



PROGRAMA
DE CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO

CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Ciências da Reabilitação

Mestrado em Ciências da Reabilitação

João Eduardo Machado da Costa Antunes

**O EFEITO DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA E DA
CONTRIBUIÇÃO VISUAL SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO
POSTURAL EM ORTOSTATISMO**

RIO DE JANEIRO

2024

JOÃO EDUARDO MACHADO DA COSTA ANTUNES

**O EFEITO DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA E DA
CONTRIBUIÇÃO VISUAL SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO
POSTURAL EM ORTOSTATISMO**

Projeto apresentado ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de **Mestre** em Ciências da Reabilitação.

Linha de Pesquisa: Abordagem Terapêutica em Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Fabio Vieira dos Anjos

RIO DE JANEIRO

2024

Autorizo a reprodução e a divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio, convencional ou eletrônico, para fins de estudo e de pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas e
Informação – SBI – UNISUAM

615.8 Antunes, João Eduardo Machado da Costa
A636e O efeito do biofeedback por posturografia e da contribuição visual sobre o controle do equilíbrio postural em ortostatismo / João Eduardo Machado da Costa Antunes – Rio de Janeiro, 2024.
103p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Centro Universitário Augusto Motta, 2025.


1. Biofeedback. 2. Eletromiografia. 3. Controle postural, visual. .4 Contração muscular. I. Título.

CDD 22.ed.


JOÃO EDUARDO MACHADO DA COSTA ANTUNES

**O EFEITO DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA E DA
CONTRIBUIÇÃO VISUAL SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO
POSTURAL EM ORTOSTATISMO**

Examinada em: 10 / 12 / 2024

Documento assinado digitalmente
 **FABIO VIEIRA DOS ANJOS**
Data: 10/12/2024 11:41:12-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Fabio Vieira dos Anjos
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Documento assinado digitalmente
 **THIAGO LEMOS DE CARVALHO**
Data: 10/12/2024 13:02:49-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Thiago Lemos de Carvalho
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM



Luís Aureliano Imbiriba Silva
Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ

RIO DE JANEIRO

2024

Dedico esta obra à Daiana (in memoriam), cujo apoio e confiança foram essenciais na minha trajetória, permanecendo como fonte de inspiração e gratidão.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por todas as bênçãos concedidas, pela graça, força e sabedoria que guiaram cada passo desta jornada. Sem esses dons, jamais teria chegado até aqui.

À minha mãe e minha irmã, expresso minha eterna gratidão pelo amor incondicional, pelo cuidado constante e por todo o esforço. Mesmo diante das dificuldades, vocês nunca mediram esforços para me proporcionar a melhor educação e foram sempre meu apoio e inspiração na busca pelos meus objetivos e sonhos.

Agradeço de coração à minha querida avó Zulmira, por ser um pilar de amor, sabedoria e força em minha vida. Seu carinho, conselhos e exemplo de perseverança me ensinaram o valor da dedicação e da humildade.

Ao meu pai, agradeço por me ensinar a ser fisioterapeuta e por me mostrar um caminho de excelência na área. Mesmo hoje estando longe, sou imensamente grato por ter me proporcionado essa oportunidade e por ter sido um exemplo para minha formação.

Aos colegas do grupo de pesquisa, especialmente a Wellington e Estéphanne Penna, sou grato pela parceria e pelo suporte no desenvolvimento do projeto e na condução da coleta de dados.

Agradeço igualmente aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, pelo compartilhamento de conhecimento e por fomentar a ciência em nível de excelência. Ao Prof. Dr. Arthur Ferreira, coordenador do programa, e ao Prof. Thiago Lemos, agradeço pelas valiosas oportunidades de aprendizado e pelo exemplo de competência e humanidade com que conduzem o programa.

Por fim, minha mais sincera gratidão ao Prof. Dr. Fábio dos Anjos, por toda a orientação prestada ao longo dessa jornada acadêmica. Agradeço pela paciência, pela dedicação e pela disponibilidade contínua. Seu vasto conhecimento, aliado à humildade e generosidade ao ensinar, foram essenciais para meu crescimento acadêmico. Muito obrigado por guiar este projeto e por ampliar significativamente meu entendimento. Minha gratidão é imensa!

Resumo

Introdução: O biofeedback visual tem sido amplamente utilizado em programas de treinamento voltados para a melhoria do equilíbrio postural por meio da redução do balanço postural. No entanto, estudos têm demonstrado variabilidade entre indivíduos na capacidade de reduzir o balanço postural ao utilizar biofeedback visual, sugerindo que algumas pessoas podem não depender fortemente de pistas visuais para ajustar sua postura. Uma questão relevante decorrente desses achados é se indivíduos que dependem da informação visual adotam estratégias posturais diferentes daquelas utilizadas por indivíduos que não dependem da visão em suas estratégias posturais ao realizar tarefas de biofeedback. Este estudo investigou o efeito da contribuição visual sobre a atividade muscular e o balanço postural em adultos jovens durante diferentes tarefas de biofeedback visual na postura ereta. **Métodos:** Dezenove participantes realizaram quatro tarefas posturais distintas, cada uma com duração de sessenta (60) segundos: (1) Olhos abertos (OA), como condição controle; (2) Olhos fechados (OF); (3) Biofeedback do centro de pressão (CoP) utilizando alvos de 2 cm (3a) e 4 cm (3b); e (4) Biofeedback de um apontador laser controlado pelo punho direito. Eletromiogramas (EMG) de superfície foram coletados dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) direitos, e o deslocamento do CoP foi medido nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) por uma plataforma de força. O índice baseado na diferença percentual da área de oscilação do CoP foi utilizado para determinar o peso da informação visual no controle postural, dividindo os indivíduos em visuais e não-visuais. O teste de Friedman foi aplicado, seguido do teste de Wilcoxon post-hoc para comparações pareadas entre condições, com nível de significância de 5%. **Resultados:** Considerando os dados do grupo, a amplitude RMS do músculo tibial anterior (TA) foi maior nas tarefas de biofeedback com laser ($p = 0,010$), biofeedback por posturografia com alvo de 2 cm ($p = 0,012$) e 4 cm ($p = 0,041$) em comparação aos olhos abertos. Já o RMS do gastrocnêmio medial (GM) não apresentou diferenças significativas entre as condições ($p = 0,973$). Em relação aos parâmetros do CoP, o desvio padrão AP foi maior no biofeedback por posturografia, independentemente do alvo ($p < 0,05$), e laser ($p = 0,049$). A área de oscilação do CoP variou significativamente nas condições com alvo de 4 cm ($p = 0,004$) e laser ($p = 0,005$). Considerando os subgrupos, no grupo visual, houve

aumento na atividade do TA com alvo de 2 cm ($p = 0,047$) e maior deslocamento do CoP com laser, em relação a olhos abertos. No grupo não-visual, o TA e o GM não mostraram diferenças, mas o desvio padrão do CoP AP e área de oscilação diminuíram com os alvos de 2 cm e 4 cm, e aumentaram com o biofeedback laser ($p < 0,05$), em relação a olhos abertos. **Conclusão:** As adaptações posturais ao biofeedback do CoP parecem depender da dependência da visão para o controle postural e do protocolo de biofeedback utilizado. Indivíduos dependentes da visão apresentaram aumento da ativação muscular quando precisam atingir uma redução menor da oscilação do CoP, como observado com o alvo de 2 cm. Em contraste, indivíduos não-visuais reduzem a oscilação sem esforço muscular adicional, independentemente do tamanho do alvo. Além disso, a dependência visual não influenciou a estratégia postural durante o biofeedback com laser, pois ambos os grupos demonstraram maior variabilidade da oscilação do CoP nessa condição. **Implicações:** Esses achados sugerem que a dependência da visão para o controle postural deve ser considerada ao desenvolver protocolos de biofeedback para redução da oscilação postural. Indivíduos dependentes da visão podem apresentar maior atividade muscular em resposta a intervenções voltadas para melhorar a estabilidade postural ou reduzir o balanço postural.

Palavras-chave: Biofeedback; Eletromiografia; Controle Postural, Visual; Contração Muscular.

Abstract

Introduction: Visual biofeedback has been widely used in training programs aimed at improving postural balance by reducing postural sway. However, studies have shown variability among individuals in their ability to reduce postural sway when using visual biofeedback, suggesting that some people may not rely heavily on visual cues to adjust their posture. An important question arising from these findings is whether individuals who depend on visual information differ from those who do not in their postural strategies when performing biofeedback tasks. This study investigated the effect of visual contribution on muscle activity and postural sway in young adults during upright posture using different visual biofeedback tasks. **Methods:** Nineteen participants performed four distinct postural tasks, each lasting sixty (60) seconds: (1) Eyes open (EO), as a control condition; (2) Eyes closed (EC); (3) Center of pressure (CoP) biofeedback using 2 cm targets (3a) and 4 cm targets (3b); and (4) Laser biofeedback controlled by the wrist. Electromyograms (EMG) were collected from the right anterior tibialis (TA) and medial gastrocnemius (GM) muscles, and CoP displacement was measured in the antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) directions. The index based on the percentage difference in CoP sway area was used to determine the weight of visual information in postural control, dividing participants into visual and non-visual groups. The Friedman test was applied, followed by the post-hoc Wilcoxon test for paired comparisons between conditions, with a significance level of 5%. **Results:** When considering the whole group, the RMS amplitude of the tibialis anterior (TA) muscle was higher during the laser biofeedback task ($p = 0.010$), posturography biofeedback with a 2 cm target ($p = 0.012$), and with a 4 cm target ($p = 0.041$), compared with eyes open. In contrast, the RMS of the medial gastrocnemius (GM) showed no significant differences between conditions ($p = 0.973$). Regarding CoP parameters, the AP standard deviation was greater in posturography biofeedback, regardless of target ($p < 0.05$), and in laser biofeedback ($p = 0.049$). The CoP sway area varied significantly under the 4 cm target ($p = 0.004$) and laser ($p = 0.005$) conditions. When considering subgroups, in the visual group, TA activity increased with the 2 cm target ($p = 0.047$), and CoP displacement was greater with laser compared with eyes open. In the non-visual group, neither TA nor GM activity differed, but the CoP AP standard deviation and sway area decreased

with the 2 cm and 4 cm targets and increased with laser biofeedback ($p < 0.05$), compared with eyes open. **Conclusion:** Postural adaptations to CoP biofeedback appear to depend on an individual's reliance on vision for postural control and the biofeedback protocol used. Vision-dependent individuals exhibit increased muscle activation when they need to achieve a smaller reduction in CoP sway, as observed with the 2 cm target. In contrast, non-visual individuals reduce sway without additional muscle effort, regardless of the target size. Furthermore, visual dependence did not influence the postural strategy during laser biofeedback, as both groups showed greater variability in CoP sway in this condition. **Implications:** These findings suggest that visual dependence for postural control should be considered when developing biofeedback protocols for reducing postural sway. Vision-dependent individuals may exhibit higher muscle activity in response to interventions aimed at improving postural stability or reducing postural sway.

Keywords: Biofeedback; Electromyography; Postural Control; Visual Feedback.

Lista de Ilustrações

FIGURA 1 Representação esquemática das tarefas experimentais

FIGURA 2 Representação do posicionamento dos eletrodos de superfície utilizados no experimento.

Lista de Quadros e Tabelas

Quadro 1	Apoio financeiro
Quadro 2	Detalhamento do orçamento
Quadro 3	Cronograma de execução
Quadro 4	Declaração de desvios de projeto original

Lista de Abreviaturas e Siglas

CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
TCLE	Termo de Consentimento livre e esclarecido

Sumário

RESUMO	VII
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	XI
LISTA DE QUADROS E TABELAS	XII
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XIII
 <u>PARTE I – PROJETO DE PESQUISA</u>	 <u>17</u>
 CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	 18
 <u>1.1 REVISÃO DE LITERATURA</u>	 <u>19</u>
 1.2.1 CONTROLE POSTURAL	19
1.2.2 AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL	23
1.2.2.1 POSTUROGRAFIA	23
1.2.2.2 PROCEDIMENTOS PARA UMA AVALIAÇÃO DE POSTUROGRAFIA	24
1.2.2.3 POSTUROGRAFIA NA AVALIAÇÃO DA CONTRIBUIÇÃO VISUAL PARA O CONTROLE POSTURAL	28
1.2.2.2 ELETROMIOGRAFIA (EMG)	29
1.2.3 TÉCNICAS POR BIOFEEDBACK APLICADAS PARA CONTROLE POSTURAL	32
1.2.3.1 BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA	32
1.2.3.2 BIOFEEDBACK POR LASER	33
1.2.4 TREINAMENTO DO CONTROLE DO EQUILÍBRIO E ENVELHECIMENTO	34
1.3 JUSTIFICATIVAS	36
1.3.1 RELEVÂNCIA PARA AS CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO	36
1.3.2 RELEVÂNCIA PARA A AGENDA DE PRIORIDADES DO MINISTÉRIO DA SAÚDE	37
1.3.3 RELEVÂNCIA PARA O DESENVOLVIMENTO SUSTENTÁVEL	37
1.4 OBJETIVOS	38
1.4.1 PRIMÁRIO	38
1.4.2 SECUNDÁRIOS	38
CAPÍTULO 2 PARTICIPANTES E MÉTODOS	40
2.1 ASPECTOS ÉTICOS	41
2.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO	41
2.2.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO	41
2.3 AMOSTRA	41

2.3.1 LOCAL DE RECRUTAMENTO DO ESTUDO	41
2.3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO	41
2.3.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO	41
2.4 PROCEDIMENTOS/METODOLOGIA PROPOSTA	42
2.4.1 TAREFAS POSTURAS	42
2.5 DESFECHOS	45
2.5.1 DESFECHO PRIMÁRIO	45
2.5.2 DESFECHO SECUNDÁRIO	45
2.6 ANÁLISE DOS DADOS	45
2.6.1 TAMANHO AMOSTRAL	45
2.6.2 VARIÁVEIS DO ESTUDO	46
2.6.3 PLANO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA	46
2.6.4 DISPONIBILIDADE E ACESSO AOS DADOS	47
2.7 RESULTADOS ESPERADOS	47
2.8 ORÇAMENTO E APOIO FINANCEIRO	47
2.9 CRONOGRAMA	48
REFERÊNCIAS	50
APÊNDICE 1– TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	56
APÊNDICE 2 – FICHA DE AVALIAÇÃO	59
ANEXO 1– PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	61

<u>PARTE II – PRODUÇÃO INTELECTUAL</u>	<u>65</u>
CONTEXTUALIZAÇÃO DA PRODUÇÃO	66
DISSEMINAÇÃO DA PRODUÇÃO	67
MANUSCRITO(S) PARA SUBMISSÃO	70
3.1 O EFEITO DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA E DA CONTRIBUIÇÃO VISUAL SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO POSTURAL EM ORTOSTATISMO	72
3.1.1 CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES DO MANUSCRITO PARA SUBMISSÃO #1	72
RESUMO	74
<u>Introdução</u>	<u>78</u>
<u>Métodos</u>	<u>79</u>
<u>Resultados</u>	<u>83</u>

DISCUSSÃO	94
<u>Conclusão</u>	<u>98</u>
REFERÊNCIAS	99

PARTE I – PROJETO DE PESQUISA

Capítulo 1 INTRODUÇÃO

O biofeedback, técnica desenvolvida na década de 60, tem sido amplamente utilizado para permitir que indivíduos controlem variáveis biomecânicas ou biológicas que normalmente não estão sob controle consciente (Van Peppen et al., 2006).

Uma das aplicações mais recentes é o biofeedback por posturografia, que oferece aos indivíduos a capacidade de monitorar e ajustar as oscilações corporais em tempo real, utilizando informações visuais, auditivas ou táteis (Dozza et al., 2005; Dault et al., 2003; Chiari et al., 2005). Esta abordagem tem mostrado impacto significativo no controle da estabilidade postural e tem despertado grande interesse nas ciências da reabilitação.

Estudos indicam que o biofeedback por posturografia pode reduzir o balanço postural em diferentes populações, incluindo adultos (Dos Anjos et al., 2016), idosos (Laughton, 2003) e indivíduos com disfunções neurológicas (Dozza et al., 2005). No entanto, ainda não está claro se a estratégia postural baseada na redução dos deslocamentos corporais realmente otimiza o controle postural, já que parece resultar em um esforço muscular excessivo, especialmente nos músculos envolvidos no controle do equilíbrio, como o gastrocnêmio medial e o tibial anterior (Dos Anjos et al., 2016; Dault et al., 2003; Anker et al., 2008). Tal esforço pode levar a uma rigidez postural, comprometendo a estabilidade (Benjuya et al., 2004; Dos Anjos et al., 2017).

Portanto, é essencial investigar como o biofeedback influencia a atividade muscular durante o ortostatismo, especialmente em jovens adultos. O presente estudo tem como objetivo explorar o efeito do biofeedback sobre o balanço postural à nível de atividade muscular, a fim de entender os mecanismos gerado pelo corpo e observar a criação de estratégias efetivas para o controle do equilíbrio corporal.

1.1 REVISÃO DE LITERATURA

1.2.1 Controle Postural

O corpo humano está sujeito a diversas forças externas e internas que o afetam constantemente (Woollacott, Shumway-Cook, 2010). Dentre as forças externas, a força gravitacional e a força de reação do solo sobre os pés são as mais comuns. As forças internas incluem perturbações fisiológicas, as perturbações geradas pela ativação muscular para manter a postura e realizar movimentos. Todas essas forças parecem gerar aceleração no corpo humano em torno do seu centro de gravidade (CG), resultando em um estado de constante desequilíbrio, uma vez que as forças nunca são nulas por muito tempo. Assim, é possível afirmar que o corpo humano está em busca constante de equilíbrio em meio a um ambiente de desequilíbrio mecânico (Winter et al., 2005; Duarte, 2010).

O controle postural emerge da interação do indivíduo com a tarefa e o ambiente, no qual envolve em controlar a posição do corpo no espaço por propósitos duplos de estabilidade e orientação (Woollacott, Shumway-Cook, 2010). A orientação postural é definida como a habilidade de manter uma relação apropriada entre os segmentos corporais e entre o corpo e o meio ambiente da tarefa (Horak e Macpherson, 1996). Sendo que o termo postura é frequentemente utilizado para descrever o alinhamento biomecânico do corpo e a orientação do corpo com ambiente, com isso é empregado o termo orientação postural para incluir esses conceitos (Woollacott, Shumway-Cook, 2010). A postura é uma configuração das articulações do corpo que expressa o arranjo relativo entre seus segmentos por meio de ângulos. Durante atividades da vida diária, tais como andar, alcançar objetos ou ficar em pé, inúmeras posturas são adotadas pelo ser humano. Mesmo ao ficar parado em pé, o corpo oscila em sua posição, o que torna o termo "postura ereta estática ou parada" tecnicamente incorreto. Um termo mais adequado seria "postura ereta semi-estática" (Duarte, 2010; Zatsiorsky, 1998).

É importante pontuar; que a estabilidade corporal é fundamental para o sucesso na realização de tarefas cotidianas e na execução de exercícios físicos e esportes, especialmente quando se mantém uma postura ereta (Winter et al., 1991; Winter et al., 2015). Ela também é conhecida como equilíbrio corporal, no qual é uma habilidade fundamental do controle postural, que permite o controle do centro de massa em relação à base de sustentação. O centro de massa (CM) é o ponto que está no centro

da massa corpórea total, determinado pelo peso médio do CM de cada segmento corporal. A projeção vertical do CM é comumente definida como CG. Embora os pesquisadores frequentemente falem sobre estabilidade como controladora do CM em relação à base de sustentação, na verdade eles se referem ao controle da projeção vertical do CM e do CG em relação à base de sustentação (Winter et al., 1990; Woollacott, Shumway-Cook, 2010; Duarte, 2010). Compreender a estabilidade postural é essencial para a compreensão da dinâmica da postura e para o desenvolvimento de estratégias de intervenção eficazes na prevenção de lesões e no tratamento de condições clínicas. Assim, por definição, um controle postural efetivo envolve o controle do equilíbrio e da orientação postural adequada à realização de atividade motoras específicas (Massion, 1998; Rajendran e Roy, 2011).

Dessa forma, o equilíbrio na postura em pé envolve a habilidade de controlar de maneira adequada a projeção vertical do centro de massa do corpo (ou seja, a representação pontual de toda a massa corporal) dentro dos limites da base de suporte (Shumway-Cook; Woollacott, 2010). A base de suporte (BS) é determinada pela área de contato entre o corpo e a superfície de apoio. Quanto maior essa base de suporte, maior será a área em que a projeção vertical do centro de massa (normalmente referido como centro de gravidade) pode se deslocar sem comprometer o equilíbrio. Caso o deslocamento do centro de massa ultrapasse os limites da área de contato entre o corpo e a superfície, é necessário modificar a base de suporte para manter o equilíbrio.

Para manter a estabilidade postural, respostas neuromusculares são necessárias para controlar a projeção vertical do centro de gravidade do corpo. Isso sugere, que o CG seja mantido dentro da BS, que é polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés. Isso permite a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo, enquanto mantém a estabilidade. O CG ou CM é o ponto de equilíbrio do corpo humano, representando o centro de massa onde a força gravitacional resultante é aplicada. De forma mais precisa, é o ponto no qual o corpo é considerado balanceado em relação às forças que atuam sobre ele. O limite de estabilidade é um conceito associado a base de sustentação, que expressa até onde o indivíduo consegue utilizar sua base de sustentação e se manter em equilíbrio. Esses limites são importantes e podem diminuir com o envelhecimento, afetando a capacidade de manter o equilíbrio (Duarte, 2010; Zatsiorsk, 2002; Winter, 2005).

Vale ressaltar que, mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo são determinadas pelas forças e pelos momentos de força (torques) aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a soma total das forças e torques que atuam sobre ele é igual a zero ($\Sigma F = 0$ e $\Sigma M = 0$). As principais forças externas que afetam o corpo humano são a força da gravidade, que age sobre todo o corpo, e a força de reação do solo, que atua sobre os pés durante a postura ereta (Winter, 2005; Loram et al., 2001; Loram et al., 2002; Duarte, 2010).

É crucial enfatizar que, existe a interação do sistema neuromuscular que contribui envia informações ao sistema sensorial, resultando sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente, (Woollacott, Shumway-Cook., 2010; Zamparo P et al., 2009).

No estudo do sistema neuromuscular, a unidade motora emerge como a unidade funcional fundamental. Composta por um neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas, a ativação de uma unidade motora desencadeia a propagação de potenciais de ação ao longo das fibras nervosas, chegando às junções neuromusculares e, posteriormente, às fibras musculares. O somatório desses potenciais de ação define o potencial de ação da unidade motora. Em músculos, o número de unidades motoras varia, determinando o tamanho e a força do músculo. A regulação da força muscular acontece através do recrutamento e da frequência de disparo das unidades motoras, com o primeiro predominante em esforços de baixa intensidade e o segundo ativado em situações que exigem força elevada e ações rápidas (Neves et al., 2022).

Nesse cenário, estudos têm se voltado à investigação da relevância do recrutamento e da frequência de disparo das unidades motoras na regulação da força muscular durante a manutenção da postura ereta. Em especial, a atividade dos músculos flexores plantares do tornozelo (como o sóleo e o gastrocnêmio) é avaliada durante a postura em pé (Vieira et al., 2009; Dos Anjos et al., 2017). Esses músculos desempenham um papel crucial na correção das oscilações do corpo decorrentes do torque flexor gravitacional em posição ereta. A pesquisa revela que, durante a postura ereta, a ativação do músculo gastrocnêmio medial ocorre principalmente através do recrutamento de unidades motoras, sugerindo que tal predominância facilita aumentos imediatos no torque do tornozelo, essenciais para a estabilização rápida durante a postura em pé (Vieira et al., 2009).

Os sistemas sensoriais desempenham um papel vital na sustentação do controle postural. De modo geral, o sistema nervoso central utiliza esses sistemas para obter informações precisas sobre a posição do corpo no espaço circundante. Dessa forma, o feedback sensorial oriundo dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular desempenha um papel de extrema importância no processo em que o sistema nervoso central determina o momento e a forma de gerar as forças necessárias para efetuar movimentos que assegurem um controle postural adequado (Shumway-Cook; Woollacott, 2010; Neves, et al., 2022).

O sistema visual desempenha um papel primordial ao transmitir informações ao sistema nervoso central sobre o ambiente externo e a orientação vertical. Especificamente, o sistema visual periférico é composto por fotorreceptores cones (responsáveis pela visão diurna) e bastonetes (para visão noturna), situados na parte posterior da retina, juntamente com células bipolares que encaminham os estímulos ao nervo óptico, conduzindo-os até o tálamo (núcleo geniculado lateral) e o mesencéfalo (colículo superior e região pré-tectal) no lado oposto. O córtex visual primário, localizado na região occipital, recebe as informações visuais igualmente do lado oposto, provenientes do núcleo geniculado lateral no tálamo (Neves et al., 2022). Em Santos et al. (2018), o propósito do estudo consistiu em caracterizar o controle postural na posição ereta semi-estática de atletas com distintos níveis de deficiência visual, enquanto também investigou a existência de variações baseadas nas modalidades esportivas praticadas. A pesquisa identificou discrepâncias no controle postural dos atletas com deficiência visual, indicando que essas diferenças podem estar correlacionadas tanto com o grau de perda visual quanto com as particularidades das modalidades esportivas adotadas. No contexto da análise dos sistemas sensoriais, a visão destaca-se como o sistema mais amplamente examinado em relação ao controle postural, como destacado por Duarte et al. (2022).

O controle postural desempenha um papel na coordenação do movimento, permitindo ao corpo adaptar-se e reagir de maneira ágil e precisa a várias situações. Compreender os mecanismos subjacentes ao controle postural é fundamental para o desenvolvimento de estratégias de intervenção e reabilitação em diferentes condições clínicas, bem como para promover a saúde em geral (Woollacott, Shumway-Cook, 2010; Winter & Campbell, 2015).

Existem formas de poder avaliar o equilíbrio, no qual pode-se utilizar tanto a avaliação qualitativa, que se iniciaram há mais de um século, por meio de observação

dos movimentos corporais na postura ereta em algumas condições (olhos abertos, olhos fechados, unipodal, pés unidos, pés afastados, entre outros). Dentre os instrumentos qualitativos utilizados na investigação da estabilidade corporal estão, por exemplo o Teste de Romberg (Laska, 2022), no qual é bastante usado na prática clínica. Apesar de ser um instrumento de avaliação de baixo custo e de simples aplicação, eles são mais suscetíveis à variabilidade intra-inter avaliador e, em geral, não permitem observar as alterações específicas do controle do equilíbrio na postura em pé (Gagey; Weber, 2000; Duarte; Freitas, 2010).

Dessa forma, técnicas quantitativas envolvendo o uso de instrumentos de medição vêm sendo para aplicadas para avaliar principalmente o comportamento das oscilações corporais do corpo durante a postura de pé (Horak, 1986; Laughton, 2003).

1.2.2 Avaliação do Controle postural

1.2.2.1 Posturografia

A posturografia é um método muito utilizado na avaliação do controle do equilíbrio, e medir a oscilação do corpo ou em uma variável associada a essa oscilação do corpo, pois dentro de um ambiente controlado, com perturbações padronizados, permite uma análise detalhada com uma complexa fisiopatologia dos distúrbios do equilíbrio em grupos de pacientes, de valores quantitativos e objetivos (Visser, et al., 2008, Duarte., 2010).

É uma prática comum atribuir a técnica posturográfica em duas categorias principais em: estática e dinâmica (Furman et al., 1993). Na estática, a posição do centro de pressão é medida enquanto os sujeitos mantêm a postura em um estado relativamente imperturbável (geralmente em uma postura parada em uma superfície de apoio fixa. No entanto mesmo, a postura não perturbada está longe de ser estática devido à influência combinada da gravidade e pequenos movimentos corretivos autoiniciados (Kuo et al.; 1998, Creath et al., 2002; Duarte, 2010). Já na dinâmica, envolve o uso de tipos de perturbações físicas, como perturbações externas, estímulos previsíveis e não previsíveis aplicados na parte superior do corpo, tronco, e cabeça ou mudanças auto infligidas, exemplo, mudança de peso voluntarias, respostas posturais antecipatórias e equilíbrio em superfície de suporte instável. (Bloem et al., 2003).

A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle do equilíbrio é o Centro de Pressão (COP), que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. Para medir o COP, é comum utilizar uma plataforma de força. Em geral, a plataforma de força consiste em uma placa sob a qual alguns sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico estão arranjos para medir os três componentes de força, F_x , F_y e F_z , sendo que x , y , z são direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente e os três componentes do momento de força (ou torque), M_x , M_y , e M_z , agindo sobre a plataforma. Em que, o dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de força (Duarte, 2010; Zatsiorsky VM, 2002).

A plataforma de força, nomeado como uma modalidade cinética, que inclui gravações do COP, com uso de torques reativos e força de cisalhamento aplicadas a superfície de apoio, em função do tempo (Visser, 2008). Ele é um instrumento utilizado para avaliar a distribuição de pressão plantar, o equilíbrio e a estabilidade postural (Duarte, 2010). Ela é composta por sensores que registram a pressão exercida pelos pés sobre a plataforma, permitindo a análise da distribuição de carga e da dinâmica postural. A plataforma de força é amplamente utilizada em diversas áreas, como fisioterapia, medicina do esporte, geriatria e neurologia (Liu et al., 2015).

Em suma, é uma técnica importante para avaliar a oscilação postural e possíveis causas de quedas, com isso evitando-as. Ela permite avaliar tanto de forma dinâmica quanto em estática, mostrando-se eficaz em diversos grupos de pacientes, como idosos, pessoas com distúrbios neurológicos. Ao usar a posturografia, é possível identificar problemas posturais e monitorar o progresso de tratamentos ou reabilitações, ajudando a manter o equilíbrio e a estabilidade corporal.

1.2.2.2 Procedimentos para uma avaliação de posturografia

A condução de uma avaliação estabilométrica não demanda procedimentos intrincados ou altos níveis de complexidade, tanto para o examinador quanto para o examinado. No entanto, a aparente simplicidade dos equipamentos, tarefas e diretrizes tem potencialmente contribuído para a diversidade substancial de estudos, abrangendo variados desenhos e abordagens. Essa diversidade reflete a ausência de

um protocolo experimental padronizado. Existem orientações na literatura com objetivo de obter uma avaliação de qualidade, sugere-se que sejam levados em consideração os seguintes aspectos:

a) Ambiente da avaliação

A posturografia, pode ser conduzida tanto em ambientes ao ar livre quanto em instalações laboratoriais, ajustando-se às exigências de operação da plataforma de força. Esta plataforma requer condições como energia elétrica estável e uma superfície de apoio sólida, plana e nivelada. Além disso, as diretrizes abrangem aspectos como iluminação apropriada, gestão de ruídos e considerações sobre o campo visual do indivíduo em avaliação (Duarte; Freitas, 2010).

Para avaliações em ambientes internos, é essencial que o campo de visão do avaliado permita a percepção das dimensões da sala, podendo incluir pontos de referência visuais. Recomenda-se uma luminosidade de no mínimo 20 Lm quando os olhos estão fechados e de pelo menos 40 Lm com os olhos abertos. Quanto aos níveis de ruído, é preferível que fiquem abaixo de 40 dB. É crucial observar esses fatores, uma vez que distrações durante a coleta de dados podem impactar as oscilações corporais durante o procedimento (Kapteyn et al, 1983; Duarte; Freitas, 2010).

b) Desempenho técnico da plataforma de força

A relevância desse requisito não há muitos estudos. SCOPPA et al. (2013) delineiam as diretrizes estabelecidas pela Sociedade Internacional para Pesquisa em Postura e Marcha (ISPGR).

c) Frequência de aquisição de sinal

É de grande importância ter um conhecimento fundamental sobre as propriedades da frequência do sinal do centro de pressão (ou de qualquer outro sinal em aquisição) (Duarte; Freitas, 2010). Esse entendimento é essencial para conduzir com precisão a aquisição, processamento e interpretação desses sinais.

Diversos estudos apontaram que o sinal do centro de pressão pode ser representado por oscilações corporais com frequências inferiores a 10 Hz, equivalente a menos de dez oscilações por segundo (Rougier 2008; Duarte; Freitas, 2010). De acordo com o Teorema de Nyquist, a frequência de aquisição (ou seja, a taxa de

amostragem) dos sinais deve ser no mínimo duas vezes maior que a frequência máxima presente no sinal. Isso implica que, para acompanhar as frequências das oscilações corporais, a taxa de amostragem deve ser de no mínimo 20 Hz, embora a prática comum sugira uma taxa de cinco a dez vezes esse valor (Scoppa et al., 2013).

Recomenda-se uma taxa de amostragem de 100 Hz para as medições tradicionais do centro de pressão. Indica-se a aplicação de um filtro passa-baixas com frequência de corte de 10 Hz, para reduzir ruídos indesejados de alta frequência e obter resultados mais confiáveis nos dados do centro de pressão (RUHE et al., 2010).

d) Tempo de aquisição do sinal

Para assegurar uma análise confiável dos deslocamentos do centro de pressão, sugere-se normalmente que a duração da coleta do sinal seja de pelo menos 60 segundos (Carpenter et al., 2001) ou até mesmo 90 segundos (Ruhe; Fejer; Walker, 2010). No entanto, é importante levar em consideração as condições clínicas, a capacidade física e a idade do avaliado.

e) Número de repetições

Para obter resultados confiáveis ao longo de um único dia de avaliação, é recomendável realizar de três a cinco tentativas. Esse intervalo de tentativas demonstra ser suficiente para garantir uma boa confiabilidade nas variáveis estabilométricas (Ruhe; Fejer; Walker, 2010). Contudo, é relevante notar que um número excessivo de repetições pode acarretar um efeito de aprendizado ou até mesmo provocar fadiga muscular, o que, respectivamente, pode resultar na redução ou aumento das oscilações corporais (Duarte; Freitas, 2010).

f) Intervalo entre as repetições

Os registros estabilométricos são geralmente rápidos e não exigem grande esforço físico ou mental do avaliado. O intervalo entre as repetições serve, principalmente, para evitar a fadiga muscular e reduzir a demanda de atenção entre as coletas experimentais. Não há um padrão normatizado para a duração desses intervalos em avaliações estabilométricas repetidas em um mesmo indivíduo. Por isso, sugere-se um intervalo de 45 a 60 segundos. No entanto, esse período pode variar

conforme o desenho do estudo, o estado clínico, e o nível de condicionamento físico e mental do participante (Neves et al., 2022).

g) Posição do corpo e orientação dos pés

Durante uma avaliação estabilométrica, é recomendável que o indivíduo mantenha uma posição ortostática com os pés descalços, os braços ao lado do corpo e a cabeça alinhada ao plano horizontal de Frankfurt. Alterações na angulação da cabeça ou no posicionamento das mãos, como à frente do corpo ou nas costas, podem influenciar o deslocamento do centro de pressão (Ruhe, Fejer & Walker, 2010).

Contudo, a maior dificuldade em padronizar a postura reside na orientação dos pés. Embora diversos estudos tenham investigado a orientação dos pés durante avaliações estabilométricas, ainda não há uma recomendação conclusiva (Scoppa et al., 2013). Esforços para padronizar a distância entre os calcanhares e o ângulo de abertura dos pés (rotação lateral) muitas vezes não consideram as particularidades biomecânicas individuais, o que pode gerar ajustes posturais indesejados (Duarte & Freitas, 2010).

Para garantir maior rigor metodológico, é aconselhável uniformizar a posição dos pés entre todos os participantes, levando em consideração o desenho do estudo e as condições físicas dos indivíduos, especialmente se for necessário adotar uma posição mais desafiadora para o equilíbrio (Ruhe, Fejer & Walker, 2010). Recomenda-se também o uso de um dispositivo que assegure o posicionamento dos pés em uma angulação específica ou a padronização individual das repetições, marcando a silhueta dos pés em uma folha de papel ou diretamente na superfície da plataforma.

h) Condição Visual

Não há ainda um consenso na literatura científica sobre a padronização da condição visual com os olhos abertos durante uma avaliação estabilométrica. Recomenda-se que os participantes fixem o olhar em um alvo circular com 5 cm de diâmetro, posicionado à altura dos olhos e a 3 metros de distância da plataforma de força (Kapteyn et al., 1983). No entanto, Prado, Stoffregen e Duarte (2007) observaram que tanto jovens quanto idosos apresentaram maior estabilidade ao focar em alvos a uma distância de 40 cm.

i) Instruções Verbais

Diversas instruções verbais são utilizadas em protocolos experimentais para orientar os participantes a manter a postura em pé e analisar o comportamento das oscilações corporais. Duas instruções comuns incluem: (I) "permaneça na postura ereta o mais imóvel possível" e (II) "permaneça na postura ereta de forma relaxada" (Zok, Mazzà & Cappozzo, 2008; Ruhe, Fejer & Walker, 2010). Pesquisas indicam que essas instruções podem influenciar de maneiras diferentes o padrão de oscilação corporal durante a postura em pé. Loram e Lakie (2002) demonstraram que a instrução para "permanecer o mais imóvel possível" pode reduzir o tamanho das oscilações corporais, mas também pode induzir uma rigidez postural indesejada.

Com base nessas descobertas, Dos Anjos et al. (2017) optaram por instruir os participantes a "permanecerem de forma relaxada" enquanto os envolviam em uma conversação ativa para minimizar o controle voluntário sobre as oscilações. Portanto, as instruções verbais dadas aos voluntários podem ter um impacto significativo nos resultados das avaliações estabilométricas.

j) Seleção dos indivíduos a serem testados

As características antropométricas dos indivíduos podem influenciar a capacidade discriminativa dos parâmetros do centro de pressão, como a velocidade média, na identificação de diferentes respostas posturais em ortostatismo (Visser et al., 2008; Ruhe, Fejer & Walker, 2010). Por exemplo, fatores como peso e altura podem impactar os parâmetros do centro de pressão (Ruhe, Fejer & Walker, 2010).

Para reduzir a variabilidade entre os participantes, uma abordagem possível é selecionar indivíduos com características antropométricas semelhantes (formando um grupo homogêneo) ou normalizar os parâmetros do centro de pressão utilizando uma medida antropométrica, como a altura (Chiari, Rocchi & Cappello, 2002).

Além disso, a idade dos participantes pode ser um fator de confusão, pois a seleção de indivíduos com ampla variação etária pode aumentar a variabilidade nos parâmetros do centro de pressão, dado que o padrão das oscilações posturais em pé tende a mudar significativamente com o envelhecimento, como o aumento da amplitude do centro de pressão (Dault et al., 2003; Visser et al., 2008).

1.2.2.3 Posturografia na avaliação da contribuição visual para o controle postural

Do ponto de vista clínico, uma medida amplamente utilizada para avaliar o comprometimento do controle postural em situações de privação visual é o Quociente de Romberg (QR; Gagey; Weber, 2000). Esse quociente é calculado de maneira simples ao dividir uma variável específica na condição de olhos fechados (OF) pela mesma variável na condição de olhos abertos (OA), e então multiplicado por 100. Por exemplo, considerando a área, uma variável frequente para esse cálculo: $QR = (\text{ÁreaOF}/\text{ÁreaOA}) \times 100$. Ao comparar essas duas condições visuais, o objetivo é discernir a capacidade do sistema somatossensorial e vestibular em compensar a falta do sistema visual, evidenciando a extensão da dependência desse último no equilíbrio (Gagey; Weber, 2000; Tanishima et al., 2017). Valores iguais ou inferiores a 100 (onde a área é maior na condição OA) indicam, teoricamente, uma independência relativa do sistema visual na manutenção do equilíbrio quase estático. Em contraste, valores mais elevados refletem uma maior dependência do sistema visual para sustentar a postura estática.

1.2.2.2 Eletromiografia (EMG)

A eletromiografia (EMG) é uma técnica usada para estudar a função muscular e a unidade motora ao analisar a atividade elétrica dos músculos. Esse método registra os potenciais elétricos gerados pelos músculos, identificando as características elétricas de um músculo específico ou de um grupo muscular (Oliveira et al., 2012). A contração muscular ocorre quando as fibras musculares, que compõem os músculos, são ativadas por impulsos elétricos, conhecidos como potenciais de ação, enviados pelos neurônios motores do sistema nervoso central até as unidades motoras. Esses impulsos desencadeiam uma série de eventos que resultam na contração muscular (Moritani, Stegeman, Merletti, 2004).

As unidades motoras (UMs) são componentes críticos do sistema neuromuscular, consistindo em um motoneurônio e as fibras musculares associadas, que são ativadas por seus ramos axonais. Quando um motoneurônio dispara, os potenciais de ação se iniciam nas junções neuromusculares e se propagam por todas as fibras musculares, avançando em direção às regiões tendinosas. A soma desses potenciais é conhecida como potencial de ação da unidade motora, sendo o elemento responsável pela contração muscular (Garcia, Vieira, 2011). A EMG utiliza eletrodos para capturar os sinais elétricos dos músculos, podendo ser de superfície ou intramusculares. A captação de superfície, sozinha ou combinada, oferece

informações valiosas sobre o comportamento muscular sob diferentes cargas, ângulos e velocidades de execução, além de avaliar o comportamento mioelétrico em várias situações (Ferreira et al., 2007). Para captar esses sinais, pequenos eletrodos são posicionados sobre a pele, acima do músculo a ser avaliado. Esses eletrodos registram a atividade elétrica dos músculos e convertem o sinal eletromiográfico em um sinal elétrico, que é amplificado e registrado por um aparelho de eletromiografia (Vieira, Windhorst, Merletti, 2010).

A atividade elétrica captada pelos eletrodos aumenta conforme a contração muscular se intensifica, pois mais fibras musculares são recrutadas para gerar a força necessária. A amplitude do potencial de ação da unidade motora depende de fatores como a taxa de disparo, características da membrana da fibra muscular, diâmetro das fibras, distância das fibras ativas ao local de detecção, área de captação dos eletrodos e a extensão de sua distribuição (De Luca, 1997). Assim, o sinal EMG fornece informações sobre a intensidade e duração da contração muscular, a manifestação mioelétrica da fadiga, o recrutamento de unidades motoras e a coordenação muscular, através da forma e amplitude do sinal (Garcia, Vieira, 2011).

A EMG tem mostrado grande potencial na avaliação da ativação muscular durante a postura ortostática e em exercícios proprioceptivos (Dos Anjos et al., 2022; Oliveira et al., 2012). As informações geradas pela EMG são utilizadas para compreender os mecanismos que o sistema neuromuscular emprega para manter o equilíbrio postural, tanto em postura ereta estática quanto durante atividades (Dos Anjos et al., 2017).

Um dos mecanismos de controle postural utilizado pelo sistema nervoso central é a co-contratação muscular, que envolve a ativação simultânea de vários músculos ao redor de uma articulação (Kellis, Arabatzi, Papadopoulos, 2003). No contexto da estabilidade articular, a co-contratação aumenta a rigidez do tornozelo, reduzindo a oscilação corporal e ajudando a manter a orientação vertical do corpo. Contudo, um excesso de co-contratação muscular no tornozelo pode sobrecarregar a musculatura principal, mas estudos indicam que esse excesso pode ser mitigado por meio de treinamento (Dos Anjos et al., 2016; Laughton, 2003; Dos Anjos et al., 2022).

O uso da EMG como ferramenta de biofeedback é uma das estratégias empregadas para reduzir a co-contratação muscular na postura ortostática. A ideia é que o sistema nervoso central regula a postura em pé visando minimizar o esforço muscular, em vez de simplesmente controlar a oscilação corporal. Pesquisas mostram

que, ao fornecer ao indivíduo um sinal de áudio proporcional à amplitude dos sinais eletromiográficos registrados nos músculos gastrocnêmios, sóleo e tibial anterior, é possível manter a estabilidade em pé enquanto se reduz a atividade dos gastrocnêmios e sóleo, sem sobrecarregar o músculo tibial anterior (Vieira, Baudry, Botter, 2016). Essas mudanças ocorrem sem que haja alterações significativas na oscilação corporal, demonstrando a eficácia do biofeedback EMG no controle postural.

Além do biofeedback auditivo, a conversão do sinal EMG em feedback visual também pode ser utilizada para treinar a musculatura, auxiliando tanto no fortalecimento de músculos fracos quanto na redução do tônus espástico, mostrando-se eficaz em reabilitação musculoesquelética e neurológica (Giggins, Persson, Caulfield, 2013).

Para garantir a qualidade da aquisição do sinal EMG, é necessário seguir uma série de procedimentos e verificações metodológicas, desde o preparo da pele até a escolha dos eletrodos e seu posicionamento. Fatores como o material, tamanho dos eletrodos, arquitetura muscular, e ângulo de penetração influenciam diretamente na amplitude dos sinais EMG de superfície (Avancini et al., 2015). A distância entre eletrodos bipolares, por exemplo, afeta a representatividade do sinal captado: uma distância maior pode captar sinais de músculos adjacentes, um efeito conhecido como crosstalk (Vieira et al., 2017). Eletrodos posicionados sobre a zona de inervação (IZ) podem gerar erros na aquisição, causando variabilidade nos registros (Rainoldi, Melchiorri, Caruso, 2004).

Com o aumento do uso da EMG de superfície, surgiram padrões metodológicos como o SENIAM (Eletromiografia de superfície não invasiva para avaliação de músculos), que padroniza a aquisição de sinais para minimizar variáveis que podem interferir na interpretação e comparação dos dados (Hermens et al., 2000). Porém, em relação a distância entre eletrodos, estudos recentes sugerem que o volume de captação dos eletrodos de superfície pode ser menor do que o anteriormente descrito, o que pode levar à detecção de EMG de superfície insensível à atividade muscular. A escolha da distância entre eletrodos dentro de uma faixa de poucos centímetros influencia substancialmente a localização espacial da gravação e, portanto, o nível de representatividade da gravação e menos o nível de crosstalk (Vieira et al., 2017).

1.2.3 Técnicas por biofeedback aplicadas para controle postural

1.2.3.1 Biofeedback por posturografia

Técnicas de biofeedback permitem que o indivíduo ganhe consciência e controle diretamente uma determinada variável de interesse, biológica ou cinemática (E. B. Blanchard And Epstein L.H.,1978). O biofeedback do balanço postural tem despertado grande interesse das Ciências da Reabilitação dado o seu impacto no controle da estabilidade postural.

O biofeedback é um método de treinamento que utiliza informações sensoriais para auxiliar o indivíduo a compreender e controlar seu próprio corpo. Ao combinar a plataforma de força com o biofeedback, é possível fornecer informações visuais e auditivas ao indivíduo sobre sua postura e distribuição de pressão, permitindo que ele possa realizar ajustes posturais e melhorar seu equilíbrio e estabilidade (SOUZA, D et al., 2015).

Durante a postura ereta, o corpo humano está sujeito a uma oscilação postural permanente, que é continuamente corrigida pelo sistema nervoso central para manter a estabilidade corporal (Duarte, 2010). Dessa maneira, na abordagem dos programas de treinamento de equilíbrio, o foco está na redução da oscilação postural excessiva com o objetivo de prevenir a instabilidade postural em ortostatismo. Para reduzir a oscilação corporal durante tarefas de precisão guiadas por informações visuais, é possível executar tarefas motoras com feedback visual (Dault et al., 2003; Taube et al., 2008). As tarefas motoras baseadas em feedback visual podem ser ainda mais promissoras para o treinamento de equilíbrio, dependendo do tipo de informação de feedback visual utilizado (Dault et al., 2003; Van Peppen et al., 2006; Wulf, 2013).

Entre os protocolos de treinamento de equilíbrio baseados em informações de feedback visual, o mais comumente utilizado é o que utiliza a plataforma de força para fornecer feedback visual do deslocamento do COP sob os pés durante a postura ereta (Duarte, 2010). Neste contexto, utiliza-se um feedback visual amplificado do COP durante a posição em pé, com ampliação geralmente entre 2 e 4 vezes. Essa abordagem tem como objetivo reduzir o deslocamento do COP, proporcionando ao indivíduo uma representação visual precisa do seu equilíbrio postural. Essa estratégia personalizada de feedback parece ser benéfica para melhorar o controle postural (Litvinenkova E Hlavacka, 1973; Duarte E Zatsiorsky, 2002; Dault et al. 2003; Cawsey et al. 2009).

O uso do biofeedback por posturografia consiste em ser uma ferramenta valiosa para o aprimoramento do equilíbrio. A literatura mostra eficácia do uso do biofeedback por feedback visual do deslocamento do COP no tratamento de pacientes com diferentes condições, incluindo indivíduos com distúrbios neurológico, idosos e com transtorno do equilíbrio (Anjos et al., 2016; Dault et al., 2003).

Contudo, a redução da oscilação postural pode ser alcançada por meio do uso de tarefas motoras guiadas por feedback visual. Estas tarefas exigem que os indivíduos controlem seu balanço corporal enquanto executam tarefas precisas com base em informações visuais. Para atingir este objetivo, deve-se adaptar a tarefa às habilidades individuais de cada sujeito, o que somente é possível com o uso de um sistema de feedback visual ajustável (Dault et al., 2003; Taube et al., 2008; Sayenko et al., 2010). No entanto, estudos anteriores sugeriram que, dependendo do tipo de feedback visual fornecido aos indivíduos, a oscilação corporal é reduzida por meio de diferentes estratégias de controle postural (Dault et al., 2003; Taube et al., 2008).

Para compreender plenamente os efeitos dos tipos de feedback visual no controle da oscilação postural, ambos devem ser aplicados na mesma população. Além disso, ainda há pouco conhecimento sobre o impacto do feedback visual na oscilação postural em direções particulares. Existe alguma evidência de que o feedback pode diferenciar a oscilação postural nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), reduzindo a variabilidade do deslocamento lateral do COP) e aumentando-a na direção anterior (Anjos et al., 2016; Balasubramaniam et al., 2000).

Acredita-se que o uso da intervenção de biofeedback por posturografia provavelmente conduzirá a uma redução do tamanho das oscilações corporais ao custo do aumento do nível de atividade dos músculos envolvidos no controle do equilíbrio (gastrocnêmio medial e tibial anterior) (Dos Anjos et al., 2016), indicando uma co-contração muscular excessiva a nível do tornozelo. Em relação aos adultos, esperamos que os idosos co-contraiam mais intensamente os músculos do tornozelo durante o uso do biofeedback por posturografia (Laughton, 2003).

1.2.3.2 Biofeedback por laser

O treinamento de equilíbrio pode ser uma ferramenta valiosa para melhorar a estabilidade postural em indivíduos com deficiências de equilíbrio. Uma das abordagens mais recentes para o treinamento de equilíbrio envolve o uso de feedback visual externo por meio de um ponteiro laser portátil. Esse método consiste em projetar

o laser em um alvo à frente do indivíduo enquanto ele mantém o equilíbrio em pé (Anjos et al., 2016; Taube et al., 2008; Wulf, 2013).

O seu uso para o treinamento de equilíbrio é fornecimento pelo feedback visual de uma fonte externa, com base em um ponteiro laser portátil. Esta tarefa envolve a projeção de um laser no alvo à frente do sujeito durante o equilíbrio em pé. Requer que o indivíduo controle a posição do feixe de laser, através do movimento da articulação do punho no alvo, ao invés de controlar a própria oscilação postural. Assim, este método oferece uma maneira eficaz de melhorar o equilíbrio e a coordenação motora (Taube et al., 2008; Wulf, 2013).

É importante notar que essa abordagem ainda é relativamente nova e mais pesquisas são necessárias para determinar sua eficácia em comparação com outras técnicas de treinamento de equilíbrio. No entanto, os resultados iniciais são promissores e sugerem que essa abordagem pode ser uma opção viável para o treinamento de equilíbrio em diversos contextos, desde atletas de alto rendimento até idosos com deficiências de equilíbrio (Dos Anjos et al., 2016; Taube et al., 2008).

O uso do feedback visual externo com o ponteiro laser portátil é uma abordagem inovadora e promissora para o treinamento de equilíbrio, com potencial para melhorar a estabilidade postural em indivíduos (Taube et al., 2008).

Embora mais pesquisas sejam necessárias para avaliar sua eficácia em comparação com outras técnicas de treinamento de equilíbrio, os resultados iniciais indicam que essa abordagem pode ser uma opção viável em diversos contextos e grupos populacionais. Contudo, o uso do ponteiro laser portátil para o treinamento de equilíbrio é uma abordagem inovadora e promissora que pode ter um impacto significativo na melhoria da estabilidade postural em indivíduos com deficiências de equilíbrio, sugerindo sua viabilidade em diversos contextos, mas é necessário realizar mais pesquisas para avaliar sua eficácia em comparação com outras técnicas de treinamento de equilíbrio.

1.2.4 Treinamento do controle do equilíbrio e envelhecimento

Existe uma correlação entre o envelhecimento e o controle postural: a força muscular e o equilíbrio diminuem com a idade, o que pode levar a quedas e outros problemas de saúde; a consciência corporal também pode ser afetada, o que pode resultar em problemas de postura e equilíbrio. Além disso, para pessoas com mais de

65 anos, ocorre uma perda significativa de força muscular, flexibilidade, coordenação e equilíbrio que pode afetar a postura, aumentando o risco de quedas (Oliveira, Silva, 2007; Costa, Ferreira, 2008; Souza, Santos, 2009).

O envelhecimento pode ter um impacto significativo na postura e no equilíbrio, no qual influencia no controle postural. Na literatura reforçam a ideia de que o envelhecimento afeta a capacidade de manter o equilíbrio, o que pode levar a quedas e outras complicações de saúde. Isso evidencia que o envelhecimento pode afetar a consciência corporal, a capacidade de sustentar a postura e a resposta muscular. Nesse contexto, a força muscular sofre impacto, o que influi diretamente no estado da postura e do equilíbrio. A força muscular desempenha um papel crucial na estabilidade postural, e sua diminuição pode aumentar o risco de quedas e complicações de saúde. É fundamental destacar, que o envelhecimento afeta a habilidade de manter a postura, pois ocorre a redução da flexibilidade e da força muscular podendo contribuir para problemas de equilíbrio e postura (Laughton et al., 2003; Fonseca, Ferreira, 2010; Blouin et al., 2016; Vieira et al., 2016; Mansur et al., 2013).

Existem benefícios sobre os efeitos do treinamento de equilíbrio em idosos com intuito de reduzir os riscos de quedas. Além do treinamento de equilíbrio, outras medidas preventivas podem ser tomadas para reduzir o risco de quedas em idosos (Lam, Hui-Chan, 2012). Estudos sugerem que o desenvolvimento de programas de treinamento específicos possivelmente poderia ajudar indivíduos com maior risco de quedas a se tornarem menos distraídos por vários fatores no ambiente que os obrigam a prestar atenção em várias coisas ao mesmo tempo (Day et al., 1993; Pompeu et al., 2015; Mota, J., & Oliveira, 2012; Moura et al., 2020).

Os adultos mais velhos apresentam níveis aumentados de oscilação postural, o que pode resultar em quedas (Laughton et al., 2022). Embora se saiba que altos níveis de atividade muscular são uma característica de declínios posturais relacionados à idade, ainda permanece obscura a compreensão dos mecanismos que contribuem para a instabilidade postural e quedas. Além disso, ainda não está claro se o aumento da atividade muscular impede maior instabilidade postural ou se é uma resposta compensatória ao aumento da oscilação postural (Laughton et al., 2022; Anjos et al., 2016)

Pesquisas apontam que as quedas são a sétima causa de mortes de pessoas acima de 75 anos (Ochs et al., 1985). No entanto, é importante ressaltar a necessidade de compreender os mecanismos relacionados às quedas e trabalhar

para preveni-las, uma vez que se trata de um tema relevante para a saúde pública (Dawson et al., 1989). Diversos estudos têm destacado os fatores que contribuem para a ocorrência de quedas em idosos, assim como as medidas preventivas que podem ser adotadas para reduzir esse risco (Laughton et al., 2022; Dault et al., 2003). Entre as principais recomendações, destaca-se o treinamento de equilíbrio, além da identificação e monitoramento dos fatores de risco para quedas. Por isso, é essencial investir em ações preventivas ao longo de toda a vida, com o objetivo de resolver os desafios de hoje e, de forma crescente, os de amanhã (Brito F, 2008).

1.3 Justificativas

A literatura sugere que o uso do biofeedback por posturografia pode levar a uma co-contracção muscular, o que pode não ser benéfico para o controle do equilíbrio. A redução da oscilação postural, acompanhada pelo aumento da co-contracção muscular, pode resultar em um aumento da rigidez postural, comprometendo assim o equilíbrio. No entanto, essa relação ainda precisa ser mais investigada. Podem existir abordagens de treinamento que possam auxiliar na redução da co-contracção muscular, potencialmente possibilitando um equilíbrio mais adequado.

Portanto, este estudo tem como objetivo entender a estratégia a nível muscular na altura do tornozelo em diferentes contextos de técnicas de biofeedback.

1.3.1 Relevância para as Ciências da Reabilitação

Técnicas de biofeedback permitem que o indivíduo ganhe consciência e controle diretamente uma determinada variável de interesse, biológica ou cinemática. O biofeedback do balanço postural tem despertado grande interesse das Ciências da Reabilitação dado o seu impacto no controle da estabilidade postural. Enquanto parece o que o biofeedback limita os movimentos corporais em ortostatismo, ainda não é claro se tal estratégia postural ocorre ao custo do aumento do nível de atividade muscular.

Espera-se que os benefícios a longo prazo deste projeto envolvam a implantação de protocolos de avaliação funcional e reabilitação do equilíbrio postural, por meio de sistemas de biofeedback, com potencial inovador para a prevenção de quedas em idosos.

1.3.2 Relevância para a Agenda de Prioridades do Ministério da Saúde¹

A postura ortostática é fundamental para o desempenho das atividades diárias e qualidade de vida dos indivíduos. No entanto, distúrbios posturais podem levar a problemas de equilíbrio, quedas e incapacidade funcional, afetando diretamente a saúde e bem-estar dos jovens adultos. Nesse contexto, o biofeedback do balanço postural surge como uma potencial abordagem terapêutica para melhorar a estabilidade postural e reduzir os riscos associados.

Considerando a importância de abordagens baseadas em evidências científicas e alinhadas às prioridades do Ministério da Saúde, esta dissertação visa investigar o efeito do biofeedback do balanço postural sobre a atividade muscular na postura ortostática em jovens adultos. Essa pesquisa busca contribuir para o conhecimento científico e prático, fornecendo dados relevantes para embasar intervenções terapêuticas eficazes no campo do equilíbrio postural.

Além disso, o projeto está alinhado com o Eixo 12 de prioridade da agenda de prioridades do Ministério da Saúde – Saúde do idoso, que enfoca a promoção de práticas baseadas em evidências e a busca por estratégias inovadoras no cuidado da saúde. Ao investigar o uso do biofeedback do balanço postural como uma possível intervenção terapêutica, esta pesquisa tem o potencial de fornecer subsídios para a elaboração de diretrizes clínicas e programas de reabilitação voltados para o equilíbrio postural em jovens adultos.

Portanto, este projeto possui relevância direta para a agenda de prioridades do Ministério da Saúde, contribuindo para a promoção da saúde e prevenção de doenças, além de fornecer embasamento científico para a implementação de novas abordagens de prevenção de quedas.

1.3.3 Relevância para o Desenvolvimento Sustentável²

A busca pelo desenvolvimento sustentável é uma prioridade global, conforme estabelecido pelos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável propostos pela Agenda 2030 da ONU. Entre esses objetivos, destaca-se o ODS 3 - Saúde e Bem-estar, que visa garantir uma vida saudável e promover o bem-estar para todas as pessoas, em

¹https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/agenda_prioridades_pesquisa_ms.pdf

²<https://odsbrasil.gov.br/objetivo/objetivo?n=3>

todas as idades. Ao investigar intervenções terapêuticas baseadas em biofeedback do balanço postural, busca-se melhorar a estabilidade postural e a saúde de jovens adultos.

A promoção de uma postura ortostática saudável e equilibrada é essencial para a prevenção de lesões, quedas e complicações musculoesqueléticas. Ao investigar o efeito do biofeedback do balanço postural, esta pesquisa visa identificar estratégias terapêuticas eficazes para melhorar a postura ortostática e, conseqüentemente, promover a saúde e o bem-estar dos jovens adultos.

Além disso, ao contribuir para o ODS 3 - Saúde e Bem-estar, também se alinha com outros objetivos da Agenda 2030, como o ODS 9 - Indústria, Inovação e Infraestrutura, que busca promover a adoção de tecnologias e abordagens inovadoras para enfrentar desafios globais, incluindo questões de saúde.

Dessa forma, esta pesquisa oferece uma contribuição importante para o desenvolvimento sustentável ao fornecer conhecimentos científicos e práticos nessa área, este estudo pode contribuir para a implementação de abordagens terapêuticas sustentáveis e baseadas em evidências, auxiliando na promoção da saúde e na construção de um futuro mais saudável e equilibrado para todos.

1.4 Objetivos

1.4.1 Primário

Investigar o efeito do biofeedback do balanço postural sobre a atividade muscular em ortostatismo em jovens adultos.

1.4.2 Secundários

1. Verificar se há diferenças nos parâmetros posturográficos e eletromiográficos entre diferentes tamanhos de alvos durante a tarefa de biofeedback.
2. Verificar o efeito de interação entre a tarefa (controle/biofeedback) e a base de suporte (pés unidos/separados).
3. Verificar os efeitos do controle postural durante a privação visual (olhos fechados) sobre os parâmetros posturográficos e eletromiográficos.

1.5 Hipóteses

1. O uso do biofeedback por posturografia reduzirá a magnitude das oscilações corporais, com um aumento concomitante na ativação dos músculos envolvidos no controle postural em indivíduos jovens.
2. Diferentes configurações de base de suporte (pés unidos vs. separados) influenciarão significativamente os parâmetros posturográficos e eletromiográficos durante a execução das tarefas de controle postural e biofeedback.
3. A privação visual (olhos fechados) resultará em pior desempenho do controle postural, evidenciando uma alta dependência da visão, a ser quantificada por meio do Quociente de Romberg.

Capítulo 2 Participantes e Métodos

2.1 Aspectos éticos

Este protocolo de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) via Plataforma Brasil (<https://plataformabrasil.saude.gov.br>) antes da execução do estudo, em consonância com a resolução 466/2012. No qual já foi aprovado pelo CEP, com o número do CAAE:52142021900005235. Todos os participantes assinarão um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE; Apêndice 1) após serem informados sobre a natureza do estudo e do protocolo a ser realizado.

2.2 Delineamento do estudo

Será um estudo transversal descritivo, sendo utilizado o Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology – STROBE para descrever a metodologia e reportar os achados do estudo (Von Elm et al., 2008).

2.2.1 Local de realização do estudo

O presente estudo será realizado no Laboratório de Desempenho Musculoesquelético do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (PPGCR) do Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM, campus de Bonsucesso, Rio de Janeiro (RJ).

2.3 Amostra

2.3.1 Local de recrutamento do estudo

Será recrutado no Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM, Campus de Bonsucesso, na cidade do Rio de Janeiro (RJ).

2.3.2 Critérios de inclusão

1. Voluntários de ambos os sexos com idade igual e acima de 18 a 40 anos.

2.3.3 Critérios de exclusão

1. Relato de distúrbios musculoesqueléticos nas articulações do punho, quadril, joelho e tornozelo
2. Relato de doenças neurológicas
3. Relato de tontura aguda

2.4 Procedimentos/Metodologia proposta

2.4.1 Tarefas Posturais

Todas as avaliações de tarefas posturais serão nas condições de pés unidos e pés separados. Cada condição será realizada durante 60s em ordem aleatória, feito sorteio de maneira eletrônica para direcionar a ordem das tarefas, e haverá um intervalo de 2 min entre as solicitações para evitar qualquer efeito da fadiga no desempenho da tarefa. Os participantes serão instruídos a ficar com os braços ao lado do corpo e descalços sobre uma plataforma de força.

a) Olhos abertos e Olhos Fechados

Dessa forma, ao adotar a posição corporal mencionada, serão aplicadas em duas condições distintas: em pé com os olhos abertos (OA), considerada como condição de controle, e com os olhos fechados (OF) (conforme ilustrado na Figura 1).

b) Biofeedback por Balanço postural

b.1 Feedback do centro de pressão

Na tarefa proposta, o participante sobre a plataforma de força irá visualizar o seu CoP no monitor à frente do corpo, à altura dos olhos, a uma distância de 250 cm, e será solicitado a deslocar o CoP, biofeedback por posturografia, com o objetivo de aproximar o CoP o máximo possível de um alvo localizado no monitor com um diâmetro de 2 cm e 4 cm (Figura 1B).

b.2 Feedback do Laser

Nesta tarefa o participante estará com os braços estendidos ao longo do corpo com o ponteiro laser portátil na mão direita, apontando o mais próximo possível do alvo de 2 cm projetado na tela a uma distância de 250 cm, manipulando o laser controlando-o através do movimento articular do punho (Figura 1C).

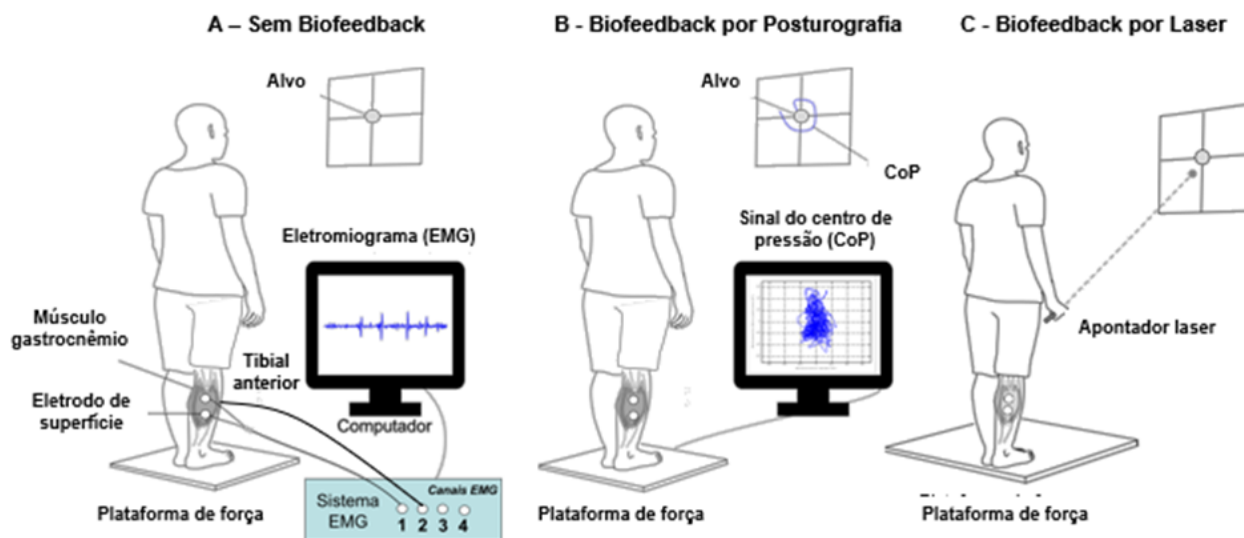


Figura 1 - Representação esquemática das tarefas experimentais

2.4.2 Instrumentos de Avaliação

2.4.2.1 Anamnese

Os participantes serão submetidos a um procedimento de triagem inicial para analisar os critérios de elegibilidade. O preenchimento da anamnese (APÊNDICE II) será realizado no Laboratório de Análise do Movimento Humano do PPGCR-UNISUAM. Será orientado como será o procedimento e será feita a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE - APÊNDICE I).

2.4.2 Posturografia – Plataforma de Força

O deslocamento do COP será quantificado utilizando as forças de reação do solo e os momentos adquiridos por meio de uma plataforma de força (AccuSwayPLUS, da AMTI, localizada em Watertown, EUA). Os dados brutos serão digitalizados a uma taxa de 50 Hz e, em seguida, serão filtrados com um filtro passa-baixa de 5 Hz, sendo posteriormente armazenados para análise posterior. Durante as tarefas, serão demarcadas posições específicas para o posicionamento dos pés dos voluntários sobre a plataforma de força, a fim de garantir a manutenção da mesma posição ao longo de todas as atividades. Essa abordagem visará minimizar a

influência da variação no posicionamento dos pés nas medidas do COP, garantindo uma maior consistência nos resultados obtidos.

2.4.3 Eletromiografia – Avaliação da Atividade Muscular

Para o registro eletromiográfico, pares de eletrodos de superfície descartáveis (Double Trace LHED4020, Shanghai Litu Medical Appliances Co, Ltda., China, Registro ANVISA: 8035169000) serão fixados nos músculos gastrocnêmico medial e tibial anterior a nível do tornozelo (Figura 2) na perna direita em todos os participantes. Serão aplicados eletrodos bipolares, com uma distância de 3,5 cm entre os centros. Optaremos por uma distância relativamente ampla entre os eletrodos, visando abranger o maior número possível de fibras musculares dentro da área de detecção dos músculos em questão (Lynn et al., 1978). Dessa forma, poderemos obter amostras representativas da maioria das fibras musculares alvo. Estudos anteriores (Vieira et al., 2017) demonstraram que, para indivíduos com espessura subcutânea e gastrocnêmio acima de 2,0 cm, uma distância de 3,5 cm entre os eletrodos oferece registros eletromiográficos representativos, minimizando a ocorrência de interferências do sóleo. Para os músculos amostrados, os eletrodos serão alinhados ao longo do eixo longitudinal do músculo. Para o gastrocnêmio medial, o centro do eletrodo distal será posicionado medialmente à parte distal da junção entre as cabeças do gastrocnêmio para obter um EMG bipolar representativo de diferentes fibras próximo-distal (HODSON-TOLE et al., 2013). Para o músculo tibial anterior, um par de eletrodos será posicionado paralelamente e proximamente ao eixo longitudinal do músculo, localizado a 1 cm lateralmente à crista tibial. O centro dos eletrodos proximais será colocado 2 cm distalmente à cabeça do osso da tibia (VINTI et al., 2018). Os pares de eletrodos serão posicionados após tricotomia e a limpeza com pasta abrasiva.

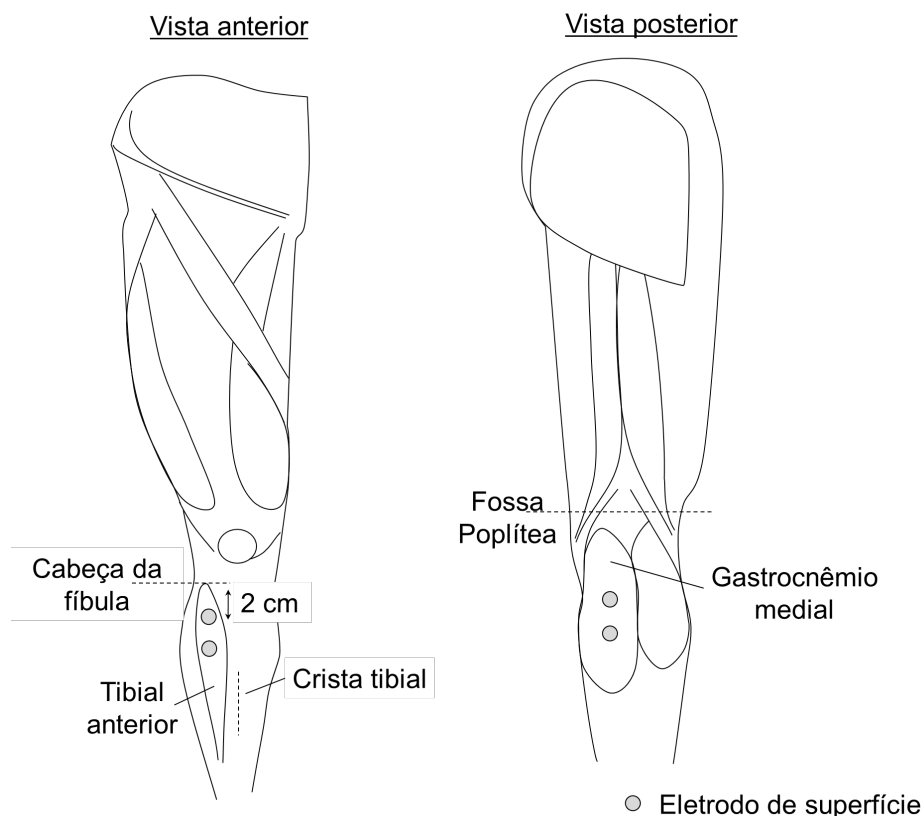


Figura 2- Representação do posicionamento dos eletrodos de superfície utilizados no experimento (adaptado de Dos Anjos et al., 2022).

2.5 Desfechos

2.5.1 Desfecho primário

A atividade muscular, quantificada pela amplitude RMS da EMG de superfície, e a oscilação do centro de pressão (COP), avaliada por meio da área elíptica e do desvio padrão do COP, durante a postura ortostática em jovens adultos nas diferentes condições de biofeedback aplicadas, serão analisadas neste estudo.

2.5.2 Desfecho secundário

Serão coletados e comparados entre voluntários os perfis demográficos e antropométricos (IMC).

2.6 Análise dos dados

2.6.1 Tamanho amostral

Será calculado um tamanho amostral mínimo de 20 participantes, considerando o tamanho de efeito do biofeedback por posturografia sobre a área de oscilação

corporal, conforme identificado em nosso estudo anterior ($dz = 0.695$; $\alpha = 5\%$, $\beta = 80\%$; G*Power) (DOS ANJOS; LEMOS; IMBIRIBA, 2016; FAUL et al., 2007).

2.6.2 Variáveis do estudo

- Posturografia

Os parâmetros posturográficos serão computados e incluirão a área elíptica de balanço do COP, o desvio padrão do COP, a frequência média do COP, a velocidade média do COP e a área do COP.

- Avaliação da contribuição visual para controle postural

O índice, baseado na diferença percentual da área de oscilação do COP, avaliada pela razão $[(\text{área OF} - \text{área OA}) / (\text{área OF} + \text{área OA}) \times 100]$, será utilizado para verificar se o peso da informação visual no controle postural difere entre os sujeitos (LACOUR, 1997).

- Eletromiografia

Os EMGs bipolares dos dois músculos (unilateral) testados serão primeiro filtrados por passagem de banda com um filtro Butterworth de quarta ordem (corte de 20-350 Hz; filtro bidirecional, sem defasagem). Em seguida, a Raiz Quadrada Média (RMS) será usada para quantificar a amplitude dos EMGs de superfície coletados de cada músculo em três condições de pé. Os valores RMS serão calculados durante toda a duração do período em pé (60 s), fornecendo uma indicação geral do grau de atividade muscular durante cada condição de pé, sendo com os pés afastados e pés unidos.

2.6.3 Plano de análise estatística

A tabulação de dados será realizada no Excel (Microsoft, EUA) e a análise estatística utilizará a versão 0.14.1 do Programa de Estatísticas JASP (<https://jasp-stats.org>). A análise descritiva será resumida em tabelas utilizando média e desvio padrão (média \pm SD) ou frequências absolutas e relativas (n, %) dependendo do tipo de variável (numérico ou categórico). O índice, baseado na diferença percentual da área de oscilação do COP, avaliada pela razão $[(\text{área OF} - \text{área OA}) / (\text{área OF} + \text{área OA}) \times 100]$, será utilizado para verificar se o peso da informação

visual no controle postural difere entre os sujeitos (LACOUR, 1997). Caso esse índice divida os sujeitos em dois subgrupos, dependendo fortemente da visão (visual) ou não (não-visual) para a postura em pé, o teste de Shapiro-Wilk e a análise do histograma serão utilizados para verificar a normalidade das variáveis. No caso de uma distribuição normal dos dados, a análise de variância (ANOVA) de um fator para medidas repetidas, com condição (4 níveis: Sem biofeedback, biofeedback por posturografia com alvo de 2 cm, biofeedback por posturografia com alvo de 4 cm e biofeedback do laser punho) como fator, será utilizada para comparar os parâmetros eletromiográfico e posturográfico entre as condições experimentais. Comparações entre pares de tarefas serão realizadas com o teste post-hoc Student-Newman-Keuls, considerando o nível de significância de 5%.

2.6.4 Disponibilidade e acesso aos dados

Os sinais e dados coletados serão disponibilizados juntamente aos artigos publicados.

2.7 Resultados esperados

Acredita-se que o uso da intervenção de biofeedback por posturografia provavelmente conduzirá a uma redução do tamanho das oscilações corporais ao custo do aumento do nível de atividade dos músculos envolvidos no controle do equilíbrio (gastrocnêmio medial e tibial anterior), indicando uma co-contracção muscular excessiva a nível do tornozelo. Em relação aos jovens adultos, espera-se que os músculos do tornozelo co-contraiam intensamente durante o uso do biofeedback por posturografia, mas isso, mostrando menos oscilação com aumento de força, resultará em um controle menos eficiente. Espera-se que os benefícios a longo prazo deste projeto envolvam a implantação de protocolos de avaliação funcional e reabilitação do equilíbrio postural, por meio de sistemas de biofeedback, com potencial inovador para a prevenção de quedas em idosos.

2.8 Orçamento e apoio financeiro

Este estudo foi financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES - Código Financeiro 001; No. E-26/211.104/201) e

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ, No. E-26/211.104/2021) (Quadro 1).

Quadro1: Apoio financeiro.

CNPJ	Nome	Tipo de Apoio financeiro	E-mail	Telefone
00889834/0001-08	CAPES	Bolsa	prosup@capes.gov.br	(061) 2022-6250
30.498.394/001-67	Faperj	Bolsa	Central.atendimento@faperj.br	(021) 2333-2001

Quadro2: Detalhamento do orçamento.

Identificação do orçamento	Tipo	Valor (R\$)
Impressão de folhas	Custeio próprio	50,00\$
Lâmina de barbear	Custeio Próprio	25,00\$
Pasta abrasiva		60,00\$
Alcool 70%		10,00\$
Custo de pilhas	Custeio próprio	10,00 \$
	Total em R\$	NDA

2.9 Cronograma

Quadro 3: Cronograma de execução.

	ETAPA	INÍCIO	FIM
Projeto de Pesquisa	Elaboração do projeto de pesquisa	09/2022	05/2023
	Exame de Qualificação	06/2023	06/2023
	Apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa	-	-
	Registro do protocolo de pesquisa	-	-
	Elaboração de manuscrito (protocolo e/ou revisão)	09/2022	05/2023

	Submissão de manuscrito	05/2023	06/2023
Coleta de Dados	Treinamento dos procedimentos e/ou estudo piloto	05/2023	05/2023
	Modelagem do bando de dados	07/2023	09/2023
	Coleta e tabulação de dados	05/2023	07/2023
	Análise dos dados	08/2023	09/2023
	Elaboração de manuscrito	10/2023	12/2023
	Depósito do banco de dados em repositório	-	-
	Submissão de relatório para o Comitê de Ética	-	-
Produção	Elaboração do trabalho de conclusão	12/2023	07/2024
	Exame de Defesa	12/2024	12/2024
	Submissão de manuscrito (resultados)	10/2024	10/2024
	Elaboração de mídias para disseminação	10/2024	10/2024
	Entrega da versão final do trabalho de conclusão	01/2025	01/2025

Referências

Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Straatman H, Geurts AC (2008). The relations between postural stability and weight distribution in healthy between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture* 27:471-477

Aghapour, masoud; affenzeller, nadja; peham, christian; lutonsky, christiane; tichy, alexander; bockstahler, Barbara. Effect of vision and surface slope on postural sway in healthy adults: A prospective cohort study. *Life*, v. 14, n. 227, p. 1-15, 2024. DOI: 10.3390/life14020227.

Balasubramaniam R, Riley MA, Turvey MT (2000) Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait Posture* 11:12–24.

Beneke, R., Gerloff, C., Liepert, J., & Nitsche, M. A. (2020). Processo fisiológico da ativação muscular: uma revisão. *Fisiologia do Exercício*, 54(2), 202-213.

Benjuya, N., Melzer, I., Kaplaski, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *J. Gerontol.A Biol. Sci. Med. Sci.* 59, M166-M171. 2004. <https://doi.org/10.1093/gerona59.2M166>

Bloem BR, Visser JE, Allum JH. Posturography. In: Hallett M, editor. *Movement disorders – handbook of clinical neurophysiology*. Elsevier; 2003. p. 295–336.

Boudrahem S, Rougier PR (2009) Relation between postural assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals. *Exp Brain Res* 195:145–152.

Bottinelli, R., & Reggiani, C. Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 73(2-4), 195-262, 2000.

Brito, F. Transição demográfica e desigualdades sociais no Brasil. *Revista Brasileira de Estudos de População*, v. 25, n. 1, p. 91-112, 2008.

Cawsey RP, Chua R, Carpenter MG, Sanderson DJ (2009) To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance? *Gait Posture* 29:280–284.

Costa, R., & Ferreira, M. (2008). O impacto da força muscular na estabilidade postural. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12(5), 383-390.

Dault MC, de Haart M, Geurts AC, Arts IM, Nienhuis B (2003) Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Hum Mov Sci* 22:221–236.

Dawson, J., McPherson, K.M., Fraser, S.L. (1989). Risk factors and prevention of falls in an elderly community. *British Medical Journal*, 299(6694), 693-696.

Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD (1993) Human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol* 469:479–499.

Dos Anjos, F., Lemos, T., Imbiriba, L.A. Does the type of visual feedback information change the control of standing balance? *Eur. J. Appl. Physiol.* 116, 1771–1779 (2016).

Dos Anjos, F.V Pinto, T.P Gazzoni, M., Vieira, TM.,2017. The spatial distribution of ankle muscles activity discriminates aged from young subjects during standing. *Front. Hum. Neurosci.* 11, 1-12.

Dos Anjos, F., Pinto, P Talita, Cerone, L Giacinto, Gazzoni, Marco. Is the attenuation effect on the ankle muscles activity from the EMG biofeedback generalized to – or compensated by – Other lower limb muscles during standing?. *Journal of Electromyography and kinesiology.* (2022).

Duarte M, Freitas SM (2010) Revision of posturography based on force plate for balance evaluation (article in Portuguese). *Rev. Bras Fisioter* 14:183–192.

Duarte M, Zatsiorsky VM (2002) Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 146:60–69.

E. B. Blanchard and Epstein L.H., *A biofeedback primer*. Reading, MA: Addison-Wesley, 1978.

FAUL, F. et al. G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

Farina, Dario et al. Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, v. 7, p. 142-177, 2014. DOI: 10.1109/RBME.2014.2322236.

Ferreira, P. H., Rocha, D. M., & Yeh, C. H. (2012). Electromyographic assessment of postural stability during static and dynamic activities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(4), 576–585.

Fonseca, S., & Ferreira, P. (2010). Age-related changes in postural control. *Ageing Research Reviews*, 9(4), 305-318. doi:10.1016/j.arr.2010.04.001.

Freitas SM, Duarte M (2012) Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of centre of pressure. *Gait Posture* 35:83–87

Furman JMR, Baloh RW, Barin K, Hain TC, Herdman S, Horst RK, et al. Assessment: posturography. Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 1993;43(6):1261–4. Jun.

Halická Z, Lobotková J, Bucřková K, Hlaváčka F (2014) Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement. *Gait Posture* 39:410–414

Hodson-Tole, E.F., Loram, I.D., Vieira, T.M.M., 2013. Myoelectric activity along human gastrocnemius medialis: different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 43–50. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.003>.

Horak FB. Adaptation of automatic postural responses. In: Bloedel JR, Ebner TJ, Wise SP, eds. *The acquisition of motor behavior in vertebrates*. Cambridge MA: MIT Press, 1996:57–85

Horak FB, Nashner LM (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55:1369–1381

Kalache A. O mundo envelhece: é imperativo criar um pacto de solidariedade social. *Ciênc Saúde Coletiva* 2008;13(4):1107-11.

Kravitz, L. (2000). A importância da ativação muscular no treinamento de resistência. *Revista de Fisiologia de Exercício*, 24(2), 101-113.

Kuo AD, Speers RA, Peterka RJ, Horak FB. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp Brain Res* 1998;122(2):185–95.

Sep. C0reath R, Kiemel T, Horak F, Jeka JJ. Limited control strategies with the loss of vestibular function. *Exp Brain Res* 2002;145(3):323–33. Aug.

Lam, T.C., Hui-Chan, C.W. (2012). Balance and gait training for elderly people to reduce the risk of falls: a systematic review and meta-analysis. *Age and Ageing*, 41(2), 148-156.

LACOUR, Michel; BARTHELEMY, Jean; BOREL, Liliane; MAGNAN, Jacques; CHAYS, Alain; OUAKNINE, Marc. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Experimental Brain Research*, v. 115, n. 2, p. 300-310, 1997. DOI: 10.1007/s002210050276.

Lattanzio, P. J., Chaudhari, A. M., Knight, C. A., & Leardini, A. (2008). Neuromuscular control of co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 243-250.

Lattanzio, P. J., Chaudhari, A. M., Knight, C. A., & Leardini, A. (2010). The neuromuscular mechanisms of co-contraction. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 439-445.

Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan D. C., et al. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture* 18, 101–108. doi: 10.1016/S0966-6362(02)00200-X

L Chiari, M. Dozza, A. Cappello, F. B. Horak, V. Macellari, and D. Giansanti, "Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 12, pp. 2108-2111, Dec. 2005.

Litvinenkova V, Hlavacka F (1973) The visual feed-back gain influence upon the regulation of the upright posture in man. *Agressologie* 14:95–99

Loram ID, Kelly SM, Lakie M (2001) Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance? *J Physiol* 532:879–891

Loram ID, Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability *J Physiol.* 2002; 545(Pt 3): 1041-53

Lynn, P.A., Bettles, N.D., Hughes, A.D., Johnson, S.W., 1978. Influence of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. *Med. Biol. Eng. Comput.* 16 (6), 651–660.

Mansur, L.L., Quaresma, M.R., Castro, C.C., Uchoa, E.T. (2013). Falls in the elderly: risk factors and prevention. *Clinics*, 68(7), 919-927.

Merletti, Roberto et al. Surface Electromyography: A Method for Measuring and Assessing Muscle Function. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, p. 345-368, 2004. DOI: 10.1016/j.jelekin.2003.11.001.

Merletti, Roberto; PARKER, Philip A. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, Inc., 2004

M. Dozza, L. Chiari, F. Hlavacka, A. Cappello, and F. Horak, "Effects of Linear versus Sigmoid Coding of Visual or Audio Biofeedback for the Control of Upright Stance," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2006.

M. Dozza, L. Chiari, and F. B. Horak, "Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, no. 7, pp. 1401–1403, Jul. 2005

Mota, J., & Oliveira, A. (2012). Controle postural e equilíbrio: avaliação e treinamento. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 16(1), 21-29. 2.

Moura, G. C. de, Oliveira, V. de, Silva, A. A. da, & Ferreira, P. A. (2020). Posturografia em velhos: uma revisão sistemática. *Revista de Enfermagem Referência*, 4(2), 86-95. <https://doi.org/10.12707/RIV19068>

Müller, G., & Kool, J. (2017). The use of electromyography biofeedback to improve postural stability in orthostatic postures. *Physical Therapy in Sport*, 24, 11–17.
Nascimento, M. S. Fisiologia do controle postural. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 17(2), 97-103, 2013.

NEVES, Silvana Angela Nogueira (Org.) et al. *Ciência aplicada ao exercício físico e ao esporte*. 1. ed. Curitiba: Appris, 2022. 405 p. ISBN 978-65-250-2743-2.

Nishikawa, K. C., Monroy, J. A., & Uyeno, T. E. (2012). A framework for understanding muscle contraction as a biological oscillator that operates by energy balance. *Integrative and Comparative Biology*, 52(5), 808-819.

Oliveira, A. S., Silva, L. S., & Silva, S. A. (2014). Electromyographic evaluation of postural stability on a force platform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(4), 675–682.

Rizzo JL, Rizzo JA. Posturografia: técnicas e aplicações. *Rev Bras Ortop*. 2015;50(6):617-623.

Sozzi, Stefania; NARDONE, Antonio; SCHIEPPATI, Marco. Specific posture-stabilising effects of vision and touch are revealed by distinct changes of body oscillation frequencies. *Frontiers in Neurology*, v. 12, p. 1-12, 2021. DOI: 10.3389/fneur.2021.756984

Sayenko DG, Alekhina MI, Masani K, Vette AH, Obata H, Popovic MR, Nakazawa K (2010) Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 48:886–893

Seow, C. Y. (2016). Thick and thin filament regulation of skeletal muscle contraction. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 899, 245-264.

Souza, D., et al. (2015). "The influence of a balance training program on the postural control of elderly women." *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.

Souza, J. L., & Santos, R. M. (2009). A influência da força muscular na manutenção da postura. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(4), 301-309.

Sweeney, H. L., & Hammers, D. W. (2018). Muscle contraction. *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology*, 10(12), a023200

Takasugi, S., Nagano, A., Shimizu, K., & Fukuchi, Y. (2017). Effects of strength training on muscle strength and neuromuscular function. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(1), 1-7.

Taube W, Leukel C, Gollhofer A (2008) Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Exp Brain Res* 188:353–361

Tuttle, J. A., & Mermier, C. M. (2018). O tônus muscular e sua influência na ativação muscular. *Revista de Fisiologia do Exercício*, 22(2), 145-153.

Ochs AL, Newberry J, Lenhardt ML, Harkins SW. Neural and vestibular aging associated with falls. In: Birren JE, Schaie KW, eds. *Handbook of psychology of aging*. New York: Van Nostrand & Reinholdt, 1985:378–399.

Van Peppen, R., Koertsmit, M., Lindeman, E., Kwakkel, G., 2006. Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. *J. Rehabil. Med.* 38, 3-9. <https://doi.org/10.1080/16501970500344902>.

Vieira, T.M., Botter, A., Muceli, S., Farina, D., 2017. Specificity of surface EMG recordings for gastrocnemius during upright standing. *Sci. Rep.* <https://doi.org/10.1038/s41598-017-13369-1>.

Vieira, T.M.M., Windhorst, U., Merletti, R. Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles? *J. Appl. Physiol.* 108, 85–97. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00070.2009>, 2010.

Visser J, Carpenter MG, Van der Kooij H, Bloem B (2008) The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol* 119:2424–2436

Liu, Y., et al. (2015). "The Effects of Balance Training on Postural Control in Elderly Individuals: A Systematic Review and Meta-analysis." *Journal of Geriatric Physical Therapy*.

Winter DA, McFadyen BJ, Dickey JP. Adaptability of the CNS in human walking. In: Patla AE, ed. *Adaptability of human gait*. Amsterdam: Elsevier, 1991:127–144.

Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2^a ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 1990.

Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3^a ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 2005.

Winter, J., & Campbell, R. (2015). The effect of force plate biofeedback on balance in individuals with spinal cord injury: A randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(8), 953-962.

Woollacott, M.H, Shumway-Cook, A. *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. 3. ed. São Paulo: Manole, 2010. Capítulos 7 e 9, p. 157-186 e 212-233.

Wulf G (2013) Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. *Int Rev Sport Exerc Psychol* 6:77–104

Zamparo P, Zamparo P, Galante M, et al. Posturographic analysis in the assessment of the effects of an exercise program in elderly individuals. *J Geriatr Phys Ther.* 2009;32(2):58-64.

Zatsiorsky VM. *Kinematics of human motion*. Champaign: Human Kinetics; 1998.

Apêndice 1– Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

O EFEITO DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA E DA CONTRIBUIÇÃO VISUAL SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO POSTURAL EM ORTOSTATISMO

Elaborado a partir da Res. nº466 de 10/12/2012 do Conselho Nacional de Saúde

Breve justificativa e objetivos da pesquisa: Prezado (a) participante, o(a) senhor(a) participará de uma pesquisa que visa testar o efeito de uma técnica terapêutica, por meio de sistema eletrônico (Biofeedback), que permite a visualização de sinais biomecânicos, como o seu próprio movimento corporal. Esse estudo é importante para: (i) melhorar o conhecimento sobre os efeitos de técnicas que permitem à pessoa voluntariamente regular seus processos fisiológicos (Biofeedback); (ii) ajudar num processo de reabilitação ou treinamento de indivíduos com dificuldades de manter a postura ereta.

Procedimentos: Primeiramente, o(a) senhor(a) responderá a uma simples anamnese, relacionada as seguintes informações: nome completo, data de nascimento, contato (telefone e/ou e-mail), peso, estatura, sexo e algumas informações clínicas. Após irá responder uma avaliação da segurança do equilíbrio, com intuito de observar a sua segurança sobre a plataforma de força, e logo depois irá responder o questionário internacional de atividade física, para observar se o senhor (a) a sua capacidade de atividade física.

Posteriormente, será realizado o protocolo para o Exame de Eletromiografia, indolor e não invasivo. Eletrodos adesivos serão posicionados na região da pele sobre os músculos de interesse para aquisição da atividade elétrica muscular. Para isto, será necessário limpar os locais sobre a pele em que os eletrodos serão posicionados. Para a limpeza, primeiro deverão ser removidos os pelos existentes nos locais de interesse utilizando uma gilete descartável, em seguida as impurezas e células mortas presentes na pele serão removidas através de álcool ou uma pasta abrasiva, a qual será passada sobre a pele de forma que não a machuque, e por último a pasta será removida com água. Após o posicionamento dos eletrodos, o exame de eletromiografia será realizado junto a Posturografia, ferramenta para medida do movimento corporal através de plataforma de força.

O(a) senhor(a) deverá permanecer na postura ereta sobre uma plataforma de força por 60 segundos em três situações (aplicadas com 2 minutos de intervalo e com ordem aleatória):

- (1) manter a postura ereta com os olhos abertos com os pés abertos;
- (2) manter a postura ereta com os olhos abertos com os pés unidos;

Participante ou seu responsável legal Responsável por obter o consentimento

Comitê de Ética em Pesquisa: Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ,
(21) 3882-9797 ramal 2015, e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br

(2) manter o deslocamento do centro de pressão (CP), medido pela plataforma de força, o mais próximo possível de um alvo posicionado na altura dos olhos (biofeedback por posturografia).

Durante essas tarefas, os movimentos corporais e a atividade elétrica dos músculos da perna serão registrados por meio de uma plataforma de força (Posturografia) e um sistema para aquisição da atividade elétrica muscular (Eletromiografia), respectivamente. Todos os procedimentos serão realizados por um fisioterapeuta treinado.

Potenciais riscos e benefícios: Os eletrodos podem gerar pequenas reações na pele, como por exemplo, vermelhidão e pequenas irritações. Para isto, asseguramos que a sensibilidade individual à dor será respeitada. O pesquisador estará atento às suas queixas e as mudanças fisionômicas. Sempre será perguntado se os testes podem prosseguir para assegurar o seu bem-estar durante o experimento. Como benefício, esta pesquisa permitirá avançar no conhecimento sobre os efeitos de técnicas de Biofeedback sobre o controle postural. As técnicas utilizadas são de fácil aplicação, tendo um impacto potencialmente grande no ambiente clínico.

Garantia de sigilo, privacidade, anonimato e acesso: Sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa de qualquer forma lhe identificar, serão mantidos em sigilo. Será garantido o anonimato e privacidade. Caso haja interesse, o senhor (a) terá acesso aos resultados.

Garantia de esclarecimento: É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como a garantia do seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências.

Garantia de responsabilidade e divulgação: Os resultados dos exames e dos dados da pesquisa serão de responsabilidade do pesquisador, e esses resultados serão divulgados em meio científico sem citar qualquer forma que possa identificar o seu nome.

Garantia de ressarcimento de despesas: Você não terá despesas pessoais em qualquer fase do estudo, nem compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos propostos neste estudo, terá direito a tratamento médico, bem como às indenizações legalmente estabelecidas. No entanto, caso tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento mediante depósito em conta corrente ou cheque ou dinheiro. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Responsabilidade do pesquisador e da instituição: O pesquisador e a instituição proponente se responsabilizarão por qualquer dano pessoal ou moral referente à integridade física e ética que a pesquisa possa comportar.

Critérios para suspender ou encerrar a pesquisa: O estudo será suspenso na ocorrência de qualquer falha metodológica ou técnica observada pelo pesquisador, cabendo ao mesmo a responsabilidade de informar a todos os participantes o motivo da suspensão. O estudo também será suspenso caso seja percebido qualquer risco ou danos à saúde dos sujeitos participantes, conseqüente à pesquisa, que não tenha

Participante ou seu responsável legal Responsável por obter o consentimento

sido previsto neste termo. Quando atingir a coleta de dados necessária a pesquisa será encerrada.

Demonstrativo de infraestrutura: A instituição onde será feito o estudo possui a infraestrutura necessária para o desenvolvimento da pesquisa com ambiente adequado.

Propriedade das informações geradas: Não há cláusula restritiva para a divulgação dos resultados da pesquisa, e que os dados coletados serão utilizados única e exclusivamente para comprovação do experimento. Os resultados serão submetidos à publicação, sendo favoráveis ou não às hipóteses do estudo.

Sobre a recusa em participar: Caso queira, o senhor (a) poderá se recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar-se, não sofrendo qualquer prejuízo à assistência que recebe.

Contato do pesquisador responsável e do comitê de ética: Em qualquer etapa do estudo você poderá ter acesso ao profissional responsável João Eduardo Machado da Costa Antunes, que pode ser encontrada no telefone (24) 999077-999. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa.

Se este termo for suficientemente claro para lhe passar todas as informações sobre o estudo e se o senhor (a) compreender os propósitos do mesmo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Você poderá declarar seu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente das propostas do estudo.

Rio de Janeiro, ____ de _____ de _____.

Participante ou seu responsável legal Responsável por obter o consentimento

Comitê de Ética em Pesquisa: Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ,
(21) 3882-9797 ramal 2015, e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br

Apêndice 2 –Ficha de avaliação

Anamnese

Início do experimento (hora): _____ Fim do experimento: _____

Número: _____ Nome do Arquivo: _____ Data: ____/____/____

1) Dados Pessoais

Nome: _____ Tel: _____

Cel: _____

e-mail: _____

2) Dados Físicos

Estatura: _____ Peso: _____ Idade: _____

Destro () ou Canhoto () ou ambidestro ()

3) Dados Clínicos

Você bebe? _____ Qual a frequência semanal? _____

Você fuma? _____ Qual a frequência diária? _____

Utiliza algum medicamento que possa afetar o seu equilíbrio corporal? Sim () Não ()

Qual? _____

Apresenta distúrbio neurológico? Sim () Não ()

Qual? _____

Apresenta problemas no sistema auditivo ou visivo? Sim () Não ()

Qual? _____

Apresenta problema ósteo-mio-articular? Sim () Não ()

Qual? _____

Apresenta qualquer dificuldade para manter a postura de pé ou caminhar?

Sim () Não ()

Se sim, por quê? _____

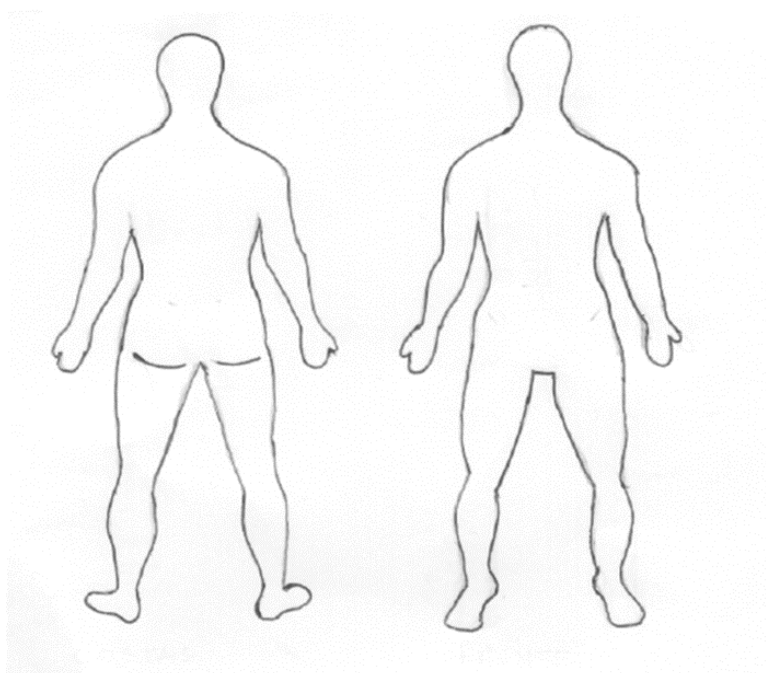
Sente dores frequentes ou já sentiu? Sim () Não ()

Aonde? _____

Qual o grau da dor, de zero (mínima) a dez (insuportável)? _____

Já sofreu alguma lesão física? Sim () Não () Quantas? _____

Aponte a(s) parte(s) do corpo que foi(ram) lesionada(s), e sinalize qual foi o tipo da lesão?



Você tem medo de cair? () Sim () Não

Quantifique seu medo de cair (1 nenhum medo e 7 extremamente com medo):

() 1 () 2 () 3 () 4 () 5 () 6 () 7

Nenhum pouco moderadamente muito extremamente

Anexo 1– Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: A influência do biofeedback por posturografia sobre o controle postural

Pesquisador: Fabio Vieira dos Anjos

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 52142021.9.0000.5235

Instituição Proponente: SOCIEDADE UNIFICADA DE ENSINO AUGUSTO MOTTA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.007.430

Apresentação do Projeto:

O biofeedback por posturografia tem despertado grande interesse das Ciências da Reabilitação dado o seu impacto sobre o controle da estabilidade postural. Todavia, se esse efeito é generalizado para outras populações (idosos), assim como, a compreensão dos mecanismos fisiológicos, permanece incerto. O objetivo geral deste projeto envolve avançar no conhecimento sobre as estratégias posturais com o uso do biofeedback por posturografia em indivíduos com diferentes condições de saúde.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Esse projeto tem como objetivo geral avançar no conhecimento sobre as respostas fisiológicas do biofeedback por posturografia.

Objetivo Secundário:

Com o intuito de atingir esse objetivo, pretende-se alcançar as seguintes metas:

Estudo #1: Investigação das estratégias posturais de adultos saudáveis com o uso do biofeedback por posturografia.

1.1) Descrever o perfil eletromiográfico e posturográfico de adultos saudáveis durante o uso do biofeedback por posturografia; 1.2) Comparar o perfil posturográfico e eletromiográfico de adultos saudáveis entre o biofeedback por posturografia e

Continuação do Parecer: 5.007.430

outro método de biofeedback dos deslocamentos corporais;

Estudo #2: Investigação das estratégias posturais de idosos com o uso do biofeedback por posturografia.

2.1) Descrever o perfil eletromiográfico e posturográfico de idosos e compará-los com o de jovens saudáveis durante o uso do biofeedback por

posturografia; 2.2) Comparar o perfil posturográfico e eletromiográfico entre jovens saudáveis e de idosos durante diferentes tipos de biofeedback

dos deslocamentos corporais;

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Os eletrodos podem gerar pequenas reações na pele, como por exemplo, vermelhidão e pequenas irritações. Para isto, asseguramos que a sensibilidade individual à dor será respeitada. O pesquisador estará atento às suas queixas e as mudanças fisionômicas. Sempre será perguntado se os testes podem prosseguir para assegurar o seu bem-estar durante o experimento.

Benefícios:

Como benefício, esta pesquisa permitirá avançar o nosso conhecimento sobre os efeitos de técnicas de Biofeedback sobre o controle postural. As técnicas utilizadas são de fácil aplicação, tendo um impacto potencialmente grande no ambiente clínico

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O biofeedback por posturografia tem despertado grande interesse das Ciências da Reabilitação dado o seu impacto sobre o controle da estabilidade postural. Todavia, se esse efeito é generalizado para outras populações (idosos), assim como, a compreensão dos mecanismos fisiológicos, permanece incerto. O objetivo geral deste projeto envolve avançar no conhecimento sobre as estratégias posturais com o uso do biofeedback por posturografia em indivíduos com diferentes condições de saúde.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram apresentados



Continuação do Parecer: 5.007.430

Recomendações:

Projeto aprovado

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está aprovado.

Cabe ressaltar que o pesquisador se compromete em anexar na Plataforma Brasil um relatório ao final da realização da pesquisa. Pedimos a gentileza de utilizar o modelo de relatório final que se encontra na página eletrônica do CEP-UNISUAM (<http://www.unisuam.edu.br/index.php/introducao-comite-etica-em-pesquisa>). Além disso, em caso de evento adverso, cabe ao pesquisador relatar, também através da Plataforma Brasil.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

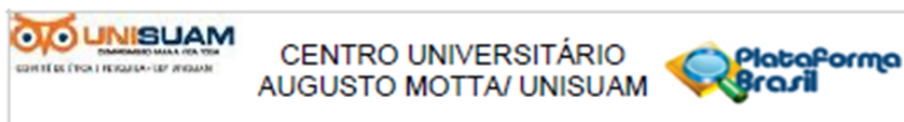
Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1833159.pdf	27/09/2021 23:35:37		Aceito
Outros	CEPList.pdf	27/09/2021 23:28:27	Fabio Vieira dos Anjos	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	27/09/2021 23:26:55	Fabio Vieira dos Anjos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	27/09/2021 16:47:16	Fabio Vieira dos Anjos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoDetalhado.pdf	27/09/2021 16:47:06	Fabio Vieira dos Anjos	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não



Continuação do Processo: 5.007.430

RIO DE JANEIRO, 29 de Setembro de 2021

Assinado por:
Igor Ramathur Telles de Jesus
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Dona Isabel, 94, TEL: (21)3882-9797 (Ramal: 9943)
Bairro: Bonsucesso CEP: 21.032-060
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3882-9797 E-mail: comitedeetica@sou.unisuam.com.br

PARTE II – PRODUÇÃO INTELECTUAL

Contextualização da Produção

Quadro 4: Declaração de desvios de projeto original.

Declaração dos Autores	Sim	Não
A produção intelectual contém desvios substantivos do <u>tema proposto</u> no projeto de pesquisa?		X
<i>Justificativas e Modificações</i>		
A produção intelectual contém desvios substantivos do <u>delineamento do projeto</u> de pesquisa?		X
<i>Justificativas e Modificações</i>		
A produção intelectual contém desvios substantivos dos <u>procedimentos de coleta</u> e análise de dados do projeto de pesquisa?		X
<i>Justificativas e Modificações</i>		

Disseminação da Produção

A disseminação da produção científica deste projeto de pesquisa envolveu a apresentação de trabalhos nos eventos científicos mencionados a seguir.



Semana de Pesquisa UNISUAM <semanadeextensao@unisum.edu... ter., 18 de out. de 2022 18:14

para mim, semanadeextensao

Eduardo, boa tarde!

Tudo bem?

Informamos que recebemos seu resumo enviado para apresentação na **XIX SEMANA INTERNACIONAL DE PESQUISA EXTENSÃO E INOVAÇÃO DA UNISUAM**, o mesmo foi avaliado e aprovado pela comissão científica do evento. Sua apresentação será realizada na modalidade PÔSTER no dia 21/10/2022, no horário de 16h00 às 18h00, no pátio principal da UNISUAM - BONSUCESSO.

O pôster deverá ser apresentado no formato padrão ABNT que é 90cm x 120cm.

Confira a programação do evento no hotsite e faça sua inscrição da atividade.

Hotsite - <https://hotsite.unisum.edu.br/xvliispe/index.php>





CERTIFICADO

Certifico, para os devidos fins, que João Eduardo Machado da Costa Antunes, Rosângela Romano Lopes John, Wellington Costa Reis de Andrade, Dimas Marciel Lage de Barros, Estéphan Ramos de Souza Penna e Fábio Vieira dos Anjos apresentaram o trabalho intitulado "EFEITOS DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA NA ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE O ORTOSTATISMO EM JOVENS ADULTOS" na Sessão de Pôsteres do VIII Congresso Sudeste de Ciências do Esporte/XIII Simpósio de Educação Física e Dança da UFRJ, entre os dias 16, 17 e 18 de Abril de 2024.

Escola de Educação Física e Desportos
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Rio de Janeiro, 21 de Abril de 2024.

Renato Sarti
Renato Sarti
Comissão organizadora



VIII Congresso Sudeste de Ciências do Esporte
XIII Simpósio de Educação Física e Dança da UFRJ



CERTIFICADO

Certificamos que **JOÃO EDUARDO MACHADO DA COSTA ANTUNES** submeteu o trabalho: **EFEITOS DAS DIFERENTES ABORDAGENS DE BIOFEEDBACK NA ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE O ORTOSTATISMO** na modalidade: **Fisioterapia do Esporte e Reabilitação Esportiva**, no **VIII Congresso de Ortopedia e Medicina Esportiva e IV Congresso Multidisciplinar de Ciências do Esporte da UFJF**, realizado no período de **5 a 6 de Outubro de 2023** em **Juiz de Fora (MG)**.

Dr. Igor Gerdi Oppe
Orientador da Liga de
Ortopedia e Traumatologia

Dr. Moacir Marocolo Júnior
Orientador da Liga de
Medicina Esportiva



Manuscrito(s) para Submissão

NOTA SOBRE MANUSCRITOS PARA SUBMISSÃO

Este arquivo contém manuscrito(s) a ser(em) submetido(s) para publicação para revisão por pares interna. O conteúdo possui uma formatação preliminar considerando as instruções para os autores do periódico-alvo. A divulgação do(s) manuscrito(s) neste documento antes da revisão por pares permite a leitura e discussão sobre as descobertas imediatamente. Entretanto, o(s) manuscrito(s) deste documento não foram finalizados pelos autores; podem conter erros; relatar informações que ainda não foram aceitas ou endossadas de qualquer forma pela comunidade científica; e figuras e tabelas poderão ser revisadas antes da publicação do manuscrito em sua forma final. Qualquer menção ao conteúdo deste(s) manuscrito(s) deve considerar essas informações ao discutir os achados deste trabalho.

3.1 O EFEITO DO BIOFEEDBACK POR POSTUROGRAFIA E DA CONTRIBUIÇÃO VISUAL SOBRE O CONTROLE DO EQUILÍBRIO POSTURAL EM ORTOSTATISMO

3.1.1 Contribuição dos autores do manuscrito para submissão #1

Iniciais dos autores, em ordem:	JEA	WCRA	ERSP	TL	ASF	FVA
Concepção	X					X
Métodos	X	X	X			X
Programação	X					X
Validação	X			X	X	X
Análise formal	X			X	X	X
Investigação	X			X	X	X
Recursos	X				X	X
Manejo dos dados	X	X				X
Redação do rascunho	X					X
Revisão e edição	X	X	X	X	X	X
Visualização	X		X	X	X	X
Supervisão	X			X	X	X
Administração do projeto	X			X	X	X
Obtenção de financiamento	X			X	X	X

Contributor Roles Taxonomy (CRediT)³

³ Detalhes dos critérios em: <https://doi.org/10.1087/20150211>

Título: O efeito do biofeedback por posturografia e da contribuição visual sobre a atividade muscular e oscilação postural em ortostatismo.

Autores e afiliações:

João Eduardo Machado da Costa Antunes¹, Wellington Costa Reis de Andrade¹, Estéphanne Ramos de Souza Penna¹, Thiago Lemos ¹, Arthur de Sá Ferreira¹, Fabio Vieira dos Anjos^{1*}

1- Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), Rio de Janeiro, Brasil.

***Autor de Correspondência:**

Fabio Vieira dos Anjos

Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), Rua Dona Isabel, 94, Bonsucesso. Rio de Janeiro, RJ - Brasil CEP 21041-010

E-mail: fabioanjos@souunisuam.edu.br

Palavras-chave: Biofeedback; Eletromiografia; Controle Postural, Visual; Contração Muscular. (<http://decs.bvs.br/>).

Resumo

Introdução: O biofeedback visual é amplamente utilizado para melhorar o equilíbrio postural por meio da redução do balanço corporal. No entanto, há variabilidade individual na capacidade de reduzir a oscilação ao utilizar esse recurso, indicando que algumas pessoas podem não depender fortemente de pistas visuais para ajustar sua postura. Uma questão relevante é se indivíduos dependentes da visão adotam estratégias posturais diferentes daquelas utilizadas por indivíduos que não dependem da informação visual durante tarefas de biofeedback. Este estudo investigou o efeito da dependência visual sobre a atividade muscular e o balanço postural em adultos jovens durante tarefas de biofeedback em postura ereta. **Métodos:** Dezenove adultos realizaram quatro tarefas posturais de 60 segundos: (1) olhos abertos (OA), condição controle; (2) olhos fechados (OF); (3) biofeedback do centro de pressão (CoP) com alvos de 2 cm e 4 cm; e (4) biofeedback com apontador laser controlado pelo punho direito. Registraram-se eletromiogramas dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) direitos, e o CoP foi mensurado nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML). A diferença percentual da área de oscilação do CoP entre OA e OF foi utilizada como índice para classificar os participantes em visuais e não-visuais. As comparações entre condições foram realizadas pelo teste de Friedman, seguido de Wilcoxon post-hoc ($\alpha = 5\%$). **Resultados:** No grupo geral, a amplitude RMS do TA foi maior no biofeedback com laser ($p = 0,010$) e nos alvos de 2 cm ($p = 0,012$) e 4 cm ($p = 0,041$), em comparação a OA. O RMS do GM não apresentou diferenças entre condições ($p = 0,973$). O desvio padrão do CoP na direção AP aumentou no biofeedback por posturografia, independentemente do alvo ($p < 0,05$), e no laser ($p = 0,049$). A área de oscilação aumentou nos alvos de 4 cm ($p = 0,004$) e no laser ($p = 0,005$). Entre os visuais, houve maior ativação do TA no alvo de 2 cm ($p = 0,047$) e maior deslocamento do CoP no laser, em relação a OA. Entre os não-visuais, TA e GM não apresentaram diferenças, mas o desvio padrão AP e a área de oscilação diminuíram nos alvos de 2 cm e 4 cm, e aumentaram no laser ($p < 0,05$), em comparação a OA. **Conclusão:** As adaptações posturais ao biofeedback do CoP dependem da contribuição visual individual e do tipo de protocolo utilizado. Indivíduos dependentes da visão tendem a aumentar a ativação muscular quando demandados a reduzir a oscilação postural, especialmente em tarefas com alvo pequeno (2 cm). Em contraste, indivíduos não-visuais conseguem reduzir a oscilação

sem aumento de esforço muscular. A dependência visual não influenciou o comportamento no biofeedback com laser, uma vez que ambos os grupos apresentaram maior variabilidade do CoP nessa condição. Esses achados reforçam que o peso da informação visual deve ser considerado no desenvolvimento de protocolos de biofeedback voltados à redução da oscilação postural, pois indivíduos visuais podem responder com maior demanda muscular frente a intervenções de estabilidade.

Palavras-chave: Biofeedback; Eletromiografia; Controle Postural, Visual; Contração Muscular.

Abstract

Introduction: Visual biofeedback is widely used to improve postural balance by reducing body sway. However, individuals vary in their ability to decrease sway when using visual cues, suggesting that some may not rely heavily on visual information to regulate posture. A key question is whether visually dependent individuals adopt different postural strategies compared with those who are not visually dependent when performing biofeedback tasks. This study investigated the influence of visual dependence on muscle activity and postural sway in young adults during upright stance under different visual biofeedback tasks. **Methods:** Nineteen adults performed four 60-second postural tasks: (1) eyes open (EO), serving as the control condition; (2) eyes closed (EC); (3) center of pressure (CoP) biofeedback with 2-cm and 4-cm targets; and (4) biofeedback using a laser pointer controlled by the right wrist. Surface electromyography (EMG) was recorded from the right tibialis anterior (TA) and medial gastrocnemius (GM), and CoP displacement was measured in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions. A percentage-difference index of CoP sway area between EO and EC was used to classify participants as visually dependent or non-visually dependent. The Friedman test followed by Wilcoxon post-hoc comparisons was applied ($\alpha = 5\%$). **Results:** In the overall sample, TA RMS amplitude was higher during the laser biofeedback task ($p = 0.010$) and during the 2-cm ($p = 0.012$) and 4-cm ($p = 0.041$) target tasks compared with EO. GM RMS did not differ across conditions ($p = 0.973$). AP CoP standard deviation increased during CoP biofeedback regardless of target size ($p < 0.05$) and during the laser task ($p = 0.049$). CoP sway area also increased in the 4-cm target ($p = 0.004$) and laser ($p = 0.005$) conditions. Among visually dependent individuals, TA activity increased during the 2-cm target task ($p = 0.047$), and CoP displacement was higher during the laser task compared with EO. Among non-visually dependent participants, TA and GM showed no differences across conditions, but AP standard deviation and sway area decreased during the 2-cm and 4-cm target tasks and increased during laser biofeedback ($p < 0.05$) relative to EO. **Conclusion:** Postural adaptations to CoP biofeedback depend on individual visual dependence and on the biofeedback protocol applied. Visually dependent individuals tend to increase muscle activation when required to reduce postural sway, particularly with smaller targets (2 cm). In contrast, non-visually dependent individuals reduce sway without additional muscular

effort. Visual dependence did not influence responses to laser biofeedback, as both groups showed greater CoP variability in this condition. These findings highlight the importance of considering visual dependence when designing biofeedback-based interventions aimed at reducing postural sway, since visually dependent individuals may exhibit greater muscular demand in response to stability-oriented tasks.

Keywords: Biofeedback; Electromyography; Postural Control; Visual Feedback.

INTRODUÇÃO

A manutenção da estabilidade postural em ortostatismo envolve o controle de oscilações posturais espontâneas dentro de certos limites de estabilidade por meio de ajustes posturais realizados pelo sistema nervoso central. Contudo, indivíduos com déficits no controle do equilíbrio postural tendem a produzir oscilações posturais amplas (próximas dos limites de estabilidade postural), o que aumenta o risco de quedas (Visser et al., 2008; Nardone e Schieppati, 2010). Nesse contexto, programas que buscam reduzir a oscilação corporal têm se destacado como estratégias importantes no aprimoramento do controle postural e na prevenção de quedas (Van Peppen et al., 2006).

Entre as estratégias utilizadas, tarefas motoras baseadas em informações visuais têm se mostrado eficazes para reduzir o deslocamento corporal em ortostatismo. Essas tarefas permitem que os indivíduos ajustem sua postura guiados por pistas visuais das oscilações posturais (do próprio movimento na postura ereta), conduzindo a redução desses deslocamentos (Dault et al., 2003; Taube et al., 2008; Sayenko et al., 2010). Um exemplo amplamente utilizado é o biofeedback visual para monitorar o deslocamento do centro de pressão (CoP) sob os pés durante a postura em pé. Estudos observaram que esse tipo de tarefa parece reduzir a amplitude das oscilações posturais por meio da cocontração muscular, resultando em maior rigidez postural (Dault et al., 2003; Boudrahem e Rougier, 2009; Dos Anjos et al., 2016).

No entanto, parece existir uma variabilidade entre indivíduos na capacidade de reduzir o balanço postural ao utilizar o biofeedback visual por posturografia. Estudos mostraram que alguns indivíduos (~30%) não foram capazes de realizar o biofeedback por posturografia, ou seja, a área coberta pelos deslocamentos do CoP foi maior durante o biofeedback visual do que na postura ereta natural (Freitas & Duarte, 2012; Boudrahem & Rougier 2009). Essa variabilidade poderia ser parcialmente explicada pelo uso de diferentes estratégias sensoriais para o controle do equilíbrio, incluindo a dependência de pistas visuais e não-visuais. De fato, a influência da informação visual na manutenção da postura ereta parece variar entre indivíduos. A ausência da visão durante a manutenção do equilíbrio geralmente resulta em maior oscilação corporal em comparação com a mesma tarefa realizada de olhos abertos (Tarantola et al., 1997). No entanto, alguns indivíduos não apresentam alterações significativas no desempenho postural sob condições de restrição visual (Lacour et al., 1997; Chiari et

al., 2000), sugerindo diferenças nas estratégias sensoriais utilizadas para manter a estabilidade postural. Diante disso, uma questão relevante é se indivíduos que dependem da informação visual adotam estratégias posturais diferentes daqueles que não dependem ao realizar tarefas de biofeedback.

Este estudo tem como objetivo avaliar o impacto de diferentes protocolos de biofeedback por posturografia e da contribuição visual sobre o nível de ativação dos músculos do tornozelo em ortostatismo. Além do biofeedback por posturografia, este estudo também empregou uma tarefa de biofeedback visual baseada no controle de um laser sobre um alvo. Esse tipo de abordagem pode modificar as oscilações corporais de maneira distinta em relação ao biofeedback tradicional, baseado nas oscilações do CoP (Taube et al., 2008; dos Anjos et al., 2016). Nossa hipótese é que indivíduos dependentes da visão para a manutenção da postura ereta apresentarão padrões distintos de atividade muscular e ajustes posturais em comparação ao grupo menos dependente da informação visual durante o biofeedback visual.

MÉTODOS

Participantes

Trata-se de um estudo transversal sendo utilizado o Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology – STROBE para descrever a metodologia e reportar os achados desse estudo (Von Elm et al., 2008). Dezenove participantes (8 mulheres e 11 homens; média \pm desvio padrão: 32,2 \pm 5,99 anos; massa corporal: 82,05 \pm 18,24 kg; altura: 1,710 \pm 0,10 m), selecionados por conveniência, foram avaliados neste estudo. Esse número de participantes foi bastante próximo do tamanho amostral estimado, de 20 indivíduos, calculado com base no tamanho de efeito do biofeedback por posturografia sobre a área de oscilação corporal, conforme identificado em estudo anterior do nosso grupo ($d_z = 0.695$; $\alpha = 5\%$, $\beta = 80\%$; G*Power) (Dos Anjos; Lemos; Imbiriba, 2016; Faul et al., 2007). Todos os voluntários forneceram consentimento informado por escrito após serem informados dos procedimentos experimentais, aprovados pelo Comitê de Ética em pesquisa local (CAAE: 52142021900005235). Os critérios de inclusão foram voluntários de ambos os sexos com idade igual e acima de 18 a 40 anos. Os critérios de exclusão foram i) distúrbios musculoesqueléticos nas articulações do punho,

quadril, joelho e tornozelo nos últimos doze meses; ii) problemas de equilíbrio; iv) distúrbios neurológicos, ou ingestão de medicamentos que poderiam comprometer ou afetar o equilíbrio em pé por ocasião dos experimentos.

Procedimentos

Os voluntários foram instruídos a permanecer em pé, descalços, com os braços posicionados ao longo do corpo e os pés unidos sobre a plataforma de força, para a aquisição do sinal do CoP durante a realização das tarefas experimentais. Foram aplicadas cinco condições distintas: i) olhos abertos (OA), considerada a condição controle, na qual o participante, em postura ortostática sobre a plataforma, mantinha o olhar fixo em um alvo visual de 2 cm de Ø posicionado à sua frente (Figura 1A); ii) olhos fechados (OF), idêntica à condição anterior, porém com os olhos fechados; iii) biofeedback por posturografia (BFCop), em que o participante permanecia sobre a plataforma de força, visualizando em tempo real, em um monitor posicionado à altura dos olhos, o deslocamento do CoP, com o objetivo de mantê-lo o mais próximo possível de alvos circulares com Ø de 2 cm e 4 cm (Figura 1B); iv) biofeedback com ponteiro laser portátil (BFLaser), condição em que o participante mantinha os braços estendidos ao longo do corpo, segurando um ponteiro laser na mão direita, com o qual devia apontar continuamente para um alvo de 2 cm projetado em uma tela, realizando o ajuste fino da posição do feixe luminoso por meio de movimentos articulares do punho (Figura 1C).

Cada tarefa teve duração de 60 segundos, foi executada em ordem aleatória (definida por sorteio) e realizada a uma distância de 2,5 metros do alvo visual, com intervalos de dois minutos entre as condições, a fim de evitar possíveis efeitos da fadiga muscular. Durante todas as tarefas, foram utilizadas demarcações específicas para o posicionamento dos pés sobre a plataforma de força, com o objetivo de garantir a padronização postural ao longo das diferentes condições e aumentar a confiabilidade dos dados obtidos.

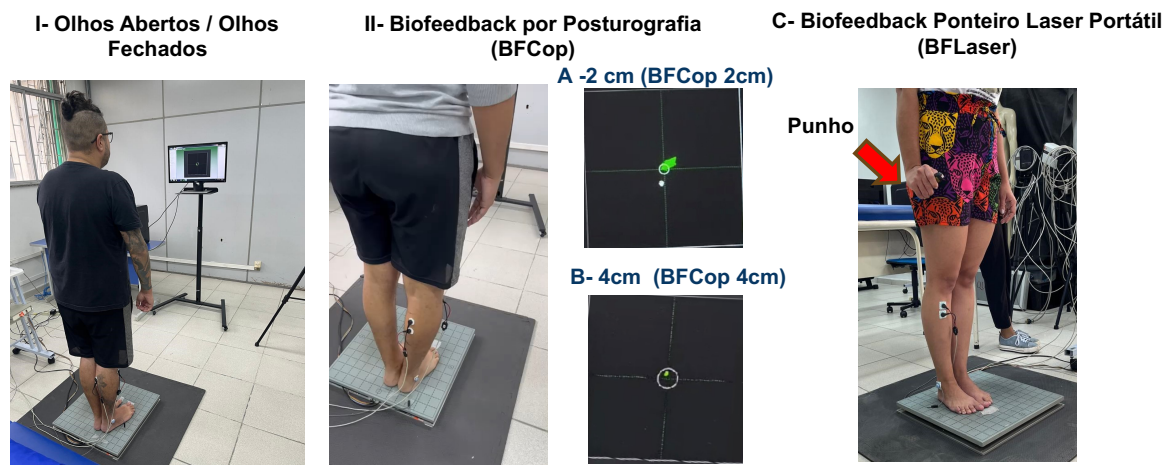


Figura 1 - Representação esquemática das tarefas experimentais

Eletromiografia - Avaliação da atividade muscular

Neste estudo aderiu-se à diretriz do Consensus for Experimental Design in Electromyography (CEDE – Check) para protocolos com eletromiografia (Besomi et al., 2024).

a) Posicionamento dos eletrodos

Foi realizado tricotomia e limpeza da pele com pasta abrasiva (Nupred 114g, Weaver and Company, Registro ANVISA 80117580103) no local de posicionamento de cada par de eletrodos. Pares de eletrodos de superfície descartáveis (4,5 x 3,8 cm diâmetro, Eletrodo para Monitorização Cardíaca 2223BRQ, 3M do Brasil Ltda., Registro ANVISA: 80284930186) foram posicionados por gel condutivo adesivo nos músculos de interesse. EMGs de superfície foram coletados dos músculos gastrocnêmio medial e tibial anterior da perna direita, com eletrodos bipolares com 3,5 cm distância entre os centros de cada eletrodo, bem como o eletrodo de referência posto no maléolo lateral da perna direita (Dos Anjos et al., 2022, ver figura 1). Com o objetivo de abranger o maior número possível de fibras musculares dentro da área de detecção, com aumento da sensibilidade e a diminuição da variabilidade na medição do EMG, foi posta tal distância entre eletrodos para os músculos em questão, e minimizando o efeito crosstalk (Vieira et al., 2017). Os eletrodos foram posicionados ao longo do eixo longitudinal de cada músculo para garantir a captação de um EMG bipolar representativo. No caso do gastrocnêmio medial (GM), o eletrodo distal foi colocado medialmente à porção distal da junção entre as cabeças do gastrocnêmio, a

uma distância de 5 cm acima da junção músculo-tendínea, seguindo recomendações para capturar sinais de fibras próximo-distais (Hodson-Tole; Loram; Vieira, 2013). Para o músculo tibial anterior (TA), os eletrodos foram fixados 1 cm lateral à crista tibial, alinhados paralelamente ao eixo longitudinal do músculo, com o centro do eletrodo proximal posicionado 2 cm abaixo da cabeça do osso da tíbia (Dos Anjos et al., 2022).

b) Registro dos Sinais e Análise dos dados

O A aquisição dos sinais foi realizada por meio do sistema SAS1000 V8 com uma taxa de amostragem de 1000 Hz (EMG System do Brasil). Os sinais EMG bipolares, coletados unilateralmente dos dois músculos analisados, foram inicialmente processados com um filtro passa-banda de Butterworth de quarta ordem (20-350 Hz) para todas as tarefas. Posteriormente, a amplitude dos sinais EMG de superfície foi quantificada utilizando a Raiz Quadrada Média (RMS). Os valores de RMS foram calculados ao longo de todo o período de coleta (60 segundos) para cada uma das quatro condições de postura em pé, oferecendo uma estimativa geral do nível de atividade muscular em cada condição com os pés unidos (Dos Anjos et al., 2022).

Aquisição e análise do sinal posturográfico

a) Centro de pressão

O CoP foi quantificado a partir das forças e momentos de reação do solo registrados por uma plataforma de força (AccuSwayPLUS, da AMTI, Watertown, EUA). Os sinais brutos foram digitalizados a uma taxa de amostragem de 1000 Hz e filtrados por um filtro passa-baixa de 5 Hz, sendo posteriormente armazenados para análise. A coleta das forças de reação do solo foi realizada de forma sincronizada com os sinais de eletromiografia (EMG), permitindo a avaliação integrada da variabilidade do CoP. Essa variabilidade foi quantificada por meio do desvio padrão da série temporal nos eixos ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), além do cálculo da área elíptica do CoP (Dos Anjos et al., 2022).

b) Índice de Contribuição Visual para o Controle Postural

O índice baseado na diferença percentual da área de oscilação do CoP, calculado pela razão $[(\text{área OF} - \text{área OA}) / (\text{área OF} + \text{área OA}) \times 100]$, foi empregado

para investigar se a contribuição da informação visual para o controle postural varia entre os sujeitos (Lacour et al., 1997; Chiari et al., 2002, Neves et al., 2022). Esse índice permitiu dividir os participantes em dois grupos, dependentes (visual) ou não dependentes (não-visual) da informação visual para a manutenção do equilíbrio postural em ortostatismo.

Análise estatística

A análise estatística inicial confirmou a distribuição não-Paramétrica para a maioria dos dados (Shapiro-Wilk $P < 0,05$). Assim, foi utilizado o teste de Friedman para avaliar efeito principal da condição experimental (4 níveis) sobre a amplitude RMS dos músculos de interesse e o parâmetro desvio padrão do COP, seguido do post-hoc Wilcoxon para comparações por pares entre tarefas, com nível de significância de 5%. A análise estatística foi realizada utilizando o software JASP versão 0.11.0.0 (The JASP Team 2020, Holanda).

RESULTADOS

Parte I – Resultados gerais

Variações na Atividade dos Músculos do Tornozelo Durante a Postura em Pé de um indivíduo representativo

Diferentes músculos do tornozelo apresentam padrões de ativação distintos quando indivíduos jovens se mantêm em pé de forma natural. As diferenças nessas ativações musculares foram analisadas com base nos dados obtidos, os quais estão resumidos nesta seção, utilizando como exemplo um participante representativo.

No que diz respeito à qualidade do sinal de EMG, os dados demonstraram uma alta qualidade de registro, uma vez que é possível observar variações na intensidade do sinal (EMG com alta e baixa amplitude relativa) ao longo da tarefa. Durante as tarefas de biofeedback (BFCop Ø 2 cm e BFCop Ø 4 cm) e olhos fechados, observou-se que o sinal de eletromiogramas de superfície (EMGs) do GM foi ativado em conjunto com o músculo TA. Esse padrão de co-contração resultou em amplitudes de RMS relativamente mais altas para o TA nas condições de biofeedback e olhos fechados, quando comparados à OA.

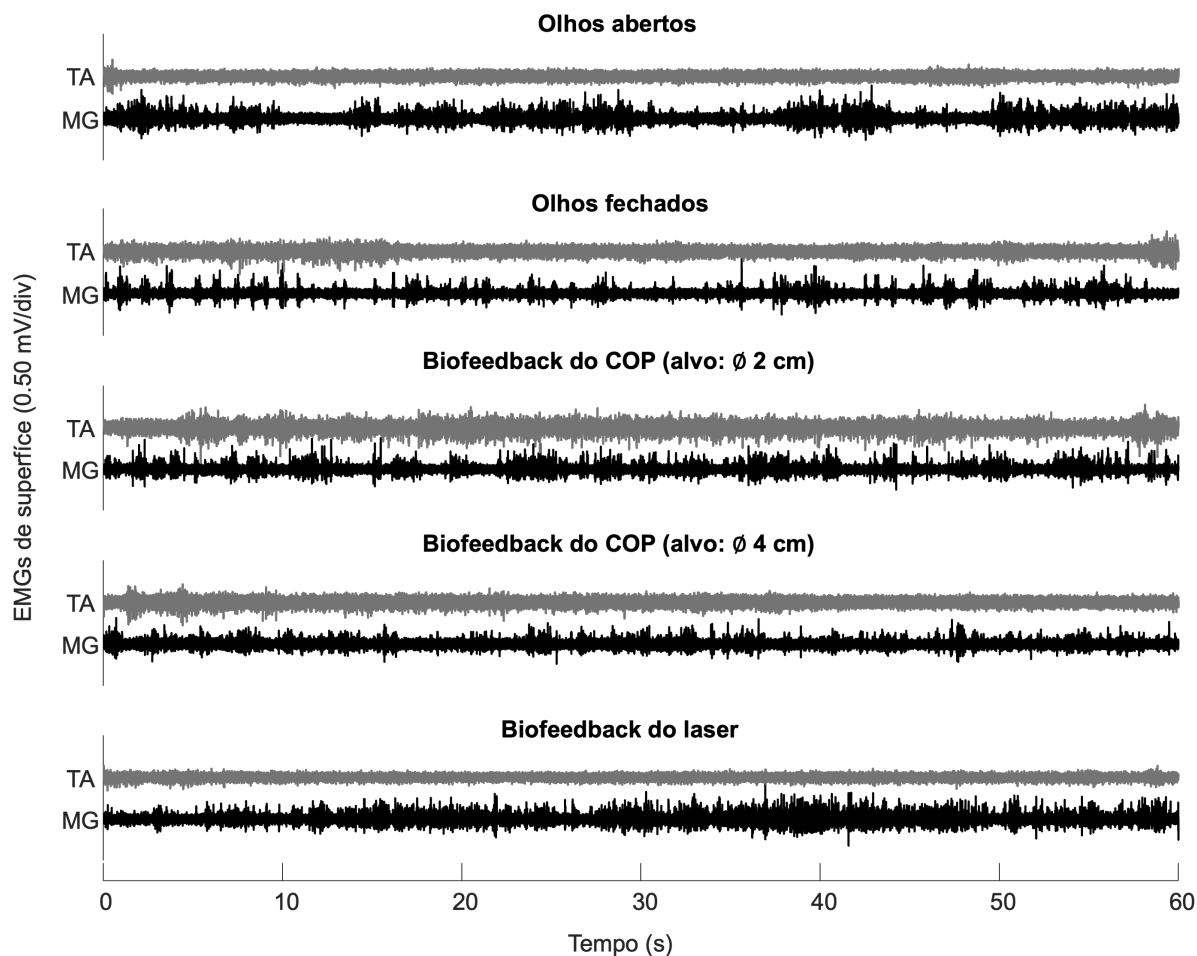


Figura 2 - Modulações na atividade dos músculos do tornozelo durante a postura em pé. EM-fvaGs do tibial anterior (TA, cor cinza) e do gastrocnêmio medial (MG, cor preta) de um participante jovem são mostrados para 60 segundos nas diferentes tarefas posturais.

Variações do centro de pressão durante as tarefas na Postura em Pé de um indivíduo representativo

Complementando os achados de atividade muscular, a Figura 3 apresenta a representação planar do CoP. Nota-se que, para este participante, as tarefas de biofeedback com alvos de Ø 2 cm e Ø 4 cm promoveram menor oscilação nos eixos AP e ML, em comparação à condição de olhos abertos.

ESTATOCINESIOGRAMA

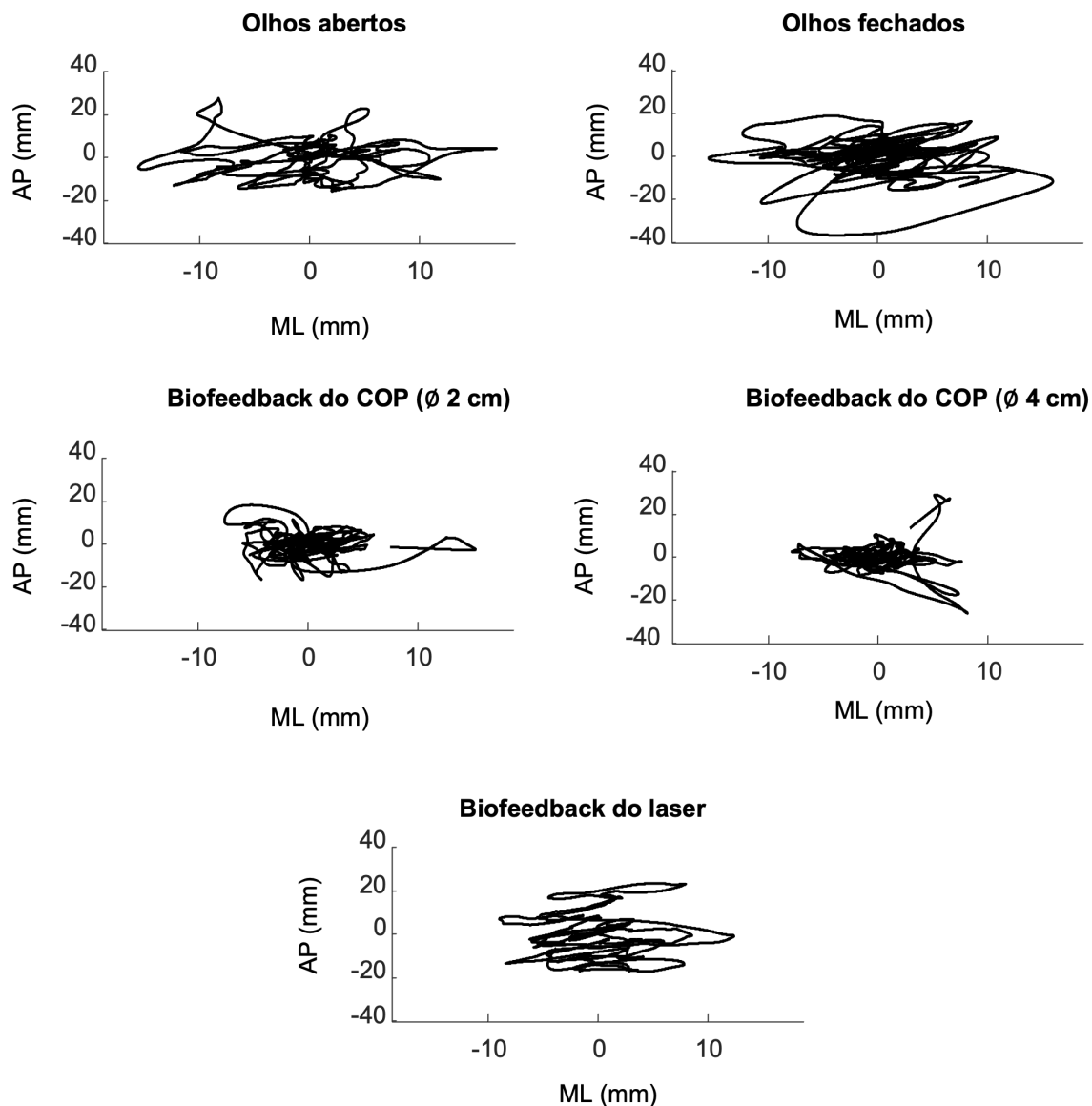


Figura 3 – EstatocinesioGRAMAS de um indivíduo representativo, mostrando o deslocamento do COP nas duas direções antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) ao longo do tempo, em todas as condições avaliadas.

Desempenho geral durante tarefas de feedback visual

a) Amplitude de RMS

Diferenças no nível de ativação muscular do tornozelo em ortostatismo foram observadas com o uso de biofeedback. O teste de Friedman revelou um efeito

significativo da tarefa sobre a amplitude RMS do músculo tibial anterior ($\chi^2 = 10,125$; $W = 0,211$; $p = 0,018$), indicando variações na atividade muscular entre as condições analisadas.

Os dados revelaram um aumento na ativação do músculo tibial anterior nas tarefas com biofeedback, quando comparadas à condição de olhos abertos (OA) mediana = 0.038 mV intervalo interquartil = 0,009 mV) com destaque para as condições BFCop 2 cm (0,042 mV; 0,025 mV; $p = 0,009$), BFCop Ø 4 cm (0,038 mV; 0,0253 mV; $p = 0,039$) e BFLaser (0,041 mV; 0,027 mV; $p = 0,008$), conforme ilustrado na Figura 3A. Essa tendência foi confirmada pelo teste de Wilcoxon, que indicou diferenças estatisticamente significativas entre OA e BFCop Ø 2 cm ($W = 19,000$; $p = 0,009$), OA e BFCop Ø 4 cm ($W = 28,000$; $p = 0,039$), e OA e BFLaser ($W = 18,000$; $p = 0,008$).

Por outro lado, não foram observadas diferenças significativas entre as condições de biofeedback entre si, como evidenciado pelas comparações entre BFCop 2 cm e BFCop 4 cm ($W = 81,000$; $p = 0,528$), BFCop 2 cm e BFLaser ($W = 63,000$; $p = 0,821$), e BFCop 4 cm e BFLaser ($W = 52,000$; $p = 0,433$). Esses achados sugerem que, embora o biofeedback tenha promovido maior ativação do tibial anterior em relação à condição controle, o tipo de estímulo não parece ter modulado significativamente essa resposta muscular.

Em contraste, a análise do gastrocnêmio medial não indicou diferenças estatísticas entre as condições experimentais. O teste de Friedman não revelou efeito significativo na amplitude RMS desse músculo ($\chi^2 = 0,225$; $W = 0,005$; $p = 0,973$). As medidas de tendência central e dispersão para as condições OA (0,040 mV; 0,012 mV), BFCop 2 cm (0,049 mV; 0,016 mV), BFCop 4 cm (0,044 mV; 0,014 mV) e BFLaser (0,046 mV; 0,024 mV) indicam uma relativa estabilidade na ativação muscular, independentemente da estratégia de biofeedback utilizada (Figura 4B).

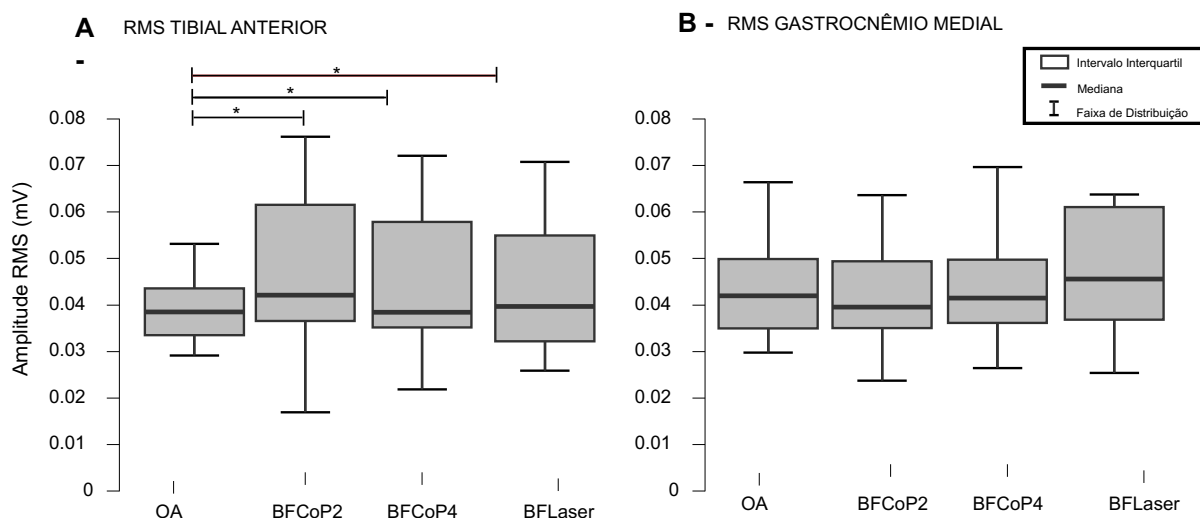


Figura 4 – Boxplots da amplitude RMS (mV) dos músculos tibial anterior (A) e gastrocnêmio medial (B) nas tarefas Ohos abertos (OA), biofeedback por posturografia com alvo de Ø 2cm (BFCop2), biofeedback por posturografia com alvo de Ø 4cm (BFCop4) e Biofeedback com Laser (BFLaser). Linhas horizontais indicam diferença significativa entre as tarefas ($p < 0.05$)

b) Oscilação do COP

Diferenças no desvio padrão (variabilidade) do CoP também foram identificadas nas tarefas com biofeedback ($\chi^2 = 9.611$; $W = 0,344$; $p < 0,001$). Na direção AP, observou-se uma redução na amplitude de oscilação corporal nas condições BFCop 2 cm (5.574 mm; 1.705 mm; $p = 0,011$) e BFCop 4 cm (5.056 mm; 2.560 mm; $p = 0,005$), em comparação à condição controle de olhos abertos (OA: 7.071 mm; 2.637 mm). Em contrapartida, a condição BFLaser resultou em aumento do deslocamento (8.272 mm; 3.552 mm; $p = 0,049$), conforme ilustrado na Figura 4A. Comparações entre as condições de biofeedback revelaram diferenças significativas entre BFCop 2 cm e BFLaser ($p < 0,001$), bem como entre BFCop 4 cm e BFLaser ($p < 0,001$). No entanto, não foram observadas diferenças estatísticas relevantes entre os dois tamanhos de alvo (BFCop 2 cm vs. BFCop 4 cm; $p = 0,123$).

O sinal do CoP no plano ML, não foram encontradas diferenças significativas entre as condições para o desvio padrão. Os valores de mediana e intervalo interquartil foram semelhantes entre as tarefas OA (3.200 mm; 1.134 mm), BFCop 2

cm (3.010 mm; 1.004 mm), BFCop 4 cm (3.008 mm; 0.561 mm) e BFLaser (3.261 mm; 1.754 mm), como apresentado na Figura 5B.

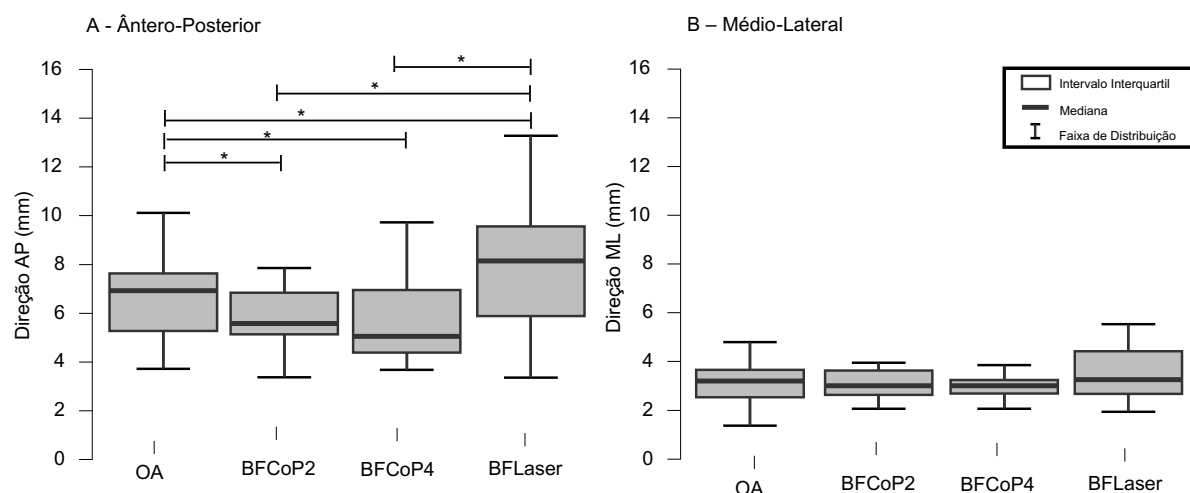


Figura 5- Boxplots do desvio padrão do COP na direção antero-posterior (AP, A) e médio-lateral (ML, B) nas tarefas Ohos abertos (OA), biofeedback por posturografia com alvo de \varnothing 2cm (BFCop2), biofeedback por posturografia com alvo de \varnothing 4cm (BFCop4) e Biofeedback com Laser (BFLaser). Linhas horizontais indicam diferença significativa entre as tarefas ($p < 0.05$).

Quanto à área total do centro de pressão, observou-se uma redução nas condições com biofeedback de alvos (BFCop 2 cm: 252.158 mm²; 156.057 mm; $p = 0,073$ e BFCop 4 cm: 199.720 mm²; 107.379 mm²; $p = 0,004$) em relação à tarefa controle (OA: 275.967 mm; 192.588 mm). Por outro lado, a condição com laser (BFLaser) apresentou aumento expressivo da área (265.917 mm²; 275.705 mm; $p = 0,374$), embora sem diferença estatística significativa em comparação à OA. Na comparação entre as tarefas com biofeedback, foram verificadas diferenças significativas entre BFCop 2 cm e BFLaser ($p = 0,005$), BFCop 4 cm e BFLaser ($p < 0,001$), bem como entre BFCop 2 cm e BFCop 4 cm ($p = 0,036$), evidenciando que tanto o tipo quanto o tamanho do estímulo visual influenciaram a área de oscilação corporal. Esses dados estão representados na Figura 6.

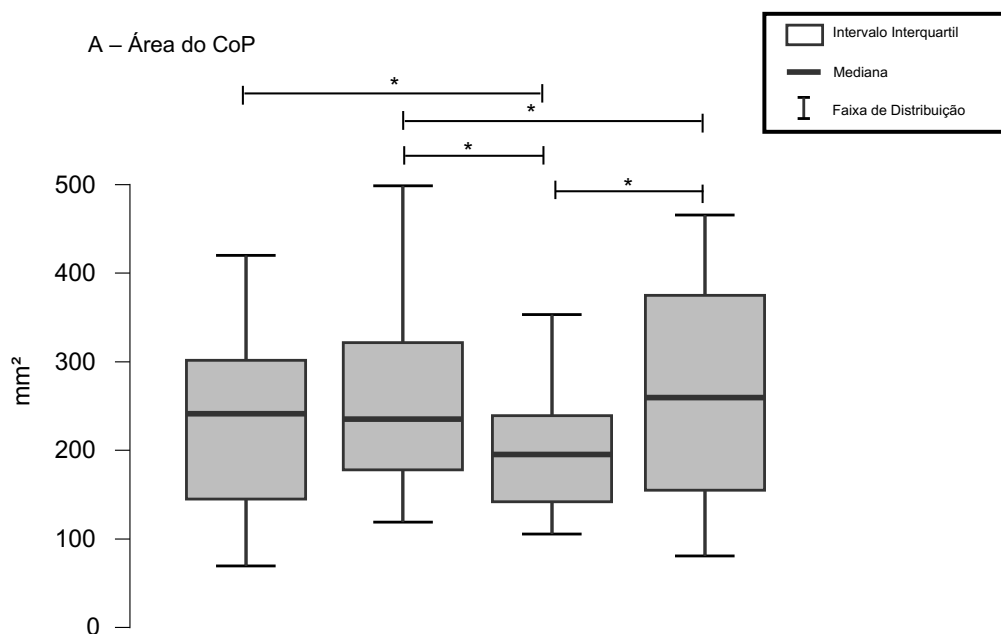


Figura 6 – Da esquerda para a direita, boxplots da área do COP nas tarefas Ohos abertos (OA), biofeedback por posturografia com alvo de \varnothing 2cm (BFCop2), biofeedback por posturografia com alvo de \varnothing 4cm (BFCop4) e Biofeedback com Laser (BFLaser). Linhas horizontais indicam diferença significativa entre as tarefas ($p < 0.05$).

Parte II – Resultados comparativos para cada grupo visual

Foram divididos os sujeitos em dois grupos, seguindo o índice de contribuição visual para o controle postural, no qual foram oito sujeitos classificados como visuais, com a área de oscilação do CoP maior na condição de OF do que na condição OA, enquanto onze (~58%) foram classificados como não-visuais (Fig. 7).

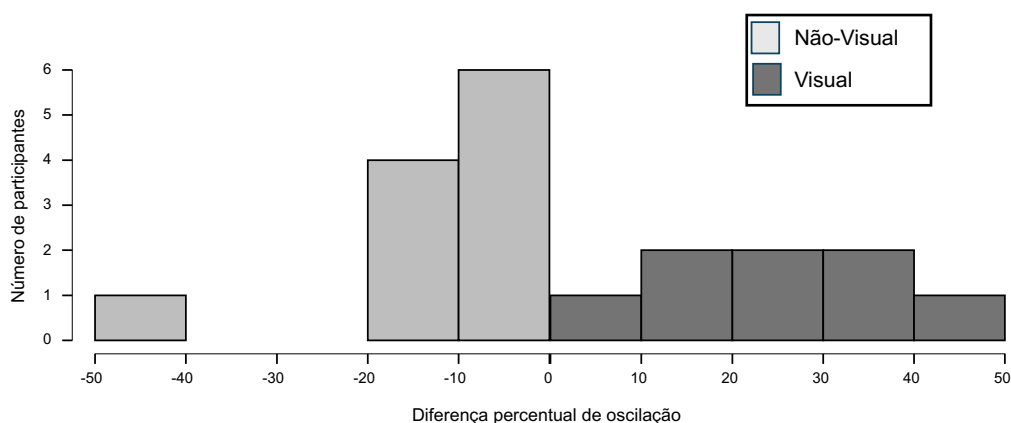


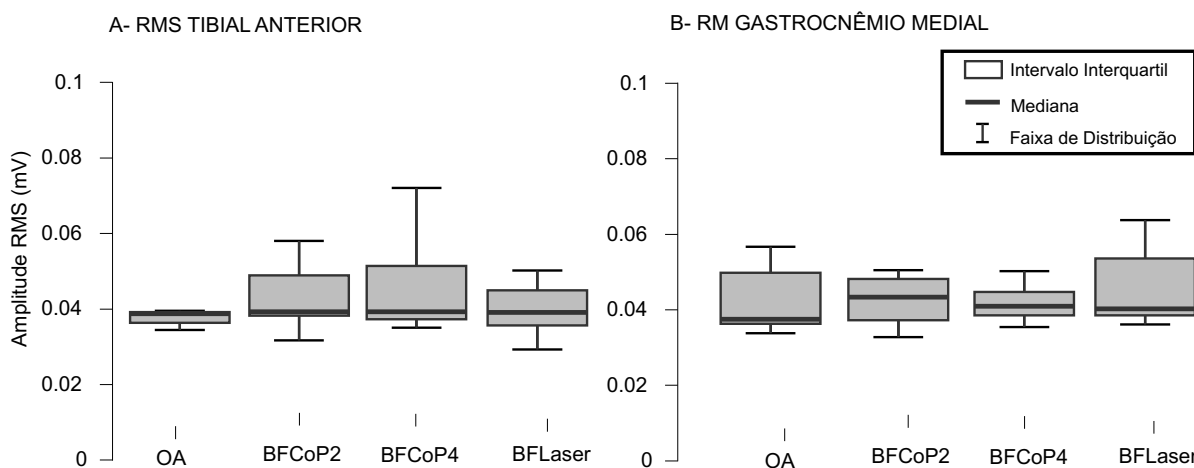
Figura 7: O histograma, baseado na diferença percentual de oscilação, dividiu claramente os participantes jovens em dois subgrupos: visual e não-visual.

Desempenho da Contribuição Visual durante tarefas de feedback

a) Amplitude RMS

A atividade muscular do tornozelo durante o ortostatismo apresentou comportamentos distintos nos grupos visual e não visual com o uso de biofeedback. No grupo visual, a amplitude RMS do tibial anterior não variou significativamente entre as condições ($\chi^2 = 6,429$; $W = 0,306$; $p = 0,093$), com medianas e intervalos interquartis semelhantes para OA (0,039 mV; 0,003 mV), BFCop 2 cm (0,046 mV; 0,011 mV), BFCop 4 cm (0,046 mV; 0,014 mV) e BFLaser (0,043 mV; 0,009 mV) (Fig. 8A). De modo semelhante, o gastrocnêmio medial não apresentou diferenças significativas ($W = 0,069$; $p = 0,692$), mantendo valores próximos entre as condições OA (0,046 mV; 0,013 mV), BFCop 2 cm (0,054 mV; 0,012 mV), BFCop 4 cm (0,056 mV; 0,009 mV) e BFLaser (0,046 mV; 0,015 mV) (Fig. 8B).

Por outro lado, no grupo não visual, a amplitude RMS do tibial anterior mostrou efeito significativo ($\chi^2 = 7,800$; $W = 0,289$; $p = 0,050$). A comparação entre OA e BFLaser revelou uma estratégia de aumento da atividade muscular durante a condição BFLaser ($W = 2,000$; $p = 0,012$), enquanto as demais comparações não indicaram alterações relevantes: OA vs. BFCop 2 cm ($p = 0,074$), OA vs. BFCop 4 cm ($p = 0,203$), BFCop 2 cm vs. BFCop 4 cm ($p = 0,652$), BFLaser vs. BFCop 2 cm ($p = 0,359$) e BFLaser vs. BFCop 4 cm ($p = 0,129$). Os valores observados foram OA (0,039 mV; 0,023 mV), BFCop 2 cm (0,048 mV; 0,042 mV), BFCop 4 cm (0,045 mV; 0,028 mV) e BFLaser (0,107 mV; 0,037 mV) (Fig. 8C). Já o gastrocnêmio medial não apresentou variações significativas ($\chi^2 = 2,200$; $W = 0,081$; $p = 0,532$), com medianas e intervalos para OA (0,042 mV; 0,029 mV), BFCop 2 cm (0,038 mV; 0,016 mV), BFCop 4 cm (0,046 mV; 0,014 mV) e BFLaser (0,051 mV; 0,031 mV) (Fig. 8D).



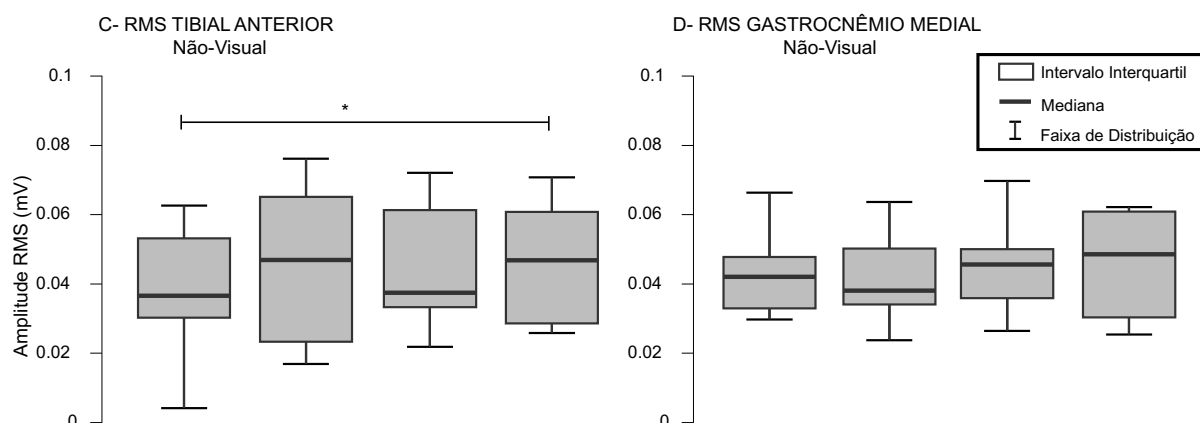


Figura 8— Os Boxplots da amplitude RMS (mV) dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos grupos visual (painel superior) e não-visual (painel inferior) são apresentados nas Figuras 8A a 8D.. A Figura 8A mostra os resultados do TA no grupo visual, enquanto a 8B exibe o GM no grupo visual. As Figuras 8C e 8D referem-se ao TA e GM no grupo não-visual, respectivamente. Diferenças significativas entre as tarefas ($p < 0,05$) são indicadas pelas linhas horizontais.

b) Oscilação do COP

Os resultados do desvio padrão da oscilação do COP nos eixos AP e ML evidenciaram diferenças significativas entre as condições avaliadas, indicando impactos distintos dos tipos de biofeedback sobre o controle postural, tanto com quanto sem auxílio visual.

Eixo Anteroposterior (AP)

No grupo visual, observou-se um efeito significativo das tarefas sobre a variabilidade do COP ($\chi^2 = 9,450$; $W = 0,394$; $p = 0,024$). As comparações pareadas mostraram tendência de diferença entre OA e BFLaser ($W = 4.000$; $p = 0,055$) com aumento no deslocamento AP na condição de Biofeedback, enquanto não houve significância entre as outras condições: OA e BFCoP 2 cm ($W = 28.000$; $p = 0,195$), OA e BFCoP 4 cm ($W = 29.000$; $p = 0,148$), BFCoP 2 cm e BFCoP 4 cm ($W = 25.000$; $p = 0,383$), BFLaser e BFCoP 2 cm ($W = 25.000$; $p = 0,078$) e BFLaser e BFCoP 4 cm ($W = 5.000$; $p = 0,078$). As condições apresentaram os seguintes valores de mediana e intervalo interquartil: OA (6.011 mm; 2.655 mm), BFCoP 2 cm (5.382 mm; 0.969 mm), BFCoP 4 cm (5.036 mm; 0.749 mm) e BFLaser (7.501 mm; 4.403 mm) (Fig. 9A).

No grupo não-visual, também foi identificada diferença significativa entre as tarefas para o deslocamento do COP ($\chi^2 = 10.950$; $W = 0,312$; $p = 0,016$). Houve diferenças significativas entre OA e BFCoP 2 cm ($W = 56.000$; $p = 0,042$), OA e BFCoP 4 cm ($W = 59.000$; $p = 0,019$), onde ocorreu uma diminuição da variabilidade do deslocamento corporal, entre BFCoP 2 cm e BFLaser ($W = 5.000$; $p = 0,010$) e BFCoP 4 cm e BFLaser ($W = 0.003$; $p = 0,003$) ocorreu um aumento do deslocamento corporal, entretanto, não foram encontradas diferenças entre OA e BFLaser ($W = 23.000$; $p = 0,413$) e entre BFCoP 2 cm e BFCoP 4 cm ($W = 47.000$; $p = 0,240$). Os valores observados foram: OA (7.600 mm; 2.949 mm), BFCoP 2 cm (5.948 mm; 2.117 mm), BFCoP 4 cm (6.561 mm; 3.068 mm) e BFLaser (8.092 mm; 2.028 mm) (Fig. 9C).

Eixo Médio-Lateral (ML)

Com feedback visual, o efeito da tarefa também foi significativo ($\chi^2 = 9.032$; $W = 0,362$; $p = 0,034$). As comparações revelaram diferenças entre OA e BFLaser ($W = 0.000$; $p = 0,008$) e entre BFCoP 4 cm e BFLaser ($W = 4.000$; $p = 0,055$), ocorrendo um aumento do CoP para o eixo ML na condição de BFLaser. As demais comparações não indicaram diferença significativa: OA e BFCoP 2 cm ($W = 8.000$; $p = 0,195$), OA e BFCoP 4 cm ($W = 9.000$; $p = 0,250$) e BFCoP 2 cm e BFCoP 4 cm ($W = 22.000$; $p = 0,641$). As medianas e intervalos interquartis foram: OA (2.597 mm; 0.994 mm), BFCoP 2 cm (3.140 mm; 0.823 mm), BFCoP 4 cm (2.972 mm; 0.606 mm) e BFLaser (3.506 mm; 1.435 mm) (Fig. 9B).

Por outro lado, no grupo não-visual, o teste de Friedman não apontou diferenças significativas entre as condições ($\chi^2 = 3.543$; $W = 0,107$; $p = 0,315$). Os valores foram: OA (3.551 mm; 1.523 mm), BFCoP 2 cm (3.284 mm; 0.921 mm), BFCoP 4 cm (3.008 mm; 0.414 mm) e BFLaser (3.901 mm; 2.028 mm) (Fig. 9D).

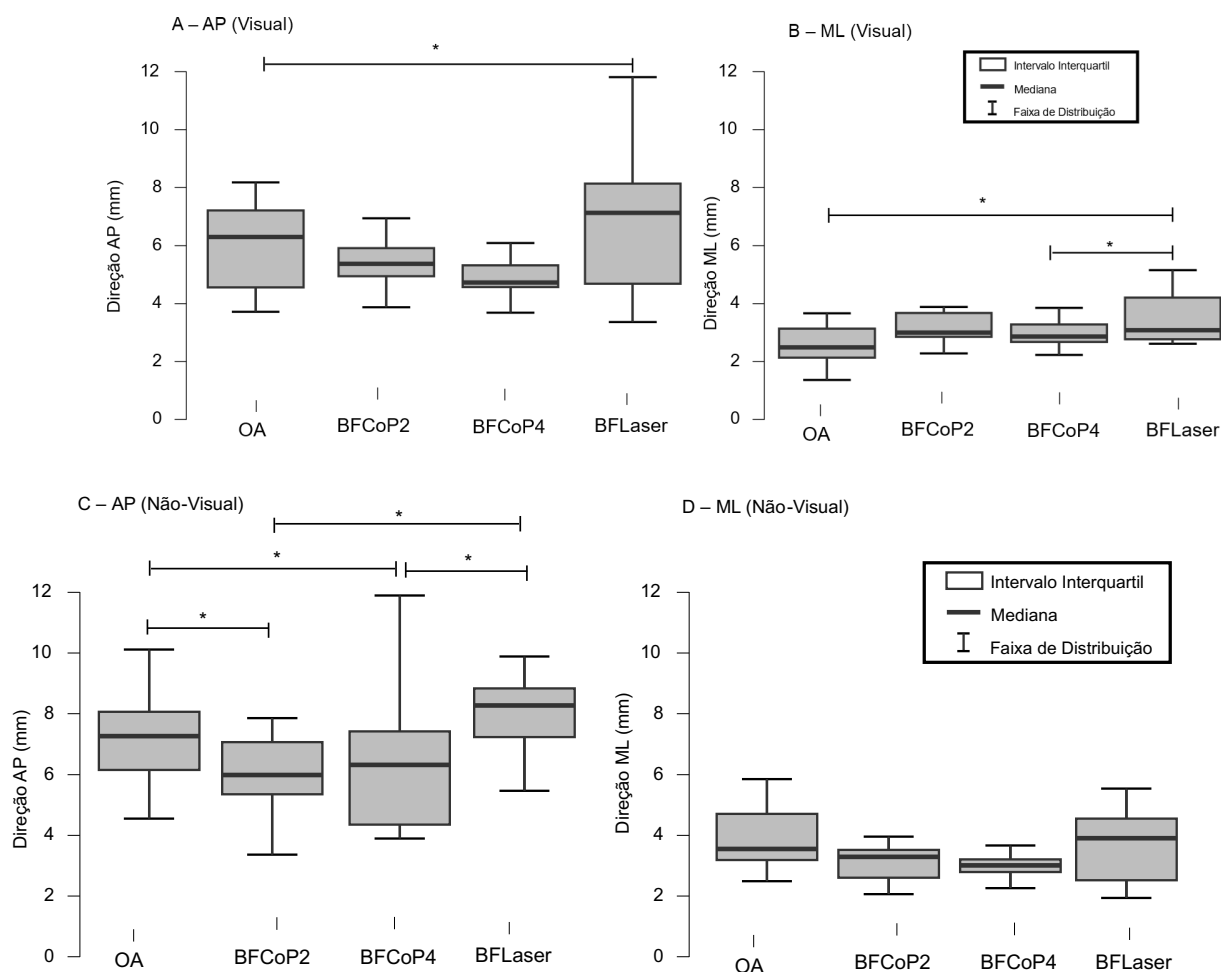


Figura 9 – Boxplots do desvio padrão do COP nos eixos anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) para os grupos visual e não-visual. (A) COP AP e (B) COP ML nas tarefas com feedback visual: Olhos Abertos (OA), biofeedback por posturografia \varnothing 2cm (BFCoP2), biofeedback por posturografia com alvo de \varnothing 4cm (BFCoP4) e Biofeedback com Laser (BFLaser). (C) COP AP e (D) COP ML nas mesmas condições para o grupo não-visual. Linhas horizontais indicam diferença significativa entre as tarefas ($p < 0.05$)

Área do COP

No grupo visual, houve diferença significativa entre a condição ($\chi^2 = 9,450$; $W = 0,394$; $p = 0,024$), com diferença entre OA e BFLaser ($W = 0.000$; $p = 0,008$). As demais comparações não apresentaram significância: OA e BFCoP 2 cm ($W = 16.000$; $p = 0,844$), OA e BFCoP 4 cm ($W = 24.000$; $p = 0,431$), BFCoP 2 cm e BFCoP 4 cm ($W = 26.000$; $p = 0,313$), BFCoP 2 cm e BFLaser ($W = 6.000$; $p = 0,109$) e BFCoP 4 cm e BFLaser ($W = 5.000$; $p = 0,078$). As medianas e intervalos interquartis foram: OA (200.367 mm; 171.764 mm), BFCoP 2 cm (200.856 mm; 125.874 mm²), BFCoP 4 cm (180.015 mm²; 81.445 mm²) e BFLaser (188.015 mm²; 268.833 mm²) (Fig. 10A).

No grupo não-visual, indicou um efeito significativo entre as condições ($\chi^2 = 10.125$; $W = 0,286$; $p = 0,08$). Foram identificadas diferenças entre OA e BFCoP 2 cm ($W = 51.000$; $p = 0,032$), OA e BFCoP 4 cm ($W = 24.000$; $p = 0,007$), BFCoP 2 cm e BFCoP 4 cm ($W = 56.000$; $p = 0,042$), BFCoP 2 cm e BFLaser ($W = 8.000$; $p = 0,024$) e BFCoP 4 cm e BFLaser ($W = 5.000$; $p = 0,010$). A comparação entre OA e BFLaser não foi significativa ($W = 38.000$; $p = 0,700$). As tarefas apresentaram as medianas e intervalos interquartis foram: (303.468 mm²; 2889.709 mm²), BFCoP 2 cm (266.658 mm²; 192.972 mm²), BFCoP 4 cm (264.991 mm²; 192.972 mm²) e BFLaser (357.980 mm²; 229.064 mm²) (Fig. 10B).

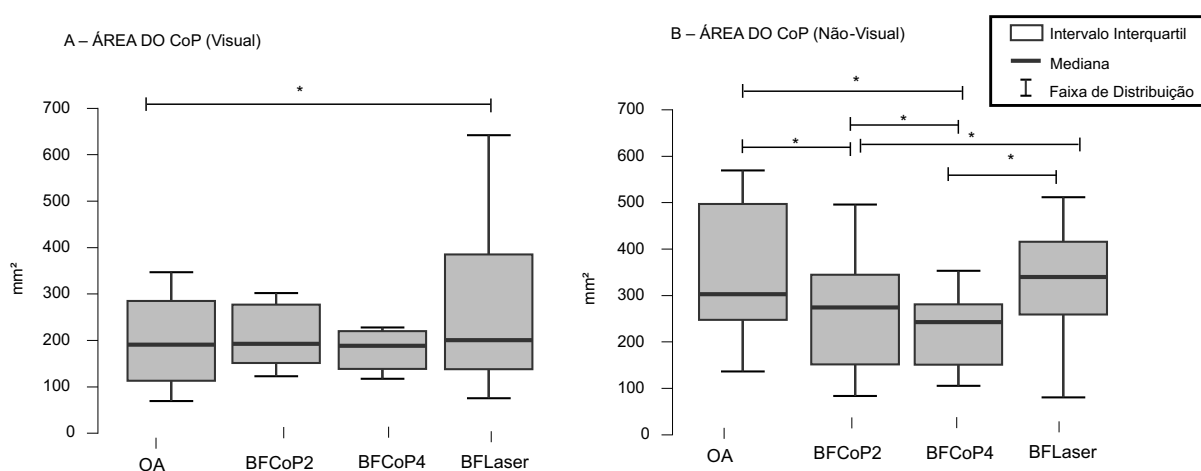


Figura 10 – Boxplots da área do centro de pressão (COP) para os grupos visual e não-visual nas tarefas Olhos Abertos (OA), biofeedback por posturografia com alvo de 2 cm (BFCop2), biofeedback por posturografia com alvo de 4 cm (BFCop4) e biofeedback com laser (BFLaser). (A) Grupo visual; (B) Grupo não-visual. Linhas horizontais indicam diferenças significativas entre as tarefas ($p < 0,05$).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi investigar o efeito do biofeedback por posturografia, bem como da contribuição visual em diferentes protocolos, sobre a atividade muscular na região do tornozelo durante a postura ortostática em jovens adultos. Os resultados mostraram que o biofeedback por posturografia alterou o controle postural, reduzindo significativamente do sinal de CoP, especialmente no eixo AP. Contudo, essa melhora esteve associada a um aumento na ativação do músculo TA, sugerindo uma estratégia

de estabilização baseada na maior rigidez articular. Embora essa resposta seja funcional em tarefas desafiadoras, pode ser indesejável para populações que priorizam a economia de esforço, como idosos, nos quais o aumento da atividade muscular implica maior custo metabólico para a manutenção da postura ereta.

Amplitude RMS do EMG durante a Tarefa do Biofeedback por posturografia

Durante a realização do biofeedback por posturografia, observou-se um aumento significativo na ativação do músculo TA (Figura 4), resultado que está em consonância com achados de estudos prévios (Dos Anjos et al., 2016; Dault et al., 2003; Anker et al., 2008). Observou-se menor oscilação corporal nas condições com biofeedback em relação à condição controle. Esse aumento na ativação muscular sugere uma resposta adaptativa destinada a reduzir a oscilação corporal (Figura 5), caracterizando uma estratégia de controle mais rígido do tornozelo, essencial para a manutenção do equilíbrio (Benjuya et al., 2004; Dos Anjos et al., 2017). Essa resposta pode estar associada a um maior esforço muscular decorrente da integração complexa dos sistemas sensoriais, conforme relatado por diversos estudos (Freitas; Duarte, 2012; Dault et al., 2003; Anker et al., 2008; Dos Anjos et al., 2016). Entretanto, o aumento excessivo da atividade do TA pode trazer desvantagens, como o risco de sobrecarga e fadiga muscular, comprometendo a estabilidade postural em longo prazo. Essa demanda contínua de esforço adicional para manter o sinal do CoP dentro dos limites pode tornar o sistema postural menos eficiente, reduzindo a capacidade de realizar ajustes rápidos e precisos, conforme sugerem Freitas e Duarte (2012) e Shumway-Cook e Woollacott (2010). Em longo prazo, tal sobrecarga pode prejudicar o equilíbrio e a coordenação motora, elementos essenciais para a manutenção do controle postural.

No que se refere à comparação entre as tarefas de biofeedback por posturografia com alvos ampliados em \varnothing 2 cm e \varnothing 4 cm, não foram observadas diferenças significativas entre as estratégias musculares (Figura 4). Ainda assim, em relação à condição controle (OA), verificou-se maior ativação do músculo tibial anterior nas tarefas com biofeedback, indicando uma alteração na estratégia de controle postural frente à necessidade de reduzir o deslocamento do CoP (Litvinenkova e Hlavacka, 1973; Duarte e Zatsiorsky, 2002; Dault et al., 2003; Cawsey et al., 2009).

Deslocamento do COP durante a Tarefa do Biofeedback por Posturografia

As tarefas de biofeedback induzem mudanças significativas no sinal do CoP, com redução consistente do deslocamento em AP em todas as condições de biofeedback (Fig. 5) quando comparadas à condição controle. Esse achado está alinhado com evidências que demonstram o potencial do biofeedback em reduzir a oscilação corporal e podendo favorecer a estabilidade postural (Anker et al., 2008; Dault et al., 2003; Dos Anjos et al., 2016; Dozza et al., 2006). A menor variabilidade do CoP pode estar associada à diminuição dos movimentos do tornozelo, resultando em maior rigidez articular. Esse aumento de rigidez possivelmente explica a elevação da ativação do TA durante as tarefas de biofeedback, refletindo maior esforço para a manutenção do controle postural (Dos Anjos, Lemos e Imbiriba, 2016; Dos Anjos et al., 2022). Assim, o biofeedback por posturografia demonstra capacidade de minimizar a oscilação corporal e aprimorar a percepção do movimento durante a execução da tarefa.

Entretanto, não foram observadas mudanças significativas no deslocamento em ML do CoP (Fig. 5). Essa ausência de efeito sugere que os mecanismos de controle nos eixos AP e ML operam de forma parcialmente independente, baseando-se em estratégias motoras distintas como o ajuste do tornozelo em AP e a redistribuição de carga pelo quadril em ML (Day et al., 1993). Esses resultados contrastam com estudos que identificaram alterações significativas no eixo ML (Dos Anjos et al., 2016), possivelmente devido a diferenças metodológicas ou características específicas das populações estudadas.

Contribuição visual

Quanto à contribuição visual, os participantes foram divididos em dois subgrupos com base em seu comportamento postural: visual e não-visual (Fig. 7). O grupo visual apresentou maior área de oscilação do CoP na condição de olhos fechados em comparação com olhos abertos, confirmando que a visão exerce papel relevante para esse perfil de indivíduos (Aghapour et al., 2024; Lacour et al., 1997). Apesar dessa diferença inicial, a introdução do BFLaser no grupo não-visual resultou em maior ativação do TA (Fig. 8) e aumento do sinal do CoP com olhos abertos (Fig. 9), enquanto nas demais tarefas ambos os grupos apresentaram redução do CoP. Esse comportamento sugere que o BFLaser impõe uma demanda sensório-motora

mais complexa, sobretudo para indivíduos que não dependem prioritariamente da visão para regular a oscilação corporal.

Além disso, diferenças específicas emergiram em tarefas como BFcop 2 cm no grupo visual e BFLaser no grupo não-visual (Fig. 8). Essas distinções podem refletir preferências sensoriais distintas, nas quais alguns indivíduos tendem a apoiar-se mais fortemente na informação visual enquanto outros recorrem predominantemente à propriocepção e ao ajuste segmentar para manter o equilíbrio. A complexidade adicional induzida pelo BFLaser está alinhada com achados de Taube et al. (2008) e Aghapour et al. (2024), que destacam que tarefas mais desafiadoras modulam a organização sensório-motora e podem amplificar respostas de controle postural.

De forma geral, apesar de variações pontuais entre tarefas e subgrupos, os padrões de ativação do TA e de controle do CoP demonstraram comportamento consistente nas condições de biofeedback, indicando um incremento global da estabilidade postural. Em particular, o BFLaser mostrou diferenças marcantes em relação à condição de olhos abertos, sugerindo ser uma alternativa eficaz para treinar o controle postural em contextos mais complexos. Esses achados reforçam o potencial do biofeedback como ferramenta capaz de aprimorar a estabilidade e a adaptação sensório-motora, com aplicações relevantes para a reabilitação e para o desenvolvimento do desempenho postural.

Limitações do Estudo

Algumas limitações podem ser consideradas. É importante ressaltar que este estudo avaliou apenas os efeitos imediatos do biofeedback. Pesquisas futuras devem investigar o impacto do treinamento prolongado, a fim de esclarecer os mecanismos de adaptação muscular ao longo do tempo e verificar se essa intervenção pode promover benefícios sustentáveis no controle postural sem induzir à sobrecarga muscular observada em condições agudas. Além disso, a amostra composta exclusivamente por jovens adultos saudáveis restringe a generalização dos achados para populações clínicas ou idosas, que podem apresentar respostas neuromusculares distintas ao biofeedback posturográfico. Outro aspecto relevante é a ausência de registro bilateral da atividade muscular, o que limita a compreensão das estratégias inter-laterais de controle postural. Pesquisas futuras devem contemplar

essas questões, ampliando o entendimento acerca dos efeitos do biofeedback no controle postural.

CONCLUSÃO

Este estudo evidencia que o biofeedback por posturografia reduz a oscilação do CoP, especialmente no eixo AP. Entretanto, essa redução ocorreu acompanhada de aumento na ativação do tibial anterior, o que pode ser contraproducente para populações que requerem estratégias posturais energeticamente eficientes, como idosos.

O biofeedback a laser produziu alterações nos padrões de ativação muscular e no deslocamento do CoP tanto em indivíduos com alta dependência visual quanto em não-visuais, indicando seu potencial para modular estratégias de controle postural em tarefas desafiadoras. As diferenças observadas ressaltam a necessidade de individualizar os protocolos de biofeedback conforme a capacidade neuromuscular e o perfil sensorial de cada paciente.

Por fim, as implicações clínicas reforçam que a dependência da visão para o controle postural deve ser considerada no desenvolvimento dos protocolos de biofeedback, uma vez que indivíduos dependentes da visão podem apresentar maior atividade muscular em resposta às intervenções destinadas a reduzir o balanço postural ou melhorar a estabilidade.

Referências

Aghapour, Masoud; Affenzeller, Nadja; Peham, Christian; Lutonsky, Christiane; Tichy, Alexander; Bockstahler, Barbara. Effect of vision and surface slope on postural sway in healthy adults: A prospective cohort study. *Life*, v. 14, n. 227, p. 1-15, 2024. DOI: 10.3390/life14020227.

Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Straatman H, Geurts AC (2008). The relations between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture* 27:471-477.

Benjuya, N., Melzer, I., Kaplaski, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *J. Gerontol.A Biol. Sci. Med. Sci.* 59, M166-M171. 2004. <https://doi.org/10.1093/gerona59.2M166>.

Besomi M, Hodges PW, Van Dieën J, Carson RG, Clancy EA, Disselhorst-Klug C, Holobar A, Hug F, Kiernan MC, Lowery M, McGill K, Merletti R, Perreault E, Sogaard K, Tucker K, Besier T, Enoka R, Falla D, Farina D, Gandevia S, Rothwell JC, Vicenzino B, Wrigley T. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Electrode selection matrix. *J Electromyogr Kinesiol.* 2019 Oct;48:128-144. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.07.008.

Boudrahem S, Rougier PR (2009) Relation between postural assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals. *Exp Brain Res* 195:145–152.

Cawsey RP, Chua R, Carpenter MG, Sanderson DJ (2009) To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance? *Gait Posture* 29:280–284.

CHIARI L.; ROCCHI L.; CAPPELLO A. Stabilometric Parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech, Oxford*, v. 17, n.9-10, p. 666-77, 2002.

Dault MC, de Haart M, Geurts AC, Arts IM, Nienhuis B (2003) Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Hum Mov Sci* 22:221–236.

Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD (1993) Human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol* 469:479–499.

Dos Anjos, F., Lemos, T., Imbiriba, L.A. Does the type of visual feedback information change the control of standing balance? *Eur. J. Appl. Physiol.* 116, 1771–1779 (2016).

Dos Anjos, F., Pinto, P Talita, Cerone, L Giacinto, Gazzoni, Marco. Is the attenuation effect on the ankle muscles activity from the EMG biofeedback generalized to – or

compensated by – Other lower limb muscles during standing?. *Jornal of Electromyography and Kinesiology*. (2022).

Dos Anjos, F.V Pinto, T.P Gazzoni, M., Vieira, TM., 2017. The spatial distribution of ankle muscles activity discriminates aged from young subjects during standing. *Front. Hum. Neurosci.* 11, 1-12.

Duarte M, Zatsiorsky VM (2002) Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 146:60–69.

FAUL, F. et al. G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

Freitas SM, Duarte M (2012) Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of centre of pressure. *Gait Posture* 35:83–87.

GAGEY, P.; WEBER, B. *Posturologia. Regulação e Distúrbios da Posição Ortostática*, 2. ed., São Paulo: Manole, 2000.

Hodson-Tole, E.F., Loram, I.D., Vieira, T.M.M., 2013. Myoelectric activity along human gastrocnemius medialis: different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 43–50. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.003>.

LACOUR, Michel; BARTHELEMY, Jean; BOREL, Liliane; MAGNAN, Jacques; CHAYS, Alain; OUAKNINE, Marc. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurectomy. *Experimental Brain Research*, v. 115, n. 2, p. 300-310, 1997. DOI: 10.1007/s002210050276.

Litvinenkova V, Hlavacka F (1973) The visual feed-back gain influence upon the regulation of the upright posture in man. *Aggressologie* 14:95–99.

M. Dozza, L. Chiari, F. Hlavacka, A. Cappello, and F. Horak, “Effects of Linear versus Sigmoid Coding of Visual or Audio Biofeedback for the Control of Upright Stance,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2006.

NEVES, Silvana Angela Nogueira (Org.) et al. *Ciência aplicada ao exercício físico e ao esporte*. 1. ed. Curitiba: Appris, 2022. 405 p. ISBN 978-65-250-2743-2.

Sayenko DG, Alekhina MI, Masani K, Vette AH, Obata H, Popovic MR, Nakazawa K (2010) Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 48:886–893.

Sozzi, Stefania; NARDONE, Antonio; SCHIEPPATI, Marco. Specific posture-stabilising effects of vision and touch are revealed by distinct changes of body oscillation frequencies. *Frontiers in Neurology*, v. 12, p. 1-12, 2021. DOI: 10.3389/fneur.2021.756984.

Souza, J. L., & Santos, R. M. (2009). A influência da força muscular na manutenção da postura. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(4), 301-309.

Taube W, Leukel C, Gollhofer A (2008) Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Exp Brain Res* 188:353–361.

TANISHIMA, S. et al. Significance of stabilometry for assessing postoperative body sway in patients with cervical myelopathy. *Asian Spine J*, Seul, v. 11, n. 5, p.763-769, 2017.

Van Peppen, R., Koertsmit, M., Lindeman, E., Kwakkel, G., 2006. Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. *J. Rehabil. Med.* 38, 3-9. <https://doi.org/10.1080/16501970500344902>.

Vieira, T.M., Botter, A., Muceli, S., Farina, D., 2017. Specificity of surface EMG recordings for gastrocnemius during upright standing. *Sci. Rep.* <https://doi.org/10.1038/s41598-017-13369-1>.

Visser J, Carpenter MG, Van der Kooij H, Bloem B (2008) The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol* 119:2424–2436.

Woollacott, M.H, Shumway-Cook, A. *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. 3. ed. São Paulo: Manole, 2010. Capítulos 7 e 9, p. 157-186 e 212-233.

Wulf G (2013) Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. *Int Rev Sport Exerc Psychol* 6:77–104.

