al.*, 2022, 2023). Contudo, a pergunta que surge é como uma intervenção que melhora a sensibilidade tátil pode também alterar o controle postural não em pessoas que não tenham significativo déficit de controle postural, mas sim em pessoas que vivam com uma condição que acometa diferentes componentes da estabilidade, como o caso do envelhecimento, associado com a obesidade e com déficits de sensibilidade tátil.

Para abordar essa pergunta, o objetivo do nosso estudo é investigar se o aquecimento dos pés de idosos com obesidade pode afetar a sensibilidade tátil dos pés e melhorar o controle postural. Nossa hipótese é que o aquecimento da região dos pés e tornozelos melhora a sensibilidade tátil e o controle postural, principalmente em idosos obesos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Estratégias de busca e inclusão dos artigos

Neste capítulo de revisão da literatura temos como objetivo resgatar conceitos básicos referentes aos temas que esse estudo envolve, bem como reportar algumas das evidências mais atuais na temática da investigação e que embasam nossa discussão dos resultados. Os conceitos fundamentais foram revisados em obras de referência que incluem livros, capítulos de livros e artigos de revisão ou originais. As evidências mais atuais no tema foram buscadas e avaliadas com base em buscas feitas na plataforma Pubmed, que é um banco de dados gratuito que inclui principalmente a base de dados MEDLINE, contendo referências e resumos sobre ciências da vida e temas biomédicos. A busca foi realizada entre 2024 e 2025. Essa busca foi feita considerando as palavras-chaves: *Center of pressure, Falls, Neuromechanics, Posture, Proprioception, Skin sensitivy, Elderly, Obese, Balance e Biomechanics*, para que a partir da lista de artigos obtidas, aquelas publicações que fossem constituídas por estudos observacionais, experimentais e de revisão sistemática, e que participantes fossem crianças, jovens adultos, idosos e obesos fossem incluídos. Os estudos publicados entre 1975 e 2025 foram selecionados e considerados para esse capítulo de revisão narrativa.

2.2 Envelhecimento e obesidade

A Assembleia Geral das Nações Unidas (ONU) proclamou a Década de 2021 a 2030 como a Década do Envelhecimento Saudável. Os idosos são mais de 13% da população brasileira e em 2050 poderão chegar a 30%. Neste contexto, há uma estimativa considerando que 8% da população com 65 anos ou mais em 2020 dobre até 2050 e possa ser mais que 30% até o final do século, o que indica um crescimento rápido e inédito no número de idosos (OMS; AGNU, 2020). A iniciativa da ONU visa construir uma sociedade saudável para todas as idades, com base em estratégias políticas com metas de desenvolvimento sustentável a partir de 2020 até 2030. A Organização Mundial Da Saúde (OMS) busca garantir que todos os países estejam preparados para os desafios em garantir que seus sistemas de saúde estejam aptos para lidar com essa mudança demográfica global.

O envelhecimento é acompanhado por um declínio natural de múltiplos sistemas que estão envolvidos na produção e regulação de movimentos, como por exemplo a perda de fibras musculares do tipo II (NILWIK *et al.*, 2013), redução na capacidade de produção de força (THOMPSON *et al.*, 2014), menor resistência muscular (LIU; LATHAM, 2009) e menor coordenação (MATTAY *et al.*, 2002). Além dos acometimentos musculoesqueléticos, as disfunções fisiológicas promovida pelo envelhecimento podem envolver demência, depressão, diabetes, audição prejudicada, ametropia, doenças vasculares, pulmonares e síndromes metabólicas ligadas ao sobrepeso e obesidade (ALVIS; HUGHES, 2015). Quando essas disfunções são combinadas, um impacto negativo sobre a autonomia e capacidade funcional de realizar atividades diárias nessa população é gerada.

O desequilíbrio entre quantia de massa muscular e depósito de gordura dispõe idosos a desenvolverem condições de sobrepeso e obesidade. O sobrepeso é o depósito excessivo de gordura, enquanto a obesidade pode ser entendida como uma doença crônica e complexa, que além do depósito excessivo de gordura, tem envolvimento no desenvolvimento de complicações multifatoriais que afetam a saúde do corpo humano. As mudanças metabólicas e hormonais, combinadas ao estilo de vida sedentário, agravam o quadro de obesidade, o que tem sido chamado nas últimas décadas de “*adipaging*”, combinando termos em inglês “*adipose*” (tecido adiposo) e “*ageing*” (envelhecimento) (PÉREZ *et al.*, 2016). A ligação entre os termos vem de estudos que evidenciam como o envelhecimento e a obesidade estão relacionados por compartilharem fenótipos deficientes semelhantes, como pelo depósito de tecido adiposo disfuncional. O acúmulo de tecido adiposo disfuncional promove a hipoexpressão de Sirtuína 1, enzima que contribui para a regulação celular, e que explica uma tendência de ligação natural entre o envelhecimento e a obesidade (KWON *et al.*, 2017).

Um dos problemas graves de idosos e idosos obesos são as taxas de mortalidade por quedas. Em situações em que o envelhecimento é acompanhado pela obesidade, tarefas como controlar a postura passam a ser desafiadoras pela exigência de sistemas fisiológicos que estão deteriorados. O controle postural de idosos obesos é marcado por reduções na capacidade da produção de força dos membros inferiores exigida para suportar a quantia de massa corporal aumentada (NERI *et al.*, 2020) e qualidade e quantidade de disposição de informações aferentes periféricas (WU; MADIGAN, 2014a). Desconsiderando as particularidades socioculturais, as

estimativas indicam que aproximadamente 30% idosos com mais de 65 anos e 50% com mais de 85 anos terão quedas em cada ano (O'LOUGHLIN *et al.*, 1993). As quedas de idosos obesos estão ligadas a múltiplos fatores de riscos que podem ser categorizados como intrínsecos e extrínsecos (CLOSE *et al.*, 2005): os fatores intrínsecos dizem a respeito da desorganização do funcionamento padrão dos sistemas sensoriais, menor mobilidade e sarcopenia e os fatores extrínsecos se relacionam ao ambiente e condição socioeconômica.

2.3 Controle postural

Manter a postura ereta é um processo complexo que requer a integração de vários sistemas fisiológicos para manter tanto o suporte das forças gravitacionais e do corpo quanto o controle motor de forma contínua e adaptativa. Do ponto de vista da neuromecânica humana, a postura ereta bípede é alcançada por mecanismos de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios que geram torques corretivos com base nas oscilações do corpo, detectado principalmente pelos sistemas sensoriais (HORSTMANN; DIETZ, 1990). Em situações em que o controle postural é preservado e tem adequada capacidade, as integrações multissensoriais das aferências provenientes do sistema visual, vestibular, proprioceptivo e somatossensorial entram em *loop* nas regiões corticais e subcorticais do centro integrativo (GUARDADO; SERGENT, 2025). As informações sensoriais são captadas por órgãos receptores pelo sistema nervoso periférico e processadas no córtex primário sensorial e regiões subcorticais, como o sulco temporal superior, e regiões motoras subcorticais, como o tálamo (KANDEL *et al.*, 2000) Essa rede neural recebe informações aferentes que são moduladas e convertidas em impulsos elétricos por vias motoras através do recrutamento muscular. A ativação de diferentes grupos musculares é gerada de modo coordenado com o objetivo de evitar movimentos indesejados dos segmentos no espaço. Considerando o corpo inteiro, esta função sensório-motora gera padrões automatizados de ativação muscular que tem o objetivo de controlar o centro de massa (CoM) dentro da base de apoio dos pés e evitar riscos de desequilíbrio do corpo sobre o apoio dos pés. Em resumo, uma retroalimentação de estímulos percebidos e respostas motoras executadas permite a manutenção da postura em pé, que pode ser representado pelo controle do CoM e centro de pressão (CoP) do corpo (WINTER, 1995).

O CoM e CoP são variáveis de extrema importância no contexto da análise do movimento do corpo durante a manutenção da postura. O CoM é um ponto que representa a massa total de um corpo no espaço (WINTER, 1990), o que permite identificar movimentos de um corpo a partir de um ponto de referência. O CoP é, da mesma maneira que o CoM um ponto de referência virtual, mas que representa a projeção das forças do corpo sob o solo. O CoM e CoP são independentes entre si, mas ajudam a indicar a localização e comportamento de um corpo no espaço. Para evitar movimentos corporais indesejados, algumas estratégias biomecânicas, como as estratégias de quadril e tornozelo (WINTER, 1995) auxiliam no controle da aceleração horizontal do CoM através do controle do CoP dentro da base de apoio na postura bípede. As estratégias posturais são envolvidas pelo recrutamento de fibras intrafusais dos músculos que enviam informações de alongamento muscular através das fibras sensoriais do tipo Ia, onde são moduladas por interneurônios no SNC gerando inibição de músculos antagonistas e promovendo respostas eferentes precisas para a ativação muscular agonista. Considerando a articulação do tornozelo, essa estratégia proprioceptiva acontece quando o CoM está deslocado no sentido anteroposterior e a ação neuromuscular de plantiflexores e dorsiflexores corrigem a posição do CoP para contrabalancear a aceleração do CoM (WINTER, 1995). Desse modo, o CoP passa a ser uma referência que possibilita um método de inferência sobre o controle da postura (BRAUER *et al.*, 2000).

A capacidade de manter a postura em pé pode ser mensurada por métodos simples ou por ferramentas tecnológicas sofisticadas, incluindo cronômetros, escalas, câmeras ou plataformas especializadas. Algumas das medidas mais simples e acessíveis são as escalas, como a Escala de Equilíbrio de Berg (BERG *et al.*, 1992), o Índice de Marcha Dinâmica (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2001), o Teste de Romberg (ROMBERG, 2009), o Teste de Sentar e levantar Cinco Vezes (CSUKA; MCCARTY, 1985) e o Teste de Alcance Funcional (DUNCAN *et al.*, 1990). Os testes com escalas, questionários e uso de poucos recursos tecnológicos permitem rápida mensuração, pouco gasto e alta confiabilidade das medidas, mas podem não serem suficientes para identificar o tipo de déficit postural e podem não estar relacionados a riscos de quedas. Todavia, as mensurações do controle postural com ferramentas tecnológicas sofisticadas permitem maior precisão de medida (MANCINI; HORAK, 2010).

O uso de tecnologia computadorizada permite monitoramento preciso de déficits posturais, ao contrário dos testes clínicos mais simples, os parâmetros da plataforma podem ser precisamente monitorados pelo examinador, por exemplo, a velocidade de deslocamento do CoP, a área percorrida pelo CoP e as amplitudes dos deslocamentos do CoP (VISSER *et al.*, 2008), mas mesmo que sejam eficientemente mais precisas para avaliações e diagnóstico, exigem maior custo. A posturografia é a técnica utilizada para uma análise quantitativa da oscilação do corpo ou uma variável associada. Esta análise pode envolver tarefas dinâmicas ou protocolos de postura quase-estática, termo utilizado para se referir às avaliações na posição quieta em pé, mas que ainda considera pequenos movimentos de ajuste postural pelas ações reflexas (CHOW *et al.*, 1999).

Pela combinação de fatores que contribuem para um desempenho postural prejudicado, estudos clássicos, como o de Brocklehurst em 1982, foram percussores ao demonstrar características que afetam o controle postural de idosos (BROCKLEHURST *et al.*, 1982). Está bem estabelecido como idosos apresentam maior oscilação do CoP em tarefas estáticas e dinâmicas em comparação a jovens, o que indica um pior controle postural. Além de idosos sedentários os idosos ativos também apresentam maior deslocamento da amplitude mediolateral e maior velocidade do CoP que jovens em tarefas bipodais simples e tarefas mais desafiadoras, como em situações em que a posição de apoio dos pés é modificada (MAGALHÃES *et al.*, 2022). Em estudos induzindo perturbações posturais, como ajustando a posição dos pés em semi-tandem, ou ficar em pé com olhos fechados, os idosos apresentam maior velocidade do CoP que jovens (TAVARES *et al.*, 2019). Esses resultados explicam na prática como as adaptações durante o envelhecimento afetam a capacidade funcional e a eficiência de sistemas que contribuem para o controle postural. Entre as variáveis comumente avaliadas no controle postural de idosos, as medidas de CoP sugerem que a velocidade é uma variável sensível para detectar déficits posturais causados por envelhecimento e doenças neurológicas (ROMAN-LIU, 2018). Em muitos estudos, a velocidade de deslocamento do CoP tem se demonstrado mais relevante por estar associada à exigência da capacidade de controlar o centro de pressão (MASANI *et al.*, 2014), o que pode representar um importante indicador de risco de quedas.

Como déficits posturais são identificados como fatores de risco para quedas, estudos sugerem que a obesidade deve ser considerada como um potencial fator

contribuinte para esse problema. Em estudos com idosos obesos comparados a eutróficos, uma maior oscilação do CoP no sentido anteroposterior e mediolateral durante a condição de olhos abertos e olhos fechados foi reportada (MELZER; ODDSSON, 2016). Isto sugere que, além da vasta gama que envolve as disfunções fisiológicas promovidas pelo envelhecimento e pela obesidade, a massa corporal adicional parece contribuir para déficits posturais. Os idosos obesos também apresentam maiores picos de pressão plantar durante a postura em pé, o que está relacionado a um platô atingido por receptores táteis da planta dos pés (VEDEL; ROLL, 1982), diminuindo a disponibilidade de aferências e indicando disfunções sensoriais periféricos como parte dos déficits posturais de obesos.

2.4 Sensibilidade tátil

A percepção de estímulos mecânicos resultantes do contato da pele com uma superfície acontece principalmente pela ação de mecanorreceptores. A percepção de toque, vibração e pressão acontece pelo caminho dos sinais sensoriais aferentes dos mecanorreceptores para o SNC. Os sinais partem de terminações nervosas periféricas até a entrada na medula espinhal através das raízes dorsais (HORAK *et al.*, 1994). A partir do ponto de entrada, os sinais sensoriais são transportados através da via sistema da coluna dorsal-lemnisco medial. As informações sensoriais dos membros inferiores geralmente passam pelo trato grácil, e as entradas dos membros superiores passam pelo trato cuneiforme da coluna vertebral. O primeiro neurônio faz sinapse com o segundo neurônio no nível da medula oblonga inferior nos núcleos da coluna dorsal. Os neurônios de segunda ordem cruzam para o lado oposto do tronco cerebral e continuam subindo através dos lemniscos mediais até o tálamo. No tálamo, as fibras do lemnisco medial passam pela área de retransmissão sensorial talâmica ou pelo complexo ventrobasal. Do complexo ventrobasal, após outra sinapse, as terceiras fibras nervosas se estendem até o giro pós-central do córtex cerebral, chamado de córtex sensorial primário. O mapeamento da morfologia e da posição dos mecanorreceptores na pele através de microscopia óptica e elétrica permitiu identificar e diferenciar mecanorreceptores encapsulados ou parcialmente encapsulados (PAWSON, 2000). Os mecanorreceptores são inervados por fibras aferentes A β , que pertencem ao grupo II. As fibras A β apresentam um diâmetro de aproximadamente 8 micrômetros com velocidades de condução de 30 a 70 m/s, mais lentos que as fibras A α (por exemplo, as das terminações nervosas no fuso muscular) e mais rápidos que

as fibras A γ , A δ ou C, que estão geralmente relacionadas com as fibras envolvidas nas sensações de dor (GUYTON; HALL, 2006). Quatro mecanorreceptores foram caracterizados e classificados de acordo com sua estrutura e tipo de resposta: os Discos de Merkel, pequenos receptores encapsulados localizados na epiderme e que detectam estímulos de pressão mecânica, são receptores de adaptação lenta com campos receptivos pequenos; Corpúsculos de Ruffini, receptores encapsulados com grandes campos receptivos, situados na derme que percebem estímulos de estiramento e alongamento da pele, são receptores de adaptação lenta com campos receptivos grandes; Corpúsculos de Meissner, pequenos receptores parcialmente encapsulados localizados superficialmente na derme que percebem estímulos de pressão e vibração em baixas frequências são receptores de adaptação rápida com campos receptivos pequenos; e Corpúsculos de Vater-Pacini, grandes receptores encapsulados, encontrados profundamente na derme e que detectam estímulos de pressão e, por estarem presentes em camadas mais profundas da pele, captam estímulos vibratórios em alta frequência, são receptores de adaptação rápida com campos receptivos grandes.

Neuropatologias periféricas, obesidade e envelhecimento afetam a sensibilidade da pele e destacam a importância de ferramentas para mensurar o nível de percepção tátil para diagnósticos clínicos ou pesquisas. As avaliações da sensibilidade da pele podem ser realizadas por diferentes testes, como através do toque da pele em um objeto vibrando na frequência do limiar de percepção vibratória do mecanorreceptor. Dessa forma, também os testes de avaliação podem ser divididos em limiar de percepção vibratória, limiar de desaparecimento de vibração ou testes que combinem as duas técnicas para analisar a função dos corpúsculos de Meissner e Vater-Pacini (HILZ *et al.*, 1998). Além destes testes, alguns testes mais acessíveis e práticos para avaliação da sensibilidade tátil são os testes de discriminação de dois pontos e teste com monofilamentos (BELL-KROTOSKI, 1990). O teste de dois pontos é um exame utilizado para avaliar acuidade perceptiva tátil através da mensuração dos campos receptivos na pele. O teste consiste em tocar a pele com dois pontos simultaneamente e medir a menor distância em que o indivíduo ainda consegue perceber os dois pontos como distintos, e não como um único toque, e testes com monofilamentos são realizados com estesiômetros de nylon de diferentes espessuras que são aplicadas com uma pressão leve e controlada sobre a pele até que o indivíduo perceba o estímulo e reporte verbalmente ao avaliador. O uso de

testes que avaliam a sensibilidade tátil oferece vantagens, como a praticidade de mensuração (SUDA *et al.*, 2021a) e maior capacidade de quantificar distúrbios sensoriais com precisão (FRADE *et al.*, 2021), o que auxilia no monitoramento de doenças e déficits neuromotores principalmente na saúde do idoso.

O envelhecimento é acompanhado por um declínio constante na sensibilidade tátil. Existem diversas alterações fisiológicas que podem explicar essas mudanças na capacidade de percepção ao toque. As alterações estruturais da pele de idosos incluem aumento da rigidez e redução da elasticidade da pele (DALY; ODLAND, 1979). Especialmente no pé, degradações naturais da pele, vias de condução nervosa e conformação dos receptores aumentam com o envelhecimento. A menor densidade e alterações morfológicas dos mecanorreceptores ao longo dos anos acontecem principalmente entre 23 e 90 anos, mas com sinais de resistência nas características estruturais dos corpúsculos de Vater Pacini ao longo dos anos (GARCÍA-PIQUERAS *et al.*, 2019). Em comparação aos jovens, idosos tem menor sensibilidade plantar entre as regiões dos pés. Em geral, a menor sensibilidade existe principalmente na região do retropé, mas considerando as condições de obesidade, a região do hálux, quinto metatarso e calcâneo são comumente associadas a menor sensibilidade (YÜMIN *et al.*, 2016). Além da região plantar, a pele do dorso do pé exerce um papel proprioceptivo fundamental para o controle dos movimentos do tornozelo (DEBENHAM *et al.*, 2022). Em idosos, maiores limiares táteis são encontrados na porção dorsal, lateral e medial do tornozelo (MILDREN *et al.*, 2017) e considerando a percepção pela perspectiva sensório-motora, idosos obesos, com predominância entre mulheres, tem maiores deficiências de sensibilidade tátil (BUENO *et al.*, 2021a).

2.5 Relações da sensibilidade tátil e controle postural

O sistema sensório-motor usa informações de receptores nos ligamentos dos arcos dos pés, cápsulas articulares, músculos intrínsecos e mecanorreceptores cutâneos na superfície plantar para regular as ações motoras (WRIGHT *et al.*, 2012). Clinicamente, sabe-se que a neuropatia sensorial distal nos pés prejudica o controle postural (LI *et al.*, 2019). A relação entre sensibilidade tátil e controle postural está bem estabelecida na literatura (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 1998). As avaliações da sensibilidade e análises de déficits posturais permitem a identificação precoce de doenças, como neuropatias periféricas e Diabetes e auxilia a explorar mecanismos

regulatórios do controle postural, além de abrir caminhos para o desenvolvimento de tecnologias que diminuem os riscos de quedas através da estimulação sensorial.

Para evidenciar as relações entre a sensibilidade da pele dos pés e função neuromecânica, estudos investigaram efeitos da estimulação da pele dos pés sobre o controle postural (GERMANO *et al.*, 2016, 2018). Germano *et al.* 2018 induziram a redução da sensibilidade plantar por resfriamento e resultaram em atrasos no tempo de força máxima de plantiflexão, bem como redução nas amplitudes de gastrocnêmio medial, lateral e sóleo nos testes com eletromiografia. Inversamente ao protocolo de resfriamento cutâneo, a estimulação sensorial por aquecimento da planta do pé e parte do tornozelo promovem melhorias na sensibilidade tátil dos pés e afetam o controle postural de jovens e idosos (MACHADO *et al.*, 2022, 2023). Desconsiderando a temperatura, uma fita adesiva grudada na região do tendão do calcâneo indica que estímulos táteis em tendões de músculos posturais promovem mudanças em estratégias posturais em idosos (LOPES *et al.*, 2014).

O aumento da excursão do CoP em testes de controle postural é relatado em consequência de neuropatias periféricas leves, esclerose espinhal e atrofia da raiz dorsal, que, em resumo, estão envolvidas em interrupção das vias de condução nervosas aferentes (NARDONE *et al.*, 2000). Em obesos, diversos fatores influenciam a capacidade de perceber estímulos do ambiente e prejudicam o controle postural, como maior massa e déficits no recrutamento de mecanorreceptores da pele dos pés (DA ROCHA *et al.*, 2014; WU; MADIGAN, 2014a; YÜMIN *et al.*, 2016). Estudos com obesos e com indivíduos eutróficos, mas que experienciaram massa corporal adicional de 23 kg, mostraram reduções na sensibilidade da pele dos pés e maior excursão do CoP em função do sobrepeso ou massa adicional (WU; MADIGAN, 2014b). Esses resultados sugerem que adaptações podem ser ocorrer nos limiares dos corpúsculos de Vater Pacini e Meissner e mudanças nas características viscoelásticas da pele influenciam a sensibilidade tátil e afetam o controle postural. Nesses casos, os indivíduos que possuem massa corporal adicional dependem de receptores cutâneos dos pés como parte de um mecanismo sensorial essencial para responder ao controle inercial do corpo. Portanto, intervenções sobre a função tátil dos pés passam a ser de extrema importância.

Um fator considerado em alguns estudos é a temperatura dos segmentos. A redução da informação somatossensorial por resfriamento ou bloqueio anestésico local induzida pela anestesia hipóxica dos pés e tornozelos levam à pior sensibilidade

e aumento da excursão do CoP (GERMANO *et al.*, 2018; MEYER *et al.*, 2004). Nesses mesmos experimentos, o processo de reaquecimento, que é o período natural de homeostase após um protocolo de esfriamento dos pés, apresentou redução significativa do CoP, indicando que as temperaturas mais quentes podem gerar respostas positivas sobre a sensibilidade e controle postural. Dessa maneira, protocolos de estimulações sensoriais que promovem aquecimento da pele entre 5-6°C em relação aos valores de temperatura basais foram desenvolvidos e demonstraram reduzir os limiares táteis de mecanorreceptores (SCHLEE *et al.*, 2009). O aquecimento ativo e mecânico através de uma marcha de 30 minutos influencia positivamente a sensibilidade tátil na região do hálux, bem como o aquecimento passivo dos pés por lâmpadas de radiação infravermelho (MACHADO *et al.*, 2022, 2023; SCHMIDT *et al.*, 2016), reduzindo o limiar de percepção tátil e afetando o controle postural de jovens adultos e idosos. O papel da temperatura nesses mecanismos de controle postural ainda traz questões adicionais, até mesmo no que diz respeito a tarefas contínuas, exercício físico, entre outras condições que podem mudar a temperatura corporal (MACHADO *et al.*, 2024).

2.6 Análise crítica da literatura

O controle do deslocamento do centro de massa do corpo humano depende de aspectos mecânicos e fisiológicos que atuam de maneira combinada para prevenir quedas. Estudos publicados a partir dos anos 2000 tem investigado principalmente como aferências provindas da pele dos pés tem papel importante na coordenação de movimentos (PETERKA, 2002). Além do sistema visual (CATHERS *et al.*, 2005), vestibular (KARMALI *et al.*, 2021) e proprioceptivos (JEKA *et al.*, 1997), uma das fontes importantes para a manutenção da postura em pé vem de mecanorreceptores dispostos em diferentes camadas da pele. Muitos desses mecanorreceptores contribuem para a sensibilidade tátil. Nos pés, por exemplo, a sensibilidade tátil auxilia na detecção da aplicação de força no solo e descarga de peso. Porém, durante o envelhecimento natural de humanos, um processo de degradação dos sistemas sensoriais da pele prejudica a capacidade de perceber o ambiente e gerar respostas motoras adequadas. Além do processo gradual de alterações fisiológicas de idosos,

o envelhecimento combinado à comorbidades, como a obesidade, comprometem o mecanismo de feedback do sistema sensorial.

Além do envelhecimento, o aumento da massa corporal pode afetar a funcionalidade do pé. Adaptações na estrutura do pé, mudanças nas propriedades mecânicas dos tecidos e alterações vasculares periféricas podem gerar perturbações na disponibilidade de informações sensoriais para o sistema nervoso central. Em indivíduos obesos, mudanças na conformação dos arcos plantares, distribuição de pressão plantar e menor sensibilidade na planta do pé afetam tarefas posturais dinâmicas (HILLS *et al.*, 2002). A menor capacidade de ação dos mecanorreceptores nos pés é traduzida em menor sensibilidade tátil da pele e pior controle postural. Quando essas alterações e adaptações negativas são somadas, a função biomecânica dos pés e a integridade sensório-motora fica comprometida.

Considerando que os pés têm papel importante nas tarefas do dia a dia, e que durante estas tarefas os pés sofrem variações de temperatura da pele por diferentes calçados ou temperatura de ambientes, estudos sobre os efeitos da variação da temperatura da pele dos pés têm sido abordados (SCHMIDT *et al.*, 2019). As intervenções com aquecimento da pele têm efeito positivo sobre a sensibilidade plantar e controle postural de jovens e idosos que não possuem condições de sobrepeso ou obesidade. Portanto, até o momento de desenvolvimento deste estudo, não encontramos estudo que investigou os efeitos das variações da temperatura da pele, com foco em aquecimento da pele dos pés, sobre a sensibilidade tátil de idosos obesos. Além disso, os estudos anteriores indicam que há relações de idade e da obesidade com o pior controle postural, mas sem investigações sobre respostas posturais após intervenções sensoriais de aquecimento passivo da pele dos pés de idosos obesos e respostas posturais.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Determinar o efeito do aquecimento passivo dos pés sobre a sensibilidade tátil dos pés e controle postural de jovens, idosos não obesos e idosos obesos.

3.2 Objetivos específicos

Determinar se os efeitos do aquecimento passivo dos pés sobre a sensibilidade tátil diferem entre jovens, idosos não obesos e idosos obesos;

Determinar se os efeitos do aquecimento passivo dos pés sobre o controle postural diferem entre jovens, idosos obesos e não obesos;

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Participantes e desenho experimental

Os participantes do estudo foram pessoas do sexo masculino ou feminino, adultos e idosos obesos e não obesos, independentes, sem histórico de quedas a partir de 60 anos e que foram recrutados na comunidade local através da divulgação da pesquisa com folders e cartões digitais. Para participar, os voluntários deveriam ter capacidade de deambular e permanecer em pé de maneira independente, autorrelatar ausência de problemas visuais graves, vestibulares ou lesões nos membros inferiores nos últimos seis meses que pudessem afetar a sua mobilidade, não ter diagnóstico médico de Diabetes, doença de Parkinson ou Alzheimer. Não fazer uso de medicamentos que pudessem influenciar o controle postural e não ter envolvimento em programas de treinamento de atividade física regular nos últimos seis meses.

O tamanho da amostra foi estimado usando o software GPower (GPower 3.1.9.7, Franz Faul, Universität Kiel, Alemanha). O cálculo amostral foi realizado considerando o modelo MANOVA com medidas repedidas entre fatores, com tamanho de efeito de 0.3, poder estatístico de 0.95% e alfa de 0,05, sugerindo a inclusão de 54 participantes. Para antecipar possíveis perdas, 60 participantes foram recrutados. Destes, 9 participantes foram excluídos por apresentar índice de massa corporal classificado como sobrepeso ou obesidade mórbida no dia da avaliação ($n = 5$), não comparecerem no dia e horário agendados ($n = 2$) e por problemas no processamento dos sinais após as coletas de dados ($n = 1$), ou por não atingir o escore de 99 ou superior na escala de Barthel (MAHONEY; BARTHEL, 1965). Desta forma, o estudo incluiu dados de 51 participantes que foram divididos em três grupos: 17 adultos de meia idade, 17 idosos não obesos e 17 idosos obesos. As características dos participantes são apresentadas na tabela 2. Todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aceitando participar do estudo, cujo projeto de pesquisa foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos da instituição local (CAAE 73202423.8.0000.5323).

Para as coletas de dados, os participantes foram instruídos a evitar, nas 24 horas antes do início dos testes, a prática de exercícios físicos moderados ou intensos, longas caminhadas e o uso de calçados novos ou que não estivessem habituados, evitar a aplicação de cremes, loções ou qualquer produto na pele dos pés, e banhos

muito quentes. A estação do ano, temperatura da sala e o horário das avaliações foram semelhantes para todos os participantes. Os indivíduos fizeram uma visita ao laboratório quando responderam a um questionário para a identificação geral e fizeram a assinatura individual do termo de consentimento. Os participantes foram instruídos previamente sobre o uso de roupas confortáveis, mas que não fossem apertadas nas pernas (como calças legging) e nem soltas que pudessem roçar em pés, tornozelos e pernas. O uso de shorts e bermudas foi sugerido. A seguir, passaram por uma coleta de dados antropométricos. Os participantes foram alocados em três grupos distintos e foram submetidos a uma avaliação da sensibilidade tátil do pé e do controle postural antes e após um protocolo de aquecimento passivo dos pés. A organização do estudo é representada na figura 1.

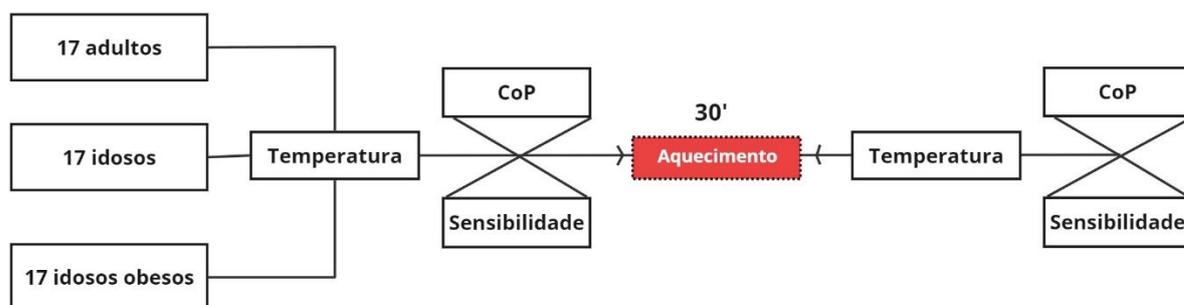


Figura 1. Desenho experimental.

4.1 Anamnese e medidas antropométricas

Os participantes responderam uma anamnese que coletou dados referentes a nome, idade, histórico de quedas, histórico de lesões nos últimos seis meses, uso de medicamentos controlados e preferência de perna para subir uma escada ou chutar uma bola. A massa corporal e estatura foram calculadas por uma balança mecânica (balança com estadiômetro para medidas de massa corporal, com resolução de 0,1 kg, e estatura, com resolução de 1 cm (Caumaq, Santa Barbara do Oeste, São Paulo).

Os participantes foram divididos em 3 grupos considerando a idade e o índice de massa corporal (IMC) pela fórmula $IMC = \text{massa (kg)} / \text{estatura}^2$. O grupo de adultos incluiu participantes com idade entre 35-45 anos e IMC entre 18,5 e 24,9 kg/m², o grupo de idosos incluiu participantes com idade a partir de 65 anos e IMC entre 18,5 e 24,9 kg/m² e o grupo de idosos obesos foi composto por participantes com idade a partir de 65 anos e IMC entre 30,0 e 39,9 kg/m².

Para estimar a estatura dos idosos para o cálculo do IMC, a estimativa de meia envergadura pelo método de Bassey (BASSEY, 1986; WEINBRENNER *et al.*, 2006) (Equação 1) foi aplicada. O demi-span foi estimado pelo cálculo do tamanho do membro superior com uma fita retrátil de metal. A medição foi realizada no braço direito dos participantes, com a fita métrica posicionada no início da falange distal do dedo médio até o centro do esterno com o braço posicionado em abdução de 90° (Figura 2).

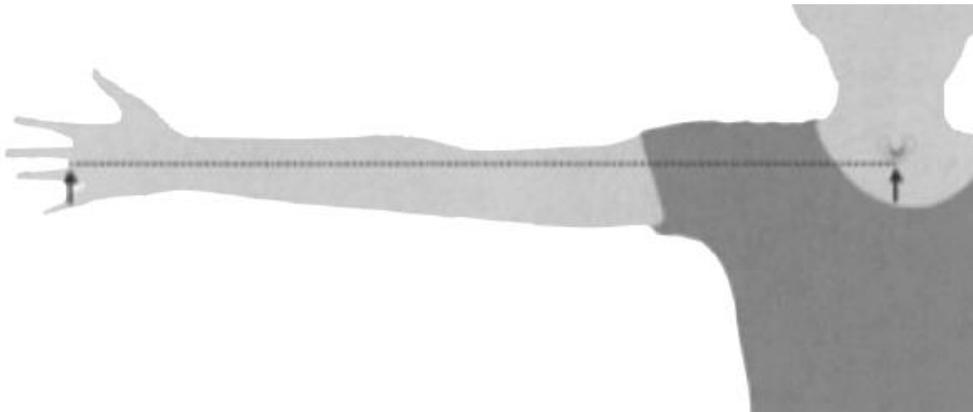


Figura 2. Representação da medida de demispan.

Equação 1.

Para homens: Estatura (cm) = (2 x comprimento do braço direito) + 60,1

Para mulheres: Estatura (cm) = (2 x comprimento do braço direito) + 58,3

4.2 Temperatura dos pés

Após a anamnese e coleta de dados antropométricos os participantes foram instruídos a manter-se em um período de aclimatização em repouso. Os participantes ficaram durante 10 minutos em decúbito dorsal e sem calçados em uma maca. Após o período de repouso as mensurações da temperatura da pele dos pés foram iniciadas.

Considerando que os estudos prévios não mostrarem assimetrias entre os pés, a temperatura foi medida com um termômetro digital (TI-550, Instrutherm) em quatro regiões específicas do pé direito de cada participante: cabeça do terceiro metatarso, entre o arco plantar medial e lateral, centro do calcâneo e dorso do pé, as regiões são apresentadas na figura 3. O termômetro foi posicionado a uma distância aproximada de 1 metro dos pés, com a lente alinhada perpendicularmente às áreas de interesse. A fim de garantir a mudança da temperatura da pele pelo protocolo de aquecimento, a temperatura de cada região foi medida antes e após a intervenção térmica. Os valores médios das temperaturas obtidas em cada região, antes e após o protocolo, encontram-se detalhados na Tabela 3.

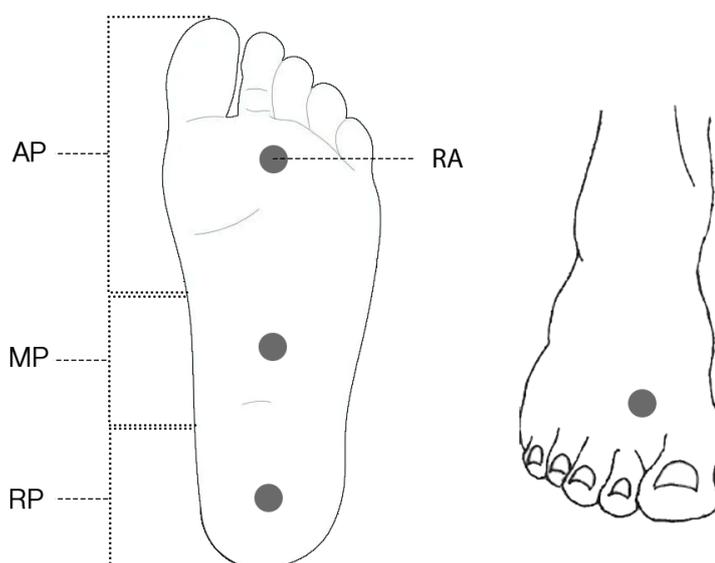


Figura 3. Regiões em que a temperatura foi avaliada. AP: Antepé, MP: Mediopé, RP: Retropé. PA: Região avaliada.

4.3 Sensibilidade tátil

Considerando que os resultados dos estudos mais recentes mostraram que a deterioração da sensibilidade não foi significativamente diferente entre o pé direito e esquerdo, a sensibilidade tátil foi medida no pé direito de cada participante utilizando estesiômetros de pressão Semmes-Weinstein (Semmes-Weinstein Monofilaments, San Jose, EUA) (BELL-KROTOSKI, 1990). O estesiômetro consistia em 6 filamentos de nylon de comprimento igual, com diâmetros variados que produziam uma pressão padronizada na pele (filamentos Semmes-Weinstein de 0,05 gf a 300 gf, posteriormente convertidos para \log_{10} (AZEVEDO *et al.*, 2020)), de acordo com a calibração do fabricante e suas recomendações de uso. Antes de iniciar a avaliação, um examinador explicou como o protocolo seria realizado. Os participantes deveriam relatar onde percebiam o estímulo tátil em seus pés, apontando para a região correspondente em sua mão. O limiar tátil foi determinado aplicando filamentos cada vez mais grossos até que o participante pudesse detectar e relatar o toque (MACHADO *et al.*, 2016).

Cada monofilamento foi aplicado perpendicularmente à superfície da pele duas vezes, com pressão leve e constante, até que o monofilamento começasse a se curvar, o que marcou o fim do teste. Qualquer medida com escorregamento do filamento foi desprezada e excluída da análise. Os filamentos foram pressionados sobre a superfície do pé direito pelo mesmo examinador nas regiões do pé direito. As regiões seguiram um modelo adaptado de 17 locais específicos que incluíram a planta do pé, dorso, face lateral e medial do pé (ver regiões na tabela 1 e representação de regiões demarcadas para a sensibilidade na figura 4) (HENNIG; STERZING, 2009). O último monofilamento detectado consistentemente pelo participante foi registrado e definido como o limiar. A sala de avaliações foi silenciosa e o ajuste da temperatura do ambiente foi a mesma para todas as medidas (entre 25-26°C).

Tabela 1. Regiões anatômicas em que a sensibilidade tátil foi avaliada.

1	Hálux	7	Arco medial	11	Maléolo lateral
2	III dedo	8	Arco intermédio	12	Tornozelo anterior
3	V dedo	9	Arco plantar lateral	13	V metatarso pela face dorsal
4	Cabeça do I metatarso	10	Centro do calcâneo	14	III metatarso pela face dorsal
5	Cabeça do III metatarso			15	Maléolo medial
6	Cabeça do V metatarso			16	Arco plantar pela face medial
				17	Aspecto medial do I metatarso

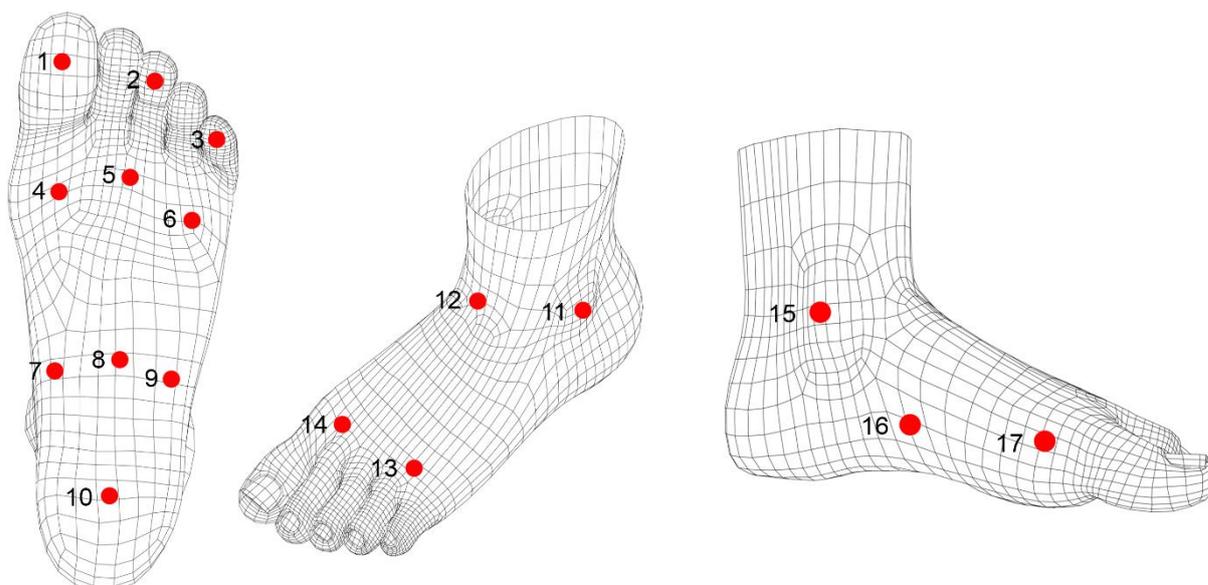


Figura 4. Regiões em que a sensibilidade tátil do pé foi avaliada: 1, 2, 3, 4, 5, 6: antepé, 7, 8 e 9: mediopé, 10: retopé, 11: tornozelo lateral, 12: tornozelo anterior, 13 e 14: dorso, 15, 16 e 17: aspecto da face medial do pé.

4.4 Controle postural

O controle postural foi avaliado com uma plataforma de força (OR6 2000, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, EUA) instalada no nível do solo e em duas posturas, antes e após o protocolo de aquecimento. Os participantes foram avaliados durante a 1) pés paralelos (postura com os pés paralelos e em posição confortável pelo participante) e 2) postura semi-tandem (pé não preferido ligeiramente à frente em relação ao contralateral). Durante a anamnese, a lateralidade foi definida pela mão preferida para escrever e pelo pé preferido para chutar uma bola. A perna contralateral da perna preferida foi posicionada à frente na postura semi-tandem. Os participantes estavam descalços e com braços ao longo do corpo na condição de postura natural, e estavam com braços fixos na cintura durante a condição semi-tandem.

Em ambas as posturas, eles foram instruídos a olhar para um ponto fixo ajustado ao nível dos olhos, posicionado a 3 metros de distância à sua frente. A plataforma de força foi calibrada de acordo com as recomendações do fabricante e estava posicionada no centro de uma sala silenciosa, sem distrações visuais ou auditivas. Para evitar a troca de calor entre o pé e a plataforma de força devido à baixa temperatura natural da placa, adicionamos uma camada de acetato de vinila (EVA) (~2,0 mm de espessura) sobre a plataforma (MACHADO *et al.*, 2023). A figura 5 representa a posição dos pés em cada condição sobre a plataforma de força.

O controle postural foi avaliado em três tentativas de 30 segundos de duração cada, com intervalo de 30 segundos entre as repetições. As condições tiveram ordem randomizada entre os participantes. O deslocamento do centro de pressão (CoP) foi registrado nas direções anteroposterior e mediolateral. Os dados foram amostrados a 100 Hz e filtrados com um filtro Butterworth de 4ª ordem a 10 Hz. Foram calculadas as médias de três gravações para cada condição. As variáveis extraídas foram (a) área de elipse envolvendo 95% dos dados (área do CoP, em cm²), (b) velocidade resultante média de deslocamento do CoP (velocidade do CoP, em cm/s) e (c) amplitude do CoP nas direções anteroposterior e mediolateral (AmpAP e AmpML, respectivamente, em cm) (PRIETO *et al.*, 1996).

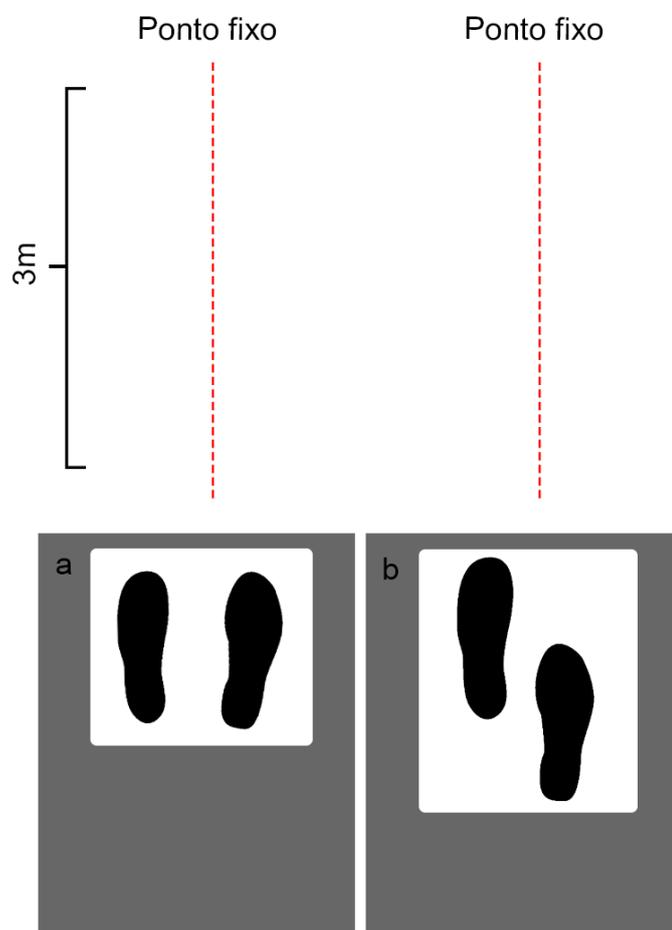


Figura 5. Esquema de representação da coleta de dados do controle postural em duas condições de posicionamento dos pés. a: posição natural, b: posição semi-tandem.

4.5 Protocolo de aquecimento

O protocolo de aquecimento empregado neste estudo foi o mesmo utilizado em investigações prévias (MACHADO *et al.*, 2022, 2023; SCHLEE *et al.*, 2009; SCHMIDT *et al.*, 2016). Para o protocolo de aquecimento passivo dos pés, os participantes estavam deitados em uma maca e foram instruídos a relaxar por 10 minutos (período de aclimatação). O pé e o tornozelo estavam acessíveis e sem contato com a maca. Posicionamos quatro lâmpadas infravermelho (Philips PAR38, 150W-230V) direcionadas para as regiões de interesse, que eram a face plantar do pé e toda a área do dorso do pé e tornozelo. A figura 6 representa o protocolo de intervenção sensorial. As lâmpadas foram posicionadas em direção a ambos os pés e a 35 cm da superfície da pele por aproximadamente 30 minutos, sem intervalos ou reaquecimentos (MACHADO *et al.*, 2023).

O protocolo de aquecimento visava aumentar a temperatura da pele em até 6° C (SCHLEE *et al.*, 2009), atendendo a NBR14837 da ABNT. Quando o aumento de temperatura foi alcançado, os participantes foram imediatamente avaliados quanto à sensibilidade da pele ou CoP. Todos os participantes atingiram o aumento de temperatura de ~6 °C dentro de 30 minutos de exposição às lâmpadas de calor. As mesmas lâmpadas, tempo e distâncias foram usados em todos os protocolos para garantir comparabilidade entre os dias. A quantidade de energia transferida da fonte de infravermelho para a pele dos participantes foi estimada em 270 J/cm² de acordo com a equação 2 (JOE, 2016).

Equação 2. $Dose(J/cm^2) = Power\ density(mW) \times time(s) \times 0.001$

O conforto foi monitorado continuamente perguntando aos participantes se o aquecimento estava confortável ou não. Além do posicionamento das lâmpadas da superfície da pele dos pés para emissão de calor com o objetivo de evitar riscos de queimadura da pele e conforto autodeclarado do participante, a temperatura da pele foi monitorada com um termômetro digital durante o protocolo para assegurar não haja risco ao participante e garantir a temperatura alvo. Os participantes foram instruídos previamente que durante o aquecimento poderiam sentir calor nos pés, um pouco de sensação de coceira leve e sensação de suor. Em caso de qualquer relato de desconforto o protocolo poderia ser interrompido e um profissional da saúde estava apto a atender o voluntário imediatamente. O laboratório tinha um ambiente controlado (entre 23 e 25 °C e umidade relativa do ar entre 40% e 60%). A temperatura e a umidade da sala foram semelhantes para todas as avaliações e todos os participantes (MACHADO *et al.*, 2023).

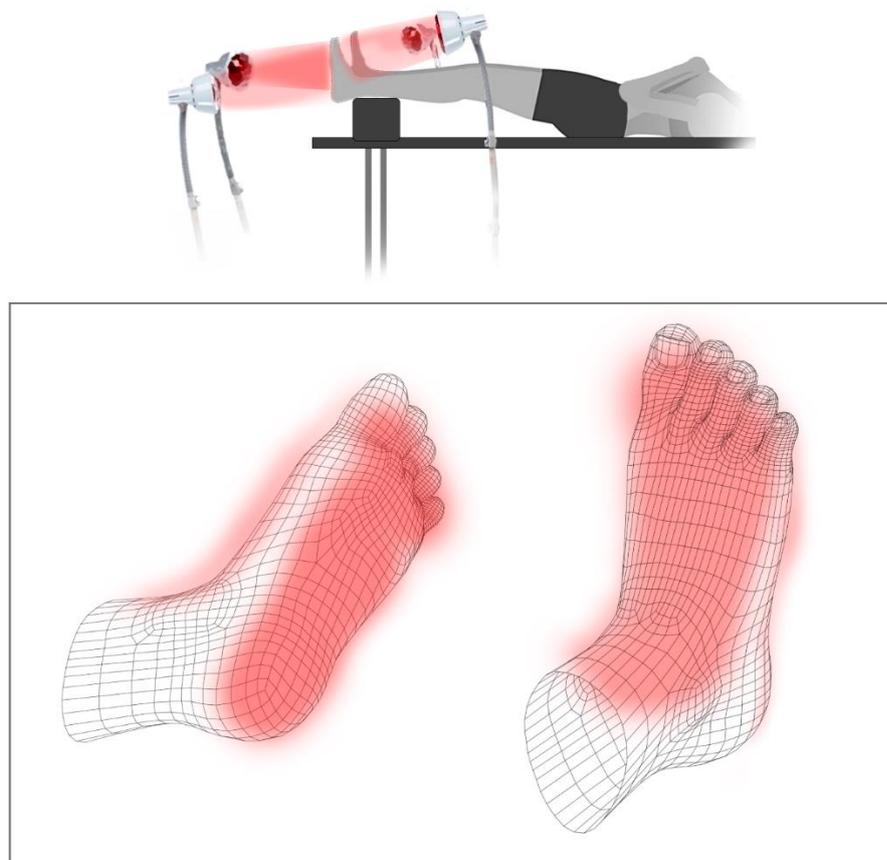


Figura 6. Protocolo de exposição dos pés ao calor com lâmpadas de radiação infravermelha.

4.6 Análises estatísticas

A normalidade da distribuição dos dados em cada grupo foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para dados não paramétricos encontrados em variáveis demográficas, o teste de Kruskal-Wallis foi aplicado para comparação entre os grupos. Para variáveis demográficas com distribuição normal, uma análise de variância (ANOVA) de uma via foi utilizada para comparar os grupos.

Um Modelo Linear Geral (GLM) com medidas repetidas e correções de Bonferroni para múltiplas comparações foi empregado nos dados de sensibilidade tátil. O modelo avaliou os efeitos da região (17 regiões dos pés), tempo (pré e pós-intervenção) e grupos (adultos, idosos e idosos obesos), bem como suas interações.

Uma ANOVA de medidas repetidas (ANOVA MR) foi aplicada para investigar diferenças na temperatura da pele entre os grupos (adultos, idosos e idosos com obesidade) e entre os tempos (pré e pós-intervenção), considerando as regiões do pé (antepé, mediopé, retropé e dorso).

Para os dados de centro de pressão (CoP), uma Análise Multivariada de Variância (MANOVA) foi aplicada considerando os fatores grupo (adultos, idosos e idosos com obesidade) e tempo (pré e pós-intervenção). O teste foi seguido de comparações pareadas ajustadas pelo método de Bonferroni.

O eta quadrado parcial (η^2) foi calculado para medir o tamanho do efeito, sendo interpretado como pequeno (tamanho do efeito > 0.01), moderado (tamanho do efeito > 0.06) ou grande (tamanho do efeito > 0.14) (COHEN, 2013; CUMMING, 2013).

Todas as análises foram realizadas utilizando o software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) Versão 27.0.1 (IBM Corp., Armonk, NY, EUA), e o nível de significância foi definido em 0.05.

5 RESULTADOS

5.1 Dados demográficos

A idade dos idosos e idosos com obesidade foi maior do que a dos adultos ($H = 34,983$, $p < 0,001$). A massa corporal de adultos foi menor do que dos idosos obesos ($F_{(2,48)} = 17,734$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,4$) e também foi menor nos idosos do que nos idosos obesos ($F_{(2,48)} = 17,734$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,4$), sem diferenças entre adultos e idosos. A estatura não diferiu entre os grupos ($F_{(2,48)} = 2,275$, $p = 0,114$). O índice de massa corporal diferiu entre os grupos ($H = 19,602$, $p < 0,001$) sendo menor em adultos do que idosos obesos ($p < 0,001$) e menor em idosos do que em idosos obesos ($p < 0,001$), sem diferenças entre adultos e idosos. Os valores médios de cada grupo podem ser consultados na tabela 2.

Tabela 2. Dados de caracterização dos grupos. Dados apresentados em média \pm desvio-padrão.

	Adultos	Idosos	Idosos obesos
Idade (anos)	40,29 \pm 3,63	72,71 \pm 6,36*	69,59 \pm 7,19**
Massa (kg)	65,78 \pm 6,89**	62,00 \pm 10,83	82,06 \pm 12,73***
Estatura (m)	1,62 \pm 0,06	1,57 \pm 0,08	1,59 \pm 0,09
IMC (kg/m ²)	24,95 \pm 2,45	25,09 \pm 2,84***	32,65 \pm 6,31**
Barthel (escore)	100 \pm 00	99,41 \pm 2,42	99,22 \pm 2,71

IMC: índice de massa corporal. * $p < 0,05$ (diferença significativa entre adultos e idosos); ** $p < 0,05$ (diferença significativa entre adultos e idosos obesos); *** $p < 0,05$ (diferença significativa entre idosos e idosos obesos).

5.2 Temperatura dos pés

O protocolo de aquecimento resultou em maior temperatura dos pés na medida pós-intervenção. Não foram observadas diferenças significativas na temperatura basal dos pés entre os grupos (Wilks' lambda = 0,891; $F_{(2,15)} = 0,918$; $p > 0,05$). O protocolo de aquecimento aumentou a temperatura em todas as regiões dos pés, em todos os grupos (Wilks' lambda = 0,012; $F_{(1,16)} = 1375,159$; $p < 0,001$). No grupo adulto foi observado aumento da temperatura do pré para o momento pós em todas as regiões: antepé (+7,2°C, $p < 0,001$), mediopé (+7,2°C, $p < 0,001$), retropé (+7,4°C, $p < 0,001$) e dorso (+6,1°C, $p < 0,001$). No grupo de idosos também houve diferenças da

temperatura em relação aos valores basais: antepé (+7,3°C, $p < 0,001$), mediopé (+7,4°C, $p < 0,001$), retropé (+6,7°C, $p < 0,001$) e dorso (+6,2°C, $p < 0,001$). Da mesma forma, no grupo de idosos com obesidade: antepé (+7,1°C, $p < 0,001$), mediopé (7,8°C, $p < 0,001$), retropé (+7,6°C, $p < 0,001$) e dorso (+5,6°C, $p < 0,001$). A Tabela 3 apresenta os dados médios da temperatura dos pés nos diferentes momentos de medida.

Tabela 3. Média \pm desvio-padrão da temperatura (°C) nas regiões do pé direito de adultos, idosos e idosos obesos antes (pré) e depois (pós) o aquecimento.

Regiões	Adultos		Idosos		Idosos obesos	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Antepé	30,0	37,3	28,8	36,2	29,1	36,2
	$\pm 1,7$	$\pm 1,3^*$	$\pm 1,8$	$\pm 1,9^*$	$\pm 1,7$	$\pm 1,9^*$
Mediopé	29,6	36,8	29,1	36,5	29,0	36,9
	$\pm 1,7$	$\pm 1,8^*$	$\pm 1,4$	$\pm 1,4^*$	$\pm 1,8$	$\pm 1,7^*$
Retropé	27,9	35,4	28,4	35,1	28,7	36,3
	$\pm 2,3$	$\pm 1,9^*$	$\pm 1,7$	$\pm 1,5^*$	$\pm 1,7$	$\pm 2,0^*$
Dorso	30,5	36,6	29,7	36,0	30,0	35,7
	$\pm 1,8$	$\pm 1,6^*$	$\pm 1,2$	$\pm 1,2^*$	$\pm 2,0$	$\pm 1,5^*$
ΔT	7,0 \pm 0,5		6,9 \pm 0,4		7,0 \pm 0,8	

* Efeito da temperatura em relação ao tempo pré ($p < 0,05$). Para resultados estatísticos detalhados sobre pele e temperatura, consulte o arquivo suplementar. ΔT : Indica a variação na temperatura da pele entre os tempos pré e pós-intervenção.

5.3 Sensibilidade tátil

O protocolo de aquecimento resultou em aumento da sensibilidade tátil dos pés na medida pós-intervenção. A sensibilidade tátil diferiu entre os grupos no momento pré e pós intervenção ($F_{(2,15)} = 26,322$, $p < 0,001$) e entre momentos pré e pós-intervenção de cada grupo ($F_{(1,16)} = 111,250$, $p < 0,001$).

5.3.1 Diferenças entre grupos na medida pré

Na comparação entre os grupos na condição basal pré-intervenção, os adultos apresentaram maior sensibilidade que os idosos na região do hálux ($F_{(2,15)} = 4,005$, $p = 0,011$, $d = 0,10$), III dedo ($F_{(2,15)} = 4,099$, $p = 0,004$, $d = 0,15$), cabeça do I metatarso

($F_{(2,15)} = 16,717$, $p < 0,001$, $d = 0,14$), arco medial ($F_{(2,15)} = 6,627$, $p = 0,02$, $d = 0,16$), arco intermédio ($F_{(2,15)} = 18,629$, $p < 0,001$, $d = 0,93$), maléolo lateral ($F_{(2,15)} = 9,354$, $p < 0,001$, $d = 0,93$), tornozelo anterior ($F_{(2,15)} = 24,203$, $p < 0,001$, $d = 0,83$), V metatarso pela face dorsal ($F_{(2,15)} = 12,748$, $p < 0,001$, $d = 0,63$), maléolo medial ($F_{(2,15)} = 28,109$, $p < 0,001$, $d = 0,10$), arco plantar pela face medial ($F_{(2,15)} = 14,285$, $p = 0,002$, $d = 0,53$) e aspecto medial do I metatarso ($F_{(2,15)} = 16,256$, $p < 0,001$, $d = 0,63$).

Os adultos também apresentaram maior sensibilidade tátil que os idosos com obesidade na região do hálux ($F_{(2,15)} = 4,005$, $p < 0,001$, $d = 0,12$), III dedo ($F_{(2,15)} = 4,099$, $p = 0,004$, $d = 0,11$), V dedo ($F_{(2,15)} = 3,153$, $p < 0,001$, $d = 0,12$), cabeça do I metatarso ($F_{(2,15)} = 16,717$, $p = 0,001$, $d = 0,14$), arco intermédio ($F_{(2,15)} = 18,629$, $p = 0,001$, $d = 0,14$), centro do calcâneo ($F_{(2,15)} = 4,503$, $p < 0,001$, $d = 0,23$), maléolo lateral ($F_{(2,15)} = 9,354$, $p < 0,001$, $d = 0,10$), tornozelo anterior ($F_{(2,15)} = 24,203$, $p < 0,001$, $d = 0,93$), V metatarso pela face dorsal ($F_{(2,15)} = 12,748$, $p < 0,001$, $d = 0,63$), III metatarso pela face dorsal ($F_{(2,15)} = 1,102$, $p < 0,001$, $d = 0,53$), maléolo medial ($F_{(2,15)} = 28,109$, $p = 0$, $d = 0,83$), arco plantar pela face medial ($F_{(2,15)} = 14,285$, $p < 0,001$, $d = 0,73$) e aspecto medial do I metatarso ($F_{(2,15)} = 16,256$, $p < 0,001$, $d = 0,93$). Entre idosos e idosos obesos não foram encontradas diferenças significativas entre as regiões.

5.3.2 Diferenças na comparação pré vs. pós em cada grupo

Em todos os grupos o protocolo de aquecimento aumentou a sensibilidade em diferentes áreas do pé e tornozelo (Figura 7). O aquecimento aumentou a sensibilidade tátil do grupo adulto na região da cabeça do III metatarso ($F_{(1, 16)} = 16,717$, $p = 0,001$, $d = 0,8$), arco intermédio ($F_{(1, 16)} = 6,627$, $p = 0,02$, $d = 0,5$), arco plantar lateral ($F_{(1, 16)} = 18,629$, $p = 0,001$, $d = 1,0$), tornozelo anterior ($F_{(1, 16)} = 9,354$, $p = 0,008$, $d = 0,8$), V metatarso pela face dorsal ($F_{(1, 16)} = 24,203$, $p < 0,001$, $d = 1,4$), III metatarso pela face dorsal ($F_{(1, 16)} = 12,748$, $p = 0,003$, $d = 1,0$), arco plantar pela face medial ($F_{(1, 16)} = 28,109$, $p < 0,001$, $d = 1,4$) e aspecto medial do I metatarso ($F_{(1, 16)} = 4,285$, $p < 0,001$, $d = 1,1$).

O aquecimento aumentou a sensibilidade tátil do grupo de idosos na região do hálux ($F_{(1, 16)} = 13,785$, $p = 0,002$, $d = 0,6$), V dedo ($F_{(1, 16)} = 5,529$, $p = 0,032$, $d = 0,9$), cabeça do III metatarso ($F_{(1, 16)} = 8,209$, $p = 0,011$, $d = 0,5$), arco medial ($F_{(1, 16)} = 7,812$, $p = 0,013$, $d = 0,5$), centro do calcâneo ($F_{(1, 16)} = 15,072$, $p = 0,001$, $d = 0,6$), maléolo lateral ($F_{(1, 16)} = 10,672$, $p = 0,005$, $d = 0,6$), tornozelo anterior ($F_{(1, 16)} = 16,256$,

$p = 0,001$, $d = 0,8$), V metatarso pela face dorsal ($F_{(1, 16)} = 7,768$, $p = 0,013$, $d = 0,7$) e maléolo medial ($F_{(1, 16)} = 7,282$, $p = 0,016$, $d = 0,6$).

O aquecimento aumentou a sensibilidade tátil do grupo de idosos obesos nas regiões do III dedo ($F_{(1, 16)} = 8,51$, $p = 0,009$, $d = 0,4$), V dedo ($F_{(1, 16)} = 6,31$, $p = 0,024$, $d = 0,6$), cabeça do I metatarso ($F_{(1, 16)} = 4,91$, $p = 0,041$, $d = 0,22$), cabeça do III metatarso ($F_{(1, 16)} = 5,81$, $p = 0,026$, $d = 0,5$), cabeça do V metatarso ($F_{(1, 16)} = 13,51$, $p = 0,002$, $d = 0,9$), arco plantar lateral ($F_{(1, 16)} = 7,91$, $p = 0,012$, $d = 0,7$), centro do calcâneo ($F_{(1, 16)} = 6,91$, $p = 0,019$, $d = 0,6$), maléolo lateral ($F_{(1, 16)} = 8,31$, $p = 0,011$, $d = 0,7$), tornozelo anterior ($F_{(1, 16)} = 9,91$, $p = 0,006$, $d = 0,9$) e maléolo medial ($F_{(1, 16)} = 8,31$, $p = 0,012$, $d = 0,6$).

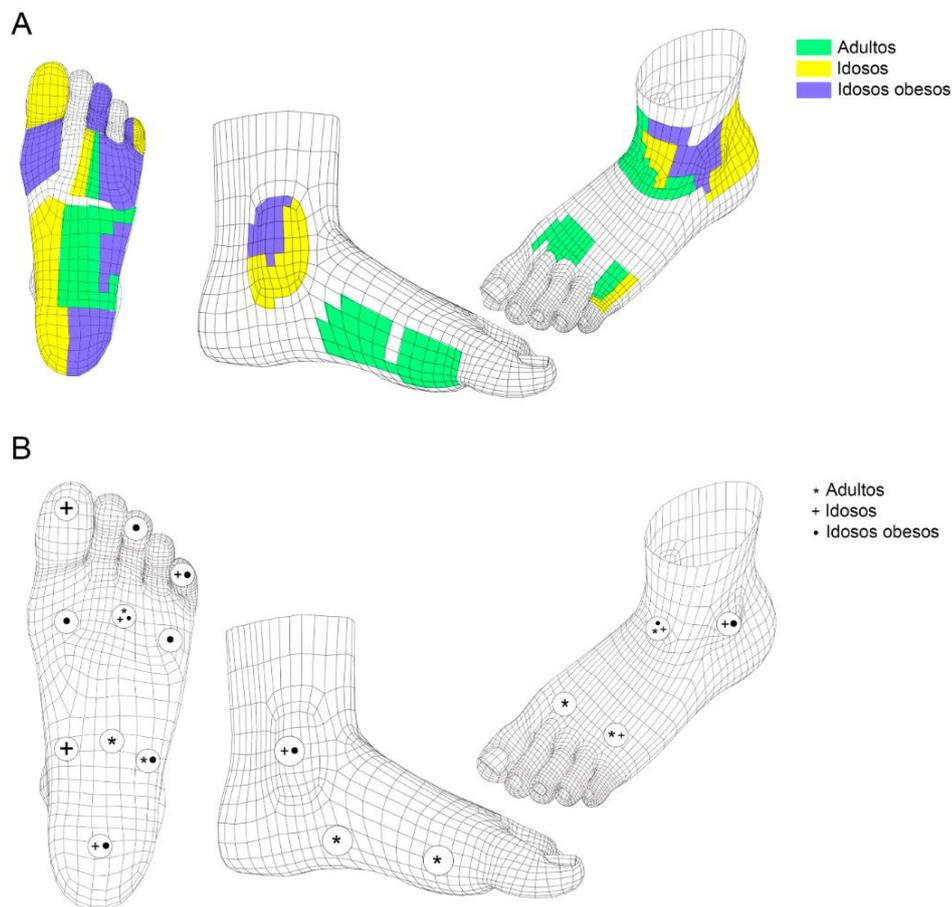


Figura 7. Resultados da sensibilidade tátil após o aquecimento. A: representação visual das áreas que a melhorias da sensibilidade tátil para adultos (em verde), idosos (em amarelo) e idosos com obesidade (azul). As cores indicam a melhora da sensibilidade para cada grupo abrangendo áreas adjacentes à região avaliada devido à sobreposição de resultados. B: Região em que houve aumento da sensibilidade tátil indicada por símbolos, * adultos, + idosos e • idosos obesos.

5.4 Controle postural

5.4.1 Condição com pés paralelos

Foram encontradas diferenças entre os grupos na condição de pés paralelos pré-aquecimento (Traço de Pillai = 0,510, $F_{(16, 84)} = 1,798$, $p = 0,045$). Os idosos obesos apresentaram maior amplitude mediolateral ($F_{(2, 48)} = 4,888$, $p = 0,012$, ES = 0,16) e maior área da elipse de 95% dos dados ($F_{(2, 48)} = 5,294$, $p = 0,008$, ES = 0,18) em comparação aos adultos pré-aquecimento. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos na amplitude anteroposterior ($F_{(2, 48)} = 3,169$, $p = 0,051$) e velocidade do CoP ($F_{(2, 48)} = 3,048$, $p = 0,057$) pré-aquecimento.

5.4.2 Condição semi-tandem

Foram encontradas diferenças entre os grupos na condição semi-tandem pré-aquecimento. Os idosos apresentaram maior velocidade do CoP que adultos ($F_{(2, 48)} = 5,410$, $p = 0,008$, ES = 0,18) pré-aquecimento. Não foram encontradas diferenças entre os grupos na amplitude de deslocamento anteroposterior ($F_{(2, 48)} = 0,736$, $p = 0,48$), amplitude de deslocamento mediolateral ($F_{(2, 48)} = 3,125$, $p = 0,53$) e área da elipse de 95% dos dados ($F_{(2, 48)} = 1,756$, $p = 0,18$) pré-aquecimento.

Ainda na condição semi-tandem, diferenças nas comparações pré vs. pós-aquecimento foram encontradas (Wilks' Lambda = 89,000, $F_{(8, 16)} = 0,817$, $p = 0,029$, $\eta^2 = 0,6$). Os resultados indicaram diferenças pré vs. pós aquecimento na velocidade do CoP de idosos obesos na condição semi-tandem (Wilks' Lambda = 0,388, $F_{(1)} = 3,987$, $p = 0,02$, $d = 0,6$).

Tabela 4. Média \pm desvio padrão [intervalos de confiança de 95%] do centro de pressão de adultos, idosos e idosos obesos antes e depois das intervenções de aquecimento considerando a amplitude de deslocamento anteroposterior (AmpAP, cm), amplitude de deslocamento mediolateral (AmpML, cm), área da elipse envolvendo 95% dos dados (Área, cm²) e velocidade resultante média (Vel, cm/s).

	Adultos		Idosos		Idosos obesos	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Pés paralelos						
AmpAP	2,09 \pm 0,4 [1,71-2,48]	2,10 \pm 0,5 [1,71-2,49]	2,64 \pm 1,0 [2,25-3,03]	2,80 \pm 1,1 [2,41-3,18]	2,73 \pm 0,8 [2,35-3,12]	2,74 \pm 0,5 [2,36-3,13]
AmpML	1,37 \pm 0,4 [1,00-1,74]	1,30 \pm 0,4 [0,93-1,67]	1,73 \pm 0,7 [1,36-2,10]	2,05 \pm 1,0 [1,78-2,42]	2,13 \pm 0,8 _a [1,75-2,50]	2,03 \pm 0,8 [1,66-2,40]
Área	2,01 \pm 1 [0,98-3,05]	2,07 \pm 1,1 [1,03-3,11]	3,50 \pm 2,5 [2,47-4,54]	4,00 \pm 2,5 [2,97-5,04]	4,52 \pm 2,7 _a [3,48-5,55]	4,26 \pm 2,1 [3,22-5,29]
Vel	2,09 \pm 0,4 [1,85-2,33]	2,01 \pm 0,3 [1,77-2,25]	2,51 \pm 0,5 [2,27-2,76]	2,5 \pm 0,4 [2,31-2,80]	2,45 \pm 0,6 [2,21-2,70]	2,30 \pm 0,5 [2,05-2,54]
Semi-tandem						
AmpAP	2,25 \pm 0,9 [1,83-2,68]	2,21 \pm 0,9 [1,79-2,63]	2,62 \pm 1,0 [2,20-3,04]	2,06 \pm 0,6 [1,63-2,48]	2,31 \pm 0,7 [1,89-2,73]	2,60 \pm 0,8 [2,18-3,02]
AmpML	2,59 \pm 0,5 [2,28-2,91]	2,37 \pm 0,4 [2,06-2,68]	3,02 \pm 0,7 [2,71-3,34]	2,79 \pm 0,4 [2,47-3,10]	3,21 \pm 0,8 [2,90-3,52]	3,28 \pm 0,6 [2,97-3,59]
Área	3,30 \pm 1,5 [2,41-4,19]	2,97 \pm 1,1 [2,08-3,86]	4,42 \pm 2,2 [3,53-5,31]	4,15 \pm 1,9 [3,27-5,04]	4,33 \pm 2,0 [3,44-5,22]	4,68 \pm 2,0 [3,79-5,57]

Vel	2,51 ± 0,3 [2,20-2,82]	2,43 ± 0,3 [2,12-2,74]	3,23 ± 0,7 _b [2,92-3,54]	3,06 ± 0,6 [2,75-3,37]	3,17 ± 0,8 [2,86-3,48]	2,65 ± 0,7* [2,34-2,96]
-----	---------------------------	---------------------------	--	---------------------------	---------------------------	----------------------------

*Diferenças significativas em relação aos valores do momento pré ($p < 0,05$). _a indica diferenças entre idosos obesos e adultos no momento pré ($p < 0,05$). _b indica diferença entre idosos e adultos no momento pré ($p < 0,05$).

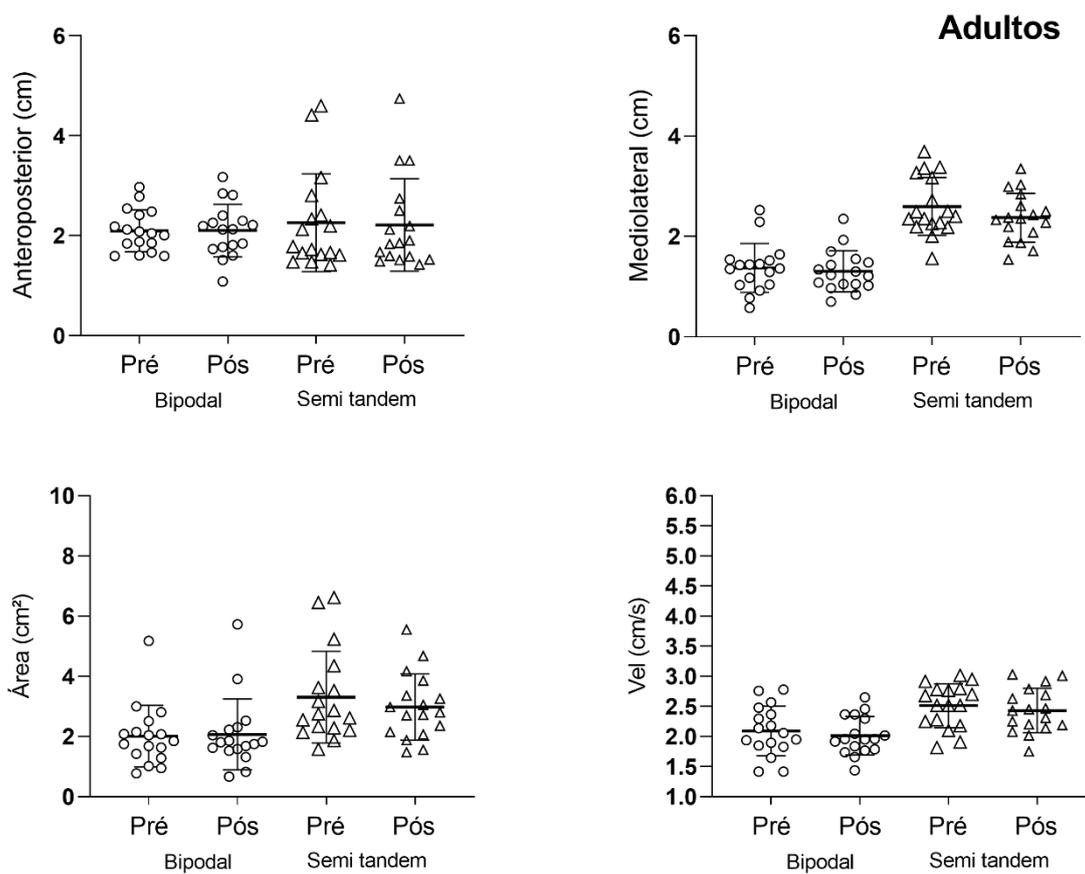


Figura 8. Respostas individuais do CoP aos protocolos de aquecimento em adultos. Anteroposterior: amplitude do centro de pressão do deslocamento na direção anteroposterior; Mediolateral: amplitude do centro de pressão do deslocamento na direção mediolateral; Vel: velocidade média de deslocamento do centro de pressão; Área: 95% de predição da área da elipse.

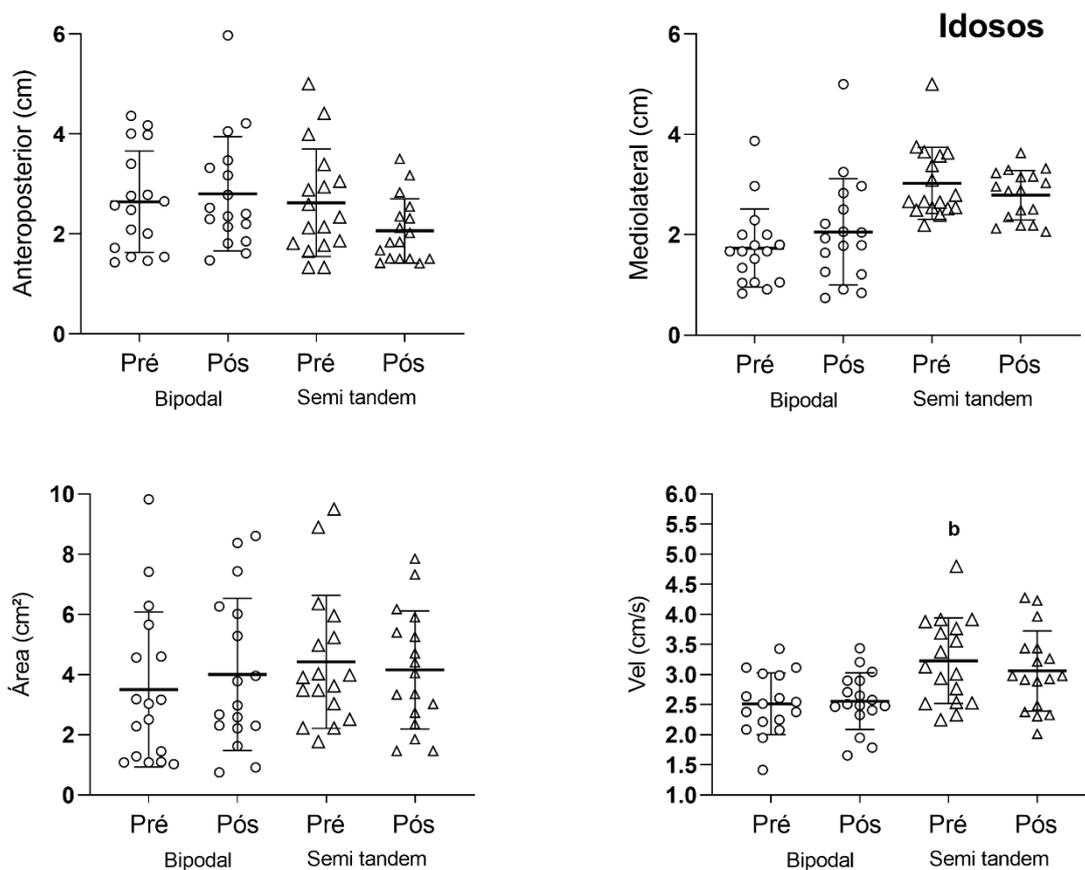


Figura 9. Respostas individuais do CoP aos protocolos de aquecimento em idosos sem obesidade. Anteroposterior: amplitude do centro de pressão do deslocamento na direção anteroposterior; Mediolateral: amplitude do centro de pressão do deslocamento na direção mediolateral; Vel: velocidade média de deslocamento do centro de pressão; Área: 95% de predição da área da elipse. **b** indica diferença entre idosos e adultos no momento pré ($p < 0,05$).

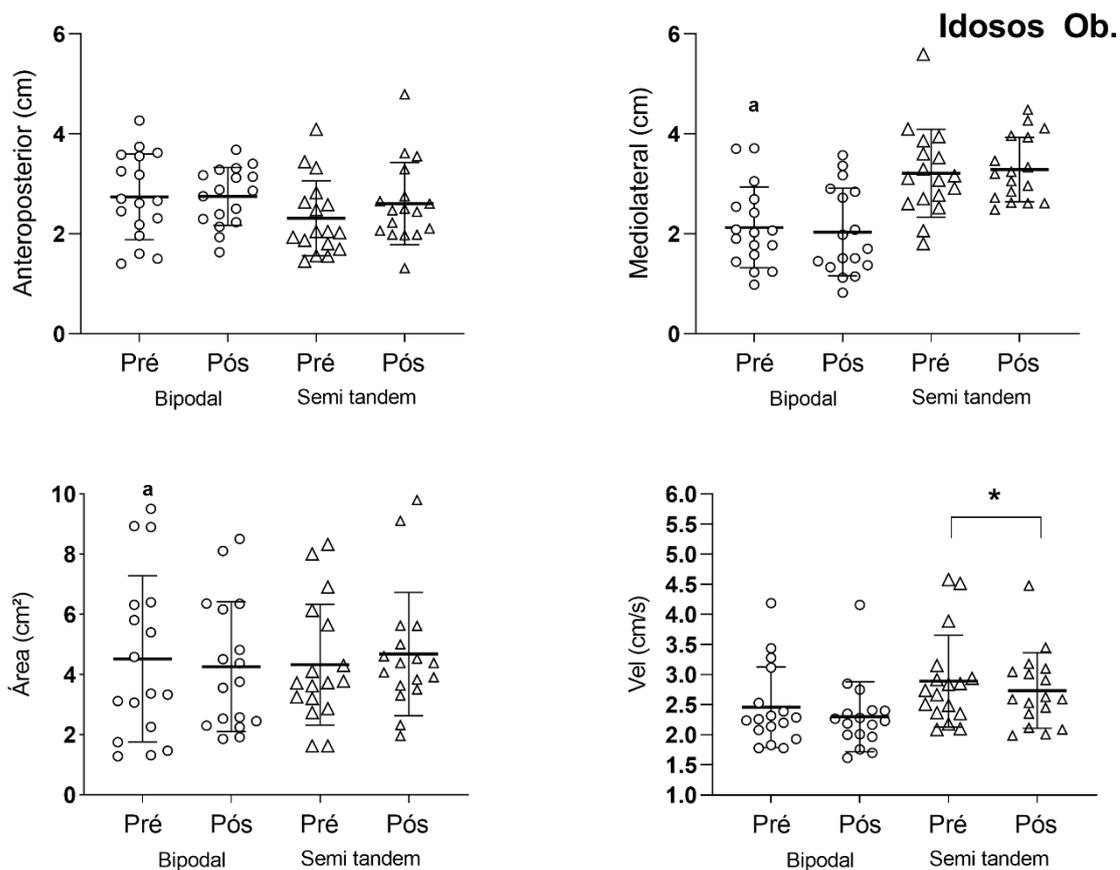


Figura 10. Respostas individuais do CoP aos protocolos de aquecimento em idosos obesos. Anteroposterior: amplitude do centro de pressão do deslocamento na direção anteroposterior; Mediolateral: amplitude do centro de pressão do deslocamento na direção mediolateral; Vel: velocidade média de deslocamento do centro de pressão; Área: 95% de predição da área da elipse. *Diferenças significativas em relação aos valores do momento pré ($p < 0,05$). a indica diferenças entre idosos obesos e adultos no momento pré ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

Neste estudo investigamos se o aquecimento dos pés afeta a sensibilidade tátil e controle postural de adultos, idosos e idosos obesos. Nossa hipótese foi que idosos com obesidade apresentariam piores níveis de sensibilidade tátil e pior controle postural comparado aos idosos e adultos de meia idade e que os mesmos fossem beneficiados pela intervenção térmica. Embora as diferenças entre idosos e idosos com obesidade esperadas nas medidas basais não tenham se mostrado consistentes para todas as avaliações consideradas, efeitos importantes da intervenção foram observados e alinhados com a hipótese inicialmente proposta. O aquecimento passivo dos pés gerou melhoras na sensibilidade tátil de todos os grupos, especialmente em idosos com obesidade, gerando efeitos positivos também sobre a velocidade do CoP de idosos com obesidade na condição semi-tandem.

O aumento da temperatura dos pés em aproximadamente 6°C em relação aos valores basais gerou melhorias na sensibilidade tátil nos três grupos. Em um estudo, anterior utilizando o mesmo protocolo, as intervenções que aumentaram a temperatura da pele em cerca de 5-6°C também alteraram os limiares táteis de mecanorreceptores (SCHLEE *et al.*, 2009), o que está de acordo com a relação do aumento da temperatura da pele e a capacidade de gerar um efeito direto sobre o processo de geração de potencial de ação das terminações nervosas livres. A temperatura da pele e parâmetros do estímulo mecânico dos mecanorreceptores estão relacionadas principalmente com as ações corpúsculos de Vater Pacini, em camadas mais profundas da pele, e de discos de Merkel, em camadas superficiais. Em estudos que investigaram o funcionamento dos corpúsculos de Vater Pacini, diferenças nos potenciais de ação em diferentes partes do corpo celular nervoso foram identificadas com o aumento da temperatura (ISHIKO; LOEWENSTEIN, 1961). As reduções de tempo no período refratário do processo do potencial de ação através do aquecimento são importantes mecanismos para a transmissão do estímulo tátil. Considerando que idosos e idosos obesos sofrem reduções na velocidade de condução nervosa (PALVE; PALVE, 2018), as fibras desmielinizadas de mecanorreceptores podem ter sofrido efeito da temperatura. Mesmo que as regiões que melhoraram a sensibilidade não sejam idênticas entre os grupos, as melhorias sensitivas encontradas indicam que o aquecimento da pele promove aumento da

temperatura e da atividade nervosa da sensibilidade tátil, o que pode ter acontecido principalmente no grupo de idosos e idosos obesos.

Os idosos e idosos com obesidade apresentaram melhorias táteis em mais regiões que adultos. Idosos sofrem um declínio fisiológico natural e que envolve déficits na capacidade de perceber estímulos táteis (WELLS *et al.*, 2003). Ao contrário dessa situação, consideramos que em adultos mais jovens seja mais difícil de aumentar a disponibilidade de informação sensorial em um sistema que ainda está íntegro. Isso pode explicar o motivo de em adultos menos regiões mostrarem melhora na sensibilidade tátil após o protocolo de aquecimento. Em nosso estudo, os adultos eram de meia idade, entre 35 e 45 anos, período conhecido pelo efeito do processo natural de mudanças de densidade e morfologia dos receptores cutâneos (GARCÍA-PIQUERAS *et al.*, 2019), o que pode explicar as melhorias, mesmo que em menores regiões do que o observado em idosos e idosos com obesidade. Em estudos com a mesma intervenção mas envolvendo jovens universitários e idosos (MACHADO *et al.*, 2022, 2023), o aquecimento dos pés não acarretou melhorias significativas sobre o controle postural entre adultos e idosos. Isto pode indicar que, em idosos sem comorbidades, o aquecimento dos pés pode não ser suficiente para promover melhorias na medida de controle postural, e em jovens, seus sistemas íntegros dificultam as possibilidades de reduzir a oscilação do CoP em indivíduos que já possuem pouco déficit postural.

O impacto da intervenção de aquecimento melhorando a sensibilidade em diferentes regiões dos pés foi diferente entre os grupos que avaliamos. Em idosos, surpreendentemente foram encontradas melhorias na sensibilidade após o aquecimento no calcanhar e na porção dos dedos e quinto metatarso, o que indica resultado importante para indivíduos que sofrem de déficits sensoriais no retropé em relação ao antepé (MACHADO *et al.*, 2016). Em idosos obesos, a melhora da sensibilidade após o aquecimento foi notada em uma maior área do pé, o que pode estar ligado aos maiores déficits promovidos pelas disfunções da obesidade. Os idosos com obesidade experimentam menor aporte sanguíneo em extremidades por déficits vasculares (LIMBERG *et al.*, 2016), o que pode afetar a função de mecanorreceptores. Isso ocorreria porque mecanorreceptores encapsulados, como os corpúsculos de Vater Pacini, recebem suprimento sanguíneo dos capilares da pele circundante através de seu núcleo externo e cápsula externa (BELL *et al.*, 1994). Considerando que o tratamento por radiação infravermelho tem um efeito

vasodilatador e isso tende a aumentar o fluxo sanguíneo periférico (ISE *et al.*, 1987), uma das vias de mudança de sensibilidade tátil após aquecimento pode envolver maior perfusão nas terminações nervosas livres nas regiões mais periféricas dos segmentos de idosos com obesidade (ISHIGURO *et al.*, 2010; TSAI; HAMBLIN, 2017). Concomitante a isso, o aumento da temperatura pelo fluxo sanguíneo pode gerar efeitos de temperatura sobre os mecanorreceptores que possuem enzimas dependentes de temperatura no seu núcleo interno (WATANABE; IDE, 1986). O aquecimento da pele dos pés pode ter aumentado a atividade da colinesterase no núcleo interno dos mecanorreceptores, melhorando a eficiência do processo de transdução do estímulo tátil. A hipótese de que mudanças no fluxo sanguíneo sejam também precursoras da melhora na sensibilidade requerem experimentos futuros.

De modo geral, as melhorias de sensibilidade foram notadas em mais regiões nos idosos e nos idosos com obesidade, incluindo as regiões da planta do pé e dorso. As melhorias na sensibilidade em diferentes regiões dos pés são importantes especialmente para idosos e idosos com obesidade. Em idosos, as regiões do antepé e mediopé parecem ser mais sensíveis ao toque do que o retopé (MACHADO *et al.*, 2016). Essas características podem ter implicações durante tarefas posturais, uma vez que, durante a postura em pé, idosos tendem a deslocar o CoP em direção à região dos dedos e base dos metatarsos. O mesmo pode ocorrer em idosos com obesidade, pelo aumento da gordura gerando modificações da geometria corporal, especialmente na região do abdômen. Essa condição pode fazer com que o CoM se desloque anteriormente (CORBEIL *et al.*, 2001). Além do aspecto plantar, regiões do dorso do pé e tornozelo de idosos obesos apresentaram melhora na sensibilidade após o aquecimento. Estes efeitos do aquecimento podem ser relevantes se considerando que a pele que circunda a articulação do tornozelo tem influência direta sobre o senso de posição postural (SMITH *et al.*, 2022). Considerando que após protocolos de resfriamento da pele do dorso há piora no controle da postura (DEBENHAM *et al.*, 2022), o inverso pode ter acontecido no caso de idosos obesos do nosso estudo, auxiliando na explicação da melhora observada para a velocidade do CoP após o aquecimento.

A magnitude e consistência dos efeitos do aquecimento observados para a sensibilidade tátil não foram os mesmos para as tarefas de controle postural. O controle postural é uma habilidade que resulta de uma combinação de informações sensorio-motoras de origem interna e externa (BOUISSET; ZATTARA, 1990), bem

como envolve redundâncias que permitem um aprimorado controle da oscilação corporal (SANTOS *et al.*, 2010). Em nosso estudo, optamos por não manipular a visão, uma das fontes de informação sensorial considerada por muitos estudos como a mais importante (GIAGAZOGLU *et al.*, 2009). Essa escolha metodológica se embasou no fato de que ao remover a informação visual, ainda que temporariamente, idosos poderiam enfrentar uma condição de perturbação muito grande e terem dificuldades para completar as tarefas posturais (POULAIN; GIRAUDET, 2008). Assumindo essas escolhas, é importante ressaltar que os grupos de adultos e idosos apresentaram comportamentos semelhantes pré e pós, o que pode ser resultado das características individuais entre os grupos, nível de independência funcional ou estratégias posturais eficazes adotadas. Em idosos e idosos obesos a posição dos pés livres durante as avaliações pode envolver um ajuste mecânico postural suportável, isto é, uma postura em posição confortável pode ter evitado desafios por ser uma postura habitual. Por esses fatores, o protocolo de aquecimento dos pés pode não ter sido capaz de afetar o controle postural avaliado na condição de pés livres, mesmo que paralelos. Resultados diferentes podem ser encontrados quando uma postura padronizada dos pés é adotada (AZZI *et al.*, 2017).

Estudos que avaliam o controle postural com os olhos abertos em adultos e idosos apresentam resultados conflitantes. Alguns estudos demonstram que idosos tendem a apresentar maior instabilidade postural em comparação a adultos jovens durante a tarefa de permanecer em pé com os olhos abertos, o que está geralmente associado ao declínio dos sistemas fisiológicos durante o envelhecimento (ERA *et al.*, 2006). No entanto, outros estudos indicam que os demais sistemas sensoriais, como a função proprioceptiva, são capazes de compensar os déficits posturais de idosos (WIESMEIER *et al.*, 2015). Essa variabilidade de resultados pode ser explicada por diversos fatores, incluindo diferenças metodológicas entre os estudos, individualidades das populações estudadas, estratégias motoras ou sobreposição de sistemas sensoriais para responder às perturbações. Um fator importante a se considerar é que muitos estudos não levam em conta particularidades dos idosos que podem influenciar os resultados do controle postural. Por exemplo, o histórico ou medo de quedas e tratamento farmacológico que são fatores que nem sempre são considerados durante o recrutamento dos participantes. Idosos com histórico de quedas tendem a apresentar maiores déficits de força muscular dos membros inferiores nas articulações do quadril e tornozelo (LAROCHE *et al.*, 2010), o que pode

resultar em pior controle postural. Da mesma forma, o tratamento com medicamentos pode prejudicar o controle postural (BHANU *et al.*, 2025). Os fármacos antidepressivos geralmente têm como efeito adverso maior sensação de sonolência, episódios de tontura e hipotensão ortostática e podem resultar em déficits posturais nas avaliações do controle postural.

Para criar uma condição de perturbação que não fosse associada a redução na disponibilidade de uma fonte sensorial, optamos por avaliar o controle postural em uma posição semi-tandem. Nesta condição, observamos que idosos com obesidade reduziram a velocidade do CoP após o aquecimento em comparação com as medidas pré-aquecimento. Modificar a posição dos pés altera os ajustes posturais automatizados das extremidades inferiores e as respostas posturais (HOLBEIN; CHAFFIN, 1997). Durante uma postura onde a base de apoio é manipulada a coordenação muscular e manutenção dos movimentos precisa ser alterada, tornando uma tarefa mais desafiadora (JEON *et al.*, 2021). Nessa condição os idosos com obesidade possivelmente adotaram uma estratégia motora mais eficaz para controlar o CoP quando o pé estava à frente (GILLETTE; ABBAS, 2003), possibilitando a redistribuição de pressão na região de dedos em busca de informações táteis mais claras ao SNC, facilitando ajustes posturais mais rápidos e precisos. De todo modo, a redução na velocidade do CoP é um resultado com importantes implicações clínicas e funcionais, uma vez que é considerada uma variável importante como indicadora de risco quedas em idosos (HOWCROFT *et al.*, 2015), e por isso sendo considerada como desfecho para muitos estudos abordando quedas em idosos.

Nosso estudo tem limitações. A avaliação da sensibilidade cutânea com monofilamentos pode não captar toda a variabilidade na função dos mecanorreceptores, ainda que seja uma ferramenta eficaz para determinar os limiares de percepção ao toque da pele com confiabilidade e validade (SUDA *et al.*, 2021b). Essa ferramenta pode não ser precisa o suficiente nas avaliações entre idosos que possuem variações expressivas nas características teciduais da pele dos pés ou em indivíduos em que o processo de perda de sensibilidade tátil está agravada. As propriedades morfológicas dos pés de sujeitos idosos e obesos podem afetar a percepção de pressão do monofilamento sobre a pele, mesmo que o estudo seja desenvolvido com o mesmo avaliador. Um outro fator que pode influenciar as medidas é o nível de atenção de idosos ao protocolo. Uma vez que a cognição entra em declínio durante o envelhecimento, a compreensão e atenção aos protocolos durante as

avaliações são fatores difíceis de mensurar e de controlar. No nosso estudo consideramos a postura semi-tandem como um desafio para o controle postural de idosos, mas as avaliações mais dinâmicas podem indicar resultados diferentes. A marcha ou tarefas como o limite de estabilidade anterior podem exigir mais da função proprioceptiva, mas podem submeter idosos a risco de quedas.

7 CONCLUSÃO

O aquecimento passivo da planta e do dorso do pé pode ser uma intervenção simples, mas útil, para melhorar a sensibilidade e o controle postural em populações que enfrentam riscos de quedas, como no envelhecimento e em condições de obesidade. Neste estudo demonstramos que aumentar a temperatura da pele da planta, dorso e tornozelo dos pés em aproximadamente 5-6°C é suficiente para gerar melhoras na sensibilidade tátil e controle postural de idosos com obesidade.

Estudos futuros devem investigar os mecanismos envolvidos nestas melhoras, bem como determinar os principais fatores individuais (como características de recrutamento neuromuscular, características morfológicas dos pés, entre outras) que influenciam os resultados deste tipo de intervenção.

REFERÊNCIAS

ALVIS, B. D.; HUGHES, C. G. Physiology Considerations in Geriatric Patients. **Anesthesiology Clinics**, [s. l.], v. 33, n. 3, p. 447–456, 2015.

AZEVEDO, P. da S.; CAVALCANTE, S. M.; ALVES, T. P.; JAIME, G. F.; NASCIMENTO, A. Q.; CARDOSO, M. M. A notação logarítmica como opção de registro objetivo da estesiometria: um estudo piloto. **ConScientiae Saúde**, [s. l.], p. e17642–e17642, 2020.

AZZI, N. M.; COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 57, p. 172–176, 2017.

BANDYK, D. F. The diabetic foot: Pathophysiology, evaluation, and treatment. **Seminars in Vascular Surgery**, [s. l.], v. 31, n. 2, Fighting Diabetic Foot Ulcers, p. 43–48, 2018.

BASSEY, E. J. Demi-span as a measure of skeletal size. **Annals of Human Biology**, [s. l.], v. 13, n. 5, p. 499–502, 1986.

BELL, J.; BOLANOWSKI, S.; HOLMES, M. H. The structure and function of Pacinian corpuscles: a review. **Progress in Neurobiology**, [s. l.], v. 42, n. 1, p. 79–128, 1994.

BELL-KROTOSKI, J. “Pocket filaments” and specifications for the semmes-weinstein monofilaments. **Journal of Hand Therapy**, [s. l.], v. 3, n. 1, p. 26–31, 1990.

BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. I.; MAKI, B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. **Canadian journal of public health = Revue canadienne de sante publique**, [s. l.], v. 83 Suppl 2, p. S7-11, 1992.

BHANU, C.; WALTERS, K.; ORLU, M.; DAVIS, D.; SOFAT, R.; PETERSEN, I. Antidepressants and risk of postural hypotension: a self-controlled case series study. **British Journal of General Practice**, [s. l.], 2025. Disponível em: <https://bjgp.org/content/early/2025/01/17/BJGP.2024.0429>. Acesso em: 11 fev. 2025.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Segmental Movement as a Perturbation to Balance? Facts and Concepts. *Em*: WINTERS, Jack M.; WOO, Savio L-Y. (org.). **Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization**. New York, NY: Springer, 1990. p. 498–506. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9030-5_30. Acesso em: 11 fev. 2025.

BRAUER, S. G.; BURNS, Y. R.; GALLEY, P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, [s. l.], v. 55, n. 8, p. 469–476, 2000.

BROCKLEHURST, J. C.; ROBERTSON, D.; JAMES-GROOM, P. CLINICAL CORRELATES OF SWAY IN OLD AGE—SENSORY MODALITIES. **Age and Ageing**, [s. l.], v. 11, n. 1, p. 1–10, 1982.

BUENO, J. W. F.; COELHO, D. B.; SOUZA, C. R. de; TEIXEIRA, L. A. Associations Between Women's Obesity Status and Diminished Cutaneous Sensibility Across Foot Sole Regions. **Perceptual and Motor Skills**, [s. l.], v. 128, n. 1, p. 243–257, 2021a.

BUENO, J. W. F.; COELHO, D. B.; SOUZA, C. R. de; TEIXEIRA, L. A. Associations Between Women's Obesity Status and Diminished Cutaneous Sensibility Across Foot Sole Regions. **Perceptual and Motor Skills**, [s. l.], v. 128, n. 1, p. 243–257, 2021b.

CATHERS, I.; DAY, B. L.; FITZPATRICK, R. C. Otolith and canal reflexes in human standing. **The Journal of Physiology**, [s. l.], v. 563, n. 1, p. 229–234, 2005.

CHOI, J. W.; KWON, S. H.; HUH, C. H.; PARK, K. C.; YOUN, S. W. The influences of skin visco-elasticity, hydration level and aging on the formation of wrinkles: a comprehensive and objective approach. **Skin Research and Technology**, [s. l.], v. 19, n. 1, p. e349–e355, 2013.

CHOW, C. C.; LAUK, M.; COLLINS, J. J. The dynamics of quasi-static posture control. **Human Movement Science**, [s. l.], v. 18, n. 5, p. 725–740, 1999.

CLOSE, J. C. T.; LORD, S. L.; MENZ, H. B.; SHERRINGTON, C. What is the role of falls?. **Best Practice & Research Clinical Rheumatology**, [s. l.], v. 19, n. 6, Osteoporosis, p. 913–935, 2005.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2. ed. New York: Routledge, 2013. 2013.

CORBEIL, P.; SIMONEAU, M.; RANCOURT, D.; TREMBLAY, A.; TEASDALE, N. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, [s. l.], v. 9, n. 2, p. 126–136, 2001.

CSUKA, M.; MCCARTY, D. J. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. **The American Journal of Medicine**, [s. l.], v. 78, n. 1, p. 77–81, 1985.

CUMMING, G. Cohen's d needs to be readily interpretable: Comment on Shieh (2013). **Behavior Research Methods**, [s. l.], v. 45, n. 4, p. 968–971, 2013.

DA ROCHA, E. S.; BRATZ, D. T. K.; GUBERT, L. C.; DE DAVID, A.; CARPES, F. P. Obese children experience higher plantar pressure and lower foot sensitivity than non-obese. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, [s. l.], v. 29, n. 7, p. 822–827, 2014.

DALY, C. H.; ODLAND, G. F. Age-related Changes in the Mechanical Properties of Human Skin. **Journal of Investigative Dermatology**, [s. l.], v. 73, n. 1, p. 84–87, 1979.

DAUTZENBERG, L.; BEGLINGER, S.; TSOKANI, S.; ZEVGITI, S.; RAIJMANN, R. C. M. A.; RODONDI, N.; SCHOLTEN, R. J. P. M.; RUTJES, A. W. S.; DI NISIO, M.; EMMELT-VONK, M.; TRICCO, A. C.; STRAUS, S. E.; THOMAS, S.; BRETAGNE, L.; KNOL, W.; MAVRIDIS, D.; KOEK, H. L. Interventions for preventing falls and fall-related fractures in community-dwelling older adults: A systematic review and network meta-analysis. **Journal of the American Geriatrics Society**, [s. l.], v. 69, n. 10, p. 2973–2984, 2021.

DEBENHAM, M. I. B.; KANG, H. J.; CHEUNG, S. S.; DALTON, B. H. The influence of reduced foot dorsum cutaneous sensitivity on the vestibular control of balance. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], n. 3, p. 1–15, 2022.

DUNCAN, P. W.; WEINER, D. K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S. Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. **Journal of Gerontology**, [s. l.], v. 45, n. 6, p. M192–M197, 1990.

ERA, P.; SAINIO, P.; KOSKINEN, S.; HAAVISTO, P.; VAARA, M.; AROMAA, A. Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. **Gerontology**, [s. l.], v. 52, n. 4, p. 204–213, 2006.

FARAGE, M. A.; MILLER, K. W.; ELSNER, P.; MAIBACH, H. I. Characteristics of the Aging Skin. **Advances in Wound Care**, [s. l.], v. 2, n. 1, p. 5–10, 2013.

FRADE, M. A. C.; ROSA, D. J. de F.; FILHO, F. B.; SPENCER, J. S.; FOSS, N. T. Semmes-Weinstein monofilament: A tool to quantify skin sensation in macular lesions for leprosy diagnosis. **Indian Journal of Dermatology, Venereology and Leprology**, [s. l.], v. 87, n. 6, p. 807–815, 2021.

GARCÍA-PIQUERAS, J.; GARCÍA-MESA, Y.; CÁRCABA, L.; FEITO, J.; TORRES-PAREJO, I.; MARTÍN-BIEDMA, B.; COBO, J.; GARCÍA-SUÁREZ, O.; VEGA, J. A.

Ageing of the somatosensory system at the periphery: age-related changes in cutaneous mechanoreceptors. **Journal of Anatomy**, [s. l.], v. 234, n. 6, p. 839–852, 2019.

GERMANO, A. M. C.; HESS, T.; SCHMIDT, D.; MILANI, T. L. Effects of plantar hypothermia on quasi-static balance: Two different hypothermic procedures. **Gait and Posture**, [s. l.], v. 60, n. September 2016, p. 194–199, 2018.

GERMANO, A. M. C.; SCHMIDT, D.; MILANI, T. L. Effects of hypothermically reduced plantar skin inputs on anticipatory and compensatory balance responses. **BMC Neurosci**, [s. l.], v. 17, p. 41, 2016.

GIAGAZOGLU, P.; AMIRIDIS, I. G.; ZAFEIRIDIS, A.; THIMARA, M.; KOUVELIOTI, V.; KELLIS, E. Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 107, n. 5, p. 571–579, 2009.

GILLETTE, J. C.; ABBAS, J. J. Foot placement alters the mechanisms of postural control while standing and reaching. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, [s. l.], v. 11, n. 4, p. 377–385, 2003.

GUARDADO, K. E.; SERGENT, S. R. Sensory Integration. *Em: STATPEARLS*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2025. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559155/>. Acesso em: 10 fev. 2025.

GUYTON; HALL. **Textbook of Medical Physiology**. [S. l.: s. n.], 2006. 2006.

HA, V.-A. T.; NGUYEN, T. N.; NGUYEN, T. X.; NGUYEN, H. T. T.; NGUYEN, T. T. H.; NGUYEN, A. T.; PHAM, T.; VU, H. T. T. Prevalence and Factors Associated with Falls among Older Outpatients. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, [s. l.], v. 18, n. 8, p. 4041, 2021.

HANDRIGAN, G.; SIMONEAU, M.; TEASDALE, N.; CORBEIL, P. The effects of added mass on plantar sole sensitivity in upright standing. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], v. 45, p. S233, 2012.

HENNIG, E. M.; STERZING, T. Sensitivity mapping of the human foot: thresholds at 30 skin locations. **Foot & Ankle International**, [s. l.], v. 30, n. 10, p. 986–991, 2009.

HILLS, A. P.; HENNIG, E. M.; BYRNE, N. M.; STEELE, J. R. The biomechanics of adiposity--structural and functional limitations of obesity and implications for movement. **Obesity Reviews: An Official Journal of the International Association for the Study of Obesity**, [s. l.], v. 3, n. 1, p. 35–43, 2002.

HILZ, M. J.; AXELROD, F. B.; HERMANN, K.; HAERTL, U.; DUETSCH, M.; NEUNDÖRFER, B. Normative values of vibratory perception in 530 children, juveniles and adults aged 3–79 years. **Journal of the Neurological Sciences**, [s. l.], v. 159, n. 2, p. 219–225, 1998.

HOLBEIN, M. A.; CHAFFIN, D. B. Stability limits in extreme postures: effects of load positioning, foot placement, and strength. **Human Factors**, [s. l.], v. 39, n. 3, p. 456–468, 1997.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; DIETZ, V.; HORSTMANN, G. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. **Experimental Brain Research**, [s. l.], v. 100, n. 1, p. 93–106, 1994.

HORSTMANN, G. A.; DIETZ, V. A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 76, n. 2, p. 165–176, 1990.

HOWCROFT, J. D.; KOFMAN, J.; LEMAIRE, E. D.; MCILROY, W. E. Static Posturography of Elderly Fallers and Non-Fallers with Eyes Open and Closed. *Em: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, JUNE 7-12, 2015, TORONTO, CANADA, 2015*, Cham. **Anais [...]**. Cham: Springer International Publishing, 2015. p. 966–969.

INGLIS, J. T.; HORAK, FayB.; SHUPERT, CharlotteL.; JONES-RYCEWICZ, C. The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. **Experimental Brain Research**, [s. l.], v. 101, n. 1, 1994.

INMAN, D. R.; PERUZZI, P. The effects of temperature on the responses of Pacinian corpuscles. **The Journal of Physiology**, [s. l.], v. 155, n. 2, p. 280–301, 1961.

ISE, N.; KATSUURA, T.; KIKUCHI, Y.; MIWA, E. Effect of Far-Infrared Radiation on Forearm Skin Blood Flow. **The Annals of physiological anthropology**, [s. l.], v. 6, n. 1, p. 31–32, 1987.

ISHIGURO, M.; IKEDA, K.; TOMITA, K. Effect of near-infrared light-emitting diodes on nerve regeneration. **Journal of Orthopaedic Science**, [s. l.], v. 15, n. 2, p. 233–239, 2010.

ISHIKO, N.; LOEWENSTEIN, W. R. Effects of Temperature on the Generator and Action Potentials of a Sense Organ. **Journal of General Physiology**, [s. l.], v. 45, n. 1, p. 105–124, 1961.

JEKA, J. J.; SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.; RIBEIRO, P.; LACKNER, J. R. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. **Experimental Brain Research**, [s. l.], v. 113, n. 3, p. 475–483, 1997.

JEON, W.; HSIAO, H.-Y.; GRIFFIN, L. Effects of different initial foot positions on kinematics, muscle activation patterns, and postural control during a sit-to-stand in younger and older adults. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], v. 117, p. 110251, 2021.

JOE. **Complete guide to light therapy dosing**. [S. l.: s. n.], 2016. Disponível em: <https://redlightman.com/blog/complete-guide-light-therapy-dosing/>. Acesso em: 11 fev. 2025.

JOHANSSON, R. S.; VALLBO, A. B. Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. **The Journal of Physiology**, [s. l.], v. 286, n. 1, p. 283–300, 1979.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of Neural Science**. 4th editioned. New York, NY: McGraw-Hill Medical, 2000. 2000.

KARMALI, F.; GOODWORTH, A. D.; VALKO, Y.; LEEDER, T.; PETERKA, R. J.; MERFELD, D. M. The role of vestibular cues in postural sway. **Journal of Neurophysiology**, [s. l.], v. 125, n. 2, p. 672–686, 2021.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, C. A. R.; ROLL, R.; ROLL, J.-P. 43. 1998-plantar.sole.balance.control-NeuroReport.pdf. **NeuroReport**, [s. l.], v. 9, n. 14, p. 3247–3252, 1998.

KWON, S.; SEOK, S.; YAU, P.; LI, X.; KEMPER, B.; KEMPER, J. K. Obesity and aging diminish sirtuin 1 (SIRT1)-mediated deacetylation of SIRT3, leading to hyperacetylation and decreased activity and stability of SIRT3. **Journal of Biological Chemistry**, [s. l.], v. 292, n. 42, p. 17312–17323, 2017.

LAROCHE, D. P.; CREMIN, K. A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R. V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, [s. l.], v. 20, n. 3, p. 482–488, 2010.

LI, L.; ZHANG, S.; DOBSON, J. The contribution of small and large sensory afferents to postural control in patients with peripheral neuropathy. **Journal of Sport and Health Science**, [s. l.], v. 8, n. 3, p. 218–227, 2019.

LIMBERG, J. K.; MORGAN, B. J.; SCHRAGE, W. G. Peripheral Blood Flow Regulation in Human Obesity and Metabolic Syndrome. **Exercise and sport sciences reviews**, [s. l.], v. 44, n. 3, p. 116–122, 2016.

LIU, C.; LATHAM, N. K. Progressive resistance strength training for improving physical function in older adults. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, [s. l.], 2009. Disponível em: <https://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD002759.pub2>. Acesso em: 10 fev. 2025.

LOPES, L. M.; UEDA, L. S.; KUNZLER, M. R.; BRITTO, M. A. de; CARPES, F. P. Leg skin stimulation can be a strategy to improve postural control in the elderly. **Neuroscience Letters**, [s. l.], v. 562, p. 60–62, 2014.

MACHADO, Á. S.; BOMBACH, G. D.; DUYSSENS, J.; CARPES, F. P. Differences in foot sensitivity and plantar pressure between young adults and elderly. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, [s. l.], v. 63, p. 67–71, 2016.

MACHADO, M. S.; MACHADO, Á. S.; GUADAGNIN, E. C.; SCHMIDT, D.; GERMANO, A. M. C.; CARPES, F. P. Effects of increasing temperature in different foot regions on foot sensitivity and postural control in young adults. **Foot**, [s. l.], v. 50, p. 101887, 2022.

MACHADO, M. S.; MACHADO, Á. S.; GUADAGNIN, E. C.; SCHMIDT, D.; GERMANO, A. M. C.; CARPES, F. P. Short-term foot warming impacts foot sensitivity and body sway differently in older adults. **Gait and Posture**, [s. l.], v. 102, p. 132–138, 2023.

MACHADO, M. S.; SANTOS, G. R. S. dos; CARPES, F. P. Efeitos agudos de uma corrida de 5km sobre sensibilidade e pressão plantares e controle postural em atletas amadores de corrida: um estudo quase-experimental. **Revista de Educação Física / Journal of Physical Education**, [s. l.], v. 93, n. 2, p. 102–114, 2024.

MAGALHÃES, G. V.; RAZUK, M.; VIEIRA, L. A.; RINALDI, N. M. Postural control performance of active and inactive older adults assessed through postural tasks with different levels of difficulty. **Motriz: Revista de Educação Física**, [s. l.], v. 28, p. e10220015421, 2022.

MAHONEY, F. I.; BARTHEL, D. W. FUNCTIONAL EVALUATION: THE BARTHEL INDEX. **Maryland State Medical Journal**, [s. l.], v. 14, p. 61–65, 1965.

MANCINI, M.; HORAK, F. B. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, [s. l.], v. 46, n. 2, p. 239–248, 2010.

MASANI, K.; VETTE, A. H.; ABE, M. O.; NAKAZAWA, K. Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 39, n. 3, p. 946–952, 2014.

MATTAY, V. S.; FERA, F.; TESSITORE, A.; HARIRI, A. R.; DAS, S.; CALLICOTT, J. H.; WEINBERGER, D. R. Neurophysiological correlates of age-related changes in human motor function. **Neurology**, [s. l.], v. 58, n. 4, p. 630–635, 2002.

MELZER, I.; ODDSSON, L. I. E. Altered characteristics of balance control in obese older adults. **Obesity Research & Clinical Practice**, [s. l.], v. 10, n. 2, p. 151–158, 2016.

MEYER, P. F.; ODDSSON, L. I. E.; DE LUCA, C. J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**, [s. l.], v. 156, n. 4, p. 505–512, 2004.

MILDREN, R. L.; YIP, M. C.; LOWREY, C. R.; HARPUR, C.; BROWN, S. H. M.; BENT, L. R. Ageing reduces light touch and vibrotactile sensitivity on the anterior lower leg and foot dorsum. **Experimental Gerontology**, [s. l.], v. 99, p. 1–6, 2017.

NARDONE, A.; TARANTOLA, J.; MISCIO, G.; PISANO, F.; SCHENONE, A.; SCHIEPPATI, M. Loss of large-diameter spindle afferent fibres is not detrimental to the control of body sway during upright stance: evidence from neuropathy. **Experimental Brain Research**, [s. l.], v. 135, n. 2, p. 155–162, 2000.

NERI, S. G. R.; HARVEY, L. A.; TIEDEMANN, A.; GADELHA, A. B.; LIMA, R. M. Obesity and falls in older women: Mediating effects of muscle quality, foot loads and postural control. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 77, p. 138–143, 2020.

NILWIK, R.; SNIJDERS, T.; LEENDERS, M.; GROEN, B. B. L.; VAN KRANENBURG, J.; VERDIJK, L. B.; VAN LOON, L. J. C. The decline in skeletal muscle mass with aging is mainly attributed to a reduction in type II muscle fiber size. **Experimental Gerontology**, [s. l.], v. 48, n. 5, p. 492–498, 2013.

O'LOUGHLIN, J. L.; ROBITAILLE, Y.; BOIVIN, J.-F.; SUISSA, S. Incidence of and Risk Factors for Falls and Injurious Falls among the Community-dwelling Elderly. **American Journal of Epidemiology**, [s. l.], v. 137, n. 3, p. 342–354, 1993.

OMS. Percentage of total population aged 60 years or over. , 2025. Disponível em: <https://platform.who.int/data/maternal-newborn-child-adolescent-ageing/indicator-explorer-new/mca/percentage-of-total-population-aged-60-years-or-over>.

OMS. World report on ageing and health. , 2015. Disponível em: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241565042>.

OMS; AGNU. **Década del Envejecimiento Saludable (2021-2030)**. [S. l.: s. n.], 2020. Disponível em: <https://www.who.int/es/initiatives/decade-of-healthy-ageing>. Acesso em: 10 fev. 2025.

PALVE, S. S.; PALVE, S. B. Impact of Aging on Nerve Conduction Velocities and Late Responses in Healthy Individuals. **Journal of Neurosciences in Rural Practice**, [s. l.], v. 9, n. 1, p. 112–116, 2018.

PAWSON, N. B. S., Stanley J. Bolanowski ,Lorraine. Immunocytochemical identification of proteins within the Pacinian corpuscle. **Somatosensory & Motor Research**, [s. l.], v. 17, n. 2, p. 159–170, 2000.

PÉREZ, L. M.; PAREJA-GALEANO, H.; SANCHIS-GOMAR, F.; EMANUELE, E.; LUCIA, A.; GÁLVEZ, B. G. 'Adipaging': ageing and obesity share biological hallmarks related to a dysfunctional adipose tissue. **The Journal of Physiology**, [s. l.], v. 594, n. 12, p. 3187–3207, 2016.

PERRY, S. D.; MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. **Brain Research**, [s. l.], v. 877, n. 2, p. 401–406, 2000.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, [s. l.], v. 88, n. 3, p. 1097–1118, 2002.

POULAIN, I.; GIRAUDET, G. Age-related changes of visual contribution in posture control. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 27, n. 1, p. 1–7, 2008.

PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G.; MYKLEBUST, B. M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, [s. l.], v. 43, n. 9, p. 956–966, 1996.

PRINCE, M. J.; WU, F.; GUO, Y.; GUTIERREZ ROBLEDO, L. M.; O'DONNELL, M.; SULLIVAN, R.; YUSUF, S. The burden of disease in older people and implications for health policy and practice. **Lancet (London, England)**, [s. l.], v. 385, n. 9967, p. 549–562, 2015.

ROMAN-LIU, D. Age-related changes in the range and velocity of postural sway. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, [s. l.], v. 77, p. 68–80, 2018.

ROMBERG, M. H. **A Manual of the Nervous Diseases of Man**: [S. l.]: Cornell University Library, 2009. 2009.

ROSE, M.; FLATT, T.; GRAVES JR, J. L.; GREER, L. F.; MARTÍNEZ, D. E.; MATOS, M.; MUELLER, L.; SHMOOKLER REIS, R. J.; SHAHRESTANI, P. What is Aging?. **Frontiers in Genetics**, [s. l.], v. 3, 2012. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/journals/genetics/articles/10.3389/fgene.2012.00134/full>. Acesso em: 10 fev. 2025.

RYU, H. S.; JOO, Y. H.; KIM, S. O.; PARK, K. C.; YOUN, S. W. Influence of age and regional differences on skin elasticity as measured by the Cutometer®. **Skin Research and Technology**, [s. l.], v. 14, n. 3, p. 354–358, 2008.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, [s. l.], v. 20, n. 3, p. 388–397, 2010.

SCHLEE, G.; STERZING, T.; MILANI, T. L. Foot sole skin temperature affects plantar foot sensitivity. **Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 120, n. 8, p. 1548–1551, 2009.

SCHMIDT, B. M.; ALLISON, S.; WROBEL, J. S. Describing Normative Foot Temperatures in Patients With Diabetes-Related Peripheral Neuropathy. **Journal of Diabetes Science and Technology**, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 22–27, 2019.

SCHMIDT, D.; GERMANO, A. M. C.; MILANI, T. L. Effects of active and passive warming of the foot sole on vibration perception thresholds. **Clinical Neurophysiology Practice**, [s. l.], v. 2, p. 38–43, 2016.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor Control: Theory and Practical Applications**. [S. l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 2001.

SMITH, S. G. V. S.; YOKICH, M. K.; BEAUDETTE, S. M.; BROWN, S. H. M.; BENT, L. R. Cutaneous Sensitivity Across Regions of the Foot Sole and Dorsum are Influenced by Foot Posture. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, [s. l.], v. 9, 2022. Disponível em: www.frontiersin.org.

SUDA, M.; KAWAKAMI, M.; OKUYAMA, K.; ISHII, R.; OSHIMA, O.; HIJIKATA, N.; NAKAMURA, T.; OKA, A.; KONDO, K.; LIU, M. Validity and Reliability of the Semmes-Weinstein Monofilament Test and the Thumb Localizing Test in Patients With Stroke. **Frontiers in Neurology**, [s. l.], v. 11, 2021a. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2020.625917/full>. Acesso em: 10 fev. 2025.

SUDA, M.; KAWAKAMI, M.; OKUYAMA, K.; ISHII, R.; OSHIMA, O.; HIJIKATA, N.; NAKAMURA, T.; OKA, A.; KONDO, K.; LIU, M. Validity and Reliability of the Semmes-Weinstein Monofilament Test and the Thumb Localizing Test in Patients With Stroke. **Frontiers in Neurology**, [s. l.], v. 11, 2021b. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2020.625917/full>. Acesso em: 11 fev. 2025.

TAM, B. T.; MORAIS, J. A.; SANTOSA, S. Obesity and ageing: Two sides of the same coin. **Obesity Reviews**, [s. l.], v. 21, n. 4, p. e12991, 2020.

TAVARES, J. T.; BIASOTTO-GONZALEZ, D. A.; BOA SORTE SILVA, N. C.; SUZUKI, F. S.; LUCARELI, P. R. G.; POLITTI, F. Age-Related Changes in Postural Control in Physically Inactive Older Women. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, [s. l.], v. 42, n. 3, p. E81, 2019.

TEASDALE, N.; SIMONEAU, M.; CORBEIL, P.; HANDRIGAN, G.; TREMBLAY, A.; HUE, O. Obesity Alters Balance and Movement Control. **Current Obesity Reports**, [s. l.], v. 2, n. 3, p. 235–240, 2013.

THOMPSON, B. J.; RYAN, E. D.; HERDA, T. J.; COSTA, P. B.; HERDA, A. A.; CRAMER, J. T. Age-related changes in the rate of muscle activation and rapid force characteristics. **AGE**, [s. l.], v. 36, n. 2, p. 839–849, 2014.

TRACY L. MITZNER, J. M. B. Older Adults' Needs for Home Health Care and the Potential for Human Factors Interventions. [s. l.], 2009. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154193120905301118>.

TSAI, S.-R.; HAMBLIN, M. R. Biological effects and medical applications of infrared radiation. **Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology**, [s. l.], v. 170, p. 197–207, 2017.

VEDEL, J. P.; ROLL, J. P. Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. **Neuroscience Letters**, [s. l.], v. 34, n. 3, p. 289–294, 1982.

VISSER, J. E.; CARPENTER, M. G.; VAN DER KOOIJ, H.; BLOEM, B. R. The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 119, n. 11, p. 2424–2436, 2008.

WATANABE, I.-S.; IDE, C. Cholinesterase activity of lamellated sensory corpuscles in the rat lip. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, [s. l.], v. 44, p. 325–333, 1986.

WEINBRENNER, T.; VIOQUE, J.; BARBER, X.; ASENSIO, L. Estimation of height and body mass index from demi-span in elderly individuals. **Gerontology**, [s. l.], v. 52, n. 5, p. 275–281, 2006.

WELLS, C.; WARD, L. M.; CHUA, R.; INGLIS, J. T. Regional Variation and Changes With Ageing in Vibrotactile Sensitivity in the Human Footsole. **The Journals of Gerontology: Series A**, [s. l.], v. 58, n. 8, p. B680–B686, 2003.

WIESMEIER, I. K.; DALIN, D.; MAURER, C. Elderly Use Proprioception Rather than Visual and Vestibular Cues for Postural Motor Control. **Frontiers in Aging Neuroscience**, [s. l.], v. 7, p. 97, 2015.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: Wiley, 1990. 1990.

WINTER, D. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 3, n. 4, p. 193–214, 1995.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. Assessment of balance control in humans. **Medical progress through technology**, [s. l.], v. 16, p. 31–51, 1990.

WRIGHT, W. G.; IVANENKO, Y. P.; GURFINKEL, V. S. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. **Journal of Neurophysiology**, [s. l.], v. 107, n. 5, p. 1513–1521, 2012.

WU, X.; MADIGAN, M. L. Impaired plantar sensitivity among the obese is associated with increased postural sway. **Neuroscience Letters**, [s. l.], v. 583, p. 49–54, 2014a.

WU, X.; MADIGAN, M. L. Impaired plantar sensitivity among the obese is associated with increased postural sway. **Neuroscience Letters**, [s. l.], v. 583, p. 49–54, 2014b.

YIHENEW, A.; EJIGU ANTENEH, Y.; MIHERET, T.; GOBEZIE, M.; ERIKU, G. A.; YIMER SHIBABAW, Y.; KASSA, T. The prevalence of functional disability and associated factors among older adults living in Bahir Dar City, Northwest, Ethiopia: a community-based cross-sectional study. **Frontiers in Public Health**, [s. l.], v. 12, p. 1399027, 2024.

YÜMIN, E. T.; ŞİMŞEK, T. T.; SERTEL, M.; ANKARALI, H. The effect of age and body mass index on plantar cutaneous sensation in healthy women. **Journal of Physical Therapy Science**, [s. l.], v. 28, n. 9, p. 2587–2595, 2016.

ANEXO I – Ficha de avaliação

Dados gerais

Nome _____ Data ____/____/____

1. Tratamento medicamentoso [Sim Não], se sim, qual?

2. Uso de auxiliares da marcha [Sim Não]
3. Problemas de visão [Sim Não]
4. Distúrbios vestibulares [Sim Não]
5. Diagnóstico de doenças neurológicas (Ex. Parkinson, Alzheimer) [Sim Não]
6. Diagnóstico de Diabetes [Sim Não]
7. Lesões nos membros inferiores (graves ou há 6 meses) [Sim Não]
8. Presença de lesões cutâneas nos pés [Sim Não]
9. Histórico de quedas (>60 anos) [Sim Não]

Informações adicionais:

Dados antropométricos

Massa:

Estatura:

Demi-span:

Nível de independência de idosos:

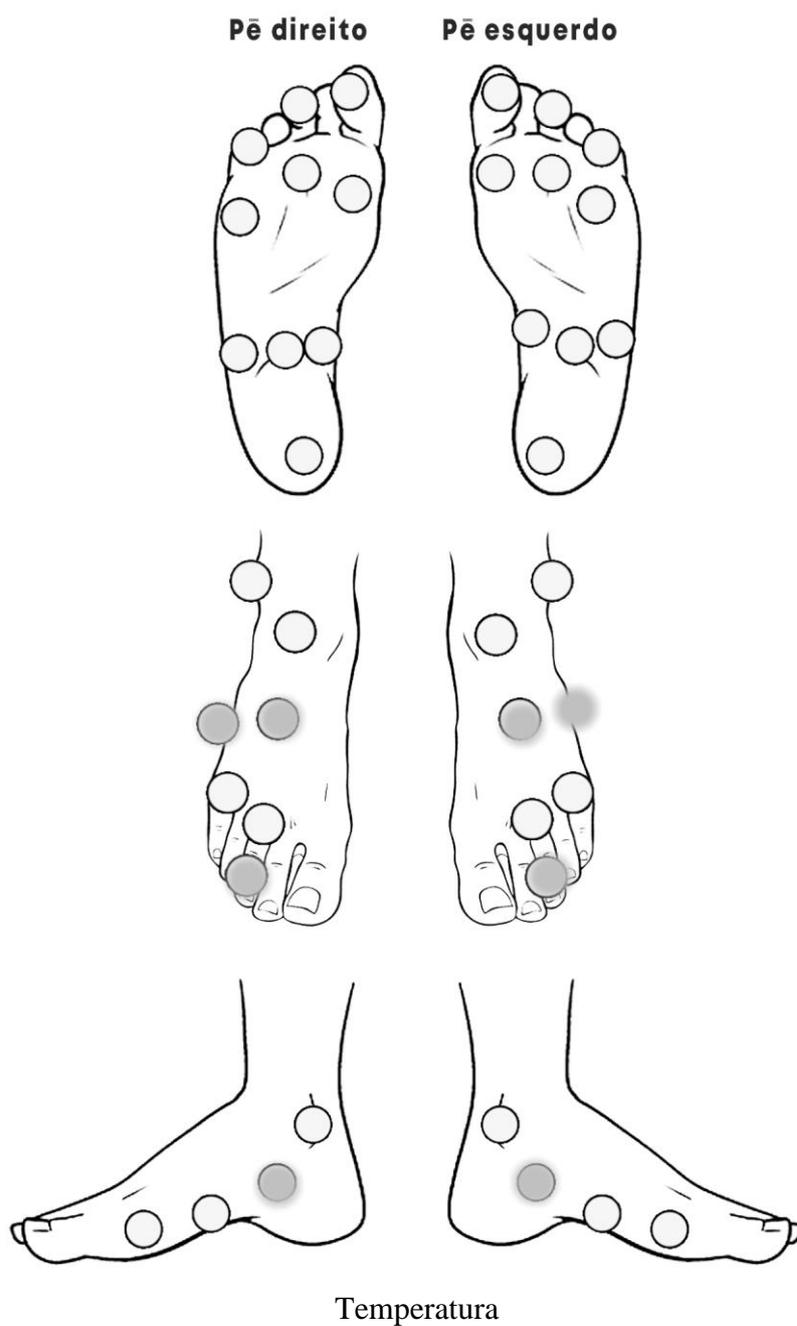
ATIVIDADE	PONTUAÇÃO
Alimentação 0 = incapacitado 5 = precisa de ajuda para cortar, passar manteiga, etc ou dieta modificada 10 = independente	
Banho 0 = dependente 5 = independente	
Atividades Rotineiras 0 = precisa de ajuda com higiene pessoal 5 = independente rosto/cabelo/dentes/barbear	
Vestir-se 0 = dependente	

5 = precisa de ajuda, mas consegue fazer parte sozinho 10 = independente (incluindo botões, zíper, laços, etc.).	
Controle esfinteriano (Intestino) 0 = incontinente (necessidade de enemas) 5 = acidente ocasional 10 = continente	
Controle esfinteriano (Bexiga) 0 = incontinente, ou caracterizado e incapaz de manejo 5 = acidente ocasional 10 = continente	
Uso do Toilet 0 = dependente 5 = precisa de alguma ajuda parcial 10 = independente (pentear-se, limpar-se, etc).	
Transferência (da cama para a cadeira e vice versa) 0 = incapacitado, sem equilíbrio para ficar sentado 5 = necessita de muita ajuda, pode sentar 10 = pouca ajuda (verbal ou física) 15 = independente	
Mobilidade (em superfícies planas) 0 = imóvel ou < 50 metros 5 = cadeira de rodas independente, incluindo esquinas, >50 metros 10 = caminha com ajuda de uma pessoa (verbal ou física) >50 metros 15 = independente (mas pode precisar de alguma ajuda (como por exemplo, a bengala) > 50 metros	
Escadas 0 = incapacitado 5 = precisa de ajuda (verbal, física ou ser carregado) 10 = independente	

Resultado	Grau de dependência
<20	Total
20-35	Grave
40-55	Moderado
≥ 60	Leve
100	Independente

AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE TÁTIL

Tempo (pré (1) x pós (2)):



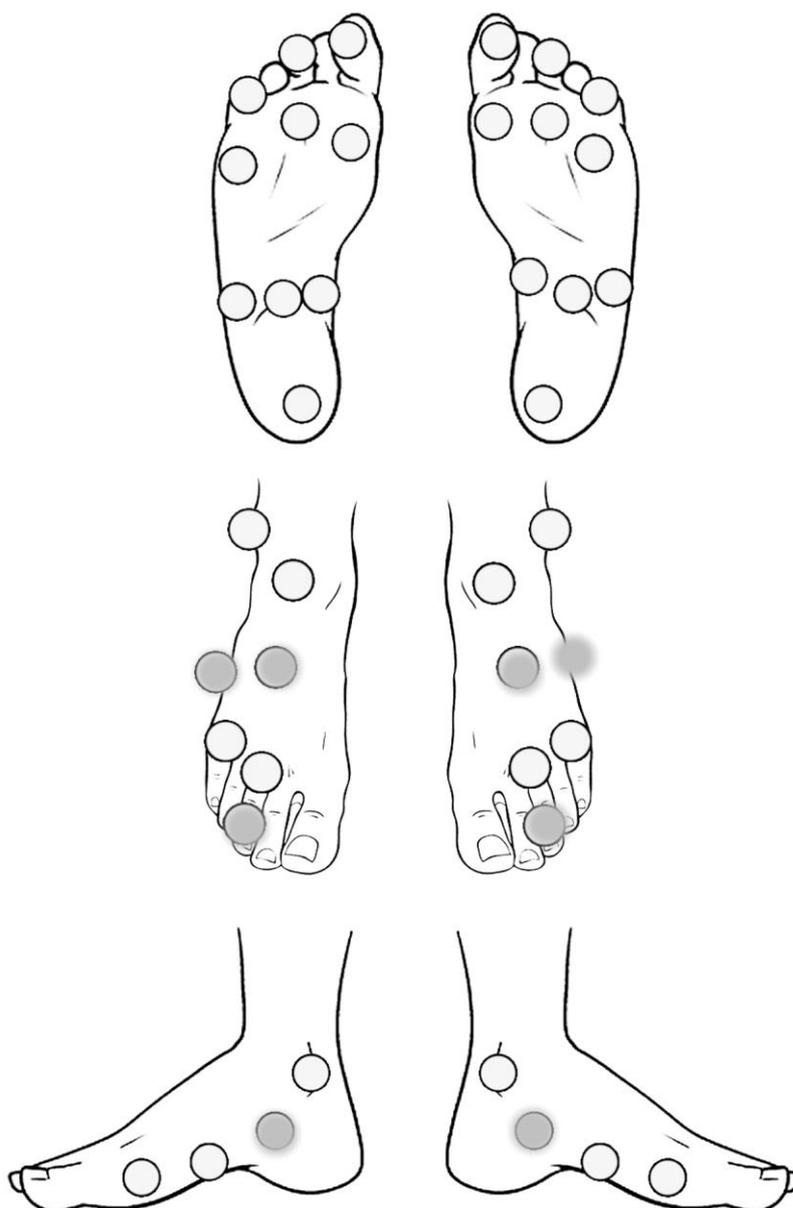
Tempo (pré (1) x

	D	E
AP		
MP		
RP		
DO		

pós (2)):

Pê direito

Pê esquerdo



	D	E
AP		
MP		
RP		
DO		

ANEXO II – Protocolo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITOS DA MANIPULAÇÃO NA TEMPERATURA DOS PÉS SOBRE O CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS
Pesquisador Responsável: Felipe Pivetta Carpes
Área Temática:
Versão: 2
CAAE: 73202423.8.0000.5323
Submetido em: 12/10/2023
Instituição Proponente: Fundação Universidade Federal do Pampa UNIPAMPA
Situação da Versão do Projeto: Aprovado
Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

Comprovante de Recepção:  PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_2182263

