UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES
LUAN DE ALMEIDA MOURA

DESENVOLVIMENTO DE UM JOGO COMPUTADORIZADO PARA IDENTIFICAR CARACTERÍSTICAS DO AJUSTE POSTURAL POR MEIO DE SINAIS ELETROFISIOLÓGICOS EM UMA PLATAFORMA DE FORÇA DINÂMICA

MOGI DAS CRUZES, SP
2025

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES

LUAN DE ALMEIDA MOURA

DESENVOLVIMENTO DE UM JOGO COMPUTADORIZADO PARA IDENTIFICAR CARACTERÍSTICAS DO AJUSTE POSTURAL POR MEIO DE SINAIS ELETROFISIOLÓGICOS EM UMA PLATAFORMA DE FORÇA DINÂMICA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Universidade de Mogi das Cruzes como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Biomédica. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de software e dispositivos biomédicos.

Orientador: Prof. Dr. Alessandro Pereira da Silva

MOGI DAS CRUZES, SP

2025

FINANCIAMENTO





Ficha catalográfica
Universidade de Mogi das Cruzes - Biblioteca Central

M929d

Moura, Luan de Almeida
Desenvolvimento de um jogo computadorizado para identificar características do ajuste postural por meio de sinais eletrofisiológicos em uma plataforma de força dinâmica / Luan de Almeida Moura. -- Mogi das Cruzes, SP: Universidade de Mogi das Cruzes, 2025.
137 f. : il.
Inclui bibliografia

Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) -- Universidade de Mogi das Cruzes, 2025.
Orientação: Prof. Dr. Alessandro Pereira da Silva.

1.Equilíbrio postural 2. Realidade virtual 3. Plataforma de força 4. Eletroencefalografia 5. Eletromiografia I. Silva, Alessandro Pereira da II. Universidade de Mogi das Cruzes III. Título

CDD 613.78

Elaborada por Maria Cristina Alves Silva Xavier – CRB-8/10077

ATAS

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES

Às quatorze horas do dia vinte e nove de maio de dois mil e vinte e cinco, pela Universidade de Mogi das Cruzes, realizou-se a defesa da tese intitulada "DESENVOLVIMENTO DE UM JOGO COMPUTADORIZADO PARA IDENTIFICAR CARACTERÍSTICAS DO AJUSTE POSTURAL POR MEIO DE SINAIS ELETROFISIOLÓGICOS EM UMA PLATAFORMA DE FORÇA DINÂMICA". para obtenção do grau de doutor(a) pelo(a) candidato(a) **Luan de Almeida Moura.** Tendo sido o número de créditos alcançados pelo(a) mesmo(a) no total de 72 (setenta e dois), a saber: 36 unidades de crédito em disciplinas e atividades na pós-graduação e 36 unidades de crédito no preparo da tese, o(a) aluno(a) perfaz assim os requisitos para obtenção do grau de doutor(a). A comissão examinadora foi constituída pelos senhores professores doutores: Alessandro Pereira da Silva, Tabajara de Oliveira Gonzalez e Terigi Augusto Scardovelli, da Universidade de Mogi das Cruzes, Salvador Pinillos Gimenez do Centro Universitário FEI e Fernando Henrique Magalhães da Universidade de São Paulo (USP), sob a presidência do primeiro como orientador do(a) aluno(a). A sessão pública da defesa da tese foi aberta pelo senhor presidente da comissão que apresentou o(a) candidato(a). Em seguida o(a) candidato(a) realizou uma apresentação oral de seu trabalho, ao final da qual seguiram-se as arguições pelos membros da comissão examinadora. A seguir, a comissão, em sessão secreta, conforme julgamento discriminado por cada membro, considerou o(a) candidato(a)

APROVADO (aprovado(a) /reprovado(a)) por UNANIMIDADE (unanimidade/maioria).

Mogi das Cruzes, 29 de maio de 2025.

Comissão Examinadora	Julgamento
Documento assinado digitalmente gov.br TERIGI AUGUSTO SCARDOVELLI Data: 11/06/2025 15:35:57-0300 Verifique em https://validar.iti.gov.br Prof. Dr. Terigi Augusto Scardovelli	APROVADO (aprovado(a)/reprovado(a))
Documento assinado digitalmente gov.br FERNANDO HENRIQUE MAGALHAES Data: 09/06/2025 16:12:52-0300 Verifique em https://validar.iti.gov.br Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães	APROVADO (aprovado(a)/reprovado(a))
Documento assinado digitalmente gov.br TABAJARA DE OLIVEIRA GONZALEZ Data: 12/06/2025 15:23:54-0300 Verifique em https://validar.iti.gov.br Prof. Dr. Tabajara de Oliveira Gonzalez	APROVADO (aprovado(a)/reprovado(a))
Documento assinado digitalmente gov.br SALVADOR PINILLOS GIMENEZ Data: 09/06/2025 13:29:46-0300 Verifique em https://validar.iti.gov.br Prof. Dr. Salvador Pinillos Gimenez	APROVADO (aprovado(a)/reprovado(a))
Documento assinado digitalmente gov.br ALESSANDRO PEREIRA DA SILVA Data: 12/06/2025 15:34:48-0300 Verifique em https://validar.iti.gov.br Prof. Dr. Alessandro Pereira da Silva	APROVADO (aprovado(a)/reprovado(a))

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu filho, que em breve chegará ao mundo.

Mesmo antes de nascer, você já transforma minha vida e me inspira a ser uma pessoa melhor. Este é apenas o começo de tudo o que desejo construir e deixar para você. Que esta jornada sirva de exemplo de esforço, superação e amor pelo conhecimento.

Com todo meu amor, dedico a você este capítulo da minha história.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por me conceder saúde, sabedoria e forças para seguir firme na trajetória da pesquisa.

Em especial, expresso minha profunda gratidão ao meu orientador, Dr. Alessandro Pereira da Silva, pela oportunidade de ingressar no mundo científico. Sua orientação, marcada por sabedoria, paciência e dedicação, foi essencial para o desenvolvimento deste projeto.

Estendo meus agradecimentos aos professores que, com disposição e comprometimento, contribuíram significativamente para o avanço desta pesquisa.

À minha esposa, minha eterna gratidão pelo apoio incondicional, paciência e incentivo nos momentos mais difíceis. Sua força foi fundamental para que eu não desistisse.

Agradeço também aos meus pais, pelo esforço constante e pelo suporte que sempre me proporcionaram, tornando possível a conquista desta importante etapa.

Um agradecimento especial aos amigos Higor Campos, Mariana Valério, Paulo Reis e Matheus Leonardo, que estiveram ao meu lado desde o início, contribuindo com conhecimento, parceria e amizade ao longo de toda a pesquisa. Também agradeço a todos os amigos que, de alguma forma, participaram desta jornada.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001 através da bolsa de doutorado (código de financiamento: 88887.627768/2021-00).

O presente trabalho foi realizado com apoio da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), Brasil. Processo nº 2017/16292-1

RESUMO

O equilíbrio postural é essencial para a locomoção segura, e sua deterioração com o envelhecimento aumenta o risco de quedas. Este trabalho desenvolveu um jogo em realidade virtual (RV) integrado a uma plataforma de força com inclinação controlada, sincronizada com sistemas de aquisição de EEG, EMG e COP, para analisar o controle postural sob perturbações sensoriais.

Participaram do estudo 10 voluntários saudáveis (idade média 26,1 ± 3,2 anos). A plataforma passou por melhorias mecânicas e eletrônicas, incluindo substituição de atuadores, uso de drivers DM860H, encoders ópticos e sensores de acelerometria. A rotação dos motores aumentou de 28 RPM para 500 RPM, sem perda de passo. A sincronização dos dados foi realizada por microcontroladores ESP32 a 1000 Hz.

Foram observadas correlações significativas entre EEG, EMG e COP. Durante a oscilação, a banda beta do EEG correlacionou-se fortemente com o COP no eixo Y ($r = 0,804$). A banda theta apresentou correlação negativa com o risco de quedas ($r = -0,700$), enquanto a ativação do tibial anterior esquerdo correlacionou-se negativamente com as bandas delta, theta e alfa ($r < -0,6$), sugerindo dissociação entre esforço cortical e resposta muscular.

Na inclinação anterior, o COP correlacionou-se positivamente com o gastrocnêmio medial direito ($r = 0,776$) e negativamente com o tibial anterior esquerdo ($r = -0,505$). Em estímulos auditivo e visual, a banda theta apresentou correlações com a atividade muscular ($r = 0,677$ e $r = -0,762$). Na condição de medo, a banda delta correlacionou-se com o risco ($r = -0,790$), e a ativação do gastrocnêmio com o COP ($r < -0,66$).

Os resultados indicam que o controle postural envolve ajustes corticais e musculares distintos, modulados por estímulos sensoriais e percepção de risco. A proposta mostra potencial para avaliação, reabilitação e pesquisa em equilíbrio postural.

Palavras-chave: eletroencefalograma; eletromiograma; equilíbrio postural; realidade virtual; plataforma de força.

ABSTRACT

Postural balance is essential for safe locomotion, and its deterioration with aging increases the risk of falls. This study developed a virtual reality (VR) game integrated with a force platform featuring controlled inclination, synchronized with EEG, EMG, and COP acquisition systems, to analyze postural control under induced sensory perturbations.

Ten healthy volunteers (mean age 26.1 ± 3.2 years) participated in the study. The platform underwent mechanical and electronic upgrades, including actuator replacement, implementation of DM860H drivers, optical encoders, and accelerometry sensors. Motor rotation increased from 28 RPM to 500 RPM without step loss. Data synchronization was achieved using ESP32 microcontrollers operating at 1000 Hz.

Significant correlations were found between EEG, EMG, and COP. During oscillation, the EEG beta band strongly correlated with COP in the Y-axis ($r = 0.804$). The theta band showed a negative correlation with fall risk ($r = -0.700$), while activation of the left tibialis anterior was negatively correlated with delta, theta, and alpha bands ($r < -0.6$), suggesting a dissociation between cortical and muscular activity.

In forward tilt, COP correlated positively with the right medial gastrocnemius ($r = 0.776$) and negatively with the left tibialis anterior ($r = -0.505$). Under auditory and visual stimuli, theta band activity correlated with muscle activation ($r = 0.677$ and $r = -0.762$, respectively). In the fear condition, the delta band correlated with fall risk ($r = -0.790$), and gastrocnemius activation correlated with COP displacement ($r < -0.66$).

The findings indicate that postural control involves distinct cortical and muscular adjustments, modulated by sensory input and perceived risk. The proposed system shows promise for assessment, rehabilitation, and research in postural balance.

Keywords: electroencephalogram; electromyogram; postural balance; virtual reality; force platform.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 9
2 REVISÃO DA LITERATURA E CONCEITOS TEÓRICOS 13
2.1 Equilíbrio Postural..... 13
2.1.1 Ajuste Postural 16
2.1.2 Avaliação do Equilíbrio 22
2.2 Plataformas de Força 24
2.2.1 Posturografia 26
2.3 Eletromiografia de superfície 28
2.4 Eletroencefalografia 31
2.5 Gameterapia..... 44
3 OBJETIVOS 58
3.1 OBJETIVO GERAL..... 58
3.1.1 Objetivos específicos..... 58
4 ESCOPO 59
5 ARTIGO COMPLETO PUBLICADO 62
6 ARTIGO COMPLETO PUBLICADO 72
7 CARTA DE REGISTRO, CERTIFICADO E PRODUÇÃO TÉCNICA - SOFTWARE: *WATERFALLS BALANCE* 84
8 PRODUÇÃO TÉCNICA - SOFTWARE: *DASHPLATE*..... 85
9 ARTIGO EM FASE DE REDAÇÃO 86
10 CONSIDERAÇÕES FINAIS..... 114
REFERÊNCIAS..... 116
ANEXO A – CERTIFICADO E PRODUÇÃO TÉCNICA DO WATERFALLS BALANCE 124
ANEXO B – BIOMEDICAL PHYSICS & ENGINEERING EXPRESS. .. 128

ANEXO C – COLABORAÇÃO PUBLICADA – RESEARCH ON BIOMEDICAL ENGINEERING 129

ANEXO D – COLABORAÇÃO PUBLICADA – GAMES FOR HEALTH JOURNAL 130

ANEXO E – COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA 131

ANEXO F – COLABORAÇÃO SUBMETIDA – REVISTA CIENTÍFIC@ UNIVERSITAS 132

ANEXO G – CONGRESSO PUBLICADO – IX LATIN AMERICAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING AND XXVIII BRAZILIAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING 133

ANEXO H – COLABORAÇÃO – CERTIFICADO DO JOGO MAZE GAME 134

ANEXO I – COLABORAÇÃO – CERTIFICADO DO JOGO YUKI SKI 135

1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio desempenha um papel fundamental na vida cotidiana, pois é essencial para que os seres humanos se movimentem com segurança [1]. De acordo com Bell [2], podemos definir o equilíbrio mecânico como a situação em que todas as forças resultantes que atuam sobre um objeto se cancelam mutuamente (momento ou torque igual a zero). No caso do equilíbrio humano, essas mesmas definições se aplicam, mas manter o equilíbrio na posição ortostática representa um desafio maior [3]. Além disso, o controle postural é uma habilidade complexa, exigindo um conjunto de processos fisiológicos, biomecânicos e sensório-motores [4]. No entanto, para evitar quedas, nosso corpo possui mecanismos sensoriais e musculares que trabalham em conjunto para corrigir o deslocamento do centro de gravidade, restaurando assim o equilíbrio [3]. O equilíbrio corporal pode ser dividido em duas categorias: estático e dinâmico. No equilíbrio estático, o centro de gravidade do corpo pode oscilar ligeiramente, mas a base de apoio (formada pelos pés) permanece fixa, e o centro de gravidade é mantido dentro dessa base, garantindo a estabilidade[5]. Já no equilíbrio dinâmico, tanto o centro de gravidade quanto a base de apoio estão em movimento, como ocorre ao caminhar ou mudar de posição. Nesse caso, o controle postural exige ajustes constantes, pois o centro de gravidade frequentemente se projeta fora da base de apoio momentânea, exigindo respostas rápidas do sistema motor para evitar a perda do equilíbrio[6].

A fase adulta pode ser subdividida em três períodos distintos, conforme destacado por Mota [7]: o adulto jovem, pessoas de 20 a 40 anos; o adulto maduro, abrangendo a faixa etária de 40 a 60 anos; e o adulto idoso, que engloba aqueles com mais de 60 anos. Pesquisas indicam que a deterioração do equilíbrio está associada a diversas alterações físicas e cognitivas que ocorrem ao longo do envelhecimento, tais como a degeneração do sistema musculoesquelético e mecânico [8,9]. Além disso, a diminuição das atividades físicas à medida que a idade avança também contribui para a perda do controle do equilíbrio [10]. Devido à redução do equilíbrio, uma em cada três pessoas com mais de 65 anos enfrenta quedas ao longo de um ano [11]. Esses incidentes frequentemente resultam em lesões graves, como fraturas, lacerações e luxações [11]. É importante ressaltar que tais quedas podem desencadear hospitalizações, traumas significativos e, em casos extremos, levar a óbito [12].

Para melhorar o entendimento do equilíbrio, foram desenvolvidos métodos, para verificar as alterações em virtude das condições sensoriais do corpo, e ainda como são geradas as reações às perturbações inesperadas [13]. Dentre elas entender o ajuste postural antecipatório (APA), que é a ativação ou inibição muscular dos membros inferiores antes da perturbação do equilíbrio [14] e o ajuste postural compensatório (CPA), que ocorre a atividade dos músculos após o momento da perturbação do equilíbrio [15]. Essa divisão utilizando o centro de pressão (COP) oferece uma análise detalhada, permitindo uma avaliação aprofundados sobre o controle postural em diferentes momentos do movimento [16].

Com o passar do tempo, foram desenvolvidos métodos mais avançados para compreender melhor o equilíbrio em posição ereta, assim como sua adaptação diante das condições sensoriais do corpo e suas respostas às perturbações inesperadas [13]. Com isso, a avaliação dos efeitos do equilíbrio têm ganhado significativa importância, dado que se trata de uma das capacidades físicas mais importantes [17]. Esta avaliação é conduzida levando em consideração o funcionamento dos sistemas sensorial e musculoesquelético [18].

Nesse contexto, a avaliação em posição ereta oferece uma ampla gama de informações cruciais sobre o equilíbrio. Como resultado, diversos protocolos foram elaborados, empregando plataformas de força com análise do COP, o que é considerado uma medida padrão de equilíbrio [19].

De acordo com Cnyrim et al. [20], o uso de plataformas que utilizam o COP é indicado para avaliação do equilíbrio. O COP pode ser definido como a oscilação postural, sendo calculado com base em seu deslocamento [21]. Consequentemente, o COP é empregado como um parâmetro essencial em contextos de reabilitação do equilíbrio, contribuindo para o desenvolvimento de protocolos de recuperação mais abrangentes [22].

Além do COP, também é utilizado a avaliação com eletromiografia (EMG). Nos últimos anos, o EMG tem encontrado uma ampla gama de aplicações em áreas como esporte, análise da marcha, reabilitação por meio de jogos, medicina ocupacional e estudos sobre o envelhecimento. Seu uso tem crescido significativamente na medicina preventiva [23]. Além disso, para uma análise detalhada do EMG, ocorre a subdivisão do seu tempo em quatro estágios, podendo avaliá-lo nos ajustes posturais [24].

Outra ferramenta que tem se mostrado crucial para a análise do controle postural é o eletroencefalograma (EEG), demonstrando atividades corticais para uma

postura estática ou dinâmica ocorrendo em várias áreas do córtex [25]. Para isso a avaliação do córtex pode mostrar déficits nas informações somatossensoriais, pois o seu atraso pode interferir na interpretação de APA afetando no controle do equilíbrio [26].

Visando melhorar a interação do ser humano com a avaliação do equilíbrio postural, jogos computadorizados (*Gameterapia*) têm sido utilizados. Com isso, o jogo traz um ambiente lúdico, aumentando a atenção do participante [27]. Os jogos computadorizados que exigem atividade física (*exergames*) [28], pode ter um efeito positivo para o entendimento do equilíbrio postural, incentivando os jogadores a se movimentarem fisicamente para cumprir objetivos individuais ou em grupo [29]. Com isso os jogos computadorizados têm conquistado espaço em diversas áreas, sendo amplamente debatidos por pesquisadores que buscam cada vez mais integrá-los à área da saúde [30]. Diversas técnicas de jogos, algumas assistidas por computadores, têm sido desenvolvidas para melhorar ou estudar aspectos físicos e cognitivos, tanto em pessoas com deficiência ou não [31]. Ken e Abras [32] consideram que uma interface de jogo bem elaborada, um cenário envolvente, tarefas interessantes e um objetivo claro contribuem para um ambiente lúdico que promove maior interação do participante, aumentando seu interesse e disposição para cumprir tarefas. A prática de exercícios auxiliados por computador representa uma abordagem sistemática e planejada para promover movimentos corporais, posturas e atividades físicas visando remediar, prevenir ou melhorar funções físicas, além de otimizar o estado geral de saúde e bem-estar [33].

Neste contexto, a realidade virtual (RV) vem crescendo como ferramenta de reabilitação e promoção de saúde, replicando um ambiente real por meio de uma interface homem-máquina, abrangendo aspectos sensoriais, cognitivos, psicológico e motores [34]. A utilização de RV, intensifica canais multissensoriais como visão e audição permitindo a informação de aspectos corticais, melhorando aspectos cognitivos como atenção, memória e concentração o que pode ter influência sobre o controle postural [35].

Dessa forma, ao utilizar ambientes virtuais imersivos, é possível simular situações controladas que desafiam o equilíbrio, permitindo a análise e o treinamento das respostas posturais de forma segura e adaptada. Esse recurso é particularmente relevante quando se considera que alterações em sistemas sensoriais e motores

podem comprometer o ajustes posturais, sobretudo em populações com risco de queda [9].

Com isso, há vários fatores que podem influenciar na diminuição do controle postural, como o sistema biomecânico e sistema somatossensorial, onde o seu APA pode ser atrasado, sendo por atraso do sinal neural ou por resposta motora, já que o atraso de APA é mais comum no público idoso [36].

Nesse sentido, a avaliação do ajuste postural utilizando uma análise de EMG e EEG sincronizados a uma plataforma de força com a utilização de um jogo em realidade virtual, se torna um estudo capaz de apresentar dados mais assertivos para avaliação do equilíbrio postural, podendo correlacionar os dados sendo em níveis somatossensoriais, neurais e motores.

1 REVISÃO DA LITERATURA E CONCEITOS TEÓRICOS

Neste capítulo, são abordados os fundamentos teóricos relacionados ao controle postural, incluindo aspectos neurofisiológicos, biomecânicos e sensoriais. Discute-se o desenvolvimento de tecnologias aplicadas à avaliação do equilíbrio, com ênfase na utilização da realidade virtual, eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) e plataformas de força, que podem ser usadas para investigar possível risco de queda.

1.1 Equilíbrio Postural

O equilíbrio é compreendido como a capacidade do corpo de manter a postura estável, mesmo diante de forças desestabilizadoras. Esse controle postural envolve mecanismos que atuam para preservar a posição do corpo no espaço e prevenir quedas [37]. Esse conjunto é essencial para que a estabilidade corporal seja garantida por diferentes tarefas motoras, assim sendo considerado como base para as atividades e movimentos voluntários motores [37].

A postura ereta bípede é uma diferente característica do ser humano, ela provoca um desafio relevante para o controle de equilíbrio. Devido à distribuição do peso corporal, onde aproximadamente dois terços dele estão concentrados acima de dois terços da altura, o equilíbrio postural se mantém em constante movimento. Seja ao ficar na postura ortostática, com ambos os pés apoiados no chão sem se mover, ao caminhar mudando o apoio de forma alternada, ou mesmo ao correr, esse constante movimento para o ajuste do equilíbrio se mantém atuando para evitar a queda do ser humano [38].

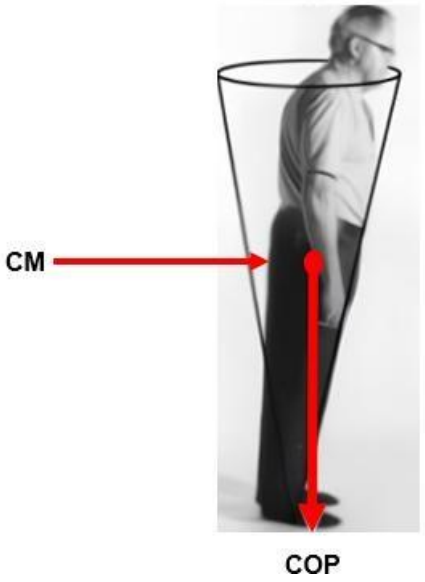
Nos últimos vinte anos, o estudo do equilíbrio tem despertado grande interesse entre os pesquisadores [39], De modo geral, o equilíbrio é um termo utilizado para descrever a capacidade do corpo de manter a estabilidade diante das forças que atuam sobre ele, considerando suas características inerciais [38]. Trata-se de uma habilidade motora complexa, que depende da integração de diversos componentes sensoriais, motores e biomecânicos, embora sua execução aparente ser simples [40].

Segundo Hwang et al. [41], o procedimento de realizar ajustes posturais para garantir que o centro de massa (CM) fique dentro da área de apoio do corpo, no caso a postura bípede é a base de apoio dos pés. Com isso, o centro de massa é calculado

através de uma média ponderada de cada segmento corporal no espaço tridimensional, e ela representa um ponto do corpo em um sistema global [42].

O ponto de aplicação do vetor de força de reação vertical do solo define o centro de pressão (COP) e representa uma média de todas as pressões exercidas sobre uma área de contato com solo [38]. Utilizando CM e COP, com o corpo em equilíbrio é possível ilustrar um cone representando a oscilação do equilíbrio postural (Figura 1).

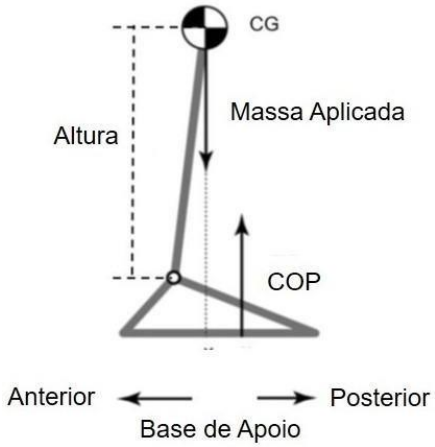
Figura 1 – Centro de massa e centro de pressão.



Fonte: Adaptado de Horak (2006)

O centro de gravidade (CG) é o ponto onde se aplica a resultante das forças gravitacionais atuantes sobre o corpo, correspondendo à força peso (massa × aceleração da gravidade). Na posição bípede, os pés funcionam como base de apoio, e os centros de gravidade (CG) e de massa (CM) tendem a coincidir, sendo projetados dentro da área delimitada pelos pés. Para representar essa condição, utiliza-se o modelo de pêndulo invertido (Figura 2), no qual o corpo, em posição ortostática, oscila em torno dos tornozelos como uma estrutura única [43].

Figura 2 – Representação do modelo de pêndulo invertido aplicado ao controle postural considerando a relação entre a massa corporal, a altura do centro de massa, o centro de pressão (COP) e a base de apoio.



Fonte adaptada: Hof e Curtze (2016)

A gravidade provoca um torque desestabilizador no controle postural na posição vertical, assim uma das tarefas mais importantes é corrigir continuamente essa desestabilização. Com isso o COP tem que se mover em torno da projeção vertical do CM (movimento anteroposterior), enquanto ocorre sua oscilação, no intuito de mantê-lo dentro da área de apoio [44]. O posicionamento do COP para controle de CM depende do seu movimento para que seja bem-sucedido, Com isso a correção de COP e CM requer a entrada de muitas informações, proprioceptiva, visual, vestibular e táteis, assim desencadeando respostas musculares apropriadas [45].

A combinação de entradas visuais, somatossensoriais e vestibulares define a posição do corpo em relação a gravidade e ao ambiente. Os movimentos das articulações do tornozelo, joelho e quadris é envolvido pelos movimentos do equilíbrio, esses movimentos são controlados pelas ações do músculo do tornozelo, coxa e tronco inferior [42].

O Controle postural pode ser entendido como uma habilidade motora complexa da interação de múltiplos processos sensório-motores [18]. O fato de que o controle postural não tem um único receptor correspondente, dificulta a resposta sensorial para o ajuste, pois qualquer mudança que aconteça nos métodos de percepção, pode alterar o controle postural [46].

A integração das funções visuais, vestibulares e somatossensoriais, coordenadas pelo sistema nervoso para produzir repostas musculares que regulam o

CM a base de apoio dos pés, obtém a manutenção do equilíbrio e o controle postural [47].

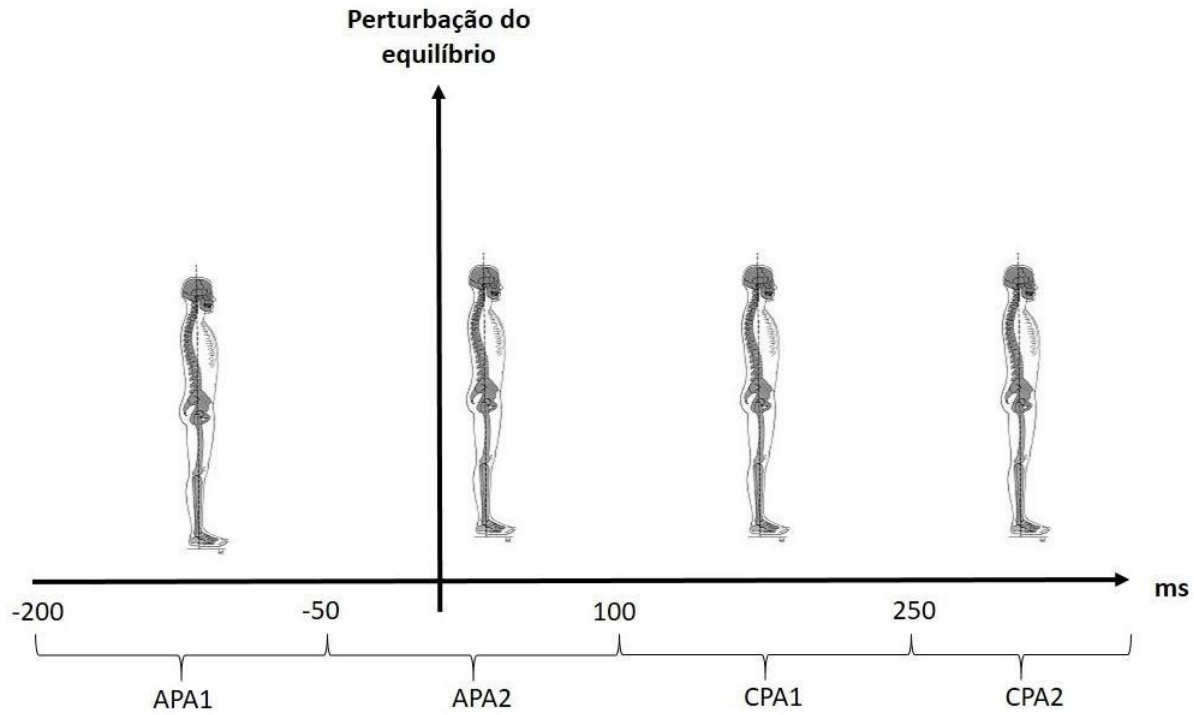
Para classificar o equilíbrio pode ser utilizado o modo estático ou dinâmico. O equilíbrio corporal estático se dá quando o centro de gravidade do corpo se movimenta enquanto a base do suporte dos pés permanece fixa, mantendo o centro de gravidade dentro da base de suporte dos pés. No equilíbrio dinâmico, tanto o centro de gravidade como a base do suporte dos pés estão em constante movimento e elas jamais se alinham [5]. A estabilidade postural dinâmica solicita que o participante mantenha seu equilíbrio após uma mudança dede posição seja saltando, caminhando ou correndo [48].

Para isso, o sistema nervoso central atua de forma coordenada por meio de estratégias de controle postural que possibilitam a preservação da estabilidade do corpo. Entre essas estratégias, destacam-se os ajustes posturais, fundamentais para preparar o corpo ou reagir às alterações no centro de gravidade durante a movimentação [16].

1.1.1 Ajuste Postural

O ajuste postural pode ser classificado em antecipatório (APA) e compensatório (CPA). O APA refere-se à ativação ou inibição muscular dos membros inferiores antes da perturbação do equilíbrio [14], enquanto o CPA envolve a atividade muscular no momento exato da perturbação do equilíbrio [15]. Esses ajustes contam com o sistema nervoso central (SNC) que utiliza a alteração da atividade muscular do tronco e das pernas para mantê-los [49]. De acordo com Kanekar e Aruin [50], os ajustes posturais podem ser divididos em duas fases cada sendo APA1, APA2, CPA1 e CPA2 (Figura 3). Com isso dentro de cada fase há um tempo para que ocorra a instabilidade do centro de pressão (COP), na primeira fase em APA1, os ajustes posturais antecipatórios ocorrem nos -200 ms a -50 ms que antecedem imediatamente o início do movimento planejado. Seguindo esta, APA2 abrange o intervalo de -50 ms a 100 ms, caracterizando a transição entre a fase inicial do movimento e os 100 ms após o seu início. A terceira fase, CPA1 compreende o período de 100 ms a 250 ms, evidenciando ajustes posturais compensatórios nos primeiros 250 ms após o início do movimento. Finalmente, CPA2, situada entre 250 ms e 400 ms [24].

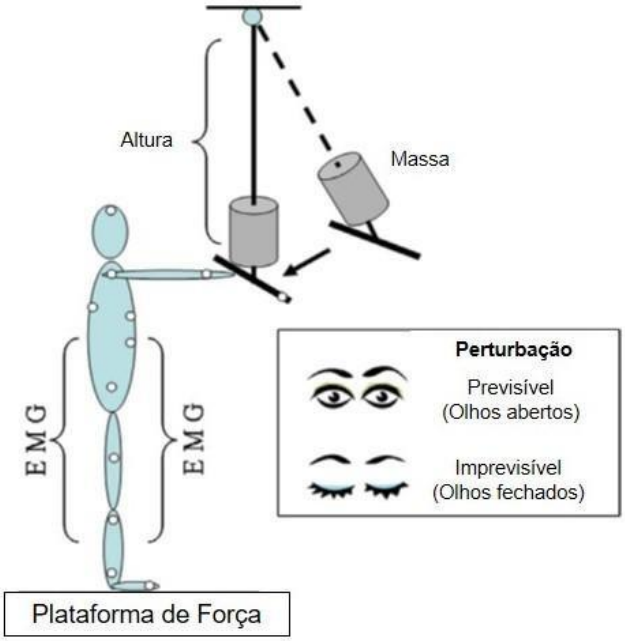
Figura 3 – Períodos dos ajustes posturais



Fonte: Autor.

No estudo de Santos et al. [24], foi realizado a coleta de oito pessoas sem nenhum distúrbio neurológico ou músculos esquelético, os participantes tinham idade média de 25 ± 2 anos. Os participantes tinham que permanecer em postura ereta sobre uma plataforma de força e na sua frente havia um pêndulo de alumínio. Com isso o pêndulo era lançado em direção ao participante, com isso ele tinha que pará-lo com as mãos estendidas, gerando assim a instabilidade do equilíbrio (Figura 4). Esse protocolo foi seguido de duas formas, primeiro com os olhos abertos e depois com os olhos fechados, com isso a ideia é de que não seja gerado nenhum APA com os olhos fechados. Em segundo lugar, quando os participantes podem ver a carga em queda, os APAs apresentavam padrões que neutralizam as perturbações que são esperadas.

Figura 4 – Protocolo de perturbação do equilíbrio.



Fonte traduzida: Santos et al. (2010)

Além da utilização da plataforma de força, foi realizada a coleta de atividade eletromiográfica, a ativação foi registrada dos músculos do membro inferior direito e do tronco. Os eletrodos foram posicionados no gastrocnêmio lateral, tibial anterior, reto femoral, bíceps femoral, glúteo médio, oblíquo, reto abdominal e eretor da espinha. Os sinais coletados foram filtrados entre 10 – 500Hz, utilizando o Myopac, RUN Technologies, EUA. Os dados coletados da plataforma e do eletromiógrafo foram amostrados a 1000Hz [24]

A hipótese de que a ativação muscular compensatória depende da atividade de EMG antecipatória foi confirmada, pois os resultados mostraram reações mais intensas nos ajustes compensatórios quando a instabilidade era imprevisível, sem que houvesse qualquer compensação para o ajuste postural antecipatório (APA). Por outro lado, quando as perturbações foram realizadas de modo previsível, com os participantes sabendo o momento da perturbação, isso gerou maior atividade em APA, reduzindo as reações compensatórias. Com essas mudanças, a atividade muscular sugere que o sistema nervoso central (SNC) avalia o envolvimento dos APAs, o que diminui as ativações de CPA. Além disso, foi observado que, nos testes com perturbações imprevisíveis, a resposta compensatória foi mais ativada no CPA1 do que no CPA2. Isso indica que a reação para compensar a instabilidade ocorre mais

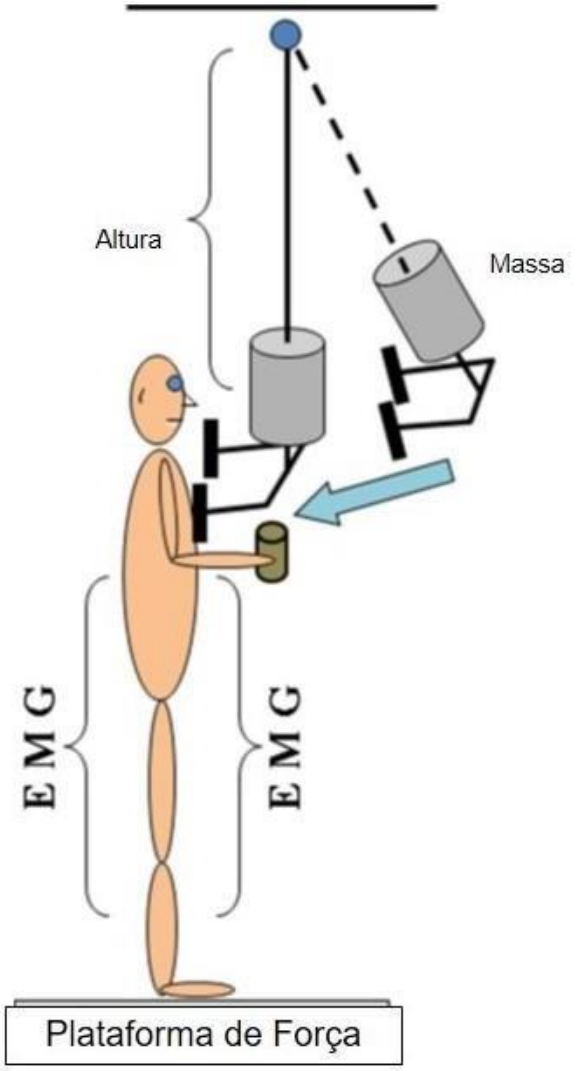
próxima do momento do desequilíbrio. Essa diferença foi observada em todos os músculos analisados, sugerindo que a resposta compensatória pode ser atribuída a reflexos imediatos [24].

Por fim, também observaram que quando as perturbações eram previsíveis, havia um padrão de ativação dos músculos antes e depois do momento de instabilidade, onde a ativação ocorreu para músculos laterais. Já com as ativações para movimentos imprevisíveis, os músculos distais eram ativados, a fim de aumentar a rigidez das articulações gerando estabilidade para APA e CPA. Com esse estudo, foi fornecido evidências de que o SNC é capaz de usar a ativação antecipatória dos músculos para evitar mais desestabilização do equilíbrio assim não precisando gerar uma alta ativação para reações compensatórias [24].

Chen et al. [51], investigaram as mudanças nos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios com a presença de assimetria corporal. Além disso também observaram o efeito da mudança na base de apoio e no peso do objeto utilizado para o estudo sobre os ajustes posturais. Para este estudo participaram dez voluntários jovens tendo como lado dominante o direito. Foi realizado o experimento com cinco homens e cinco mulheres com idade média de 28,2 ± 3,55 anos. Os participantes não possuíam qualquer distúrbio neuromuscular que pudesse afetar no seu controle postural ou que pudesse atrapalhar de segurar algum objeto.

Os participantes foram instruídos a ficar sobre uma plataforma de força, o procedimento para desestabilização foi parecido ao do estudo anterior. Entretanto, a coleta foi realizada mudando as bases de apoio, seja afastando ou aproximando os pés, além disso eles estavam com um peso de 435g na mão direita, o que causava a assimetria postural. Juntamente a isso, o pêndulo era empurrado em direção ao participante para que pudesse causar a desestabilização do equilíbrio (Figura 5).

Figura 5 – Representação do procedimento de desestabilização com aplicação de força anterior e indução de assimetria postural.



Fonte traduzida: Chen et al. (2015)

Para análise da assimetria postural, foi utilizado o EMGs em que seu sinal foi registrado dos membros inferiores esquerdo e direito e dos músculos do tronco. Assim a mão esquerda era a qual não estava segurando o objeto, com isso, foi atribuída como lado contralateral. Os eletrodos foram posicionados no ventre muscular do tibial anterior, gastrocnêmio medial, reto femoral, bíceps femoral, reto abdominal e eretor da espinha. Os sinais foram registrados a 1000Hz, concomitantemente ao sinal coletado da plataforma de força. Os sinais foram retificados em onda completa e filtrados em alta frequência com 20Hz e baixa com 2 Hz. Para análise utilizaram de -150 a 49ms para APA e 50 a 249ms para CPA [51].

Após realizar a análise dos dados, os autores observaram atividade antecipatória e compensatória dos músculos da perna e do tronco, sendo elas em todas as ocasiões de mudança da base de apoio e tanto para os músculos do lado alvo, que era o qual estava segurando o peso, e, para os músculos do lado contralateral. Além disso, foi visto que os músculos da perna para o lado alvo tiveram o APA reduzido em comparação ao lado contralateral [51].

No trabalho de Xie e Wang [52], foi investigado APA e CPA dos músculos lombares e deslocamento do COP para realizar o ajuste a uma perturbação desconhecida. Com essa analise a hipótese é que o SNC não responde perturbações imprevisíveis. Para o estudo foram selecionados vinte homens e duas mulheres, eles tinham idade média de 20,59 ± 7,86 anos. Todos os participantes que participaram do estudo eram destros, eles não tinham doenças neurológica ou distúrbio musculo esquelético.

Para o procedimento os participantes tinham que manter a postura ereta enquanto estavam sobre uma plataforma de força, os participantes seguravam uma bandeja metálica com os braços estendidos. Em seguida foi posicionado em cima da bandeja um saco de areia, onde ainda estava suspensa pelo examinador, após uma contagem o saco foi solto e assim o participante teria que sustentá-lo. Havia três diferentes pesos sendo de 1, 1.5 e 2 kg, assim foi realizado dois diferentes testes onde os pesos que seriam segurados era de conhecimento dos participantes, e outro teste sem o conhecimento dos participantes. Para coleta de dados, a atividade de EMG foi registrada do eretor da espinha, a frequência amostrada foi de 1000Hz, e sinais filtrados de 10 a 500Hz. O deslocamento do COP foi realizado a uma frequência de amostragem de 500Hz desenvolvida pelos autores [52].

Realizado o estudo, os autores perceberam que para os músculos lombares, a resposta de APA era muito mais intensa quando se conhecia a magnitude da perturbação, e o corpo balançava fortemente. O que corroborava com outros estudos realizados para ajustes posturais. No entanto com magnitude desconhecida para o deslocamento do COP, a alteração era maior do que para condições previsíveis. Com o teste apresentado observou-se que os músculos analisados são uma grande garantia para o equilíbrio e estabilidade postural. Para magnitudes conhecidas de perturbação, o SNC atua tanto no tempo de ativação quanto na intensidade para APAs. No entanto quando o fator é desconhecido, ele não consegue direcionar uma boa resposta ao musculo, pois falta informações sensoriais para o ajuste. Com isso

concluiu-se que APA e CPA dos músculos e deslocamento de COP, são afetados de acordo com o conhecimento ou não da desestabilização aplicada [52].

1.1.2 Avaliação do Equilíbrio

A avaliação do equilíbrio e do controle postural tem sido estudada para monitoramento de atletas ou populações, sendo também utilizada para diagnóstico, treinamento ou acompanhamento de terapias para recuperação do equilíbrio postural [53].

Com isso muitas ferramentas são utilizadas para tratamento de reabilitação ou treinamento para melhora do equilíbrio, dentre elas estão os balancins, balancetes ou rolos de espuma, que induzem reações de ajustes compensatórios aumentando o controle em geral. Porém essas ferramentas não trazem uma forma de quantificar as reações do equilíbrio para compensação do ajuste postural [54].

A avaliação clínica do equilíbrio pode ser realizada de três formas. A primeira delas são as avaliações funcionais, que consistem em testes padronizados para identificar a presença de dificuldades no equilíbrio. Esses testes são de aplicação rápida, de fácil execução e não exigem equipamentos sofisticados, o que os torna bastante acessíveis. No entanto, apresentam limitações, pois não fornecem informações detalhadas que auxiliem na definição de tratamentos específicos. Além disso, nem sempre detectam alterações sutis no equilíbrio ou indicam o risco de quedas [55].

As avaliações fisiológicas são úteis para determinar as causas de prejuízo no equilíbrio para estabelecer um tratamento eficaz. Essa avaliação é composta por um conjunto de testes que identificam parâmetros fisiológicos ou respostas posturais, sendo os testes de visão e força muscular ou limites de estabilidades, tempo de reação, ajuste postural antecipatório e ajuste postural compensatório. Estas informações são utilizadas identificando mecanismos fisiológicos que estejam por trás de distúrbios no equilíbrio, ou avaliar mecanismos neurais de controle do equilíbrio postural. Porém essas medidas são sujeitas a viés devido a sua complexidade [56].

Por fim as avaliações quantitativas, que através da evolução da tecnologia computadorizada tem tornado esse método de avaliação cada vez mais prático para a utilização em ambientes clínicos, trazendo informações simples e assertiva [56].

Para medida do controle postural é necessário que elas sejam capazes de identificar componentes funcionais básicos em um problema de equilíbrio. Deve refletir

capacidades funcionais quanto a qualidade dos movimentos do sistema postural, que sejam sensíveis a coleta identificando anormalidades o controle postural [57].

Além disso para avaliação do equilíbrio alguns autores propõe uma classificação com divisão em três categorias, sendo a primeira para estabilidade estática do corpo que é a habilidade de manter o corpo equilibrado em uma posição estática. A segunda categoria é classificada como quasi-mobilidade, que é a habilidade de ficar equilibrado em situações de perturbação de ambiente ou realização de tarefas simultâneas. A terceira categoria sendo a habilidade de transferência que é a transferência de posições como de sentado para em pé ou mobilidade durante locomoção [39,58]. Embora seja necessário diferenciar testes de equilíbrio dinâmico como teste de recuperação de equilíbrio após um salto em altura ou um teste sobre uma plataforma de força com inclinação controlada, ambos são considerados testes de equilíbrio dinâmico [48].

Por representarem desafio mais adequado para populações fisicamente ativas, os testes dinâmicos mostram-se interessantes, sendo mais funcionais e aplicáveis em populações com alto nível de equilíbrio, além de trazer precocemente à descoberta de problemas subjacentes de controle sensório-motores em pessoas sob risco de lesão, lesionados, ou recuperando-se de lesão [48,58].

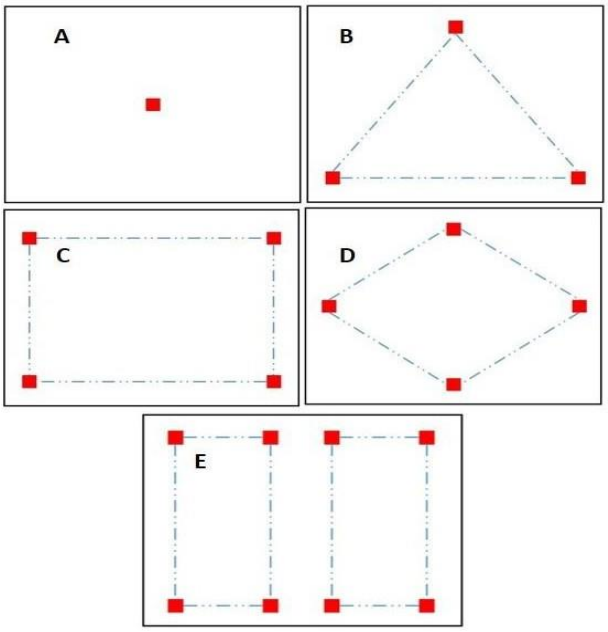
A posturografia dinâmica é um teste utilizado para avaliar o controle de equilíbrio em participantes na posição ereta, envolve a aplicação de diferentes tipos de perturbações externas ou condições dinâmicas. Estas perturbações podem variar de mecânicas, como movimentos inesperados ou esperados, obtendo estímulos sensoriais, como, visuais, vestibulares ou proprioceptivos, ou até mesmo uma combinação destes. Diversos equipamentos foram desenvolvidos para induzir tais perturbações, como plataformas oscilantes, esteiras, simuladores de realidade virtual, entre outros [58,59].

Perante a avaliação do equilíbrio dinâmico, alguns sistemas são inclusos com intuito de monitorar o equilíbrio, dentre eles estão as avaliações do COP, comumente utilizado em plataformas de força, análise de eletromiografia de superfície (EMGS) registrando a ativação muscular, acelerômetros para a oscilação postural entre outros [60,61].

1.2 Plataformas de Força

A análise do centro de pressão (COP) por meio da plataforma de força é uma abordagem de referência para o estudo do equilíbrio [62]. Esse dispositivo é constituído por duas placas rígidas — uma superior e outra inferior — entre as quais estão posicionados sensores que medem as forças aplicadas. A estrutura da plataforma pode variar conforme o número e o arranjo desses sensores, resultando em diferentes configurações. A figura 6 ilustra que existem alguns tipos de desenvolvimento que são mais utilizados, que é a plataforma com sensor único (Figura 6A), estando localizado no centro da plataforma, a com três sensores (Figura 6B), onde eles estão distribuídos de forma triangular e pôr fim a placa quadrada, onde os sensores ficam localizados nas extremidade da plataforma [63]. A plataforma quadrada pode ser subdividida de duas formas estando os sensores em forma de quadrado (Figura 6C), ou, losango (Figura 6D). Blanchet et al. [45] (Figura 6E). Outra forma ao qual pode ser desenvolvido o dispositivo é utilizando duas placas superiores, obtendo uma placa para cada pé [6]. Através dela é possível mensurar a lateralidade da força aplicada, podendo verificar a pressão de cada pé apresentando maior acurácia [64].

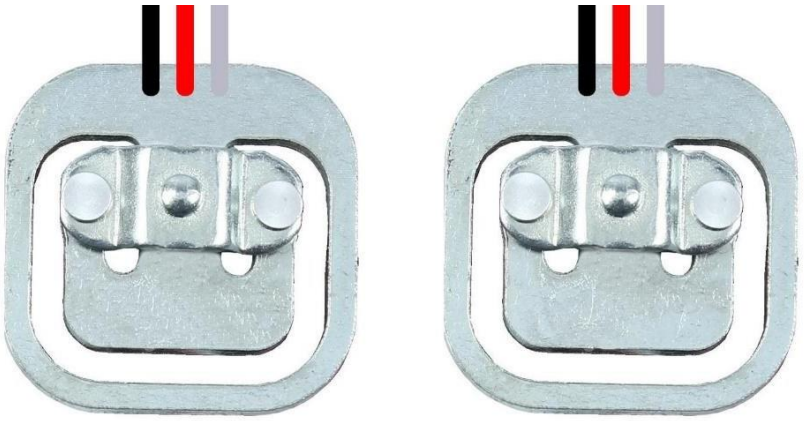
Figura 6 – Disposição dos sensores de força nas diferentes plataformas de força; A) disposição com 1 sensor; B) Disposição triangular; C) Disposição Quadrada; D) Disposição em losango; E) Disposição com 8 sensores.



Fonte: elaborado pelo próprio autor.

As plataformas de força são utilizadas para mensurar o vetor da força de reação do solo através da força aplicada sobre a placa superior, assim sendo medida por sensores. Esses sensores podem ser piezoelétricos ou células de carga a base de *strain-gauge* [65]. A figura 7 ilustra as células de carga com sensores do tipo *strain-gauge*, que são responsáveis por converter deformações mecânicas, resultantes da aplicação de força sobre a plataforma, em sinais elétricos. Essas variações permitem a medição da força e, consequentemente, a determinação do centro de pressão (COP).

Figura 7 – Célula de carga



Fonte: elaborado pelo próprio autor.

A plataforma de força pode ser constituída para testes dinâmicos, onde a perturbação do equilíbrio pode ser gerada pelo próprio dispositivo. Ela é chamada de plataforma com movimento de rotação, se inclinando em anteroposterior ou médio lateral. Com isso ela pode gerar perturbações súbitas no equilíbrio postural, o que é provocado pelo controle de motores elétricos, sistemas hidráulicos ou sistemas pneumáticos. Esse formato se difere de plataformas onde as condições de equilíbrio dinâmico é gerado pelo próprio participante [58].

O uso da plataforma de força com posturografia é um método utilizado em clínicas e laboratórios para avaliação do controle postural [66]. Com isso obtém-se a análise de posturografia dinâmica, porém ela só pode ser classificada desta forma se o seu monitoramento ocorrer de forma quantitativa. Com isso os dispositivos utilizados neste campo são estritamente equipados para mensuração do COP através de seus sensores [54].

No estudo de Ishizaki et al.[67], foi desenvolvido um dispositivo eletromecânico com o objetivo de avaliar e treinar o equilíbrio postural, composto por uma estrutura de suporte com capacidade de inclinação nos eixos X e Y, e uma plataforma com sensores de força dispostos em placas unipodais para cada pé. A estrutura inclui células de carga acopladas a parafusos e pinos guias que garantem estabilidade e precisão na medição do centro de pressão (COP), mesmo durante movimentos de inclinação. Além disso, todo o sistema é protegido por uma estrutura tubular com cinto de segurança, oferecendo suporte e segurança ao usuário durante os testes.

O sistema de inclinação é composto por quatro atuadores com motores de passo Nema 34 e controladores dedicados. A inclinação é monitorada por potenciômetros lineares, permitindo o cálculo de funções de transferência com coeficiente de determinação superior a 0,99. O controle da plataforma é realizado por um painel desenvolvido no MATLAB®, que permite configurar testes específicos, monitorar o deslocamento do COP e a distribuição de carga entre os pés em tempo real, além de controlar a coleta de dados [67].

Os testes de validação demonstraram alta precisão na localização do COP e na estimativa do ângulo de inclinação. A plataforma atinge até 25° de inclinação com segurança e apresenta velocidades máximas de rotação superiores a 21°/s sem coleta de dados, e cerca de 13°/s com coleta. Esses resultados destacam o potencial da plataforma como uma ferramenta robusta e versátil para estudos de controle postural, especialmente por sua ampla faixa de inclinação, precisão nos sensores [67].

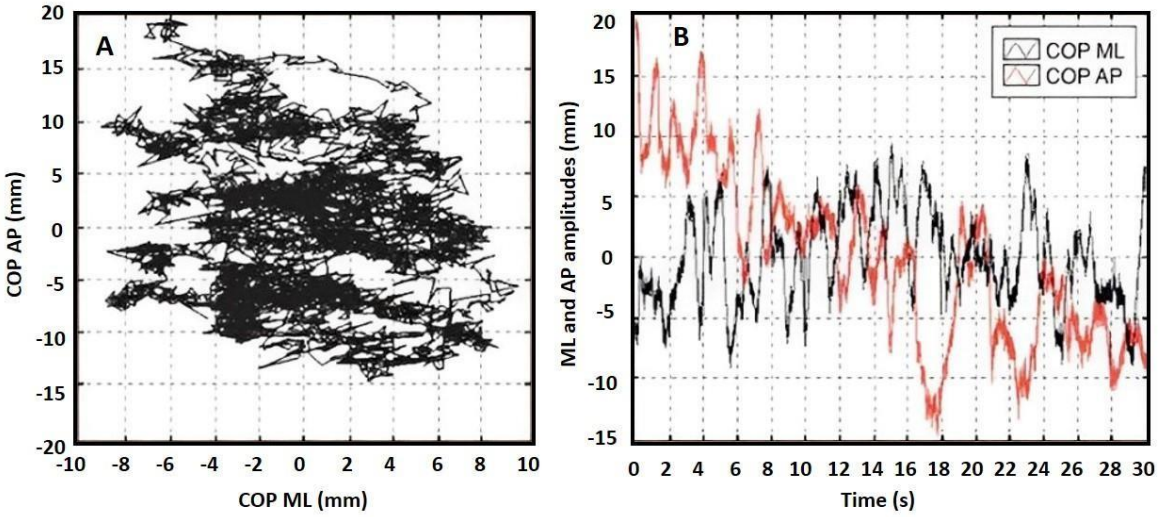
1.2.1 Posturografia

A descrição da postura, interpretada como a posição relativa das diferentes partes do corpo em relação uma à outra, define e pode dar o entendimento sobre a posturografia [68]. Ela é empregada para métodos utilizados para mensurar a estabilidade postural, seja utilizando dispositivos estáticos ou dinâmicos, sendo utilizado mais comumente em plataformas de força. Com isso tem sido utilizada fornecendo dados quantitativos sobre o equilíbrio postural [69].

Esses dados podem ser exibidos formando dois gráficos, o estatocinesiograma e o estabilograma. O estatocinesiograma é o mapa com a movimentação do COP, estando em anteroposterior ou laerolateral, com os dois eixos do gráfico

demonstrando a distância (Figura 8A). O estabilograma demonstra para cada uma das direções do COP a distância percorrida em função do tempo [53] (Figura 8B).

Figura 8 – A) COP AP em função de COP ML; B) COP AP e COP ML em função do tempo.



Fonte adaptada: Postolache e Postolache (2017)

As variáveis utilizadas a partir do COP sendo elas a amplitude do COP, trajetória do COP, velocidade de oscilação e área de oscilação do COP são utilizadas para avaliar o equilíbrio postural podendo predizer o risco de queda. Pois uma maior trajetória do COP representa um pior controle postural [70]. Os principais parâmetros utilizados para a análise do equilíbrio através do uso de plataformas de força são exibidos através de um resumo (Quadro 1).

Quadro 1 – Descrições das variáveis para análise do COP

Variável	Descrição
Deslocamento da oscilação total do COP	Tamanho ou comprimento da trajetória do COP sobre a base de suporte.
Amplitude do deslocamento do COP	Distância entre o deslocamento máximo e o mínimo do COP para cada direção. Anteroposterior e laterolateral.
Velocidade média (VM) do COP em cada direção	Determinação de quão rápidos foram os deslocamentos do COP em cada direção
Área	Dispersão dos dados do COP pelo cálculo da área do estatocinesigrama. Área do estabilograma.

Variável	Descrição
Velocidade média total (VMT)	Calculada a partir do deslocamento da oscilação total do COP nas duas direções dividido pelo tempo total da tentativa.

Fonte adaptada (tradução livre): Duarte e Freitas (2010).

1.3 Eletromiografia de superfície

Para estudo da fisiologia, é utilizado a eletromiografia (EMG) como método analítico da fisiologia e biomecânica do corpo humano. O EMG é uma técnica que utiliza o campo elétrico gerado pelas fibras musculares após estimulação nervosa para fornecer informações sobre a atividade muscular. Esta técnica é resultado de um somatório de diversos potenciais de ação de unidades motoras (*Motor Unit Action Potencial* – MUAP) que percorre as fibras musculares, causando a contração do musculo [71].

A eletromiografia se tornou uma importante ferramenta para análise de marcha, fornecendo informações importantes como tempo de ativação muscular, velocidade de ativação e intensidade, isso de acordo com a musculatura exigida. O sinal coletado é de natureza analógica e é através de um eletromiógrafo, em seguida deve ser convertido em sinal digital, para que possa ser registrado por computador [72]. No entanto para a coleta de EMG, alguns parâmetros precisam ser ajustados, dentre ele taxa de amostragem, os eletrodos que serão utilizados, amplificadores e filtros.

Existem duas formas de empregar essa técnica: a eletromiografia intramuscular e a eletromiografia de superfície (EMGS) [73]. A EMG intramuscular geralmente é uma agulha ou fio colocado sob a pele, sendo considerado um método invasivo. A EMGS é não invasiva e envolve o registro da atividade muscular através de eletrodos posicionados na pele sobre o músculo. No entanto, sua resolução é relativamente baixa quando comparada à eletromiografia intramuscular [74]. Por esse motivo, o método SENIAM é comumente utilizado para a aplicação da EMGS, pois fornece diretrizes para a colocação dos eletrodos, além de recomendações para a gravação e processamento dos sinais, resultando em uma avaliação mais precisa [75].

No estudo de Konieczny et al. [76], determinaram o nível de assimetria de coerência nas bandas delta e beta durante limites de inclinação do tornozelo e associou-os ao envelhecimento. Devido aos processos de envelhecimento, há diferenças de frequência de onda delta e beta com relação a tarefa de estabilidade

postural realizada. Participaram deste estudo um total de 44 pessoas que foi dividido em dois grupos, sendo o grupo idoso com pessoas de 65 ± 3.6 anos e 22 jovens com 21 ± 1.3 anos. A coleta foi realizada por meio de eletromiografia de superfície utilizando o sistema TeleMyo DTS® (Noraxon, EUA). Os eletrodos foram posicionados sobre o músculo tibial anterior e sóleo de ambos os membros inferiores. A aquisição do sinal foi feita com uma frequência de amostragem de 1500Hz, e conjunto foi utilizado a coleta do COP com uma plataforma de força (tipo: 9286AA; *Kistler Group*, Winterthur, Suíça), com frequência de amostragem de 100 Hz e cada teste teve a duração de 30 s. O teste consistiu na inclinação da postura em pé, ele foi dividido em três fases: posição quieta, inclinação dinâmica, manutenção da inclinação máxima.

Com isso os autores utilizaram a análise *wavelet* para examinar a coerência entre os músculos. Observou-se que a atividade muscular antagonista da articulação do tornozelo apresentou diferentes padrões de coerência nos músculos tibial anterior e sóleo entre os dois grupos etários. Com isso, o processo de envelhecimento pode influenciar a sincronização dos músculos envolvidos na estabilidade postural. Os resultados indicam uma possível deterioração na modulação neural da atividade muscular relacionada à idade, o que pode impactar a capacidade de manter a estabilidade postural. Contudo, a redução da estabilidade postural em idosos pode ser afetado pela assimetria de coerência entre os músculos [76].

Moura et al.[77] conduziram um estudo experimental utilizando uma plataforma de força biaxial inclinável, capaz de aplicar perturbações mecânicas controladas nos eixos anteroposterior e laterolateral. Essa abordagem tecnológica permite a análise em tempo real das estratégias posturais adotadas por diferentes grupos etários em situações dinâmicas.

O estudo incluiu 30 participantes saudáveis do sexo feminino, divididos em dois grupos etários: jovens (média de 25 anos) e adultos mais velhos (média de 50 anos). A coleta dos sinais mioelétricos dos músculos gastrocnêmio medial e tibial anterior foi realizada por meio de eletromiografia de superfície (EMG), utilizando protocolo padronizado segundo as diretrizes do SENIAM. A análise eletromiográfica seguiu critérios para detecção de ativação muscular, considerando valores superiores a duas vezes o desvio padrão da linha de base obtida em teste estático [77].

A análise temporal das ativações musculares foi segmentada conforme a literatura em quatro janelas de resposta: APA1 (200 a 50 ms antes da perturbação),

APA2 (50 ms antes a 100 ms após), CPA1 (100 a 250 ms após), e CPA2 (250 a 400 ms após a perturbação) [77].

Os resultados revelaram que o grupo jovem apresentou tempos de ativação muscular significativamente superior ao grupo mais velho em diversas condições, especialmente durante os movimentos laterolaterais da plataforma. As maiores diferenças ocorreram nas ativações do tibial anterior e gastrocnêmio medial direito e esquerdo, com destaque para os ajustes CPA1 e CPA2 [77].

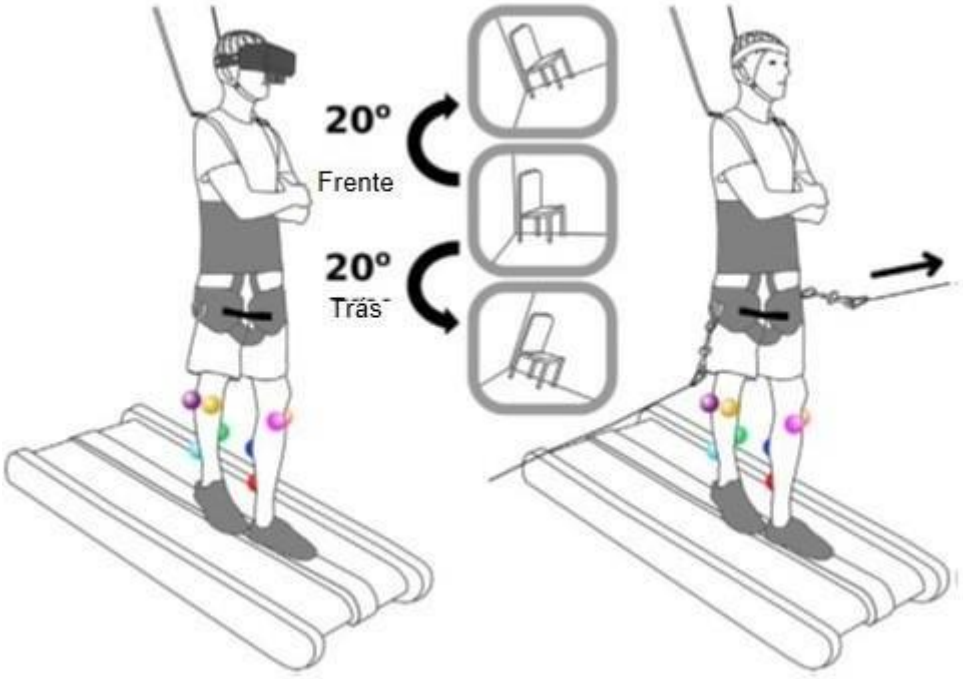
Na direção anteroposterior, as diferenças entre os grupos foram menos evidentes, embora ainda presentes em alguns músculos e janelas de ativação. Tal padrão pode estar relacionado à familiaridade biomecânica com esse tipo de oscilação, mais comum nas atividades da vida diária [77].

Esses achados apontam para a importância do treinamento de estratégias posturais em populações idosas, sobretudo em contextos que envolvam perturbações laterais, nas quais as respostas musculares são mais exigidas [77].

No trabalho de Peterson e Ferris [78], os autores quantificaram diferenças nos padrões de conectividade cortical e muscular para breves perturbações sensório-motoras que desafiavam o controle postural durante a caminhada e a posição em pé. Através disso, os autores idealizaram que a conectividade entre as áreas occipitais e parietais seria diminuída de acordo com as perturbações, também haveria um aumento na conectividade em áreas corticais sensório-motoras centrais, pois necessita-se de maior atenção sensório-motora.

Participaram do estudo 30 adultos jovens e saudáveis sendo 15 mulheres e 15 homens com idade de 22,5 ± 4,8 anos. Todos os participantes foram identificados como destros. Durante o experimento, os participantes da pesquisa caminharam sobre uma trave de equilíbrio de 127 mm de largura que foi implementada em uma esteira. Para eles foram aplicados dois tipos de perturbação (Figura 9), a primeira foi puxada lateral na cintura e a segunda foi realizada usando um óculos de realidade virtual (Oculus Rift DK2®, Oculus, Redmond, WA), com uma *webcam* acoplada, onde sua visualização foi exibida no headset de realidade virtual, proporcionando aos participantes uma experiência de realidade virtual. Para a perturbação girou-se digitalmente a visualização da realidade virtual 20 graus sentido horário ou anti-horário [78].

Figura 9 – Protocolo de perturbação do equilíbrio postural com e sem realidade virtual



Fonte adaptada: Peterson e Ferris (2019)

A análise de EEG foi realizada utilizando o sistema BioSemi Active II® (BioSemi, Amsterdam, NL), com 136 canais e taxa de amostragem de 512 Hz, sincronizado com perturbações visuais. A coleta de EMG foi realizada com oito canais utilizando o sistema Vicon™ (Vicon, Los Angeles, CA), com eletrodos posicionados bilateralmente nos músculos tibial anterior, sóleo, gastrocnêmio medial e fibular longo. Os sinais de EMG foram amostrados a 1000 Hz e sincronizados com o EEG por meio de um sinal de onda quadrada de 0,5 Hz [78]. Com base nos resultados, observou-se que as rotações visuais reduziram a conectividade na banda alfa nas regiões occipitais e parietais. Em contrapartida, as perturbações por tração aumentaram a conectividade na banda teta nas áreas motoras centrais, sugerindo maior envolvimento do processamento sensório-motor e da atenção [78].

1.4 Eletroencefalografia

O EEG é uma técnica não invasiva que registra a atividade elétrica do cérebro ao longo do tempo por meio de eletrodos dispostos no couro cabeludo, medindo os potenciais elétricos gerados por neurônios durante a comunicação neural [79]. Os

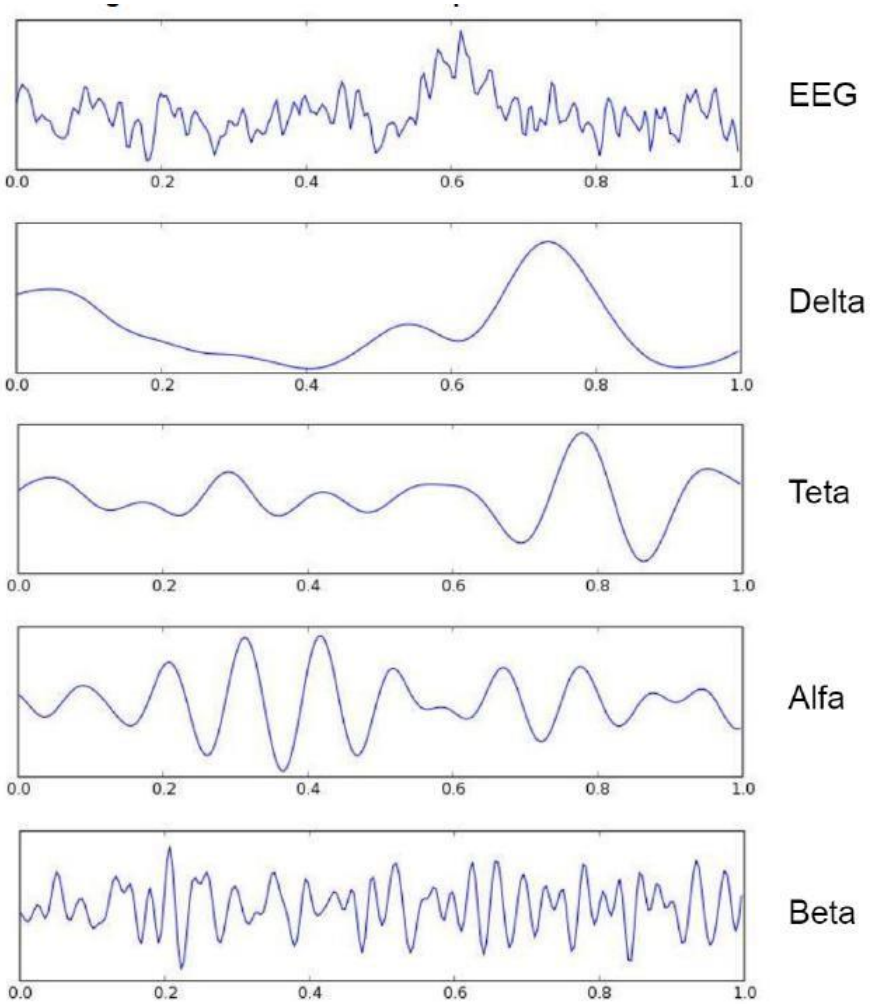
dados de EEG permitem a detecção de planejamento motor. O EEG também pode fornecer informações sobre processos cognitivos em andamento, mesmo em pessoas altamente comprometidas com fraqueza e anormalidades na ativação muscular [80]. Segundo França e Miranda [81], a interpretação do EEG envolve diferentes faixas de frequência de ondas cerebrais (delta, teta, alfa, beta e gama). A onda delta ocorre a uma frequência mais baixa, ficando entre 0,5 e 4Hz, ela está relacionada ao sono profundo e possui amplitude abaixo de 200 μV. Essas ondas são captadas em todo o córtex cerebral [82].

A onda teta acontece a uma frequência entre 4 e 8Hz, esse ritmo está relacionado ao sono leve, sendo captado antes de dormir ou após de acordar. Ela pode ter relação com estresse e frustrações em adultos, tendo sua amplitude abaixo de 100 μV, sua coleta pode ser realizada nas regiões temporais e parietais [82].

Em seguida obtém-se a onda alfa sendo de 8 a 13Hz. A sua relação está com o estado de relaxamento, sua maior atividade acontece em pessoas com os olhos fechados, tendo uma diminuição quando o ser humano passa para o estado de atenção, estando com os olhos abertos. Sua amplitude fica abaixo dos 50 μV, sendo captado no lobo occipital e parietal, tendo maior intensidade na região occipital [82]

A onda beta ocorre de 13 a 30Hz. Ela está relacionado a alta atividade cerebral, em situação de concentração, sento captada abaixo de 30 μV, estando ligada a região frontal e parietal [82]. Através disso são compostos os ritmos eletroencefalográficos (Figura 10), tendo diferentes características.

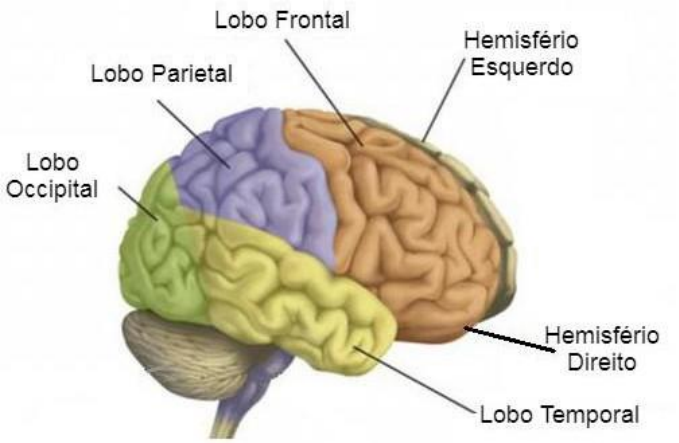
Figura 10 – Ritmos eletroencefalográficos



Fonte adaptada: Picot (2009)

O sistema nervoso central é composto pelo encéfalo e medula espinhal. O cérebro, cerebelo e tronco encefálico está presente dentro do encéfalo. Em contrapartida, o córtex é localizado na região mais externa do cérebro, sendo a região com maior riqueza em neurônios, ele é responsável por um diverso número de tarefas, como, processar as informações obtidas pelo sistema sensorial. A divisão do córtex pode ser realizada em dois hemisférios tendo quatro lobos para cada um deles (Figura 11), sendo o lobo frontal, parietal, occipital e temporal [83].

Figura 11 – Regiões do córtex Cerebral



Fonte: Duarte (2015)

Para controle das funções da parte direita do corpo, o responsável por ela é o hemisfério esquerdo, já o hemisfério direito é responsável pelo controle da parte esquerda. Os lobos também são responsáveis por funções específicas, o lobo frontal é responsável pela memória e funções motoras, o parietal pelo conhecimento espacial e sensibilidade, o occipital está ligado a visão e o lobo temporal responsável pela audição, entendimento linguístico, alguns pontos de visão e memória [83].

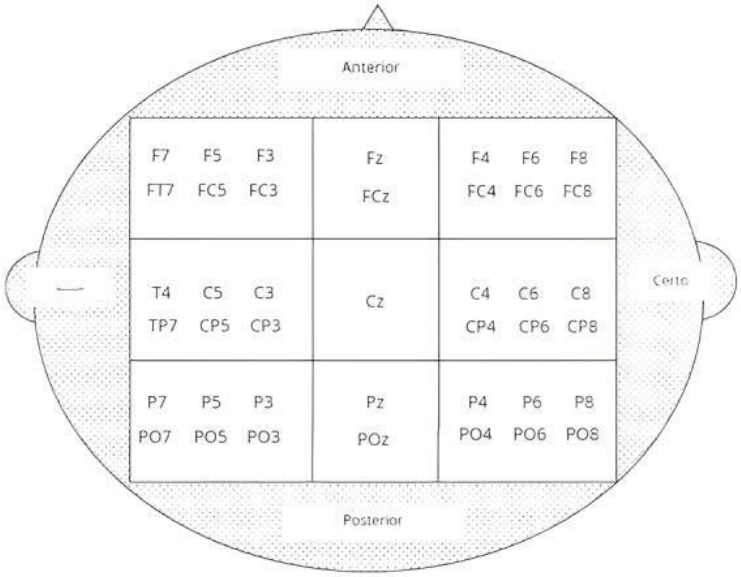
No trabalho de Bohle et al. [84], foi correlacionado os comportamentos neurais da interferência cognitiva e motora durante diferentes tarefas simultânea entre jovens e idosos. Com isso a hipótese levantada é a menor potência da frequência beta quando exigido maior demanda de tarefas cognitivas em ambas as faixas etárias. O estudo envolveu 31 jovens saudáveis e 35 idosos que responderam um questionário para avaliar algum tipo de diminuição cognitiva. Todos os participantes da pesquisa não tinham nenhum distúrbio neurológico ou psiquiátrico, não tinham deficiência auditiva ou visual.

O teste foi separado em dois dias, o primeiro dia foi avaliado a capacidade auditiva geral, capacidade visual e funcionamento cognitivo. No segundo dia de teste, a dominância dos participantes foi preparada para gravações de EEG. Para a tarefa postural, os participantes subiram em uma almofada de equilíbrio para medir os deslocamentos do Centro de Pressão (COP). A almofada de equilíbrio foi colocada em cima de uma plataforma de força para aumentar a dificuldade da tarefa em uma superfície instável. O deslocamento do COP e a gravação de EEG foi sincronizado durante o teste. Foi realizado três tipos de avaliação, o primeiro foi a tarefa postural

única, ela consistia em se manter em pé sobre a plataforma enquanto recebia estímulos visuais. O segundo teste, os participantes realizaram tarefas espaciais sem a inclusão de uma atividade postural. O terceiro, os participantes realizaram uma tarefa cognitiva enquanto mantinham a postura, combinando estímulos auditivos ou visuais com respostas manuais ou vocais [84].

O deslocamento do centro de pressão (COP) foi registrado por meio de uma plataforma de força unidimensional, com taxa de amostragem de 800 Hz. O sistema também incluiu um EEG de 64 canais da da Advanced Neuro Technology™ (ANT™, Enschede, Netherlands), utilizando o software eego™, com eletrodos posicionados no couro cabeludo. A figura 12 apresenta a disposição dos eletrodos EEG segundo o sistema internacional 10–20, amplamente utilizado para padronizar o posicionamento dos sensores sobre o couro cabeludo. Esse sistema divide o crânio em áreas proporcionais com base em referências anatômicas, permitindo o mapeamento funcional das regiões corticais, como frontal (F), central (C), parietal (P), temporal (T) e occipital (O). O ponto "Cz" localiza-se no vértice da cabeça e serve como referência central para a simetria dos demais eletrodos. O sinal EEG foi gravado a 1024 Hz e para a análise, foi utilizado o *BrainVision Analyzer*. Os dados foram filtrados utilizando o filtro passa-banda de 0,5–45 Hz e filtro de correção ocular. O EEG foi segmentado em épocas de 1 segundo e analisado usando análise espectral, exportando-o para frequências delta (0,5–<4Hz), theta (4–7,5Hz), alfa (8–12Hz) e beta (13–30Hz) [84].

Figura 12 – Posicionamento dos eletrodos conforme o sistema 10 - 20



Fonte: Bohle et al. (2019)

Como resultado, os participantes idosos apresentaram maior oscilação postural em comparação aos mais jovens. Em condições de dupla tarefa comparado a tarefa única, os idosos tiveram um maior deslocamento do COP. Conforme o aumento da dificuldade da tarefa, observou-se que ambos os grupos tiveram um menor desempenho, porém essa queda foi mais acentuada nos idosos. Com relação a análise cortical, o teste resultou em um aumento das ondas delta e teta para maior dificuldade de tarefa e diminuição da onda alfa, isso para ambos os grupos analisados. Em comparação aos jovens, os participantes idosos apresentaram um declínio no desempenho cognitivo em tarefas com alta demanda. Também mostraram maior oscilação postural durante atividades que combinavam tarefas posturais e cognitivas, em relação às tarefas posturais realizadas isoladamente. Esses resultados indicam que os idosos tendem a focar mais na manutenção do equilíbrio, o que pode reduzir seu desempenho nas tarefas cognitivas [84].

No trabalho de Chan et al. [85], foi investigado mudanças no processamento postural em tempo real em idosos utilizando eletroencefalografia. A ideia é que o medo de cair estaria associado a uma coerência na ativação do córtex na região T3-Fx ao mudar de uma postura ampla para uma postura estreita. Quarenta e quatro idosos com idade média de 71,4 ± 4,1 anos participaram do trabalho. Foram inclusas pessoas com mais de 65 anos, capazes de andar de forma independente em ambientes fechados. Foram excluídos se tivesse histórico de doenças cerebrovascular, doença de Parkinson ou qualquer outro comprometimento neurológico.

Para permitir familiarização dos participantes, eles foram convidados a ficar em pé sobre uma plataforma de força por 15 segundos. A avaliação da capacidade do equilíbrio foi feita através do teste Timed up go (TUG) e a Escala de equilíbrio de Berg (BBS). Com a coleta de EEG os participantes permaneciam sobre a plataforma com os pés afastados na largura dos ombros, depois foi realizado uma nova coleta com os pés juntos. Por fim o medo de queda de cada um foi avaliado através do questionário *Fall Efficacy Scale International* [85].

Foi utilizada uma placa de força multifuncional Zebris® FDM-S de 69 × 40 × 2,5 cm (C × L × A) (Zebris Medical GmbH®, Alemanha), com frequência de amostragem de 50 Hz, posicionada a 55 cm de distância de uma parede em branco. A atividade eletroencefalográfica (EEG) foi medida utilizando um dispositivo EEG sem fio (Brainquiry PET 4.0, Brainquiry, Holanda) com taxa de amostragem de 200 Hz, sendo os sinais registrados por meio do software de aquisição de dados biofísicos em tempo

real BioExplorer 1.5 (CyberEvolution, EUA). Os sinais brutos foram filtrados com um passa-baixa de 42 Hz e um passa-alta de 2 Hz. A impedância foi verificada com um filtro de 48–52 Hz e limiar de 20 μV. Foram utilizados eletrodos descartáveis posicionados em Fz, T3 e T4, conforme o sistema internacional 10–20, referenciados ao mastoide direito e aterrados ao esquerdo. Um eletrodo adicional foi posicionado abaixo do olho esquerdo para registrar piscadas. A análise de coerência T3-Fz e T4-Fz foi realizada com scripts personalizados no software BioReviewer 1.5, para avaliar padrões específicos de coativação entre regiões temporais e frontais [85].

Com isso, observou-se que o medo de cair, previu mudanças na ativação T3-Fz quando os participantes adotaram posturas diferentes. Especificamente, para aqueles com pontuações mais elevadas no teste. A redução na base de apoio levou a maior oscilação postural e não alterou a comunicação entre as regiões T3-Fz do cérebro, responsável por planejamento verbal-analítico e motor. Entretanto para aqueles com menor pontuação, quando reduzido a base de apoio, desencadeou o aumento na comunicação dessas áreas, sugerindo um maior processamento postural consciente [85].

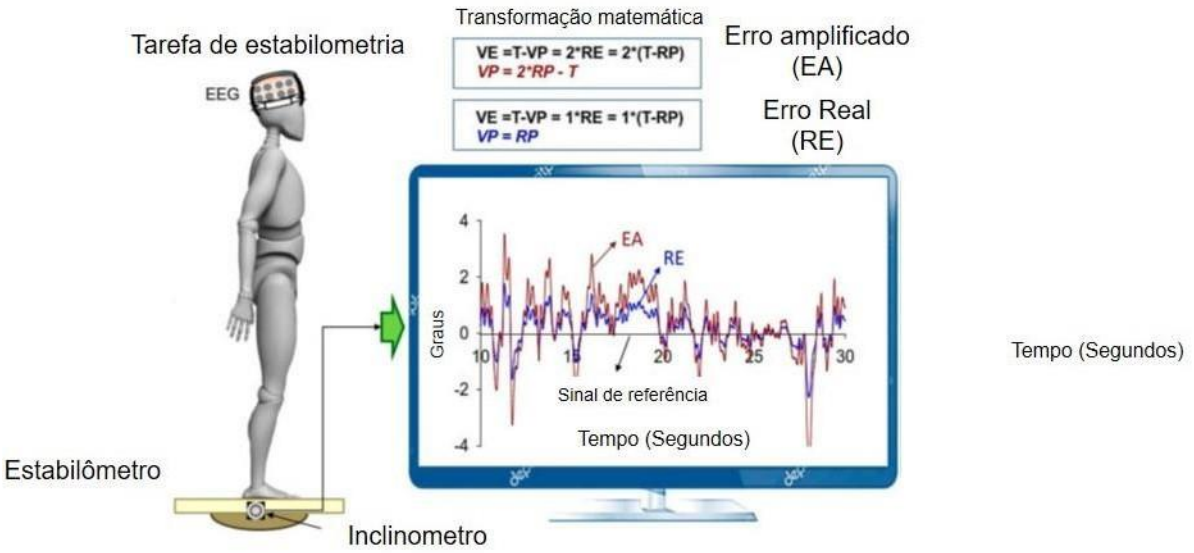
No estudo de Chen et al. [86], foram investigados diferentes tipos de feedback visual sendo com erro visual tradicional versus feedback baseado em amplificação do erro visual e como influenciam as estratégias posturais e a atividade cerebral durante a postura do estabilômetro. Espera-se que o erro visual aumentasse a ativação cerebral para domínio da informação sensório-motora. Do estudo, participaram dezoito jovens saudáveis, dentre eles dez mulheres e oito homens com idade média de 24 ± 2,2 anos.

Os participantes permaneceram em pé sobre um estabilômetro enquanto recebiam dois tipos de erro visual sendo um real e um amplificado. Os participantes foram guiados visualmente para manter a postura estável do estabilômetro. Tanto a trajetória do movimento da placa do estabilômetro quanto a linha horizontal do alvo que representava o nível do solo foram exibidas no feedback visual. Os participantes precisavam realizar a trajetória do movimento da placa à linha alvo horizontal. Na condição de erro real, a oscilação postural visualizada foi idêntica à trajetória do movimento da placa do estabilômetro, e o erro visualizado foi igual ao erro real. Na condição de erro amplificado, a oscilação postural visualizada não foi a trajetória real do movimento da placa do estabilômetro. Em vez disso, houve uma amplificação de erro em duas vezes.

A figura 13 ilustra o arranjo experimental utilizado no estudo de Chen et al. [86]. O participante é equipado com um sistema de EEG e realiza a tarefa de controle postural em um estabilômetro instrumentado com um inclinômetro. Os dados de inclinação da plataforma são enviados para um sistema de feedback visual em tempo real. O monitor apresenta ao participante um gráfico que mostra a oscilação da plataforma ao longo do tempo (eixo X = tempo, eixo Y = graus), com dois modos de visualização: erro real (linha azul, RE) e erro amplificado (linha vermelha, EA). As equações que definem esses dois modos de feedback também estão representadas na parte superior da tela: no modo RE, o erro visualizado (VE) é igual ao erro real (RE); já no modo EA, o erro visualizado é matematicamente amplificado (VE = 2·RE), aumentando artificialmente a percepção de oscilação pelo participante.

A inclinação do movimento da placa foi registrada com um inclinômetro (Modelo FAS-A®, Lord MicroStrain®, EUA) implementado no centro do estabilômetro. implementado no centro do estabilômetro. O conjunto de dados de EEG foi registrado usando um amplificador NuAmps® (NeuroScan®, Inc., El Paso, EUA) e eletrodos foram posicionados de acordo com o sistema International 10–20. Os sinais de EEG do couro cabeludo foram localizados em diferentes áreas corticais. Os dados de EEG foram registrados através da configuração de um filtro passa-banda (frequências de corte: 0,1–70 Hz). Os dados do EEG e o movimento angular da placa foram integrados e sincronizados pelo controlador AD da plataforma LabView® (LabView® v.8.5, National Instruments®, EUA). A taxa de amostragem foi definida em 1 kHz [86].

Figura 13 – Representação do protocolo experimental com modulação visual do erro postural (RE vs. EA)



Fonte adaptada: Chen et al. (2022)

Com o estudo, observou-se que a amplificação dos erros visuais melhora efetivamente o desempenho na postura do estabilômetro, com mudança acentuada na estratégia de ajuste postural. Com relação a atividade cortical, a amplificação do erro pode melhorar o ritmo teta na região médio-frontal para monitorar reações de equilíbrio e detectar erros posturais, que elaboram tentativas corretivas frequentes para estabilidade. Além disso, há a potencialização do ritmo alfa na região occipital, referente à redução da atenção visual na navegação espacial e na localização do alvo [86].

Ghosn et al. [87], investigaram a atividade da onda beta durante a recuperação do equilíbrio em diferentes situações, assim observar como as oscilações desta onda está relacionada ao processamento sensório-motor durante a recuperação postural. Para isso dezenove jovens adultos saudáveis participaram do estudo, com idades entre 19 e 38 anos, sem problemas neurológicos ou musculoesquelético. Os indivíduos foram convidados a permanecer sobre uma plataforma (Factory Automation Systems™, Atlanta, GA, EUA), durante perturbações translacionais da superfície. As perturbações foram entregues de forma imprevisível e em ordem aleatória desafiando o equilíbrio dos participantes. O registro dos dados ocorreu a uma taxa de amostragem de 1000Hz. Para análise do córtex, a coleta e posicionamento dos eletrodos foram realizados conforme o sistema 10-20, o registro dos dados começou em -1000ms a

2000ms relacionados com o momento do desequilíbrio. Com relação a eletromiografia, os dados foram registrados do musculo tibial anterior e gastrocnêmio medial, sendo registrado entre -400ms a 1400ms referentes a perturbação. Com isso, os autores observaram que houve um aumento significativo da onda beta após 50 ms da perturbação do equilíbrio postural. Isso pode ocorrer pois o SNC usa de recursos corticais em tarefas que são mais desafiadoras para manter a postura ereta. A potencialização a onda beta, pode refletir uma tentativa de manter a postura ereta antes da perturbação através da ativação muscular acionada pelo córtex.

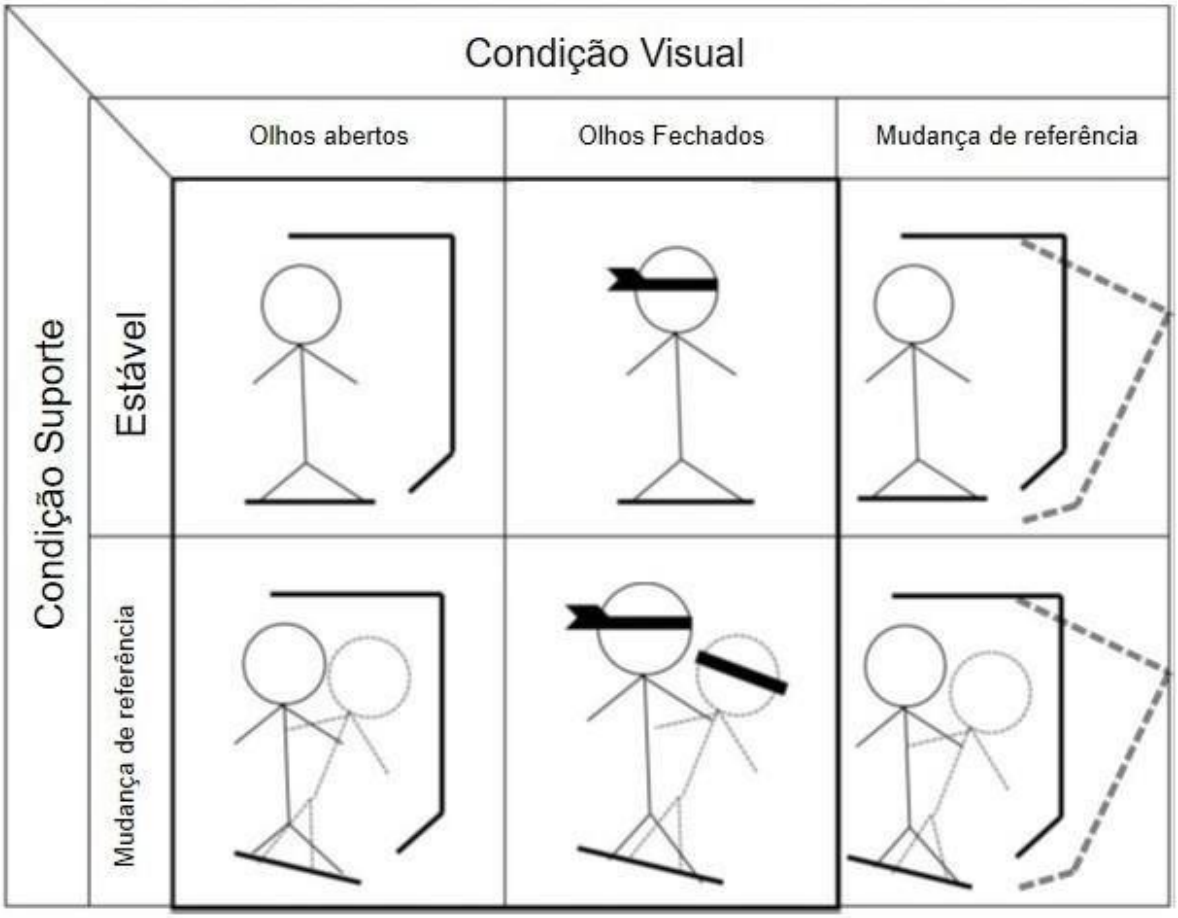
No estudo de Lin et al. [88], foi visto a atividade cerebral em áreas de associação sensorial durante tarefas com desafio sensorial, correlacionando os comportamentos com a postura ereta. A ideia é que com a idade haveria diferença na atividade das ondas alfa e beta, nas áreas que são associadas com estímulos sensoriais. Com isso entender com a idade pode influenciar a atividade do córtex durante tarefas de equilíbrio postural.

Para o estudo participaram 24 pessoas, sendo 12 jovens e 12 idosos. Os participantes eram todos destros e não tinham nenhum histórico de queda ou distúrbio neurológico. A realização do teste foi feita com a plataforma Neurocom Smart® Sistema Balance Master. Os voluntários tiveram privação sensorial e assim a dificuldade de manter o equilíbrio que aumentou gradativamente. As condições visuais foram realizadas com os olhos abertos e olhos fechados, em condições de apoio incluíram apoios instáveis e estáveis, obtendo a oscilação da superfície. A figura 14 ilustra das condições sensoriais analisadas. As imagens representam indivíduos em pé sobre uma plataforma, com variações nas entradas sensoriais. Na condição estável com olhos abertos, todos os sistemas sensoriais estão disponíveis. Com olhos fechados, a informação visual é removida. Com a mudança de referência visual, o campo visual se move em relação ao movimento do indivíduo, tornando a informação visual enganosa [88].

Para olhos abertos os voluntários permaneceram sobre a plataforma fixa, deixando todas as modalidades sensoriais funcionando normalmente. Para olhos fechados, o SNC teve que aumentar as informações somatossensoriais e vestibulares. Na condição de olhos abertos instáveis, informações somatossensoriais enganosas foram realizadas aos pés e articulações do participante por meio de oscilação da superfície de apoio, aumentando a informação vestibular e visual. Com os olhos fechados instáveis, os participantes permaneceram em uma superfície com

oscilação, e o sistema nervoso teve que aumentar o peso relativo das informações vestibulares. As informações de EEG foi feita utilizando o dispositivo DSI-24, com 21 eletrodos posicionados conforme o sistema 10-20 e os dados foram amostrados a 300Hz [88].

Figura 14 – Procedimento de perturbação do equilíbrio postural.



Fonte adaptada: Lin et al. (2021)

Com isso os autores observaram que os participantes idosos tiveram um pior desempenho nas tarefas quando comparados com os jovens, especialmente quando a tarefa era mais difícil. Isso implica que os idosos enfrentam dificuldades adicionais para manter o equilíbrio em diferentes condições sensoriais. Além disso, percebeu-se que a informação somatossensorial foi a mais prejudicada, seguida pelo visual e vestibular. Com relação a atividade do córtex, observou-se um aumento nas

atividades das ondas alfa e beta, principalmente nas áreas de associação sensorial, quando os participantes estavam com os olhos fechados. Isso pode refletir o processo neural de redistribuição de ativação cerebral na ausência da visão para outras áreas sensoriais. Os idosos tiveram um aumento na atividade beta e apresentaram uma menor redistribuição da ativação cortical em resposta ao fechamento dos olhos [88].

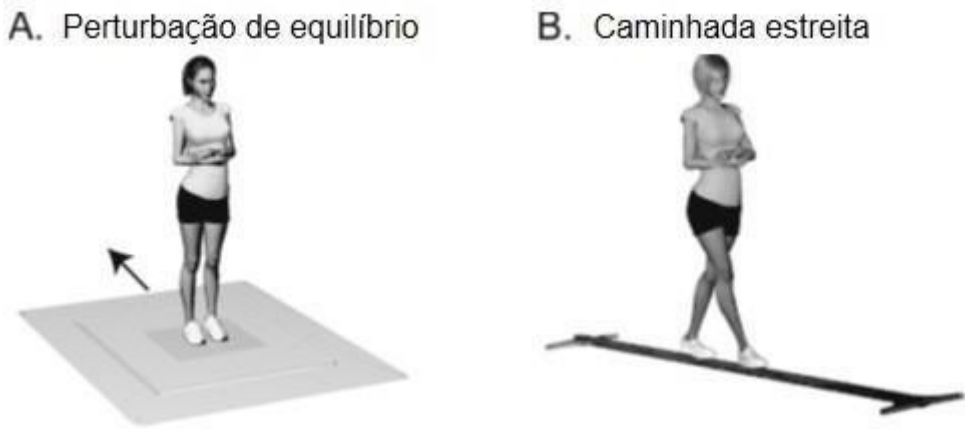
Payne et al. [89], investigaram a relação entre as respostas musculares e corticais em participantes quando perturbado o equilíbrio, analisando direção da perturbação, aceleração aplicada, altura do participante e atenção. Com isso, a ideia é que as respostas musculares e corticais realizadas por perturbações no equilíbrio são independentes, e, possuem deferentes mecanismos. Para isso, participaram do estudo 16 adultos saudáveis sendo 9 mulheres e 7 homens, os participantes tinham idade média de 26 ± 5 anos. Através disso, os autores testaram o efeito da variação da aceleração da perturbação na atividade cortical e muscular evocada, onde houve perturbações da superfície, elas foram realizadas por uma plataforma de força (Factory Automation Systems). As perturbações eram imprevisíveis em termos de tempo, direção e magnitude da aceleração. Para a coleta do EEG e EMG os dados foram amostrados a 1000 Hz. Os músculos analisados foram o tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (MG) e esternocleidomastóideo (SC). O TA e MG foram selecionados serem agonistas primários respondendo a perturbações para frente e para trás, e SC foi por ser indicador primário de sobressalto.

Com relação a mudança de aceleração, não foi aparente mudanças em todos os participantes, sugerindo uma complexidade na resposta sensorial. Além disso, descobriu-se uma diferença entre a escala das respostas corticais e musculares em cada tentativa, o que pode ser atribuído a diferenças na ativação sensorial em níveis espinhais e supraespinhais. Outro fato, é que as respostas corticais são influenciadas por situações como a ameaça percebida, a atenção e a previsibilidade das perturbações, variando entre os participantes. Foi observado também que a diminuição das respostas corticais estava associada à atenuação das respostas de sobressalto, em vez das respostas musculares de correção do equilíbrio. Isso pode acontecer devido à redução na ameaça percebida com a experiência, influenciando diretamente as respostas corticais. As diferenças como altura e ameaça percebida, foram identificadas como fatores que contribuem para as variações nas amplitudes das respostas corticais. Além disso, a atenção também desempenha um papel

importante, influenciando se as respostas corticais acompanham ou não a aceleração da perturbação.

Payne e Ting [90], investigaram a relação entre a atividade cerebral e a capacidade de equilíbrio em diferentes situações de desequilíbrio. Com isso, os autores esperam que as pessoas com maior desafio no equilíbrio envolvem mais atividade cortical. Participaram do estudo 20 jovens com idade média de 26 ± 5 anos sem histórico de vertigem, distúrbios neurológicos ou musculoesquelético. Os participantes foram expostos a 48 perturbações, que foram geradas por uma plataforma com movimentos translacionais para trás. Essas perturbações foram classificadas em três magnitudes distintas, a fim de variar o nível de dificuldade. Em resposta a algumas dessas perturbações, os participantes precisaram realizar uma resposta de pisada, enquanto em outras, o objetivo era simplesmente resistir ao movimento (Figura 15). Para realizar a coleta, os dados de EEG foram registrados, durantes as perturbações, e para exercício de caminhada ele foi removido. Os eletrodos foram dispostos sobre o córtex de acordo com o sistema internacional 10-20, os dados foram amostrados a 1000Hz.

Figura 15 – A) Teste realizado em plataforma estática; B) Teste de caminhada estreita.



Fonte adaptada: Payne e Ting (2020)

Após a análise dos resultados, os autores observaram que, há um aumento na atividade cortical quando o equilíbrio é desafiado. A amplitude da ativação cerebral foi maior em situações nas quais a dificuldade para recuperar o equilíbrio também era mais elevada. Esse maior envolvimento cortical pode refletir uma percepção

aumentada de ameaça à estabilidade, maior atenção ao controle postural ou um esforço mais intenso para manter o equilíbrio. Apesar do aumento da ativação, ela pode ser diminuída quando a atenção é dividida, obtendo uma situação de dupla tarefa. Outra observação, é que o aumento da amplitude cortical com a dificuldade de perturbação tem uma relação com a atividade da onda teta [90].

1.5 Gameterapia

Para processos terapêuticos, os jogos digitais tem ganhado notoriedade em muitas áreas, pois sua aplicação pode gerar benefícios que vem sendo discutido por pesquisadores que buscam a sua integração com a área da saúde [91]. Os jogos podem ou não ser auxiliados por uso de computador, buscando estudar ou melhorar aspectos físicos ou cognitivos representando atividades cotidianas [31]. Com o uso de jogos, é possível observar a evolução do participante, com ele sendo comparado com ele mesmo antes e depois, com etapas vencidas do jogo e comparando seus pontos, níveis, acertos e erros [92].

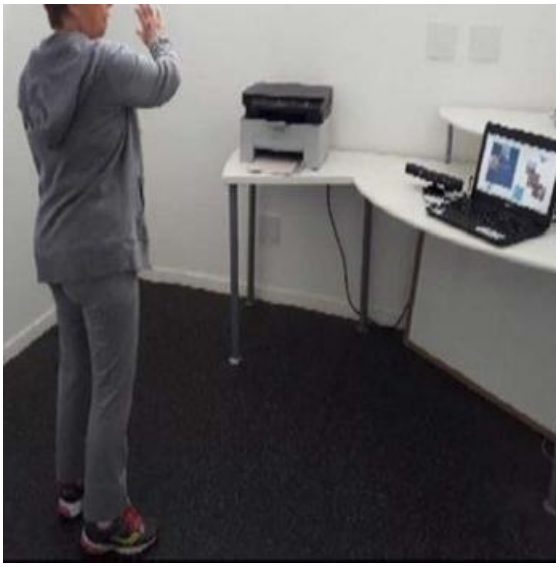
Segundo Juul [93], os jogos possuem quatro elementos fundamentais. A representação, interação, conflito e segurança. O primeiro fornece uma visão simplificada da realidade. O segundo permite o jogador modificar a realidade apresentada. O terceiro envolve o jogador na busca ativa por objetivos. O quarto é alcançado ao cumprir as metas estabelecidas. Os jogos são geralmente divididos em duas categorias com base na forma como os desafios são apresentados. Nos jogos emergentes, um conjunto pequeno de regras simples gera numerosas variações na jogabilidade, exigindo que o jogador desenvolva estratégias específicas para superar os desafios. Já nos jogos progressivos, os objetivos são apresentados em uma sequência de ações, muitas vezes divididos em várias fases.

Os jogos computadorizados, existem três características básicas, trazendo um grande diferencial nas análises clínicas, sendo a fantasia, a curiosidade e o desafio [94]. Isso se torna atraente ao usuário, já que proporciona um ambiente dinâmico, seja por sua interface ou interação [91]. Além disso, um jogo necessita de um cenário agradável, tarefas interessantes, objetivo claro, e, ambiente lúdico, possibilitando maior interação com o jogador [32]. Com isso os jogos podem ajudar a aumentar a atenção, capacidade de memória e capacidade de resolver problemas, assim como realizar repetições de movimento sem processo de estímulo, melhorando o desempenho em tarefas reais [95].

Schuytema [96] define um jogo digital como uma atividade lúdica composta por um conjunto de ações e decisões realizadas por um programa de computador. O contexto sugerido pelo jogo, juntamente com as ações e decisões do jogador, contribui para a narrativa do jogo, enquanto um conjunto de regras estabelece o que é permitido ou não, assim como as consequências das escolhas do jogador. Um jogo digital é composto por três partes: enredo, motor e interface interativa. O enredo define o tema, objetivos e sequência dos acontecimentos, o motor controla as reações do ambiente às ações do jogador, e a interface interativa permite a comunicação entre o jogador e o motor do jogo, facilitando o acesso e fornecendo resultados [97].

De acordo com Kisner e Colby [33], a prática de exercícios auxiliados por computador envolve a execução planejada e sistemática de movimentos corporais, posturas ou atividades físicas. Seu propósito é fornecer aos participantes os meios para prevenir ou remediar danos, além de potencialmente melhorar, restaurar ou aprimorar funções físicas (Figura 16). Essa prática visa também reduzir os fatores de risco à saúde e otimizar o estado geral de saúde, condição física e sensação de bem-estar. Com isso os exercícios para reabilitação devem seguir uma programação cumprida de forma lenta e intencional. É crucial que esses exercícios não provoquem dor, embora um leve desconforto possa ser tolerado. Um esforço excessivo ou desordenado pode resultar em dor e inchaço, contribuindo para a rigidez na área afetada. Tal situação pode representar um retrocesso no tratamento e causar perda de confiança por parte do participante, levando à desmotivação e, eventualmente, ao abandono do tratamento.

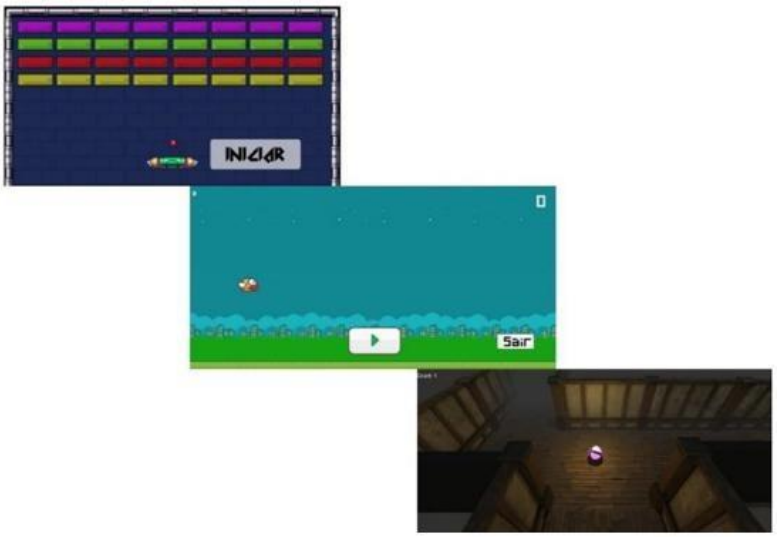
Figura 16 – Treinamento físico utilizando realidade virtual



Fonte: Magda et al. (2020)

O estudo de Moura et al.[98] propôs o desenvolvimento de um sistema composto por três jogos digitais integrados a uma plataforma de força com inclinação controlada (Figura 17), visando o treinamento do equilíbrio postural. Os jogos foram projetados para promover movimentos nos eixos anteroposterior e laterolateral, desafiando os usuários a controlarem avatares virtuais por meio do deslocamento do centro de massa. A plataforma inclinável permite a coleta de dados da variação postural durante a interação com os jogos.

Figura 17 – Jogos desenvolvidos para treinamento do equilíbrio focando em movimento laterolateral e anteroposterior.



Fonte: Moura et al. (2024)

Para validar a usabilidade do sistema, os autores convidaram 10 especialistas, cinco fisioterapeutas e cinco desenvolvedores que avaliaram vídeos demonstrativos e responderam à escala SUS (*System Usability Scale*). O sistema obteve uma pontuação média de 81 pontos, considerada “excelente” segundo os critérios da escala, demonstrando alta aceitação tanto do ponto de vista clínico quanto técnico. Fisioterapeutas destacaram o potencial de aplicação na reabilitação do equilíbrio, enquanto os desenvolvedores ressaltaram a eficácia da interface e a resposta sensorial do sistema [98].

Com isso, o estudo demonstrou a viabilidade de integrar jogos digitais a sistemas de biofeedback em plataformas de força, com reconhecimento e controle em tempo real do movimento corporal. Essa abordagem representa um avanço promissor para a reabilitação motora e o engajamento de idosos em terapias interativas, apontando caminhos para aplicações clínicas futuras e pesquisas com o público-alvo [98].

No estudo de Valério et al.[99] foi desenvolvido um sistema para treinamento de equilíbrio dinâmico, utilizando uma plataforma de força biaxial integrada a um ambiente virtual interativo. A mecânica do jogo simula uma prancha sobre um cilindro, exigindo que o jogador controle um avatar por meio do deslocamento do centro de massa corporal. A resposta do avatar é determinada pelas forças medidas por células de carga distribuídas na plataforma, com algoritmos que calculam o momento aplicado em cada lado da prancha, possibilitando o controle da inclinação com base na posição

corporal. Um diferencial importante é o sistema de calibração, que adapta os limites de controle às capacidades individuais de cada jogador.

Para validação, foram realizados testes estruturais de funcionamento e testes de usabilidade com especialistas em tecnologia, utilizando a escala SUS. O jogo recebeu pontuação média de 81,5 (classificação "excelente") e obteve alta confiabilidade nos resultados (α de Cronbach = 0,85), demonstrando robustez da interface, clareza de comandos e boa resposta aos inputs dos usuários. Adicionalmente, um teste piloto com dez voluntários jovens indicou tendência de melhora na pontuação ao longo das sessões, ainda que sem significância estatística, sugerindo aprendizagem e possível fadiga ao final das partidas devido ao curto tempo de intervalo [99].

Do ponto de vista técnico e funcional, o jogo demonstrou ser uma ferramenta promissora para exercícios de equilíbrio, especialmente por sua adaptabilidade a diferentes perfis de usuários, incluindo populações idosas. Estudos prévios indicam que jogos adaptativos com controle por movimento podem aumentar o engajamento e a eficácia de intervenções fisioterapêuticas [99].

O estudo de Ma et al.[100], investigou como diferentes focos de atenção influenciam o controle postural. A hipótese central era de que a atenção pode melhorar a capacidade dos participantes em priorizar estímulos sensoriais relevantes para manter o equilíbrio. Foram recrutados 42 participantes, divididos em três grupos: controle (CON), foco interno (INT) e foco externo (EXT). Nenhum dos voluntários apresentava comprometimentos visuais, neurológicos ou musculoesqueléticos. O experimento utilizou um *head-mounted* display de realidade virtual (HMD-VR) acoplado a uma prancha de equilíbrio que oscilava na direção mediolateral (ML), com um ângulo máximo de inclinação de 17,55°. A cena virtual simulava a perspectiva em primeira pessoa de um barco flutuando sobre a água (Figura 18), criando conflitos sensoriais entre os sistemas visual, vestibular e somatossensorial.

A posição mediolateral da cabeça foi registrada a 50 Hz, sendo utilizada para calcular medidas cinemáticas de estabilidade postural, como o desvio quadrático médio (RMS), velocidade (RMSv) e o comprimento total do trajeto oscilatório. O ganho visual, principal variável dependente, foi calculado com base na resposta à oscilação visual de 0,2 Hz, quantificando o grau de influência do estímulo visual no controle postural.

O EEG foi registrado com 32 canais a 512 Hz, e a potência na banda alfa (8–13 Hz) foi analisada nas regiões occipital e frontal. A limpeza dos dados incluiu remoção

de artefatos por análise de componentes independentes (ICA). Três participantes foram excluídos devido a falhas técnicas ou excesso de canais ruidosos. Diferenças entre os grupos foram avaliadas por ANCOVA e ANOVA de Welch, com testes post hoc quando necessário. Também foram realizadas correlações de Pearson entre mudanças no ganho visual, desempenho postural e potência alfa. Os resultados mostraram que diferentes focos de atenção modulam tanto o desempenho quanto a atividade cortical associada ao controle postural em ambiente de realidade virtual.

Figura 18- Cenário do jogo desenvolvido



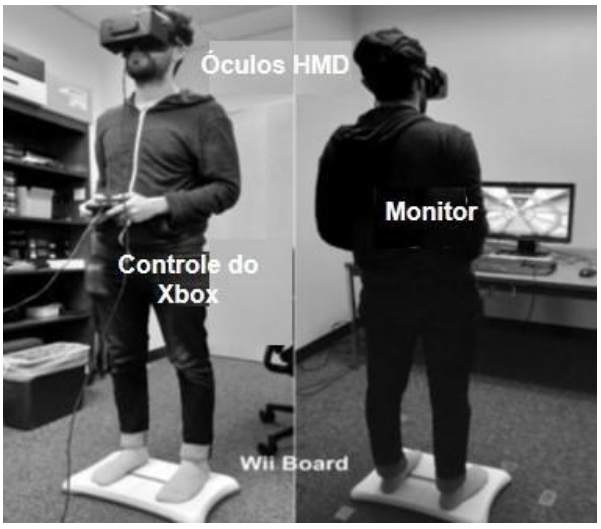
Fonte adaptada: Ma et al. (2022)

Após a análise dos dados, observou-se que o grupo que recebeu instruções para direcionar a atenção para o movimento da prancha apresentou uma menor dependência visual e um melhor desempenho de equilíbrio em comparação com o grupo controle, que não recebeu instruções específicas sobre o foco de atenção. Ambos os grupos de foco externo e interno exibiram um aumento da atividade da onda alfa do EEG sobre região occipital em comparação com o grupo controle. Isso mostrou que o foco de atenção tem um impacto na atividade cerebral dos participantes durante o equilíbrio [100].

No estudo de Garner e Mura [101], os autores investigaram a sensibilidade do sistema postural a estímulos visuais em um ambiente virtual, utilizando diferentes perspectivas do ponto de vista. O objetivo foi analisar como a postura humana se adapta a mudanças visuais e identificar a velocidade mínima do estímulo visual necessária para provocar uma resposta postural mensurável.

Participaram do estudo dez adultos (4 mulheres, 6 homens). Nenhum dos participantes relatou qualquer disfunção vestibular, visual ou neurológica. Para isso, os participantes usaram um HMD e subiram em uma plataforma Wii enquanto atravessavam uma estação espacial virtual. A amplitude e a frequência do estímulo visual foram variadas. Os participantes visualizaram o jogo através de um HMD Óculos Rift Development Kit 2. Um *Wii Balance Board*® foi usado para registrar as forças medidas por sensores posicionados nos cantos frontais esquerdo, traseiro esquerdo, frontal direito e traseiro direito. Os participantes usaram um controlador Xbox® para percorrer o jogo (Figura 19) [101].

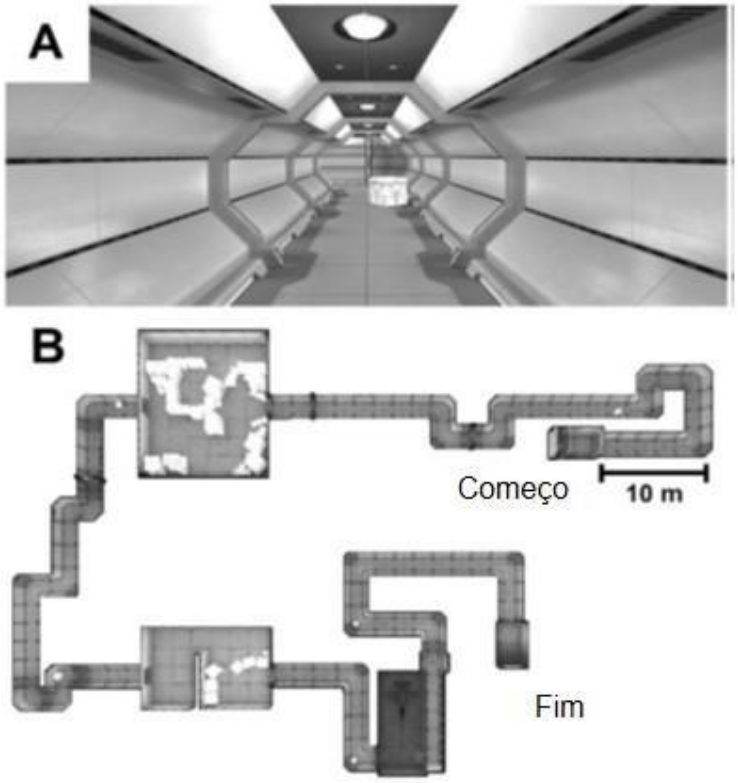
Figura 19 – Equipamento utilizado no estudo



Fonte adaptada: Garner e Mura (2020)

O jogo foi produzido e exibido usando o motor de jogo *Unity*, ele assemelhava-se a uma estação espacial futurística com longos corredores e grandes salas (Figura 20). Os participantes realizaram seis sessões de testes, cada uma realizada em um dia diferente. Durante uma única sessão, eles percorreram o jogo sete vezes, uma vez por tentativa. Para cada tentativa, uma combinação diferente de amplitude de frequência foi escolhida para a modulação senoidal do estímulo visual [101].

Figura 20 – A) Visão do jogo a partir do ponto de vista do participante, durante a navegação na realidade virtual; B) Mapa superior do ambiente virtual, mostrando o trajeto do participante do ponto de partida até o ponto de chegada.



Fonte adaptada: Garner e Mura (2020)

Com os estudos os autores observaram que as respostas posturais não são lineares, com diminuição da amplitude de resposta à medida que a frequência do estímulo aumenta. A sensibilidade para resposta postural após estímulo aumenta com a frequência do estímulo visual, entretanto há um limite de velocidade para a geração da resposta postural, que foi de 1,85 cm/s. A análise também revelou que as respostas posturais são feitas apenas para estímulos visuais que são percebidos pelo participante. Com isso concluiu-se que a resposta postural é afetada não apenas pela frequência, mas também pela velocidade do estímulo visual [101].

No trabalho de Muller et al. [28], foi investigado o efeito do nível de dificuldade em dois exergames diferentes na atividade cerebral de idosos. A hipótese é que jogar exergames aumentará a atividade cortical devido à atenção externa refletida pelo aumento da onda teta na região frontal e diminuição da atividade alfa. Participaram do estudo 28 idosos saudáveis acima de 70 anos. Os participantes tinham boas condições cognitivas e físicas e baixo medo de cair. O jogo 1 consistiu em um quebra-

cabeça de 5 × 5 peças (Figura 21A). Inclinando-se para a esquerda ou para a direita, o participante selecionava uma peça do quebra-cabeça. O jogo 2 consistiu em uma raposa onde o participante era obrigado a dar passos laterais, controlando assim a “raposa” do jogo para pegar uvas que caíam do topo da tela (Figura 21B). Ao participar do estudo, os participantes preencheram um questionário de medo de quedas (FES – I), para indicar a propensão de queda de cada um deles. Ao jogar foi mesurado a ativação de EEG de cada um deles, ela foi registrada continuamente durante toda a sessão usando 64 eletrodos ativos (ActiCap, Brain Products, Alemanha). A taxa de amostragem foi de 500Hz. Eletrodos de EEG foram aplicados usando o sistema internacional 10–20.

Figura 21 – Captura de tela dos exergames. A) Jogo de quebra-cabeça, controlado pelo movimento de inclinação lateral com os pés no lugar; B) Jogo da raposa, jogado com passos laterais.



Fonte adaptada: Muller et al. (2023)

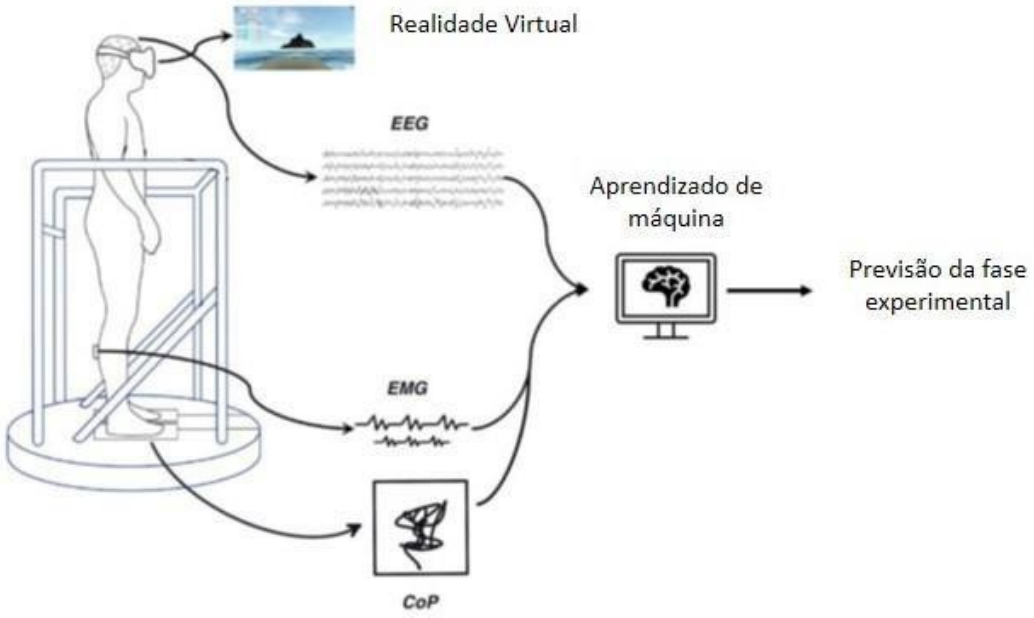
Através do estudo, foi revelado que a pontuação do jogo foi maior quando realizado em modo fácil, sugerindo que uma adição cognitiva no modo difícil tornou o jogo mais desafiador. Em relação à atividade do córtex, observou um aumento geral no poder teta em ambas as condições (fácil e difícil). Isso indica que tanto o jogo de quebra-cabeça quanto o jogo da raposa exigiram maior processamento cognitivo. Além disso observou-se um aumento da atividade teta frontal durante o exergame,

indicando a necessidade de atenção e demanda cognitiva durante a prática dos jogos [28].

O estudo de Stehle et al. [102], investigaram as respostas do controle postural em diferentes condições simuladas usando a configuração de medição utilizando o COP, EEG, EMG e realidade virtual. Com isso, visou-se entender como o corpo humano responde a estímulos específicos em ambientes virtuais, especialmente em relação ao controle postural.

A configuração para coleta de dados, consiste em um ambiente de realidade virtual sincronizado a uma plataforma móvel. Os participantes ficam na plataforma e usam óculos VR (Figura 22). Os participantes foram preparados para a medição com a colocação de uma capa de EEG úmida de 64 eletrodos, seis sensores EMG nos músculos tibial anterior, gastrocnêmio lateral e sóleo de cada perna, sensor cardíaco preso ao peito. Para a coleta, os dados do VR foram amostrados a 90 Hz, os sinais de EMG a 1600 Hz e os dados de EEG a 4096 Hz, a sincronização dos dados foi feita com o MacroRecorder que permite automatizar todas as tarefas consecutivas do computador e iniciar simultaneamente a gravação. Participaram do estudo 191 participantes (idade: 34,1±14.8) [102].

Figura 22 – Integração dos dispositivos para um sistema de coleta de dados



Fonte adaptada: Stehle et al. (2022)

Com a análise dos resultados, o estudo conseguiu diferenciar o teste para entender a ativação base com a de movimentação utilizando os dados fornecidos pelo EEG. Isso sugere que há uma mudança na atividade cerebral entre esses estágios, especialmente devido à resposta do cérebro relacionado à mudança na cena, acionando a região occipital do cérebro. Os autores tentaram relacionar diferentes níveis de dificuldade, no entanto, do experimento não foi bem-sucedido. Isso pode ser atribuído ao fato de que são acionadas as mesmas regiões cerebrais necessárias para a coordenação e controle de movimento. Além disso, a estratégia para ajuste postural é individual, tendo diferenças na entrada sensorial, variando entre os participantes. Outra observação, é que com a combinação de EMG e COP houve uma precisão de 73,3% para classificar o experimento. Isso sugere que, embora o EEG e o EMG individualmente não sejam suficientes para prever todas as fases do jogo, a inclusão de dados de COP pode melhorar significativamente a precisão da classificação do equilíbrio postural [102].

Nenhum dos estudos analisados apresentou um sistema de jogo em realidade virtual sincronizado com sistemas de análise eletrofisiológica (EEG, EMG) e postural (COP) para avaliação do equilíbrio, o que possibilita a análise correlacional entre essas variáveis e eventos de queda.

Quadro 2 – Sintetização dos estudos contextualizados

Autores	Ano	Público	Objetivo	Sinais coletados	Estímulo	Resultado	Sincronização dos dados
[52]	2019	20 Homens e 2 mulheres com idade de 20,59 anos	Investigar o APA e CPA em movimentos imprevisíveis	EMG e COP	Recebe perturbação externa com os olhos vendados	Maior COP em perturbação desconhecida. Maior EMG em perturbação conhecida	Através da ativação do sensor do dispositivo
[78]	2019	15 homens e 15 mulheres com média de 22,5 anos	Quantificar os padrões de equilíbrio durante a marcha	EEG e EMG	Caminhar sobre uma trave estreita com e sem RV	Aumento de EEG sem RV em áreas sensório motoras e atenção. Menor ativação alfa com RV	Uma onda quadrada para dar início e coleta de 2s parado antes de dar início no teste.

Autores	Ano	Público	Objetivo	Sinais coletados	Estímulo	Resultado	Sincronização dos dados
[84]	2019	28 jovens (13 mulheres) com 25 anos. 30 idosos (13 mulheres) com 71, 7 anos.	Correlacionar comportamento neural durante tarefas simultâneas	EEG e COP	Estímulos visuais, auditivos e sem estímulos em uma superfície instável	Com duas ou mais tarefas os idosos maior oscilação de COP. Menor desempenho cognitivo em idosos.	Foram sincronizados durante a tarefa.
[85]	2019	38 mulheres e 5 homens com 71,3 anos.	Investigar as mudanças no controle postural em idosos.	EEG e COP	Coleta estática com os pés afastados e depois juntos	Mudanças da base de apoio não interferiu no EEG, mas aumentou a oscilação de COP. O medo de cair gerou mudança de EEG.	Começou a coleta de EEG 5s antes de começar a coleta do COP.
[89]	2019	9 mulheres e 7 homens com 26 anos	Investigar resposta do equilíbrio quando perturbado, aceleração, altura e atenção.	EEG e EMG	Perturbação realizada com plataforma inclinável.	As respostas corticais foram influenciadas quando a perturbação era previsível ou não.	Não informado
[87]	2020	11 mulheres com 26 anos	Observaram a recuperação postural em processamento sensório motor.	EEG, EMG e COP	Inclinações aleatórias da placa de força	Houve um aumento da onda beta após 50 ms da perturbação	Não informado
[90]	2020	11 mulheres e 9 homens com 26 anos	Investigou a capacidade do equilíbrio em diferentes situações de equilíbrio.	EEG	Inclinação para trás de uma plataforma e caminhada em placa estreita	Maior atividade cortical com desafio no equilíbrio.	Não houve, pois só utilizou uma variável.

Autores	Ano	Público	Objetivo	Sinais coletados	Estímulo	Resultado	Sincronização dos dados
[103]	2020	3 mulheres e 5 homens	Realizou estímulos visuais para observar mudanças de postura.	COP	Estímulos visuais utilizando RV.	A velocidade do estímulo é de 1,85 cm/s, inferior a isso causa efeitos no controle postural pois é percebido pelo participante	Não houve, pois só utilizou uma variável.
[88]	2021	2 homens e 10 mulheres com 22,8 anos. 7 homens e 5 mulheres com 67,7 anos.	Observou a atividade cerebral em áreas de associação sensorial.	EEG	Oscilação ou não de uma superfície com os olhos abertos e fechados	Idosos tiveram um pior desempenho em tarefas de privação sensorial, com onda beta em maior atividade.	Não houve, pois só utilizou uma variável.
[76]	2022	22 pessoas com 65 anos. 22 jovens com 21 anos.	Observou as ondas Delta e Beta durante limite de inclinação do tornozelo.	EMG e COP	Inclinação de uma plataforma.	Observaram que com o envelhecimento um conjunto de músculos se tornando assíncronos	Não informado
[86]	2022	10 mulheres e 8 homens com 24,1 anos	Observou o controle postural em diferentes estímulos visuais	COP e EEG	Através de inclinação da superfície e mudanças visuais	Tarefas com maior desafio visual melhora o desempenho postural melhorando a onda Teta na região meio frontal.	Foi realizado através de um software labview.
[100]	2022	42 participantes com 26,7 anos	Como a atenção pode influenciar no controle postural	EEG	Inclinação da superfície e estímulos visuais através de RV	Grupos com instrução de atenção teve melhor desempenho no equilíbrio, com a atividade cerebral sendo impactada em momentos de atenção	Não houve, pois só utilizou uma variável

Autores	Ano	Público	Objetivo	Sinais coletados	Estímulo	Resultado	Sincronização dos dados
[102]	2022	79 homens e 112 mulheres com 34,1 anos	Investigou o controle postural em diferentes estímulos visuais	COP, EMG e EEG	Inclinação da superfície acompanhando a inclinação demonstrada na RV	Observaram que mudança na cena há ativação na região occiptal. Porém não conseguiram classificar o equilíbrio, somente com a inclusão do COP	Realizado com um software depois do teste, apenas relacionando os inícios.
[28]	2023	14 homens e 14 mulheres com 74,47 anos	Investigou diferentes níveis de dificuldade em exergames na atividade cerebral.	EEG	Oscilações médio laterais sobre uma plataforma, onde ela atua no jogo.	Observou que a onda teta tem aumento am condições fáceis e difíceis de equilibrio, necessitando de maior atenção quando relacionada a região frontal.	Não houve, pois só utilizou uma variável
[98]	2024	5 especialistas em desenvolvimento de software e 5 especialistas na saúde	Desenvolveu 3 jogos para realizar o treinamento do equilíbrio postural em idosos.	COP e inclinação da plataforma	Estímulo realizado pelo próprio participante, sendo eixo transversal ou longitudinal	Observou-se que os jogos incluídos no sistema podem trazer melhoras nos testes de equilíbrio, pois fornece um ambiente lúdico e atrativo	Somente movimentação do avatar com a pressão gerada no dispositivo.
[77]	2024	16 mulheres com idade média de 25 anos e 14 mulheres com idade média de 50 anos	Foi realizado a análise dos ajustes posturais utilizando EMGS	EMG e Inclinação da plataforma	Estímulo realizado pelas inclinações do dispositivo.	Observou-se que adultas mais velhas tendem a ter menor tempo de ativação muscular em movimentos laterolaterais	Sincronização realizada em tempo real do EMG com o controle de inclinação do dispositivo.
[99]	2025	10 voluntários saudáveis, com média de idade de 21, anos.	Foi desenvolvido um jogo digital integrado a uma plataforma de força biaxial.	COP	Estímulo realizado pelo próprio participante, sendo eixo transversal	O jogo apresentou excelente usabilidade e resposta precisa aos movimentos dos usuários.	Não houve, pois só utilizou uma variável

2 OBJETIVOS

Neste capítulo, serão apresentados os objetivos gerais e específicos deste estudo, que visam investigar a correlação entre sinais fisiológicos e posturais durante a realização de tarefas de equilíbrio com o uso de realidade virtual.

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo principal deste trabalho foi desenvolver um jogo em realidade virtual integrado a uma plataforma de força com inclinação controlada, sincronizada com sistemas de aquisição de sinais eletrofisiológicos, como EEG, EMG e COP. Com essa estrutura, buscou-se investigar o controle postural de forma integrada, por meio da análise das correlações entre os dados coletados durante diferentes perturbações sensoriais induzidas pela realidade virtual.

2.1.1 Objetivos específicos

Os principais objetivos específicos são:

- Realizar uma "*retrofiting"* da plataforma de força;
- Realizar a implementação de um aparelho de eletromiografia no sistema;
- Implementar um dispositivo de eletroencefalograma no sistema;
- Sincronizar os dados de toda a leitura do sistema em uma mesma *"time-line"*;
- Desenvolver uma interface de análise dos dados do sistema;
- Realizar um teste piloto com o jogo desenvolvido sincronizado com o novo sistema.

3 ESCOPO

O projeto de pesquisa foi estruturado em diferentes etapas. Inicialmente, realizou-se um teste para investigar a relação entre a eletromiografia e os ajustes posturais utilizando a versão anterior da plataforma de força [67]. Durante esse teste, foram identificadas algumas limitações no funcionamento do dispositivo, o que motivou a realização de um processo de *retrofitting*, com o objetivo de adaptá-lo para novas coletas com sincronização dos sinais eletrofisiológicos (EEG e EMG). Em seguida, foram desenvolvidos três jogos com o intuito de compreender melhor os mecanismos envolvidos na *gameterapia*. A partir dessas experiências, foi possível criar o jogo final em realidade virtual, com maior complexidade e totalmente sincronizado ao sistema de coleta de dados e controle da plataforma de força. Para viabilizar a análise dos dados obtidos durante os testes com o jogo, foi desenvolvida uma interface que facilita a visualização, o processamento e a correlação dos sinais. Por fim, com a integração entre o jogo em realidade virtual, o sistema de coleta e a interface de análise de dados, foi conduzido um estudo piloto com o objetivo de correlacionar os sinais eletrofisiológicos com o controle postural.

Para a escrita do presente estudo foi adotado o formato de artigo científico (Modelo Escandinavo), resultando nas próximas seções que apresentam produções científicas associadas a esta pesquisa. Assim, nesta seção, serão introduzidos os capítulos subsequentes [104].

O Capítulo 5 apresenta o artigo completo. O estudo desenvolvido foi a análise eletromiográfica para o ajuste postural antecipatório e compensatório de mulheres jovens e de meia idade. por sua vez, teve seu desenvolvimento iniciado durante o mestrado do aluno. Os resultados foram publicados na *Biomedical Physics & Engineering Express*, com classificação (Qualis A4).

O Capítulo 6 se refere ao artigo completo de jogos. O estudo foi o desenvolvimento de jogos para reabilitação do equilíbrio postural publicado na Revista Eletrônica Acervo Saúde, com classificação (Qualis B1).

O Capítulo 7 apresenta a carta de registro do software desenvolvido WaterFalls Balance. O software, por sua vez, teve seu desenvolvimento durante o doutorado do aluno. Contudo, o software se trata de um jogo em realidade virtual que foi sincronizado ao dispositivo desenvolvido, a fim de gerar interação dos participantes no momento de coleta de dados

O capítulo 8 apresenta uma breve descrição do software desenvolvido *DashPlate* que está em processo de registro. O software, por sua vez, teve seu desenvolvimento durante o doutorado do aluno e se trata de um sistema para análise dos dados coletados durante o teste, com intuito de facilitar a análise dos dados eletrofisiológicos.

O capítulo 9 apresenta o artigo em fase de redação, o texto se refere a análise de dados eletrofisiológicos relacionados ao equilíbrio postural, além disso também é abordado o desenvolvimento de um sistema sincronizado para coleta e treinamento do equilíbrio. O artigo será submetido na *Biomedical Physics & Engineering Express*, com classificação (Qualis A4).

O capítulo 10 apresenta as considerações finais para desenvolvimento desta pesquisa.

O anexo A se refere ao certificado e produção técnica do registro de software.

O anexo B se refere as normas de submissão da revista *Biomedical Physics & Engineering Express*.

O anexo C é uma colaboração de artigo completo, publicado na *Research on biomedical engineering* (Qualis A4), este artigo faz parte do desenvolvimento do dispositivo utilizado para coleta de dados.

O anexo D é referente a colaboração no desenvolvimento do artigo Publicado na revista *Games For Health Journal* (Qualis A1). Esse artigo aborda o desenvolvimento de um jogo focado na análise do equilíbrio postural utilizando plataforma de força.

O anexo E apresenta o comprovante de aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), conforme consulta pública disponível na Plataforma Brasil. A aprovação ética garante que todos os procedimentos foram conduzidos de acordo com os princípios éticos para pesquisas envolvendo seres humanos.

O anexo F se refere a colaboração no desenvolvimento do artigo submetido na Revista Científic@ Universitas (Qualis A3). Este trabalho aborda o quanto a vibração de corpo inteiro influencia no ajuste do equilíbrio, para isso foi realizado análise do centro de pressão.

O anexo G foi publicação no IX Latin American Congress on Biomedical Engineering and XXVIII Brazilian Congress on Biomedical Engineering.

Os anexos H, I são os certificados de registros de softwares, em que houve colaboração em seu desenvolvimento, que está focado na análise do equilíbrio postural.

4 ARTIGO COMPLETO PUBLICADO

Artigo: *Analysis of anticipatory and compensatory postural adjustment in women of different age groups using surface electromyography*.

Artigo publicado no periódico: *Biomedical Physics & Engineering Express*

Estrato Qualis Engenharia IV: A4

Fator de impacto: 1,3

IOP Publishing Biomed. Phys. Eng. Express 11 (2025) 015022 https://doi.org/10.1088/2057-1976/ad8ce2

Biomedical Physics & Engineering Express



PAPER

RECEIVED
28 June 2024

REVISED
27 September 2024

ACCEPTED FOR PUBLICATION
30 October 2024

PUBLISHED
28 November 2024

Analysis of anticipatory and compensatory postural adjustment in women of different age groups using surface electromyography

Luan de Almeida Moura*, Terigi Augusto Scardovelli, André Roberto Fernandes da Silva, Mariana da Palma Valério, Higor Barreto Campos, Matheus Leonardo Alves de Camargo, Isabella Titico Moraes, Silvia Cristina Martini, Silvia Regina Matos da Silva Boschi, Tabajara de Oliveira Gonzalez and Alessandro Pereira da Silva

Technology Research Center, University of Mogi das Cruzes, (UMC), Brazil

* Author to whom any correspondence should be addressed.

E-mail: luanm213@gmail.com, terigiscardovelli@umc.br, andrerobertofernandes@gmail.com, marianavalerio566@gmail.com, higor_barretocampos@hotmail.com, matheus.leonardo675@gmail.com, isabellatiticomoraes@gmail.com, silviac@umc.br, boschi@umc.br, tabajaragonzalez@umc.br and alessandrops@umc.br

Keywords: surface electromyography, muscle activation, anticipatory postural adjustment, age, postural balance, compensatory postural adjustment

Abstract

Postural balance is crucial for daily activities, relying on the coordination of sensory systems. Balance impairment, common in the elderly, is a leading cause of mortality in this population. To analyze balance, methods like postural adjustment analysis using electromyography (EMG) have been developed. With age, women tend to experience reduced mobility and greater muscle loss compared to men. However, few studies have focused on postural adjustments in women of different ages using EMG of the lower limbs during laterolateral and anteroposterior movements. This gap could reveal a decrease in muscle activation time with aging, as activation time is vital for postural adjustments. This study aimed to analyze muscle activation times in women of different ages during postural adjustments. Thirty women were divided into two groups: young and older women. A controlled biaxial force platform was used for static and dynamic balance tests while recording lower limb muscle activity using EMG. Data analysis focused on identifying muscle activation points and analyzing postural adjustment times. Results showed significant differences in muscle activation times between the two groups across various muscles and platform tilt conditions. Younger women had longer muscle activation times than older women, particularly during laterolateral platform inclinations. In anteroposterior movements, older women exhibited longer activation times compared to their laterolateral performance, with fewer differences between the groups. Overall, older women had shorter muscle activation times than younger women, suggesting a potential indicator of imbalance and increased fall risk.

Introduction

Postural balance is one of the most important skills for daily and active life, as it allows human beings to move safely (Howcroft *et al* 2017). This condition requires the interaction and coordination of several sensory systems, mainly the proprioceptive, visual and vestibular systems (Soto-Varela *et al* 2016).

Studies indicate that impairment in balance is associated with physical and mental degradation, degeneration of the mechanical, skeletal and muscular systems that occur due to senescence (Amiridis, Hatzitaki and Arabatzi 2003, Azarpaikan and Torbati 2018). Due to this imbalance, one in three people over 65 years of age suffers from at least one fall per year (Vieira *et al* 2014). This can cause secondary injuries such as fractures, lacerations and dislocations (Lim *et al* 2015). These falls can result in hospital admissions, trauma and even death (Ayed *et al* 2018).

Some methods have been developed to improve the understanding of balance, to verify changes due to the body's sensory conditions and how reactions to unexpected disturbances are generated (Forbes *et al* 2018). Among them, understanding anticipatory

© 2024 IOP Publishing Ltd. All rights, including for text and data mining, AI training, and similar technologies, are reserved.

postural adjustment (APA), which is the muscle activation or inhibition of the lower limbs before balance disturbance (Piscitelli *et al* 2017) and compensatory postural adjustment (CPA) where muscle activity occurs at the exact moment of balance disturbance (Kaewmanee *et al* 2020). These adjustments are provided by the central nervous system (CNS) altering the muscular activity of the trunk and legs (Li *et al* 2019).

Another important tool for the study of postural balance is the SEMG, which has been widely used to analyze movements in sports and gait, as well as in game therapy, occupational medicine, and the study of aging, with a significant increase in use in preventive medicine (Merletti and Muceli 2019). SEMG can be defined as a method of providing information through the electrical field generated by muscle fibers on the surface of the muscle, after nerve stimulation (Rubin 2019). Therefore, this method can also be used to quantify muscle activation in different postural adjustments (Angsupaisal *et al* 2019, Arghavani *et al* 2020, Rowland *et al* 2021).

Chen *et al* (2015) investigated changes in CPA when research subjects were exposed to an external disturbance and observed that in the muscles on the target side, where the disturbance was imposed, there was a reduction in EMG activity. Santos *et al* (2010), studied the relation between APA's and CPA's and noted that during unpredictable tasks, the absence of APA's led to an increase in muscle activity in CPA's. Kanekar and Aruin (2014) evaluated the difference in APA's between young and older adults using an external perturbation and showed that muscle activity during APA's was significantly delayed in older adults compared to young, with the muscles being activated very close to the time of the disturbance. Laudani *et al* (2021) compared the ability of young and elderly individuals to maintain stability and generate postural responses in the face of external disturbances and showed that young individuals demonstrated anticipatory activity in response to balance disturbance, while elderly individuals demonstrated delays and generated compensatory activities.

With senescence, women have reduced mobility compared to men, due to their loss of strength and increased adiposity (LaRoche *et al* 2011). Studies also show that with advancing age, women have less lean mass, lower leg extension power, slower walking speed, an accelerated increase in muscle mass loss and more adipose tissue compared to men (Nunes *et al* 2017, De Branco *et al* 2020).

However, there is a lack of research on anticipatory and postural adjustments with electromyography analysis of the lower limbs in women, comparing muscle activation times between young adults and older adults, observing the behavior of muscle activation time during external perturbation in mediolateral and anteroposterior movements (Kanekar and Aruin 2014, Chen *et al* 2015, Laudani *et al* 2021). The collection of these data using a controlled biaxial force platform synchronized with surface electromyography analysis of the lower limbs can show that with advancing age, there may be a shorter duration of muscle activation in postural adjustments. This reduced muscle activation time can lead individuals to a higher risk of falling (Afschrift *et al* 2019).

Therefore, the objective of this study was to analyze muscle activation time in postural adjustments among women of different age groups, using a controlled biaxial force platform (Ishizaki *et al* 2022), with surface electromyography analysis of the tibialis anterior and medial gastrocnemius muscles of both right and left lower limbs.

Methods

For this research, 30 healthy participants who reside in Mogi das Cruzes city were selected. The participants were divided into two groups: Young adults and older adults. The young adult group comprised 16 women with an average age of 25 ± 5 years, body mass of 58 ± 10.46 kg, and average height of 1.6 ± 0.0067 m. The older adult group comprised 14 women with an average age of 50.21 ± 9.4 years, body mass of 63.71 ± 9.9 kg, and average height of 1.58 ± 0.049 m. The present study included women aged between 20 and 60 years, who did not have vertigo, musculoskeletal or neurological disorders, severe pain or vestibular problems. Participants who were unable to remain on the support of one of their lower limbs within 10 s were not included in the test (Gil *et al* 2011). These criteria were adopted to ensure that the selected participants were in good health and that the research results were not influenced by external factors that could compromise the accuracy of the data obtained.

Ethical statement

The participants received detailed information about the study objectives and the test procedure, and all signed an Informed Consent Form. The study was approved by the Research Ethics Committee of the University of Mogi das Cruzes (protocol CAEE n° 02651118.0.0000.5497) and was also registered in the ClinicalTrials.gov database (protocol NCT04174690). The research was conducted in accordance with the principles outlined in the Declaration of Helsinki and in compliance with local statutory requirements.

Force platform

The tilt-controlled biaxial force platform (figure 1), developed by Ishizaki *et al* (2022), was used to carry out this study. The surface of the platform consists of two steel plates responsible for distributing the load across all sensors. The device has a tilt range of up to 25 degrees along the X-axis (laterolateral) and Y-axis (anteroposterior), with an angular velocity of up to 15 degrees per second. This control allows you to perform static or dynamic balance exercises. The force platform

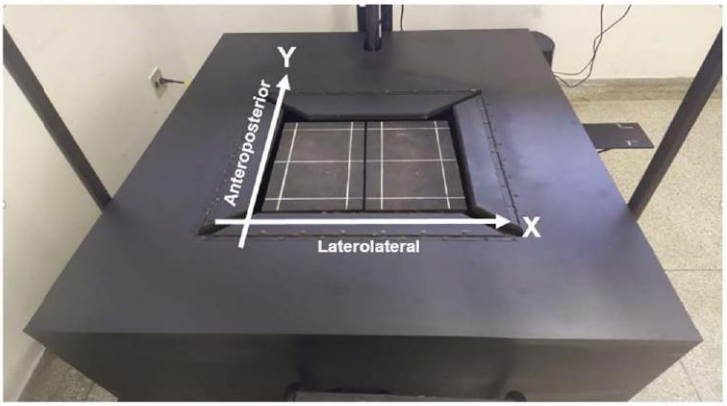


Figure 1. Controlled tilt force platform for static or dynamic balance exercises.

sends data from force sensors fixed to its surface to a computer via serial communication.

EMG

The surface electromyography method was used to analyze muscle behavior and activation during stimulation. For this purpose, the signal acquisition system SAS2000V12-wf (EMG System do Brasil), with six channels, was used to capture electromyographic signals.

Test protocol

Before conducting the test on the force platform, the site was aseptically cleaned for electrode placement, following the guidelines of the SENIAM protocol. Electrodes were positioned on the muscle belly in the direction of the fibers of the tibialis anterior and medial gastrocnemius muscles. Placement was at one-third of the line between the tip of the fibula and a reference point at the tip of the medial malleolus, which served as a reference for all muscles (Hermie *et al* 1999).

The test protocol was applied by two evaluators (two physiotherapists). One evaluator (A1) was responsible for positioning the electrodes and monitoring the clinical protocol. The other evaluator (A2) was responsible for the electromyographic signal collection device and control of the force platform.

For testing, the following steps were followed:

- Provide the participants with instructions on how to carry out the tests;
- Attach the parachute style full body harness to the participant;
- Place electrodes on the medial gastrocnemius and tibialis anterior muscles of the lower limbs for electromyography readings;
- Check proper positioning of the force platform;
- Place the participant on the platform in an upright position with feet parallel, ensuring comfort;
- Attach seat belt to the force platform.

Static test

Initially, a static test was performed, in which the participant remained motionless on the force platform for 30 s, without any disturbance in postural balance, that is, in a neutral position (parallel to the ground or 0°). Through this test it was possible to determine the average muscle activation of each person, determining an activation baseline for them.

Maximum tilt test

The maximum tilt test was carried out after the static test. In the protocol for this test, the platform always starts at an angle of 0° until it reaches a maximum angle of 25°. The platform was activated in the laterolateral axis to the participant's right side and then to the left side. The platform was activated in the anteroposterior axis, tilting forwards and backwards, using the same protocol. Data was collected continuously throughout the procedure. If the participant lost balance or reached the maximum angle of 25°, the test was interrupted, the data stored and the platform returned to the initial angle of 0°. Each direction of inclination was tested only once. This test was used to determine the angle of inclination for the sway test.

Sway test

The sway test was carried out after the maximum tilt test had been completed. During this test, the platform was tilted at a constant speed of 12°/s. The maximum tilt angle was set to half the angle reached by the participant in the maximum tilt test. The test was started on the laterolateral axis, with the platform

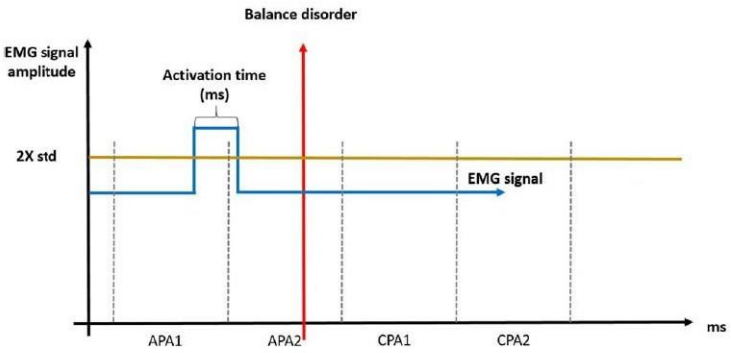


Figure 2. Classification of postural adjustments. Activation time is recorded when the electromyographic signal exceeds twice the standard deviation and is classified within postural adjustments, using balance perturbation as a reference.

moving from 0° to the right until maximum tilt angle and then to the left, at the same speed, until the same angular amplitude was reached. This lateral tilt cycle was repeated 10 consecutive times. The data was collected continuously and stored after the 10 repetitions. The same protocol was applied to the anteroposterior axis. The platform moved from 0° forward to maximum tilt test, and then backwards at the same speed. This tilt cycle was also repeated 10 times. The data from both sway tests was collected and stored for analysis.

Data collection

Data were collected and conditioned using a high-pass filter with a cutoff frequency of 20 Hz and a low-pass filter with a cutoff frequency of 500 Hz. The applied sampling frequency was 1000 samples per second. The signals were collected and rectified using the electromyography device itself.

Data analysis

After data collection, the electromyographic activation data from the static test were used to have the activation baseline. With these data it was possible to determine the muscle activation point for each participant. Outlier calculation was also performed to eliminate bias in the analysis (Mowbray *et al* 2019).

After this procedure, the mean and standard deviation of the EMG data obtained during the static test were calculated. Next, the standard deviation value was multiplied by 2, and any values above this limit were categorized as indicative of muscle activation.

Following the analysis and identification of the muscle activation point, the data from the sway test were examined to compare the differences in postural adjustments between participant groups. During the test, the platform was tilted in the laterolateral and anteroposterior axes, with these directional changes representing perturbations to balance. The muscle activation time was calculated based on the different postural adjustment conditions. The sway test was performed once for the laterolateral axis and once for the anteroposterior axis, totaling 10 perturbations in each movement. The average activation times were calculated for each participant, and the data were compared between groups, treating each test as a single attempt for each tilt direction. To calculate the muscle activation time, activations exceeding twice the standard deviation of the value measured during the static test were identified. Activation time was determined by observing the duration during which the muscle activation remained above this threshold. From the moment of perturbation, the time was only counted while the activation stayed above twice the standard deviation. When activation fell below this threshold, the time was not counted. Activation times were then analyzed according to the postural adjustment categories established in the literature (Santos *et al* 2010). The time the muscle remained activated within these classification periods was observed (figure 2):

- Early anticipatory postural adjustment (APA1): activations occurring between 200 and 50 ms before the perturbation.
- Near perturbation anticipatory postural adjustment (APA2): activations occurring between 50 ms before and 100 ms after the perturbation.
- Post-perturbation compensatory postural adjustment (CPA1): activations occurring between 100 and 250 ms after the perturbation.
- Stabilization compensatory postural adjustment (CPA2): activations occurring between 250 and 400 ms after the perturbation.

The data analysis was performed using the software Matlab® (v.2019a).

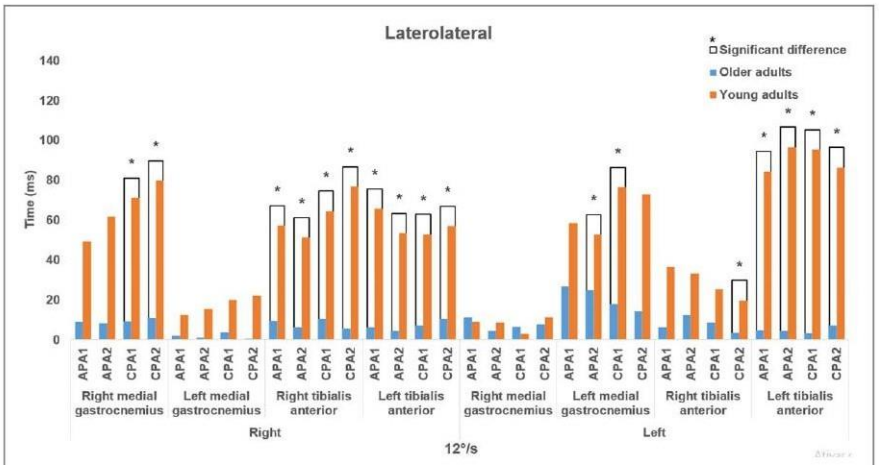


Figure 3. Difference in muscle activation time between the groups for the laterolateral movement.

After determining the postural adjustment times for each participant, statistical analysis was performed to check for significant differences between groups regarding these times. Initially, the data were organized into a spreadsheet, separated by groups, tilt angles, muscles collected, and postural adjustments. Next, the median values were calculated for each group to allow comparison. To assess the normality of the data, the Shapiro-Wilk test was used, which indicated that the data did not follow a normal distribution. Therefore, the Mann–Whitney test was used to determine if the values were significantly different between groups. Data analysis enabled comparison between the groups of young and older adult women, segmented based on different force platform tilt angles, muscles collected, and postural adjustments. All p-values obtained from the Mann–Whitney test that were less than 0.05 were considered statistically significant.

Results

The calculation of the difference in muscle activation time between the groups of young and older adult women was performed for postural adjustments: APA1, APA2, CPA1, and CPA2. Each muscle was analyzed considering platform tilts in anteroposterior and laterolateral movements at 12°/s.

Through the analysis, a longer activation time was observed for young women in all muscles, platform tilts, and postural adjustments except for the right tibialis anterior muscle in APA2 and CPA1 with backward platform tilt (figure 4). However, after performing the statistical tests, not all data showed significant differences. The following graph illustrates the difference in muscle activation time between the young and older adult groups. The bars indicated in the graph highlight the data points that are significantly higher in the comparison between the groups (figure 3).

During the platform tilt at 12°/s in the lateral direction, it was observed that the young group exhibited greater muscle activation compared to the older adult group in specific postural adjustments. In the right medial gastrocnemius muscle, muscle activation time in CPA1 and CPA2 was significantly higher in the young group than in the older adult group. For the right and left tibialis anterior muscles, older adults had significantly shorter muscle activation times across all adjustments compared to the young group. Analyzing the platform tilt to the left, the left medial gastrocnemius muscle showed significantly higher muscle activation time in APA2 and CPA1 for the young group. Regarding the right tibialis anterior muscle, the young group had higher activation time only in CPA2. In the left tibialis anterior muscle, the older adult group showed lower activation time in all postural adjustments. In summary, the data indicate that the young group had more pronounced muscle activation times compared to the older adult group during lateral platform tilt situations.

In the anteroposterior direction, the young group had significantly longer muscle activation times than the group of older adults in some situations. However, there are more instances of similarity between the groups in this tilt compared to latrerolateral. The differences are highlighted in the graph (figure 4).

Upon analyzing the data, it was found that when the platform tilted forward, the young group exhibited significantly longer activation times for the right tibialis anterior muscle in APA1, APA2, and CPA1. The same pattern was observed for the left tibialis anterior muscle, with longer activation times in the young

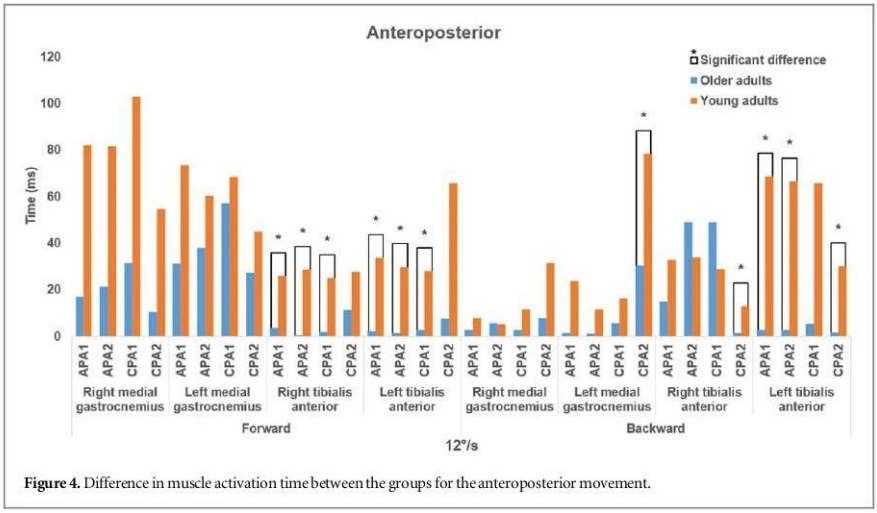


Figure 4. Difference in muscle activation time between the groups for the anteroposterior movement.

group during the same adjustments as the right tibialis anterior.

Regarding the backward tilt of the force platform, the young group showed significantly higher activation for the left gastrocnemius muscle in CPA2. For the right tibialis anterior muscle, there was longer muscle activation time for the young group in CPA2. In the left tibialis anterior muscle, higher activation was observed in the young group in APA1, APA2, and CPA2. However, it is important to note that in other conditions, although visually the young group exhibited longer activation times compared to older adults, statistically there was no significant difference, as the p-values were greater than 0.05, indicating acceptance of equality between the groups. Upon examining the data, the older adult group did not show longer muscle activation times in any of the situations compared to the young group.

Discussion

In the statistical analysis for comparison between groups, comparison by medians using the Mann–Whitney test was used. This occurred because when comparing the means, the values showed considerable disparities due to the presence of some participants in the older group whose activation times, in certain adjustments, did not exceed the baseline. This condition had a significant impact on the average values, particularly due to the use of a very low magnitude unit of measurement (milliseconds). This value became crucial, as the group of older women recorded a lower activation time compared to the young group, resulting in a reduced period of postural adjustments (Afschrift *et al* 2019).

According to the results obtained by Santos *et al* (2010), Anticipatory Postural Activity (APA) in young individuals is practically not activated during tasks that involve unpredictability. On the other hand, in opposite situations, the APA plays a fundamental role in maintaining the individual's balance. In the context of this study, the perturbation applied to participants was predictable. Therefore, a significant response in terms of APA was expected. However, the group of older women did not meet these expectations in most cases, unlike the young group.

Laterolateral movement

In the laterolateral movement, a greater number of significant differences were observed between the groups, 17 in total. One factor that contributes to this difference is that as people age, individuals use more postural strategies to maintain balance (Kim and Chou 2022). Furthermore, older individuals may have a shorter activation time in the muscles analyzed in order to recruit others, which are part of the inversion and eversion movement of the ankle (Afschrift *et al* 2019). However, according to Lin *et al* (2019) and Han *et al* (2022) the tibialis anterior is one of the main stabilizers of the ankle, influencing postural stability. As a result, in the analyzed movement, there was a longer activation time of this muscle in more situations for the young group, which exerted more force to maintain balance, totaling 13 occurrences in the tests.

The results analyzed in this study indicate that the young group activated the tibialis anterior muscle significantly longer, on average by 11.05 percentage points, compared to the older adult group. This raises the hypothesis that individuals lose ankle stability with age, as observed by (Svoboda *et al* 2019). Additionally, it can be hypothesized that joints tend to stiffen over time, reducing the range of motion in inversion,

eversion, dorsiflexion, and plantarflexion movements (Grote *et al* 2019, Minetto *et al* 2020). This could explain the lower activation of the tibialis anterior muscle during ankle stabilization in lateral movements. The medial gastrocnemius muscle in the right-left movement test showed a 4.29 percentage point higher activation for the young group during periods when the movement corresponded to the required limb. This may reinforce the notion that muscle activation is directly linked to the demand imposed on the muscle in question (Farris and Sawicki 2012).

Anteroposterior movement

During the anteroposterior movement, few significant differences were identified, totaling 11 situations. This indicated a greater similarity between the two groups. The group of older adult showed a longer muscle activation time during the anteroposterior movement compared to the laterolateral movement. This increase in activation time for the anteroposterior movement, although small, resulted in a lower occurrence of significant differences between the groups. The group of young women showed longer activation times than the group of older adult. This phenomenon may be related to the anteroposterior movement, as the muscles act in an agonistic and antagonistic activity (Joshi *et al* 2022). This may have contributed to a longer activation time within the group of older adult. The small increase in activation time for the anteroposterior movement allowed for greater equality in performance between the groups. Furthermore, when analyzing the graph for anteroposterior movements, it is evident that the agonist muscles of the movement have a longer activation time compared to the antagonist muscles. This can be attributed to the fact that the collected muscles play a crucial role in the dorsiflexion and plantarflexion movements of the feet, which are generated by tilting the platform in the anteroposterior plane (Yi *et al* 2021).

In addition to the results that showed equivalence in the anteroposterior aspect, it was found that in the tibialis anterior muscles, during platform tilt forward in APA1, APA2, and CPA1, the young group significantly exhibited 18.34 percentage points higher activation than the older adult group. When analyzing these data in the mentioned adjustments, the group of older women exhibited short-duration activation, while in CPA2, their activation increased to a statistically equivalent level as the young group. This dynamic can be explained according to Kanekar and Aruin (2014), who studied elderly individuals and identified a delay in muscle activation during anticipatory postural adjustments, necessitating an increased compensatory postural adjustment, thereby justifying the longer activation duration observed in CPA2.

It was also observed that the young group in APA1, APA2, and CPA2 of the left tibialis muscle with backward tilt showed a 31.32 percentage point higher activation time than the older adult group. In this context, it is noticeable that the older adult group exhibited relatively lower activation for the left tibialis compared to the right tibialis. This may have occurred because elderly adults tend to employ more than one postural strategy, as mentioned in Kim and Chou (2022), and this may have led to a greater emphasis on activating the right tibialis anterior during this movement.

In the present study, the hypothesis that older women would exhibit lower muscle activation times compared to young women proved to be true, as in all situations, the muscle activation time of the young group was greater than that of the older adult group. This finding corroborates with the results of Kanekar and Aruin (2014) and Laudani *et al* (2021).

Conclusion

In many of the situations analyzed in this study, younger participants exhibited longer muscle activation times during postural adjustments in lateral movement. In contrast, older participants demonstrated shorter muscle activation times, which potentially could affect postural adjustments, leading to challenges in balance and increased risk of falls. Additionally, it is important to note that during predictable tasks in lateral movement, the young group showed prolonged muscle activation in anticipatory postural adjustments, whereas the older adult group did not exhibit the same duration of muscle activation in anticipatory postural adjustment, which could impair balance.

The young group showed similar adjustment times to the older adult group in the anteroposterior movement, possibly due to agonist muscle coordination. However, the tibialis anterior muscle had shorter activation times in anticipatory adjustments in the older adult group, but longer in compensatory adjustments, similar to the young group. This indicates a delay in anticipatory adjustments, resulting in greater involvement of the tibialis anterior muscle in compensatory adjustments, which act as antagonists.

Therefore, in future investigations, it would be highly recommended to incorporate variables related to the center of pressure in the test, aiming to examine postural stabilization during anticipatory and compensatory postural adjustments. Additionally, it would be interesting to investigate individuals with a history of falls and compare the data with functional tests.

Acknowledgments

To São Paulo Research Foundation (FAPESP, #2017/16292-1) and CAPES (88887.627768/2021-00) for the financial support.

Data availability statement

The data cannot be made publicly available upon publication because they are not available in a format that is sufficiently accessible or reusable by other researchers. The data that support the findings of this study are available upon reasonable request from the authors.

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

ORCID iDs

Luan de Almeida Moura https://orcid.org/0000-0001-9148-7691
Terigi Augusto Scardovelli https://orcid.org/0000-0002-6523-9376
André Roberto Fernandes da Silva https://orcid.org/0000-0002-9128-9086
Mariana da Palma Valério https://orcid.org/0000-0001-8323-9815
Higor Barreto Campos https://orcid.org/0000-0002-1066-6119
Matheus Leonardo Alves de Camargo https://orcid.org/0000-0002-4071-8741
Isabella Titico Moraes https://orcid.org/0009-0004-7810-9273
Silvia Cristina Martini https://orcid.org/0000-0003-3442-9932
Silvia Regina Matos da Silva Boschi https://orcid.org/0000-0001-8125-8844
Tabajara de Oliveira Gonzalez https://orcid.org/0009-0009-1192-6160
Alessandro Pereira da Silva https://orcid.org/0000-0003-4766-8617

References

Afschrift M, Deursen R V, Groote F D and Jonkers I 2019 Increased use of stepping strategy in response to medio-lateral perturbations in the elderly relates to altered reactive tibialis anterior activity *Gait & Posture* **68** 575–82

Amiridis L G, Hatzitaki V and Arabatzi F 2003 Age-induced modifications of static postural control in humans *Neurosci. Lett.* **350** 137–40

Angsupaisal M, Djikstra L, Gemert S B, Hoorn J F, Burger K, Maathuis C G B and Hadders-Algra M 2019 Effects of forward tilted seating and foot-support on postural adjustments in children with spastic cerebral palsy: an EMG-study *European Journal of Paediatric Neurology* **23** 723–32

Arghavani H, Zolaktaf V and Lenjannejadian S 2020 Comparing the effects of anticipatory postural adjustments focused training and balance training on postural preparation, balance confidence and quality of life in elderly with history of a fall *Aging Clinical and Experimental Research* **32** 1757–65

Ayed I, Ghazel A, Jaume-I-Capó A, Moya-Alcover G, Varona J and Martínez-BUESO P 2018 Feasibility of kinect-based games for balance rehabilitation: a case study *Journal of Healthcare Engineering* **2018** 8

Azarpaikan A and Torbati H T 2018 Effect of somatosensory and neurofeedback training on balance in older healthy adults: a preliminary investigation *Aging Clinical and Experimental Research* **30** 745–53

Chen B, Lee Y and Aruin A S 2015 Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object *Experimental Brain Research* **233** 3087–96

De Branco F M S *et al* 2020 Protein timing has no effect on lean mass, strength and functional capacity gains induced by resistance exercise in postmenopausal women: a randomized clinical trial *Clinical Nutrition* **39** 57–66

Farris D J and Sawicki G S 2012 Human medial gastrocnemius force–velocity behavior shifts with locomotion speed and gait *Proc. Natl. Acad. Sci.* **109** 977–82

Forbes P A, Chen A and Blouin J 2018 Sensorimotor control of standing balance *Handbook of Clinical Neurology* (Elsevier) 159, 61–83

Gil A W O *et al* 2011 Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly *Brazilian Journal of Physical Therapy* **15** 429–35

Grote C, Reinhardt D, Zhang M and Wang J 2019 Regulatory mechanisms and clinical manifestations of musculoskeletal aging *Journal of Orthopaedic Research®* **37** 1475–88

Han S, Son S J, Kim H, Lee H, Seeley M and Hopkins T 2022 Prelanding movement strategies among chronic ankle instability, coper, and control subjects *Sports Biomechanics* **21** 391–407

Hermie J H *et al* 1999 European recommendations for surface electromyography *Roessingh Research and Development* **8** 13–54

Howcroft J, Lemaire E D, Kofman J and McIlroy W E 2017 Elderly fall risk prediction using static posturography *PLoS One* **12** e0172398

Ishizaki M T, Silva A R F, Moura L A and Reis P C 2022 Development of a dynamic balance analysis and training system through posturography in a bipodal force platform with biaxial rotation *Research on Biomedical Engineering* **38** 839–55

Joshi V, Rouse E J, Claflin E S and Krishnan C 2022 How does ankle mechanical stiffness change as a function of muscle activation in standing and during the late stance of walking? *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **69** 1186–93

Kaewmanee T, Liang H and Aruin A S 2020 Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments *Experimental Brain Research* **238** 2207–19

Kanekar N and Aruin A S 2014 The effect of aging on anticipatory postural control *Experimental Brain Research* **232** 1127–36

Kim H K and Chou L 2022 Lower limb muscle activation in response to balance-perturbed tasks during walking in older adults: a systematic review *Gait & Posture* **93** 166–76

LaRoche D P, Kralian R J and Millett E D 2011 Fat mass limits lower-extremity relative strength and maximal walking performance in older women *Journal of Electromyography and Kinesiology* **21** 754–61

Laudani L, Rum L, Vale M S, Macaluso A, Vannzzi G and Casabona A 2021 Age differences in anticipatory and executory mechanisms of gait initiation following unexpected balance perturbations *Eur. J. Appl. Physiol.* **121** 465–78

Li L, Zhang S and Dobson J 2019 The contribution of small and large sensory afferents to postural control in patients with peripheral neuropathy *Journal of Sport and Health Science* **8** 218–27

Lim D, Kim C, Jung H, jung D and Chun K J 2015 Use of the microsoft kinect system to characterize balance ability during balance training *Clinical Interventions in Aging* **10** 1077

Lin J, Lin Y and Lee H 2019 Are landing biomechanics altered in elite athletes with chronic ankle instability *Journal of Sports Science & Medicine* **18** 653

Merletti R and Muceli S 2019 Tutorial. surface EMG detection in space and time: best practices *Journal of Electromyography and Kinesiology* **49** 102363

Minetto M, Giannini A, Mcconnel R, Busso C, Torre G and Massazza G 2020 Common musculoskeletal disorders in the elderly: the star triad *Journal of Clinical Medicine* **9** 1216

Mowbray F I, Fox-Wasylyshyn S M and El-Masri M M 2019 Univariate outliers: a conceptual overview for the nurse researcher *Canadian Journal of Nursing Research* **51** 31–7

Nunes P R P *et al* 2017 Effect of resistance training volume on walking speed performance in postmenopausal women: a randomized controlled trial *Exp. Gerontol.* **97** 80–8

Piscitelli D, Falaki A, Solnik S and Latash M L 2017 Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction *Experimental Brain Research* **235** 713–30

Rowland R S, Jenkinson N and Chiou S 2021 Age-related differences in corticospinal excitability and anticipatory postural adjustments of the trunk *Frontiers in Aging Neuroscience* **13** 718784

Rubin D I 2019 Needle electromyography: basic concepts *Handbook of Clinical Neurology* **160** 243–56

Santos M J, Kanekar N and Aruin A S 2010 The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. biomechanical analysis *Journal of Electromyography and Kinesiology* **20** 398–405

Soto-Varela A, Rossi-Izquierdo M, Faraldo-Gracia A, Vaamond-Sanchez-Andrade I, Gayoso-Diz P, Del-Rio-Valeiras M, Lirola-Delgado A and Santos-Perez S 2016 Balance disorders in the elderly: does instability increase over time? *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* **125** 550–8

Svoboda Z, Bizovska L, Gonosova Z, Linduska P, Kovacikova Z and Vuillerme N 2019 Effect of aging on the association between ankle muscle strength and the control of bipedal stance *PLoS One* **14** e0223434

Vieira A A U, Aprile M R and Paulino C A 2014 Exercício físico, envelhecimento e quedas em idosos: revisão narrativa *Revista Equilíbrio Corporal e Saúde* **6** 1

Yi S Y, Kim Y J, Lee D Y, Yu J H, Kim J A, Kim S G and Hong J H 2021 Effects of open kinetic chain exercise for the gastrocnemius and tibialis anterior muscles on balance *The Journal of Korean Physical Therapy* **33** 278–85

5 ARTIGO COMPLETO PUBLICADO

Artigo: O uso da *gameterapia* para diminuir a oscilação postural.

Artigo completo publicado: Revista Eletrônica Acervo Saúde.

Estrato Qualis Engenharia IV: B1

Revista Eletrônica
Acervo Saúde
Electronic Journal Collection Health ISSN 2178-2091

O uso da gameterapia para diminuir a oscilação postural

The use of game therapy to reduce postural oscillation

El uso de la terapia de juego para reducir el balanceo postural

Luan de Almeida Moura[1], Silvia Regina Matos da Silva Boschi[1], Paulo Cesar Reis[1], André Roberto Fernandes da Silva[1], Mariana da Palma Valério[1], Tabajara de Oliveira Gonzalez[1], Silvia Cristina Martini[1], Terigi Augusto Scardovelli[1], Alessandro Pereira da Silva[1].

RESUMO

Objetivo: Desenvolver jogos computadorizados para treinar o equilíbrio postural em idosos, abordando movimentação laterolateral, anteroposterior e combinação de ambos, usando uma plataforma de força inclinada para interação. **Métodos:** Este estudo desenvolveu três jogos que foram controlados por uma plataforma de força biaxial para treinar o equilíbrio em idosos. Cada jogo enfoca movimentos específicos sendo laterolateral, anteroposterior e uma combinação de ambos. A plataforma permite interação com o jogo através do deslocamento da pressão exercida pelo jogador. O desenvolvimento dos três jogos ocorreu com o uso de um software de desenvolvimento de jogos. Para os testes envolveram-se 10 avaliadores divididos em fisioterapeutas e desenvolvedores. Os resultados foram analisados usando a escala SUS (System Usability Scale). **Resultados:** As respostas obtidas no questionário SUS apresentaram uma pontuação de 81 na avaliação dos fisioterapeutas e 81 na avaliação dos desenvolvedores de sistema. Ambos os valores classificam o sistema como excelente. Os jogos podem ser uma ferramenta muito útil e com grande potencial de utilização para treinamento e reabilitação do equilíbrio. **Conclusão:** O sistema desenvolvido pode trazer uma melhora significativa nos tratamentos, assim como auxiliar o terapeuta aumentando as possibilidades de técnicas aplicadas, atingindo uma maior permanência do paciente durante o tratamento.

Palavras-chave: Equilíbrio postural, Teste de Software, Gameterapia, Treinamento do equilíbrio postural.

ABSTRACT

Objective: To develop computerized games to train postural balance in the elderly, addressing laterolateral movement, anteroposterior movement, and a combination of both, using an inclined force platform for interaction. **Methods:** This study developed three games that were controlled by a biaxial force platform to train balance in the elderly. Each game focuses on specific movements being laterolateral, anteroposterior and a combination of both. The platform allows interaction with the game through the pressure displacement exerted by the player. The development of the games took place using a game development software. The tests involved 10 evaluators divided into physiotherapists and developers. The results were analyzed using the SUS scale (System Usability Scale). **Results:** The answers obtained in the SUS questionnaire showed a score of 81 in the physiotherapists' evaluation and 81 in the system developers' evaluation. Both values classify the system as excellent. Games can be a very useful tool with great potential for use in balance training and rehabilitation. **Conclusion:** The system developed can bring about a significant improvement in treatments, as well as helping the therapist by increasing the possibilities of techniques applied, achieving greater patient permanence during treatment.

Keywords: Postural balance, Software Testing, Gametherapy, Postural balance training.

[1] Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes (UMC), Mogi das Cruzes - SP.

SUBMETIDO EM: 10/2023 | **ACEITO EM: 1/2024** | **PUBLICADO EM: 8/2024**

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

RESUMEN

Objetivo: Desarrollar juegos computarizados para entrenar el equilibrio postural en personas mayores, abordando el movimiento laterolateral, anteroposterior y una combinación de ambos, utilizando para la interacción una plataforma de fuerza inclinada. **Métodos:** Este estudio desarrolló tres juegos controlados por una plataforma de fuerza biaxial para entrenar el equilibrio en personas mayores. Cada juego se centra en movimientos específicos siendo lateral, anteroposterior y una combinación de ambos. La plataforma permite la interacción con el juego desplazando la presión que ejerce el jugador. El desarrollo de los tres juegos se realizó utilizando software de desarrollo de juegos. Para las pruebas participaron 10 evaluadores, divididos en fisioterapeutas y desarrolladores. Los resultados se analizaron mediante la escala SUS (System Usability Scale). **Resultados:** Las respuestas obtenidas en el cuestionario del SUS presentaron puntuación de 81 en la evaluación de los fisioterapeutas y 81 en la evaluación de los desarrolladores de sistemas. Ambos valores califican al sistema como excelente. Los juegos pueden ser una herramienta muy útil y con gran potencial para el entrenamiento y la rehabilitación del equilibrio. **Conclusión:** El sistema desarrollado puede traer una mejora significativa en los tratamientos, así como ayudar al terapeuta aumentando las posibilidades de las técnicas aplicadas, logrando una mayor retención del paciente durante el tratamiento.

Palabras clave: Equilibrio postural, Pruebas de Software, Gametoterapia, Entrenamiento del equilibrio postural.

INTRODUÇÃO

Para uma rotina saudável o equilíbrio postural é um dos fatores mais importantes, sendo necessário para movimentação com segurança dos seres humanos (THOMAS E, et al., 2019). Com isso o equilíbrio postural pode ser definido como uma habilidade motora complexa e derivada da interação de múltiplos processos sensório-motores (LEIRÓS-RODRÍGUEZ V, et al., 2019). As respostas neuromusculares visam garantir que o centro de gravidade (CG) do corpo seja mantido dentro da base de suporte (área formada pelos membros inferiores) (ZATSIORSKY VM, 2002; WINTER DA, 2009). Segundo estudos, o avanço da idade pode comprometer o equilíbrio postural através da degeneração do sistema mecânico, sistema esquelético, sistema muscular, degradações mentais e físicas (AZARPAIKAN A e TORBATI HT, 2018). Por conta disso, uma em cada três pessoas acima de 65 anos sofrem quedas ao longo do ano, causando lesões, traumas ou até mesmo óbito (WINGERTER DG, et al., 2020).

Uma forma de prevenção de quedas é a melhora do equilíbrio ortostático por meio de treinamento baseado em estímulos normalmente gerados por dispositivos, tais como o wobble board (CHIARAMONTE R, et al., 2022; SILVA ARF, et al., 2020). Outro dispositivo utilizado, são as plataformas de força com rotação, responsáveis pelo fortalecimento da musculatura dos membros inferiores, melhora da propriocepção e melhora na ativação muscular (DISTEFANO LJ, et al., 2010). Outro recurso é o uso da realidade virtual, que simula atividades de treinamento do equilíbrio, aumenta a mobilidade e reduz o medo de quedas (CHEN Y, et al., 2021). Com isso o treinamento do equilíbrio baseado em jogos computadorizados pode melhorar a motivação do paciente, elevando a capacidade desse treinamento (ACMS, 2010; MARTINHO D, et al., 2020).

Neste sentido, artigos que utilizaram equipamentos para o estudo do controle postural foram selecionados, como o estudo de Bessa NPOS, et al. (2020) que avaliou a precisão da placa Wii balance board para avaliar o equilíbrio. Contudo, o tamanho reduzido da base de suporte Wii balance board causa um aumento da oscilação corporal do paciente (BESSA NPOS, et al., 2020), o que pode influenciar na avaliação do equilíbrio unipodal nesse equipamento. Em outro estudo Zahedian-Nasab N, et al., (2021) um protocolo de treinamento com o Kinect foi realizado em 30 pacientes de uma casa de repouso acima de 60 anos de idade.

Em 6 semanas 4 jogos da plataforma de sport do Knect foram utilizados para intervenção dos idosos, enquanto o grupo controle participou apenas das atividades de rotina da clínica de repouso. Como resultado os pacientes que receberam a intervenção melhoraram o equilíbrio e ainda diminuíram os riscos de quedas. Em uma revisão da literatura (ISMAIL NA, et al., 2022) os autores verificaram que a atividade física diária dos idosos aumentaram significativamente nos estudos que utilizaram exergames (jogos que demandam maior esforço físico), também houve melhora do equilíbrio e função cognitiva, além dos participantes gostarem dos jogos, o que aumenta o engajamento.

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

Portanto, devido as necessidades de adequação de exercícios para indivíduos idosos, um sistema de jogos computadorizados controlados por uma plataforma de força com rotação biaxial e diferentes graus de inclinação podem gerar uma personalização no treinamento do equilíbrio desse público. Com isso, o objetivo desse estudo foi o desenvolvimento de jogos computadorizados que permitem o treinamento do equilíbrio postural em idosos para três diferentes tipos de movimentação no equilíbrio (Anteroposterior, laterolateral e livre).

MÉTODOS

Aspectos Éticos

O estudo foi realizado com a opinião de especialistas na área de desenvolvimento de jogos e fisioterapeutas para avaliar a efetividade do estudo. A avaliação não foi realizada com o público-alvo deste estudo (idosos). No entanto, conforme o parágrafo único do artigo 1 da Resolução 510/16 do Conselho Nacional de Saúde, pesquisas de opinião pública com participantes não identificados não serão registradas nem avaliadas pelo CEP/CONEP. Segundo o item XIV do artigo 2 da Resolução 510/16, a pesquisa de opinião pública envolve uma consulta verbal ou escrita para expressar preferências, avaliações ou o sentido atribuído a temas, atuação de pessoas e organizações, ou produtos e serviços, sem a possibilidade de identificação do participante. A avaliação com o público idoso será realizada em uma etapa seguinte deste estudo.

Para personalizar o treinamento do equilíbrio em idosos, os autores desenvolveram três jogos computadorizados controlados por uma plataforma de força biaxial. Cada jogo é controlado pela descarga de massa diferentes eixos (laterolateral e anteroposterior), dessa forma, o treinamento do equilíbrio pode ser adaptado para cada pessoa. Os jogos foram conectados à uma plataforma de força com inclinação controlada, desenvolvida por (ISHIZAKI MT, et al., 2022). Esse equipamento possibilita coletar a descarga de massa e ainda alterar sua inclinação para frente, para trás, para direita e esquerda. O dispositivo possui 8 sensores posicionados entre duas placas, a partir disso pode-se realizar a movimentação dos avatares.

Para facilitar o acesso aos jogos desenvolvidos, foi criado uma interface de acesso com a função de clicar e acionar os botões na tela do monitor, responsáveis por direcionar o jogador ao jogo desejado. A interface inicial foi desenvolvida utilizando uma ferramenta do motor gráfico Unity chamado Canvas. Esse sistema é capaz de compor uma cena com botões, e atribuir a cada um deles a função de acionamento, permitindo acessar o jogo selecionado ao ativar o seu respectivo botão (**Figura 1**).

Figura 1 - Diagrama da interface inicial;



Fonte: Moura LA, et al., 2024.

Jogo 1

No primeiro jogo desenvolvido, o objetivo do jogador é utilizar uma prancha localizada na parte inferior da tela (**Figura 2a**) para rebater uma bola (**Figura 2b**) na direção de uma série de blocos (**Figura 2c**) localizados na parte superior da tela. Para controle da prancha o jogador deve realizar movimentos laterolaterais sobre a plataforma de força (**Figura 2d**).

Jogo 2

No segundo jogo, o jogador deve controlar um pássaro que se move em velocidade constante (**Figura 2e**) e ultrapassar o máximo de obstáculos possíveis localizados adiante do pássaro (**Figura 2f**), quanto mais

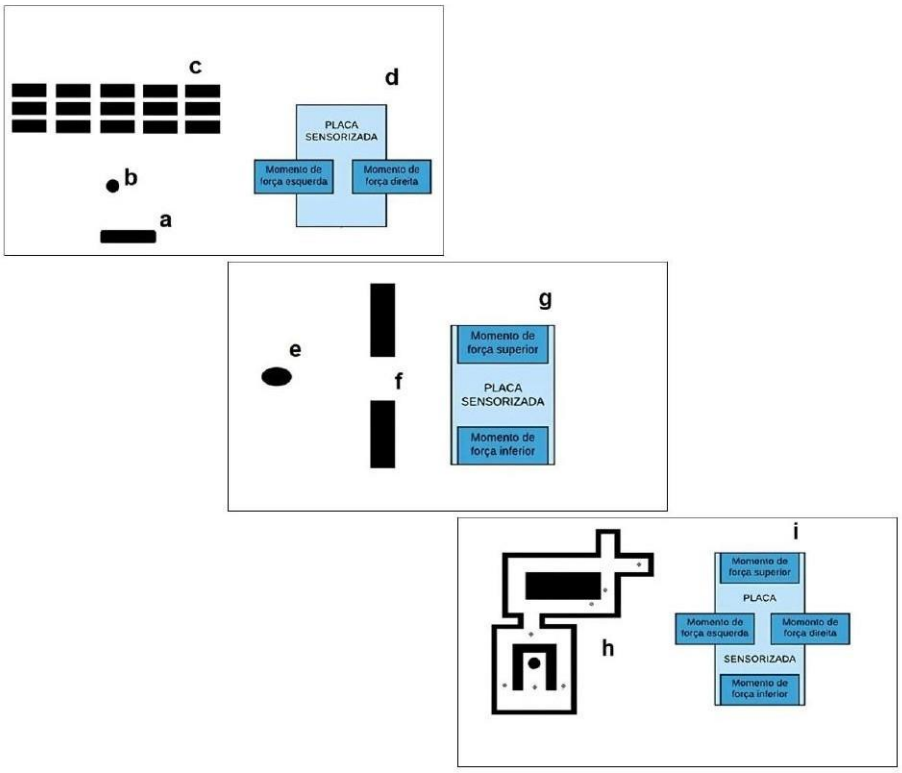
Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

obstáculos ultrapassados mais pontos são recebidos. O controle do pássaro é realizado através do movimento anteroposterior realizado sobre a plataforma (**Figura 2g**).

Jogo 3

Por fim, no terceiro jogo, o jogador controla uma esfera em um labirinto 3D e coleta cristais durante o trajeto (**Figura 2h**). O objetivo é coletar todos os cristais dispostos no menor tempo possível, após coletado os pontos e o tempo são registrados no perfil do jogador. O controle da esfera pode ser realizado com a combinação de ambos os movimentos, tanto em laterolateral quanto em anteroposterior (**Figura 2i**).

Figura 2 - Prototipagem de desenvolvimento; a) Prancha responsável por rebater a bola; b) Bola lançada na direção dos blocos; c) Blocos que serão quebrados; d) Acionamento na plataforma de força para movimentação do jogo em laterolateral; e) Avatar com objetivo de ultrapassar os obstáculos; f) Obstáculos; g) Acionamento na plataforma de força para movimentação do jogo em Anteroposterior; h) Cenário do jogo 3; i) Acionamento na plataforma de força para movimentação do jogo em Anteroposterior e laterolateral.



Fonte: Moura LA, et al., 2024.

Validação dos jogos

Para testar a usabilidade do sistema computadorizado foi aplicado o teste de usabilidade (Escala SUS) (NIELSEN J, 2020). Essa avaliação se deu por meio de questionários específicos baseados nas formações dos avaliadores. Seguindo a NBR ISO/IEC 9126-1 (ABNT, 2001) para validar os jogos, foram adotados os princípios de utilização de questionários propostos por Brooke J (1986), denominados System Usability Scale

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

(SUS). A escala SUS apresenta ótima consistência de resultados para testes com tamanhos relativamente pequenos de amostra (TULLIS TS e STETSON JN, 2004). Para tanto, foram convidados 10 avaliadores divididos em 2 grupos, o grupo 1 composto por 5 fisioterapeutas, com o foco de avaliar se o sistema propõe melhorar o equilíbrio postural, e o grupo 2 composto de 5 desenvolvedores para avaliar a usabilidade do sistema.

Essa abordagem multidisciplinar visou obter as opiniões de diversos ângulos da aplicação do sistema. Para melhor comodidade dos avaliadores o sistema foi demonstrado com a gravação de um vídeo com o sistema funcionando para cada jogo. Na filmagem foram abordadas quatro visões diferentes da plataforma de força. A câmera 1 filmou a visão frontal, a câmera 2 filmou a visão obliqua, a câmera 3 filmou a visão posterior e a câmera 4 filmou uma visão lateral. Em seguida, os vídeos foram editados de forma a apresentar os quatro pontos de vista ao mesmo tempo e enviados para os especialistas junto com o questionário.

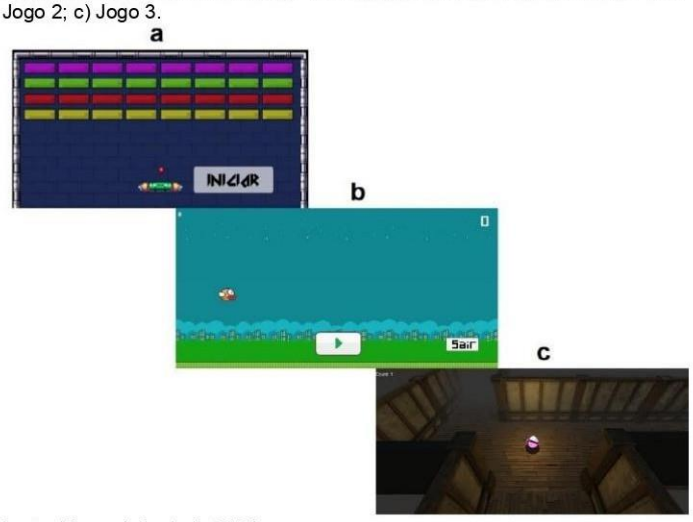
Análise de dados

O questionário aplicado segue uma determinada lógica, onde metade das declarações devem ser redigidas de forma positiva e a outra de forma negativa. Para os itens 1, 3, 5, 7 e 9, a contribuição da pontuação é a posição da escala marcada pelo participante menos um. Para os itens 2, 4, 6, 8 e 10, a contribuição equivale a 5 subtraído da posição marcada. Em seguida foi multiplicado a soma das pontuações por 2,5 para obter a pontuação geral do SUS. O SUS apresenta ótima consistência de resultados para testes com tamanhos relativamente pequenos de amostras, identificando preferências e problemas através desse sistema com 80% de precisão. Isso é possível pelo uso de ambas as declarações positivas e negativas com as quais os participantes devem avaliar seu nível de concordância (TULLIS TS e STETSON JN, 2004). Após obter o valor de cada avaliador, foi realizado a média entre eles, sendo o valor final aplicado dentro de uma escala que pode ser uma pontuação de aceitabilidade.

RESULTADOS

O primeiro jogo desenvolvido (**Figura 3a**) foi utilizado com o intuito de estimular o treinamento do equilíbrio em laterolateral (eixo X). Já o segundo jogo (**Figura 3b**), introduz o trabalho em anteroposterior (eixo Y). Por fim o terceiro jogo (**Figura 3c**), faz a combinação dos movimentos anteroposterior e laterolateral, com o avatar percorrendo ambos os eixos.

Figura 3 - Jogos de treinamento do equilíbrio desenvolvidos; a) Jogo 1; b) Jogo 2; c) Jogo 3.

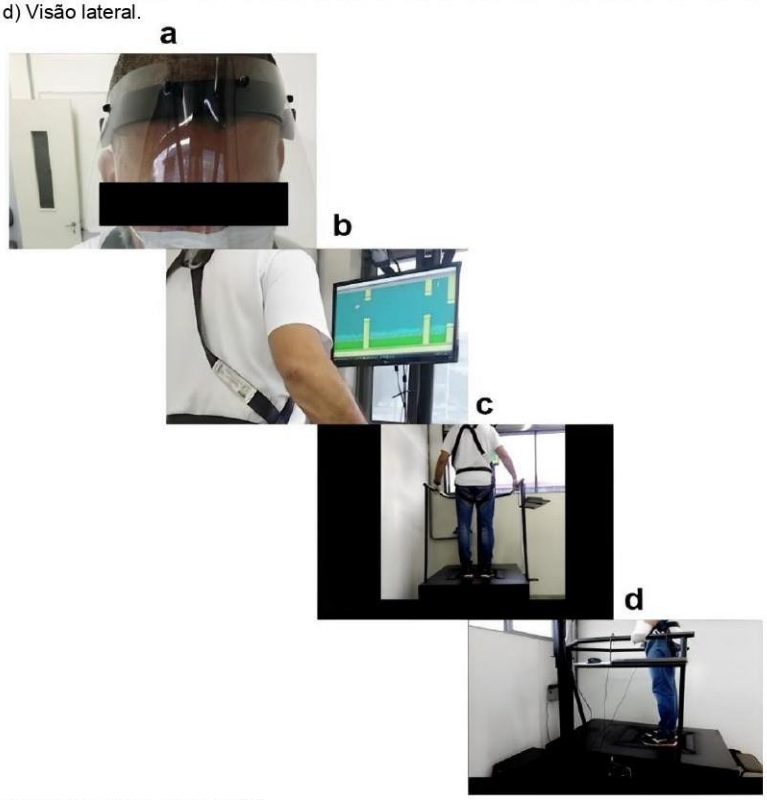


Fonte: Moura LA, et al., 2024.

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

Após o desenvolvimento dos jogos e sua implementação na plataforma de força, foi realizado o teste para validação do sistema, onde ele foi demonstrado com a gravação de um vídeo para melhor comodidade dos avaliadores. A câmera 1 filmou a visão frontal (**Figura 4a**), a câmera 2 filmou a visão oblíqua (**Figura 4b**), a câmera 3 filmou a visão posterior (**Figura 4c**) e a câmera 4 filmou uma visão lateral (**Figura 4d**).

Figura 4 - Gravação do jogo 2; a) Visão frontal; b) Visão obliqua; c) Visão posterior; d) Visão lateral.



Fonte: Moura LA, et al., 2024.

Após realizar a análise de dados das respostas dos avaliadores com aplicação do questionário para análise do sistema utilizando a escala SUS, a avaliação dos fisioterapeutas e desenvolvedores alcançaram uma média de 81 pontos pela escala SUS. Foi analisada a média individual das pontuações das questões da Escala SUS respondido pelos fisioterapeutas. Nele observa-se que 8 das 10 questões obtiveram pontuação muito superior à média descrita anteriormente, entretanto a questão número 8 apresentou uma pontuação abaixo da média (**Figura 5a**).

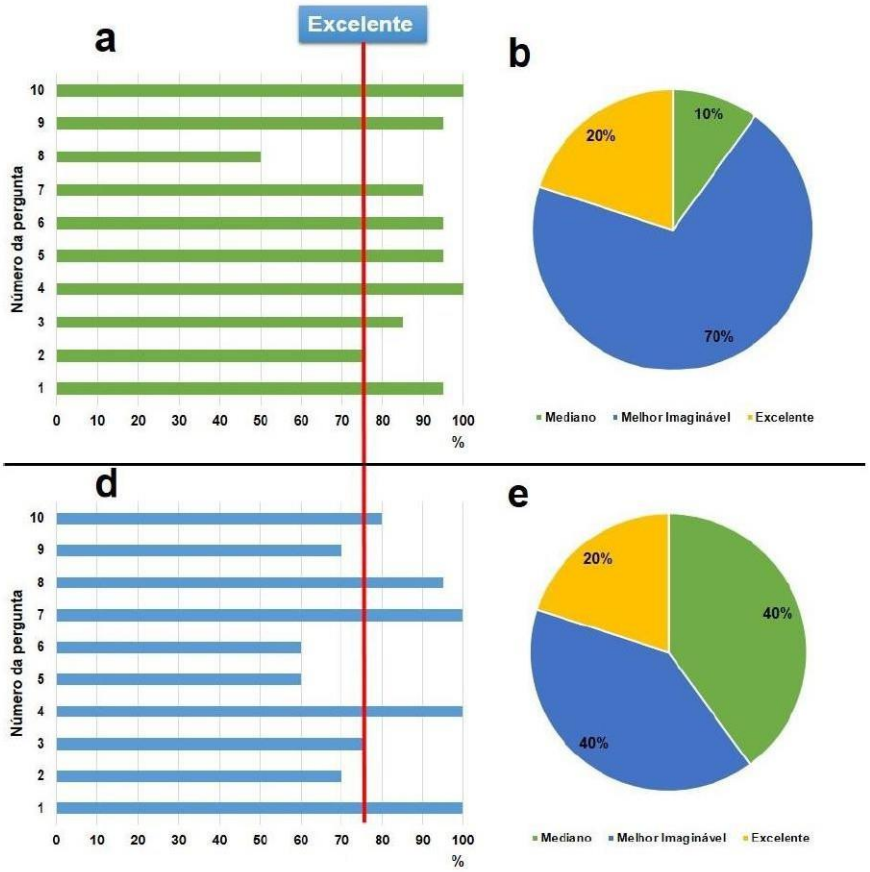
Na **Figura 5b** é ilustrado o percentual de classificação da escala SUS avaliada pelos fisioterapeutas, foi observado uma maioria na classificação “Melhor Imaginável” com 70% das questões classificadas neste intervalo de classe. O destaque negativo foi um percentual de “mediano” em 10%, relativo a questão número 8 - “O jogo não é capaz de processar e responder durante a execução de suas funções básicas”.

Para análise dos desenvolvedores, na **Figura 5d** é ilustrado a média individual das pontuações das questões da Escala SUS respondido pelos desenvolvedores de sistema. Nele observa-se que 6 das 10

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

questões obtiveram pontuação superior à excelente, entretanto 4 das 10 questões apresentaram pontuação menor que a média. Quando analisado os percentuais de classificação individual por questões em cada um dos grupos (desenvolvedores e fisioterapeutas). Observou-se que 40 % dos componentes (representativos de cada uma das questões) como "Melhor Imaginável", este sendo o maior percentual geral juntamente com "Bom" também com 40 % das avaliações (**Figura 5c**).

Figura 5 - a) Média de cada questão para avaliação dos fisioterapeutas; **b)** Percentual de classificação para avaliação dos fisioterapeutas; c) Média de cada questão para avaliação desenvolvedores; d) Percentual de classificação para avaliação dos desenvolvedores.



Fonte: Moura LA, et al., 2024.

DISCUSSÃO

Neste estudo, foram criados três jogos digitais utilizando um software de desenvolvimento de jogos. Estes jogos foram integrados com uma plataforma de força, proporcionando aos indivíduos a oportunidade de experienciar desafios e obstáculos de maneira segura. Este enfoque segue a linha de pesquisa de outros estudos, como o trabalho de Eggenberger P, et al. (2016), que também empregaram o mesmo software no desenvolvimento de um jogo para treinamento de equilíbrio em idosos, e o estudo conduzido por Sun PC, et

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

al. (2023), que utilizou uma plataforma de força para treinar o equilíbrio em idosos de forma cuidadosa e controlada. O presente estudo concentrou-se na criação de jogos voltados para o treinamento do equilíbrio, que foram integrados a uma plataforma de força com capacidade de controlar a inclinação. Essa plataforma foi empregada para manipular os avatares nos jogos, permitindo a execução de diversos protocolos. Diferentes ângulos de inclinação foram utilizados, desafiando os pacientes a manterem seu equilíbrio através de movimentos anteroposteriores e laterolaterais.

A realização desses movimentos visa melhorar a capacidade do indivíduo, uma vez que promove o treinamento do sistema sensorial e motor. Um dos fatores que influenciam no equilíbrio postural é a estabilidade da articulação do tornozelo, conforme destacado por Terada M, et al. (2014). Movimentos como a flexão plantar e a dorsiflexão desempenham um papel significativo nesse contexto, influenciando os movimentos anteroposteriores e laterolaterais. Vários músculos, como o gastrocnêmico medial e o tibial anterior, participam desse sistema (GALDINO TR e KNEUBUEHLER PA, 2018), e esses componentes têm um impacto direto na manutenção do equilíbrio postural (SPINK RJ, et al., 2010).

A necessidade de movimentação por parte do indivíduo para controlar os jogos confere a eles um caráter dinâmico, proporcionando a oportunidade de treinar tanto o ajuste postural compensatório quanto o ajuste postural antecipatório. Essa interatividade dos jogos é um diferencial significativo, uma vez que permite que os participantes se envolvam ativamente no treinamento do equilíbrio.

Além disso, os jogos estão equipados com um sistema de pontuação e registro de tempo, possibilitando a avaliação do progresso do indivíduo ao longo das sessões de gameterapia. Cada jogo foi cuidadosamente desenvolvido para se concentrar em movimentos específicos, diferentemente dos jogos comerciais que, muitas vezes, não podem ser adaptados, tornando-os inacessíveis para alguns participantes (WHYATT C, et al., 2015). De acordo com a literatura (BANGOR A, et al., 2009), os resultados de ambos os grupos são classificados como um B. Também é declarado que, pontuações entre 53 e 73.5 são consideramos como “Bom” e pontuação entre 74 e 85,5 são considerados como “Excelente”. Sendo assim, pode-se legitimar que para ambos os grupos de avaliadores o sistema computadorizado é considerado “Excelente”.

De acordo com os fisioterapeutas, o sistema também foi considerado excelente, mostrando que ele pode ser validado (TULLIS TS e STETSON JN, 2004). Observando os resultados, verificou-se que as questões de número 1 e 4, foram classificados como melhor imaginável, essas perguntas tinham como objetivo verificar se os jogos realizavam corretamente os movimentos para treinamento do equilíbrio. Isso corrobora para que haja efeito positivo em treinamentos, pois o movimento correto gera melhores resultados (KISNER C, et al., 2021), esses fatores combinados com a gameterapia podem também gerar a melhoria no treinamento do equilíbrio postural comparado a métodos convencionais.

Isso reforça a resposta para a questão de número 10, referente a uso do sistema proposto pelos profissionais em seus pacientes, que teve como resultado um percentual de 100%, sendo considerado melhor imaginável. Com isso a satisfação dos fisioterapeutas com o sistema proposto foi de 100%, aumentando a confiabilidade do método desenvolvido para treinamento do equilíbrio postural, já que a partir da aprovação de especialista o sistema pode ser confiável para ser utilizado sendo validado (NIELSEN J, 2020).

Para esse método, utilizando o dispositivo juntamente aos jogos desenvolvidos, os especialistas afirmam que precisam de ajuda técnica para utilização do sistema, porém todos os resultados foram analisados através de vídeo, portanto a precisão do sistema não pode ter ficado claro, justificando a baixa pontuação para esta questão. A utilização da plataforma pode de alguma forma lesionar os participantes, porém os fisioterapeutas ficaram satisfeitos com a aplicação do sistema de segurança, esse sistema pode aumentar a confiabilidade dos usuários a realizar o treinamento.

Outro fato pontuado foi a capacidade do sistema motivar o treinamento através do método de gameterapia, segundo os profissionais da área da saúde o jogo pode atrair o interesse dos usuários e motivar para realização do treinamento do equilíbrio postural (CODISH D e RAVID G, 2015). Por fim o resultado para utilização com frequência do sistema de gameterapia um percentual de 95%, pois além da gameterapia, ela pode ser combinada a outros sistemas convencionais, o que pode trazer melhores resultados aos pacientes

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

(MULLAN SM, et al., 2023). Através dos resultados obtidos pelos desenvolvedores, observou-se que 4 questões foram melhor imaginável, a questão de número 1 - "o jogo era capaz de atrair o interesse do usuário para uma utilização". Esse resultado corrobora com estudo de Codish D e Ravid G (2015), onde os jogos que apresentam um ambiente lúdico podem atrair a atenção dos usuários, desse modo, proporcionando uma melhora mais rápida do equilíbrio atuando nos ajustes posturais, beneficiando a saúde de adultos idosos diminuindo o risco de quedas (FRANCIULLI PM, et al., 2016; MORRISON S, et al., 2017).

De acordo com a questão de número 4, o jogo obtém tarefas e objetivos que são capazes de ser concluídas, o que pode gerar competitividade do usuário trazendo maior atração tornando o processo de treinamento do equilíbrio postural mais efetivo (AMRITHA N, et al., 2016). Outra questão com resposta acima da média foi a de número 7- "O jogo possui facilidade em coletar dados", esse resultado pode indicar que conforme o treinamento do equilíbrio acontece, pode-se acompanhar a evolução do paciente, outro fato é o próprio jogador acompanhar seu desempenho proporcionando maior atenção ao treinamento (YOUNG W, et al., 2011).

A questão de número 8 - O jogo não é capaz de processar e responder durante a execução de suas funções básicas", também foi melhor imaginável, com relação a pergunta de número 3 - "o jogo é capaz de prover com precisão os resultados e efeitos corretos conforme o planejado", foi considerado excelente mostrando a confiabilidade no sistema, já que o jogo responde aos comandos que são impostos na plataforma. Além disso a questão de número 2 - "O jogo não é capaz de possibilitar ao usuário fácil operação e controle" foi considerado bom, essa facilidade pode ter influência para a atração do usuário principalmente em adultos mais velhos (NGUYEN TTH, et al., 2015).

As questões de número 5, 6, 9 e 10 são referentes a capacidade do software de evitar falhas, recuperar e modificar dados e obtiveram um bom resultado. Isso pode trazer maior confiabilidade ao sistema, pois, através de um sistema confiável de treinamento ou reabilitação os resultados possuem maior veracidade, com isso a atração e satisfação do usuário pode ser maior. Além disso por ser um sistema de fácil jogabilidade, o sistema é mais adaptável ao público mais idoso.

Durante a avaliação SUS, a combinação de especialistas em desenvolvimento de software e em fisioterapia, trouxe uma ampla avaliação do sistema sobre diferentes pontos de vista. Os resultados mostraram que o sistema apresentou ser simples, amigável, de fácil utilização e totalmente seguro, sem a necessidade de grande interferência na usabilidade. De acordo com a literatura Katsanos C, et al. (2012), a escala SUS é um robusto meio de avaliação, sendo utilizado em uma variedade de sistemas e/ou dispositivos.

CONCLUSÃO

De acordo com os objetivos propostos no presente estudo, a proposta de gameterapia para treinamento do equilíbrio pode ser útil para área da saúde, sendo mais atrativo aos pacientes mais idosos e podendo trazer melhores resultados quando comparados a metodologias convencionais. Observando os resultados, de acordo com os fisioterapeutas, os jogos podem realizar corretamente os movimentos para treinamento do equilíbrio gerando efeito positivo, pois o movimento correto combinado com a gameterapia traz melhorias no treinamento do equilíbrio postural comparado a métodos convencionais. Com relação aos desenvolvedores, os jogos são capazes de atrair a atenção dos usuários, proporcionando uma melhoria em menor tempo do ajuste postural, diminuindo o risco de queda. Para futuras contribuições seria necessário realizar uma análise clínica com o público-alvo, comparando-o com um sistema padrão para verificar a evolução no treinamento do equilíbrio postural.

AGRADECIMENTOS E FINANCIAMENTO

Este trabalho foi apoiado financeiramente pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP, #2017/16292-1) e UMC. Este estudo foi financiado em parte pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 88887.627768/2021-00.

Revista Eletrônica Acervo Saúde | ISSN 2178-2091

REFERÊNCIAS

1. ABNT. NBR ISO/IEC 14598-1 Tecnologia de informação - Avaliação de produto de software - Parte 1: Visão geral. Published online, 2001: 1-14.
2. ACMS. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription.; 2010.
3. AMRITHA N, MAHIMA MM, NAMITHA K, et al. Design and development of balance training platform and games for people with balance impairments. Int Conf Adv Comput Commun Informatics, ICACCI. Published online, 2016; e960.
4. AZARPAIKAN A e TORBATI HT. Effect of somatosensory and neurofeedback training on balance in older healthy adults: a preliminary investigation. Aging clinical and experimental research, 2018; 30(7): e745.
5. BESSA NPOS, et al. Wii Balance Board na avaliação do equilíbrio vertical estático: um estudo de acurácia. Research, Society and Development, 2020; 9(8): e212985665-e212985665.
6. BANGOR A, et al. An empirical evaluation of the system usability scale. Int J Hum Comput Interact. 2008; 24(6): 574.
7. BANGOR A, et al. Determining what individual SUS scores mean: adding an adjective rating scale. J usability Stud, 2009; 4(3): e114.
8. BROOKE J. This document: More Project information and further documents: SUS - A quick and dirty usability scale. Psychol Mark, 1986; 27(10): e1.
9. CHEN Y, et al. Comparison between the effects of exergame intervention and traditional physical training on improving balance and fall prevention in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2021; 18(1): e1.
10. CHIARAMONTE R, et al. Proprioceptive and Dual-Task Training: The Key of Stroke Rehabilitation, A Systematic Review. J Funct Morphol Kinesiol, 2022; 7(3): e53.
11. CODISH D e RAVID G. Detecting playfulness in educational gamification through behavior patterns. IBM Journal of Research and Development, 2015; 59(6): e1.
12. DA SILVA A.R.F, et al. Distribution of mass and center of pressure in dynamic balance presented by an instrumented wobble board. Res. Biomed. Eng., 2020; 36: e501.
13. DISTEFANO LJ, et al. Evidence supporting balance training in healthy individuals: A brief review. J Cardiopulm Rehabil Prev, 2010; 30(2): e139.
14. EGGENBERGER P, et al. Exergame and balance training modulate prefrontal brain activity during walking and enhance executive function in older adults. Front Aging Neurosci. 2016; 8(APR): e1.
15. FERNIE GR, et al. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. Age Ageing. 1982; 11(1): e11.
16. Franciulli PM, et al. Balance and antecipatory postural adjustments in elderly fallers: effects of kinesiotherapy and virtual rehabilitation. Acta Fisiátrica, 2016; 23(4): e191.
17. GALDINO TR e KNEUBUEHLER PA. Análise comparativa do movimento de extensão de joelho na cadeira extensora, associado à dorsiflexão ou flexão plantar do tornozelo durante treinamento de hipertrofia em mulheres. RBPFEX-Revista Brasileira De Prescrição E Fisiologia Do Exercício, 2018; 12(73): e130.
18. ISHIZAKI MT, et al. Development of a dynamic balance analysis and training system through posturography in a bipodal force platform with biaxial rotation. Research on Biomedical Engineering, 2022; 1(17).
19. ISMAIL NA, et al. Physical activity and exergames among older adults: A scoping review. Games for Health Journal, 2022; 11(1): e1.
20. Katsanos C, et al. Perceived usability evaluation of learning management systems: A first step towards standardization of the system usability scale in Greek. Proc 2012 16th Panhellenic Conf Informatics, PCI 2012. Published online 2012; 302(307).
21. KISNER C, et al. Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas. [Digite o Local da Editora]: Editora Manole, 2021; E-book. ISBN 9786555765670.
22. LAVARDA MD, et al. An Exergame System Based on Force Platforms and Body Key-point Detection for Balance Training. IEEE, 2016; 978(1): e4577.
23. LEIRÓS-RODRÍGUEZ V, et al. Analyzing the use of accelerometers as a method of early diagnosis of alterations in balance in elderly people: A systematic review. Sensors, 2019; 19(18): e3883.
24. MARTINHO D, et al. A systematic review of gamification techniques applied to elderly care. Artificial Intelligence Review, 2020; 53(7): e4863.
25. MORRISON S, et al. Supervised Balance Training and Wii Fit e Based Exercises Lower Falls Risk in Older Adults with Type 2 Diabetes. Journal of the American Medical Directors Association, 2017; e1.

26. MULLAN SM, et al. Predicting use of a gait-stabilizing device using a Wii Balance Board. PloS one, 2023; 18(10): e0292548.
27. NGUYEN TTH, et al. Impact of serious games on health and well-being of elderly: a systematic review. 2017.
28. Nielsen J. Why You Only Need to Test with 5 Users. Jakob Nielsens Alertbox. doi: http://www.useit.com/alertbox/20000319.html.
29. SPINK, M. J, et al. Foot and ankle strength assessment using hand-held dynamometry: reliability and age-related differences. Gerontology, 2010; 56(6): e525.
30. SUN, P. C., KAO, C. Y., KAO, C. L., & WEI, S. H. (2023). "Interactive Game-Based Platform System for Assessing and Improving Posture Control in the Elderly." Bioengineering (Basel, Switzerland), 10(11), 1291. https://doi.org/10.3390/bioengineering10111291.
31. TERADA, M, et al. The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. Gait & posture, 2014; 40(1): e193.
32. THOMAS E, et al. Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. Medicine, 2019; 98(27).
33. TULLIS TS e STETSON JN. A Comparison of Questionnaires for Assessing Website Usability ABSTRACT: Introduction. Usability Prof Assoc Conf. Published online, 2004: e1.
34. WHYATT C, et al. A Wii Bit of Fun: A Novel Platform to Deliver Effective Balance Training to Older Adults. Games Health J, 2015; 4(6): e423.
35. WILLIAM Y, et al. Assessing and training standing balance in older adults: A novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board, Gait & Posture, 2011; 33(2): e303.
36. WINGERTER DG, et al. Mortalidade por queda em idosos: uma revisão integrativa. Revista Ciência Plural, 2020; 6(1): e119.
37. WINTER DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition.; 2009.
38. ZAHEDIAN-NASAB N, et al. Effect of virtual reality exercises on balance and fall in elderly people with fall risk: a randomized controlled trial. BMC geriatrics, 2021; 21: e1.
39. ZATSIORSKY VM. Kinetics of Human Motion.; 2002. http://books.google.com/books?id=wp3zt7oF8a0C&pgis=1.

6 CARTA DE REGISTRO, CERTIFICADO E PRODUÇÃO TÉCNICA - SOFTWARE: *WATERFALLS BALANCE*

O *WaterFalls Balance* é um jogo projetado para realizar a coleta de dados nos participantes da pesquisa, assim gerar maior interação através do ambiente lúdico, com intuito de trazer resultados assertivos para o teste.

Com isso, o *software* utiliza um óculos de realidade virtual para ser jogado, além disso, ele é integrado ao dispositivo de coleta, sendo sincronizado com eles, disponibilizando dados como pontuação onde o jogador pode acompanhar a sua evolução através do tempo. Além disso, é possível replicar o *WaterFalls Balance* por meio do código fonte, desenvolvido na plataforma motor Unity 3D com linguagem de programação C#.

Anexo A: Certificado e produção técnica referente do aplicativo *WaterFalls Balance*.

7 PRODUÇÃO TÉCNICA - SOFTWARE: *DASHPLATE*

DashPlate é um *software* desenvolvido para realizar a integração, visualização e gerenciamento de dados adquiridos durante testes de equilíbrio postural com realidade virtual. Ele foi projetado para oferecer uma interface automatizada, permitindo o monitoramento e a análise sincronizada de sinais provenientes de múltiplos dispositivos, como EEG, EMG e sensores de força (COP).

O sistema facilita a organização dos dados por participante, condição experimental e sessão, possibilitando a exportação estruturada para análise estatística. O software foi desenvolvido em linguagem Python e pode ser replicado a partir de seu código-fonte.

8 ARTIGO EM FASE DE REDAÇÃO

Artigo: Desenvolvimento de um sistema sincronizado para análise do controle postural e correlação dos dados.

Artigo completo: *Biomedical Physics & Engineering Express.*

Estrato Qualis Engenharia IV: A4

Anexo B: Normas de submissão da revista.

Fator de impacto: 1,3

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA SINCRONIZADO PARA ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL E CORRELAÇÃO DOS DADOS

Luan de Almeida Moura *, Terigi Augusto Scardovelli, Mariana da Palma Valério, Higor Barreto Campos, Matheus Leonardo Alves de Camargo, Thiago Yukio Murayama Yasue, Enzo Giovanni Menegatti, Lucas Milanez Spinosa, Silvia Cristina Martini, Robson Rodrigues da Silva, Silvia Regina Matos da Silva Boschi, Tabajara de Oliveira Gonzalez e Alessandro Pereira da Silva

RESUMO

O estudo investiga o controle postural por meio da integração de sinais de EEG, EMG e COP em uma plataforma de força inclinável com realidade virtual. A proposta inclui o *retrofitting* do sistema e a análise das correlações entre variáveis corticais, musculares e posturais sob diferentes perturbações sensoriais, visando aprimorar a avaliação e prevenção de quedas. A plataforma foi adaptada com sensores de COP, EMG, EEG e ambiente virtual imersivo, sincronizados por microcontroladores. Dez voluntários participaram de um protocolo gamificado com perturbações posturais. Os dados foram processados e organizados automaticamente para análise integrada. A plataforma apresentou melhorias mecânicas e eletrônicas significativas, proporcionando maior estabilidade, precisão e segurança nos testes. A sincronização dos sinais permitiu análises integradas em tempo real do controle postural. As correlações revelaram padrões distintos de ativação cortical e muscular conforme o tipo de estímulo ou desafio. O estudo demonstrou que o controle postural depende da interação entre atividade cortical, resposta muscular e estímulos sensoriais. As bandas delta, theta e alfa foram associadas a melhor desempenho, enquanto a beta refletiu maior exigência postural. Esses achados reforçam o potencial de sistemas integrados EEG-EMG-COP para aplicações em reabilitação e prevenção de quedas.

Palavras-chave: Plataforma de força, Eletromiografia, Eletroencefalografia, Centro de pressão, Realidade virtual, Correlação.

INTRODUÇÃO

O equilíbrio postural é crucial para a realização de atividades cotidianas e a prevenção de quedas, especialmente em ambientes dinâmicos. Manter o equilíbrio na posição ortostática representa um desafio, envolvendo uma interação complexa entre fatores fisiológicos, biomecânicos e sensório-motores (POLLOCK; R DURWARD; P PAUL, 2000).

A avaliação do controle postural tem evoluído com o desenvolvimento de ferramentas precisas, como plataformas de força que medem o deslocamento do centro de pressão (COP), um parâmetro crítico que reflete a oscilação postural (CLARK et al., 2010). Além disso, a eletromiografia (EMG) tem se consolidado como uma ferramenta eficaz para monitorar a atividade muscular durante ajustes posturais, como o ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (CPA), essenciais para a manutenção do equilíbrio (GEBEL; LÜDER; GRANACHER, 2019; KAEWMANEE; LIANG; ARUIN, 2020). O uso integrado de EEG (eletroencefalograma) permite investigar a atividade cortical durante o controle postural, fornecendo insights sobre os processos neurais subjacentes (CODISH; RAVID, 2015; FABRE et al., 2020).

Além das abordagens tradicionais de avaliação, a gameterapia tem se mostrado uma ferramenta promissora para a reabilitação e avaliação do equilíbrio. A realidade virtual (RV) permite criar ambientes controlados e imersivos que estimulam múltiplos canais sensoriais, potencializando os processos cognitivos, como atenção e memória, e melhorando a adaptação postural (HURYN et al., 2010; LAUDANI et al., 2021). O uso combinado de EEG, EMG, COP e RV tem potencial para oferecer uma avaliação mais completa do controle postural, permitindo o desenvolvimento de estratégias de prevenção de quedas.

Com isso, este estudo teve por objetivo principal investigar as interações entre a atividade cortical, muscular e postural em condições dinâmicas, utilizando tecnologias integradas para avaliar o controle postural. Isso foi realizado através de um *retrofitting* de uma plataforma de força inclinável (ISHIZAKI et al., 2022) integrando sistemas de aquisição de sinais eletrofisiológicos (EEG e EMG) sincronizados ao centro de pressão (COP), e aplicando estímulos em ambiente de realidade virtual. Utilizando a o sistema desenvolvido foi possível analisar as correlações entre variáveis

corticais, musculares e posturais durante diferentes condições sensoriais e perturbações de equilíbrio.

MATERIAIS E MÉTODOS

Estrutura e Adaptações da Plataforma

A plataforma de força utilizada neste estudo foi desenvolvida por Ishizaki et al. (2022). Para este trabalho foram realizadas adaptações que visam permitir a coleta integrada de dados biomecânicos, eletromiográficos e eletroencefalográficos. As adaptações mecânicas incluíram a instalação de fusos trapezoidais com passo de 3 mm. Para converter o movimento rotacional dos motores em movimento de inclinação da base, foram inseridas castanhas de bronze nos fusos e buchas de bronze nos atuadores, para garantir o paralelismo do conjunto. Devido à redução do passo, foi necessário aumentar a velocidade de rotação dos motores. Para isso, foram utilizados drivers DM860H e fontes de 48V/10A, uma para cada motor. Com foco na segurança do sistema, foram implementados encoders ópticos acoplados a discos impressos em PLA, os quais monitoram a rotação dos motores. Caso um dos motores pare de girar, o sistema interrompe automaticamente o funcionamento, prevenindo falhas assimétricas de inclinação.

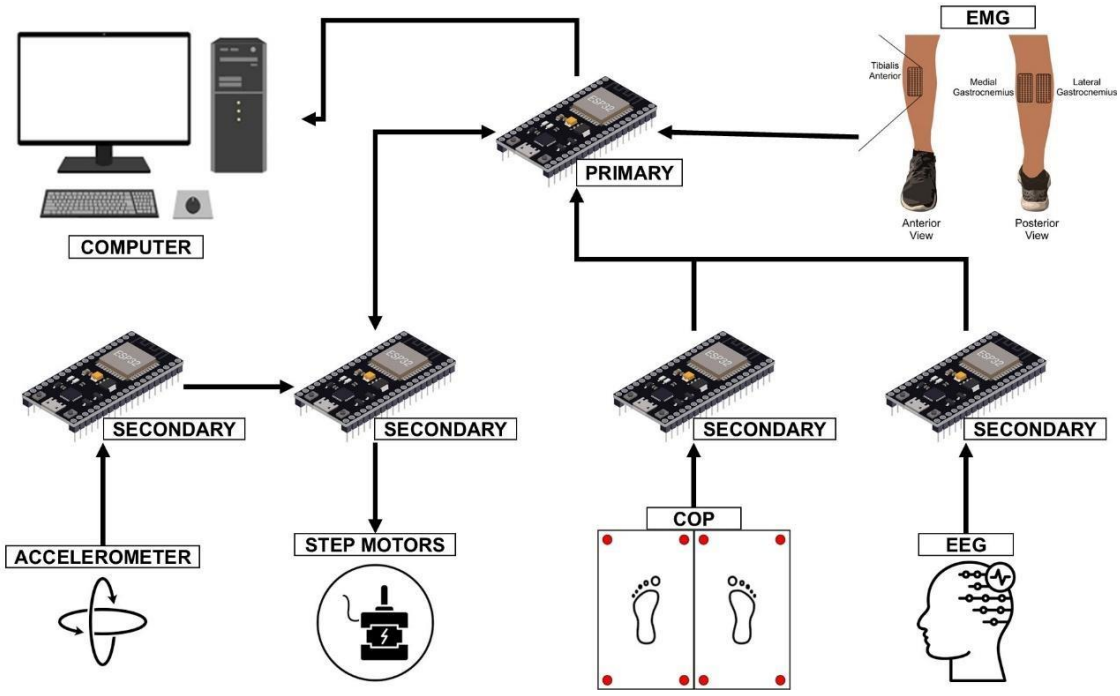
Sistema de Avaliação e Coleta

Para a coleta de dados de equilíbrio, foram utilizadas oito células de carga dispostas sob as placas da plataforma, nas quais o participante se posiciona, sendo responsáveis pela leitura do centro de pressão (COP). A atividade muscular foi registrada por meio de um eletromiógrafo SAS 2000 de 12 canais (EMG System do Brasil), enquanto a atividade cortical foi monitorada com um leitor EEG desenvolvido com o módulo TGAM da NeuroSky, integrado a um microcontrolador ESP32 para aquisição dos sinais brutos. Para estimular o equilíbrio dos participantes, foi incorporado ao sistema um Oculus Rift de realidade virtual (VR), permitindo a aplicação de um jogo interativo com feedback postural.

Integração e Sincronia dos Dispositivos

Para garantir a sincronia entre os diferentes dispositivos e atender ao critério de Nyquist, os sinais foram adquiridos a uma taxa de amostragem de 1000 Hz. Cada subsistema foi controlado por um microcontrolador ESP32, formando uma rede Wi-Fi com comunicação do tipo coordenada. O microcontrolador responsável pela leitura do sinal de EMG foi configurado como nó primário, sendo o único a se comunicar com o microcomputador central via porta serial, utilizando uma taxa de transmissão de 1.228.800 bps. Já os microcontroladores do nó secundário foram organizados da seguinte forma: dois módulos ESP32 enviam os sinais de COP e EEG ao nó primário, enquanto outro ESP32 transmite os dados de acelerometria, obtidos de um quarto ESP32, e recebe dele os comandos destinados aos motores de passo responsáveis pela inclinação da plataforma. O esquema ilustrado na Figura 1 detalha a comunicação entre esses microcontroladores.

Figura 23 – Esquema de ligação dos microcontroladores.

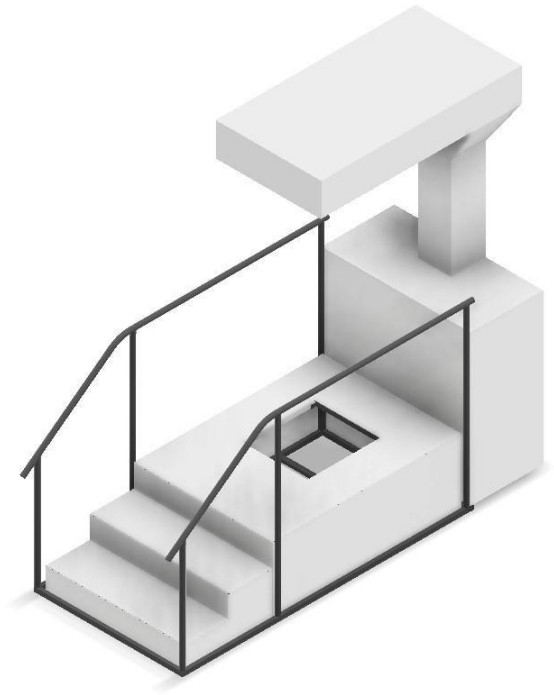


A escolha da linguagem C para o desenvolvimento dos firmwares ocorreu devido à sua superior eficiência no manuseio dos dados em tempo real, em comparação com outras linguagens, como Python.

Estrutura Física e Segurança

Para garantir a integridade física dos participantes, foi desenvolvida uma estrutura de segurança composta por tubos retangulares de aço (30x40 mm e 3 mm de espessura). Essa estrutura foi dividida em módulos: uma escada de acesso conforme norma NBR 9050, uma carenagem de proteção para isolamento mecânico e eletrônico, e uma coluna com um sistema de vestimenta de segurança fixada, que sustenta o corpo do participante em caso de desequilíbrio. As superfícies foram revestidas com chapas de ACM branco fosco de 3 mm, conferindo robustez e organização ao sistema. A proposta dessa estrutura está ilustrada na Figura 2 com o espaço destinado à plataforma vazio no centro.

Figura 24 – Proposta para estrutura de segurança da plataforma.



Protocolo Experimental

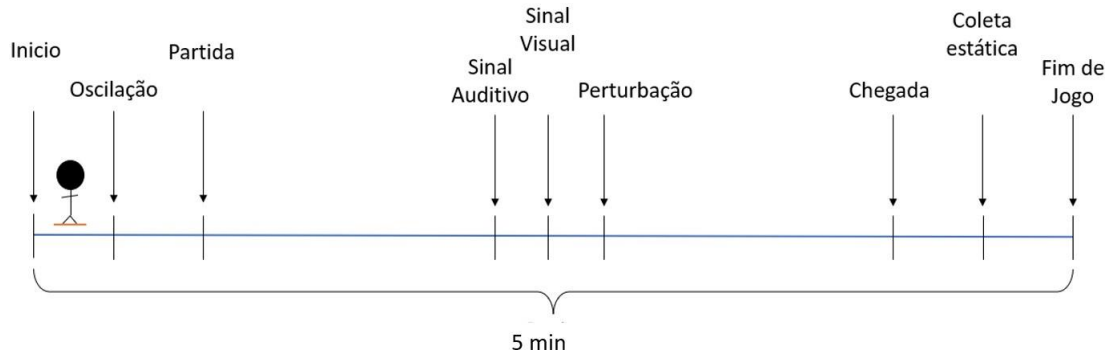
Foi conduzido um teste piloto para validação do sistema, com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) sob protocolo CAEE 80904324.1.0000.5497. A validação subjetiva do sistema foi realizada

por meio da aplicação da Escala SUS, com participação de 10 especialistas (5 fisioterapeutas e 5 desenvolvedores de software).

Na etapa prática, participaram 10 voluntários. Os eletrodos de EMG foram fixados sobre os músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial, bilateralmente, conforme recomendações do protocolo SENIAM. O sensor de EEG foi posicionado sobre o córtex pré-frontal esquerdo. Os participantes vestiram a indumentária de segurança e posicionaram-se sobre a plataforma de força, utilizando também o VR.

Para a realização do experimento, foi desenvolvido um jogo que simula a descida em um curso de rio com trechos contendo cachoeiras. Durante esses trechos, a plataforma inclina-se para frente e, ao final, retorna à posição inicial. O jogo, com duração total de 5 minutos, foi estruturado em seis eventos distintos: (1) no início do percurso, a plataforma inclina-se aleatoriamente até 1°, provocando uma sensação de **oscilação**; (2) ao se aproximar de uma cachoeira, o som de água corrente é intensificado, constituindo um estímulo **auditivo**; (3) após 1 segundo, surge na tela um aviso textual indicando a presença iminente de uma cachoeira, atuando como estímulo **visual**; (4) dois segundos depois, ocorre o evento da cachoeira, com a **inclinação frontal** da plataforma; (5) em seguida, a plataforma retorna à posição inicial com uma **inclinação para trás**; (6) ao final do percurso, após a simulação de oito cachoeiras, o participante é exposto a uma "falsa cachoeira", sem inclinação, com o objetivo de induzir uma resposta emocional de antecipação e **medo**. Esse protocolo é ilustrado na Figura 3.

Figura 25 – Protocolo do jogo utilizado no teste.



Para organização dos dados, cada parte do jogo foi previamente identificada por um código específico, registrado em uma coluna de identificação presente no banco de dados. Essas identificações correspondiam às diferentes etapas do jogo de realidade virtual, variando conforme o tipo de movimento exigido (anteroposterior ou laterolateral) e a direção da inclinação da plataforma. Essa codificação permitiu segmentar os dados de forma estruturada, facilitando a análise temporal de cada componente fisiológico e mecânico registrado durante a atividade.

Processamento e Análise dos Dados

Todos os sinais foram processados com taxa de amostragem de 1000 Hz. Os sinais EMG foram filtrados com passa-banda de 20 a 500 Hz, e os sinais EEG com filtro passa-banda de 0,5 a 50 Hz.

A ativação muscular foi definida como qualquer valor do sinal EMG que ultrapassasse duas vezes o desvio-padrão do sinal em repouso, sendo o tempo de ativação quantificado pela contagem do número de amostras (em milissegundos) acima desse limiar dentro de janelas específicas do experimento (MOURA et al., 2024).

Os sinais de EEG foram analisados no domínio da frequência por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT), com extração das potências médias nas bandas Delta (0,5–3 Hz), Teta (4–7 Hz), Alfa (8–12 Hz) e Beta (13–30 Hz). Para efeitos comparativos, foi observado o aumento em pontos percentuais de cada banda após a coleta do estado base, que corresponde ao momento em que o participante se encontra parado sobre a plataforma, sem nenhuma perturbação do equilíbrio.

A inclinação da plataforma (em graus) nos eixos X e Y foi obtida a partir do acelerômetro e a velocidade de inclinação, a partir do controle dos motores. Em cada janela de análise, a moda foi utilizada para representar os valores de inclinação e velocidade. O deslocamento máximo do COP nos eixos X e Y também foi registrado.

Para avaliar o nível de propensão a quedas, foi aplicado um teste específico que, ao final, forneceu um escore representativo do risco de quedas para cada voluntário.

Os dados foram consolidados em um único dataset, contendo para cada período experimental:

- Identificador do estágio do jogo e do tipo de movimento
- Inclinação X e Y, e velocidade da plataforma (moda)
- Tempo de ativação de cada músculo (em milissegundos)
- Potência média em cada banda de EEG
- Deslocamento máximo do COP (X e Y)

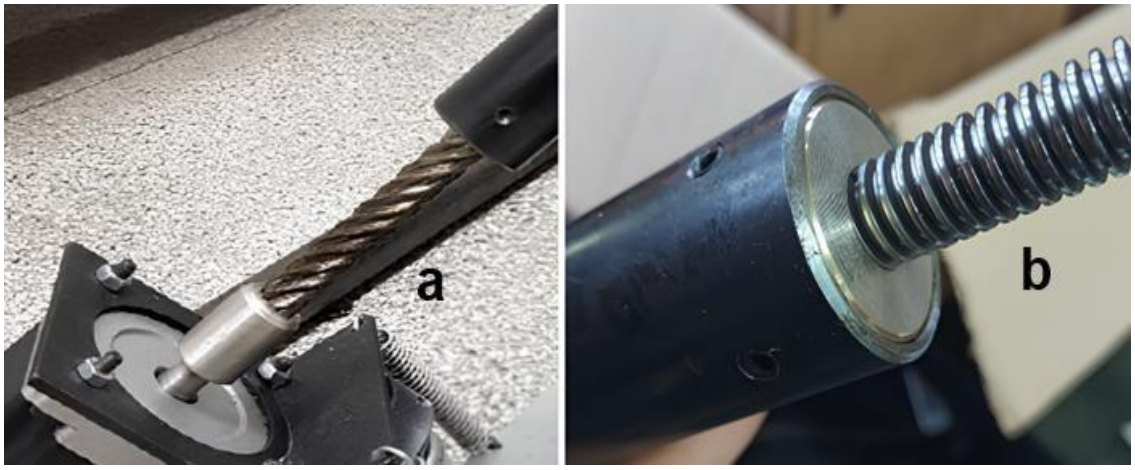
Esse processo foi automatizado por meio de rotinas desenvolvidas em Visual Basic for Applications (VBA) no Excel, garantindo a reprodutibilidade da análise e padronização do banco de dados final. Para análise dos dados foi utilizado um teste de correlação e por conta do n reduzido foram considerados para análise apenas teste de valor $|r| > 0,5$.

RESULTADOS

Plataforma de força

Para desenvolvimento foram substituídos os atuadores da plataforma. Este mecanismo possuía fuso de 6 entradas com passo de 60mm, castanhas e buchas de nylon (Figura 4a). As adaptações mecânicas incluíram a instalação de fusos trapezoidais com passo de 3 mm, reduzindo em 20 vezes o deslocamento linear por rotação. Além disso as castanhas e as buchas de nylon foram substituídas por bronze (Figura 4b).

Figura 26 – a) Fuso de passo 60mm; b) Fuso com passo de 3mm e castanha de bronze.



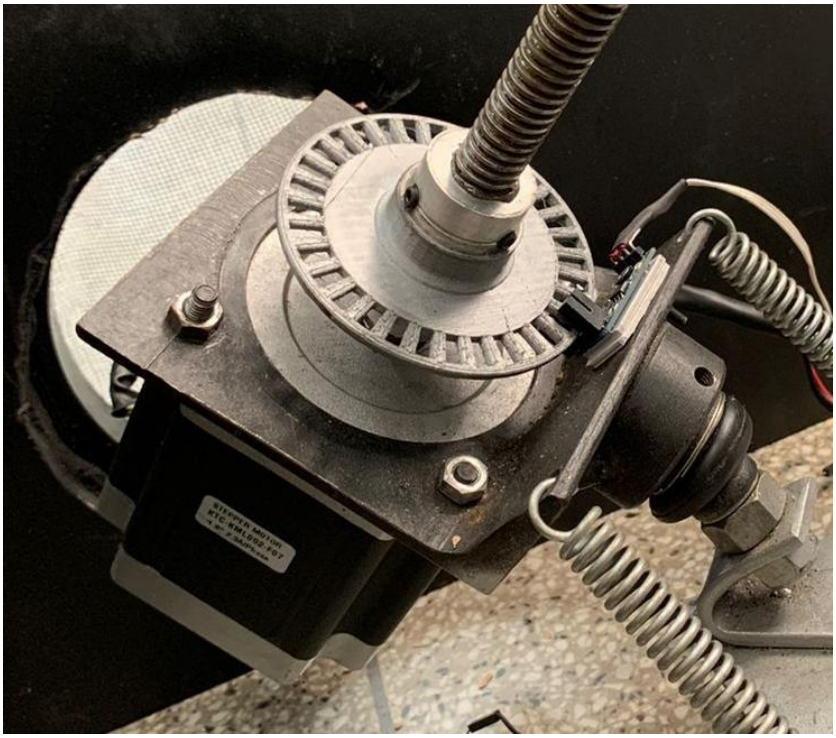
Foi implementado para os motores novos drivers o DM860 H e fontes de 48V/10A (Figura 5a). Essa alteração foi necessária devido ao mau funcionamento dos drivers utilizados no sistema anterior (Figura 5b), os quais resultavam em perda de passos, geração de ruídos e sobrecarga nos motores. Com a substituição dos drivers, observou-se uma significativa redução de ruído, eliminação da perda de passos e da sobrecarga, além de um aumento aproximado de 20 vezes na rotação dos motores.

Figura 27 – a) Drivers e fontes dimensionadas para os motores de passo; b) Drive desenvolvido anteriormente.



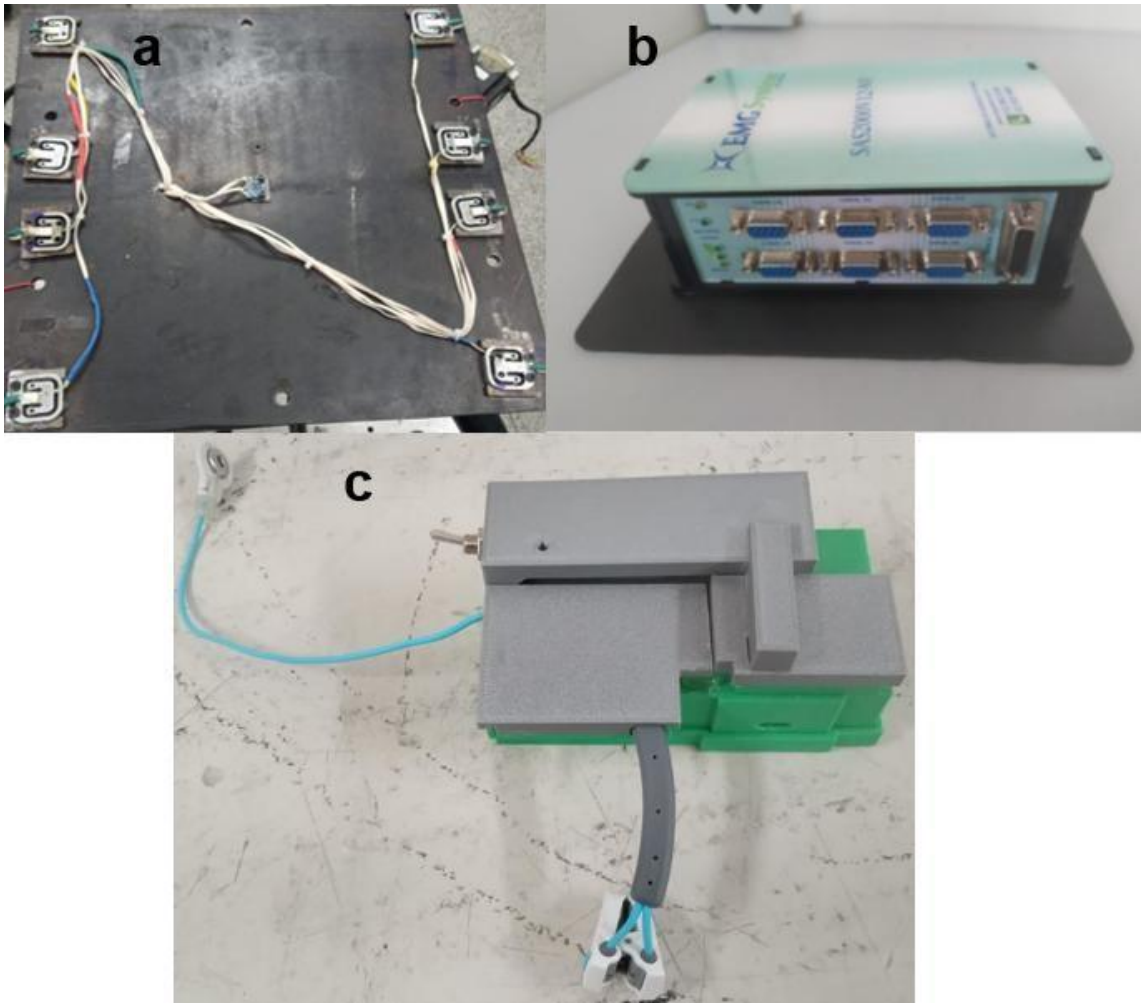
Foram incorporados ao sistema módulos de encoder, cuja operação foi viabilizada por meio da implementação de discos gerados por impressão 3D (Figura 6).

Figura 28 – Modulo encoder e disco impresso em 3D.



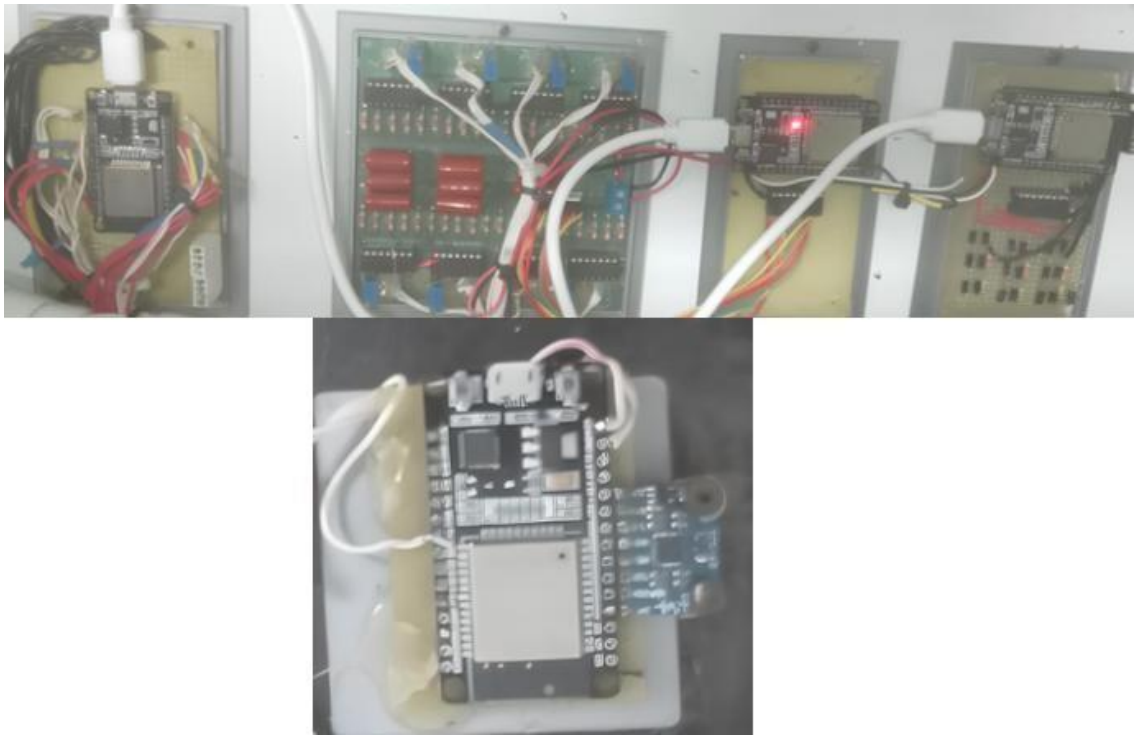
O sistema de coleta apresentou funcionamento estável ao longo de todos os testes realizados. As oito células de carga permitiram a obtenção contínua e precisa do centro de pressão (COP) (Figura 7a), sem registros de falhas ou interrupções. O eletromiógrafo SAS 2000 capturou sinais de EMG em todos os 12 canais disponíveis (Figura 7b). O sistema EEG baseado no módulo TGAM, integrado ao ESP32, forneceu dados brutos em tempo real, compatíveis com as análises de frequência propostas (Figura 7c).

Figura 29 – a) Posicionamento das células de carga para leitura do COP; b) Dispositivo de EMG utilizado; c) EEG desenvolvido.



A sincronização entre os sinais de COP, EMG, EEG e controle mecânico foi satisfatória, com todos os subsistemas operando a 1000 Hz. A comunicação coordenada entre os microcontroladores ESP32 demonstrou estabilidade (Figura 8), sem perdas de dados na transmissão Wi-Fi. A taxa de transmissão serial para o microcomputador central (1228800 bps) foi suficiente para manter a fluidez na aquisição dos sinais multicanais, mesmo durante os testes mais prolongados.

Figura 30 – Microcontroladores responsáveis pela leitura de dados e controle da inclinação da plataforma de força.



A estrutura de segurança desenvolvida atendeu aos critérios estabelecidos, suportando cargas de até 150 kg sem apresentar instabilidades ou falhas durante os testes com os participantes. A modularização do sistema permitiu montagem e manutenção facilitada. Foram feitos três módulos distintos: o módulo de acesso, composto por escada metálica de apoio seguro; o módulo de carenagem, que protegeu adequadamente os componentes eletromecânicos contra interferências externas; e o módulo de proteção do participante, que assegurou a integridade física dos voluntários por meio de suportes laterais rígidos e sistema de contenção com cinto ajustável. (Figura 9).

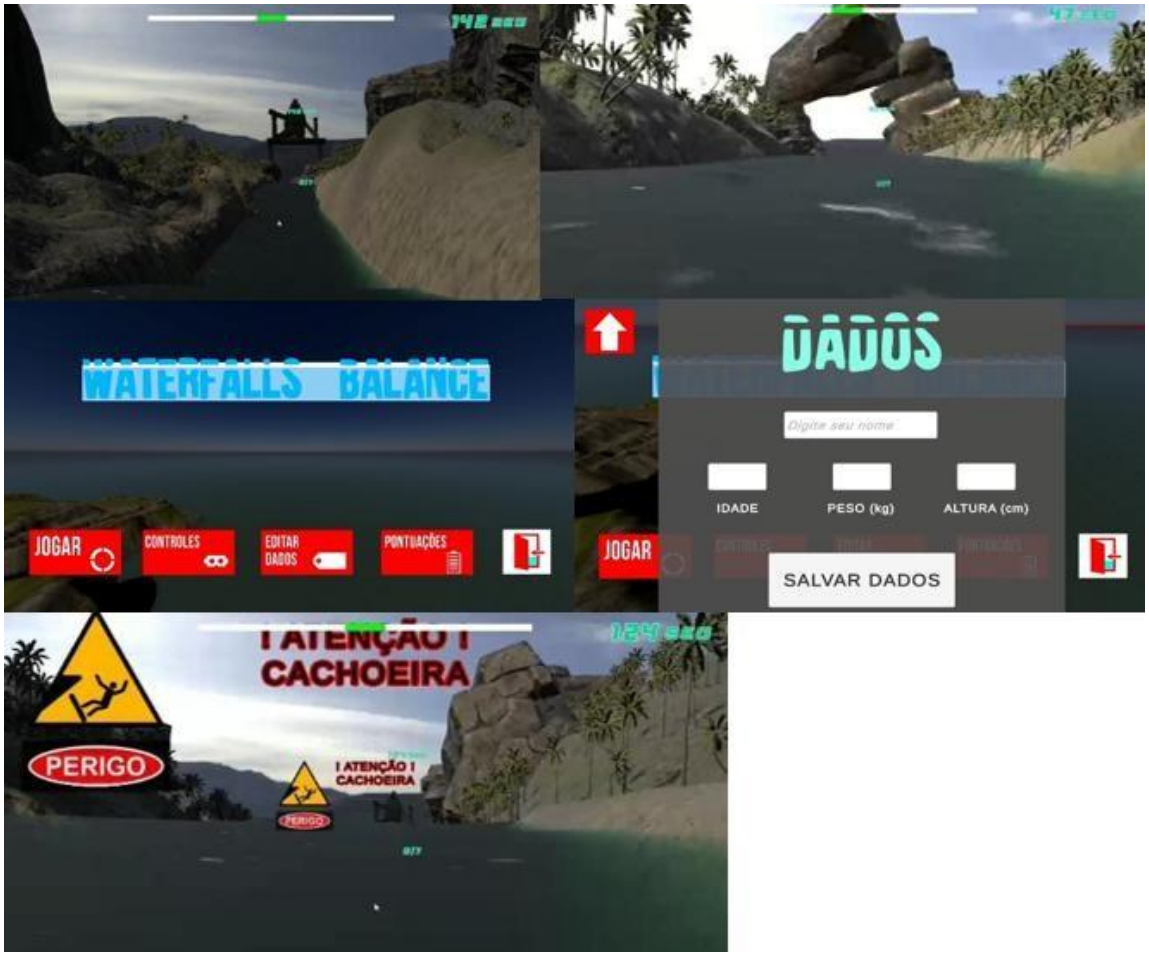
Figura 31 – Estrutura de segurança desenvolvida com escada de acessibilidade, carenagem e sistema de segurança do dispositivo e dos participantes.



Jogo utilizado

Foi utilizado o jogo *Waterfalls Balance*, uma simulação em realidade virtual integrada a uma plataforma de força inclinável. O ambiente virtual propõe a descida por um rio com cachoeiras, induzindo diferentes estímulos sensoriais (visuais, auditivos e motores) ao longo do percurso (Figura 10). Com duração de 5 minutos, o protocolo foi projetado para gerar respostas corticais, musculares e posturais frente a situações de instabilidade e antecipação, permitindo a análise integrada e sincronizada de sinais de EEG, EMG e COP.

Figura 32 – Jogo utilizado para o teste com diferentes estímulos para perturbação do equilíbrio postural.



Correlações

Para o presente estudo, foram consideradas apenas correlações com coeficientes superiores a 0,5 ($r > 0,5$) ou inferiores a -0,5 ($r < -0,5$), envolvendo variáveis de ativação muscular (EMG), atividade eletrocortical (EEG) e controle postural (COP), distribuídas por evento experimental.

Durante o evento de oscilação, foram observadas correlações positivas entre o deslocamento do centro de pressão (COP) e as bandas delta, alfa e beta do EEG. Simultaneamente, identificaram-se correlações negativas entre as bandas corticais e o escore de risco de quedas, bem como entre o tempo de ativação do músculo tibial anterior e as bandas de frequência do EEG.

No estímulo auditivo, apenas uma correlação relevante foi identificada: entre o tempo de ativação do gastrocnêmio direito e a banda theta.

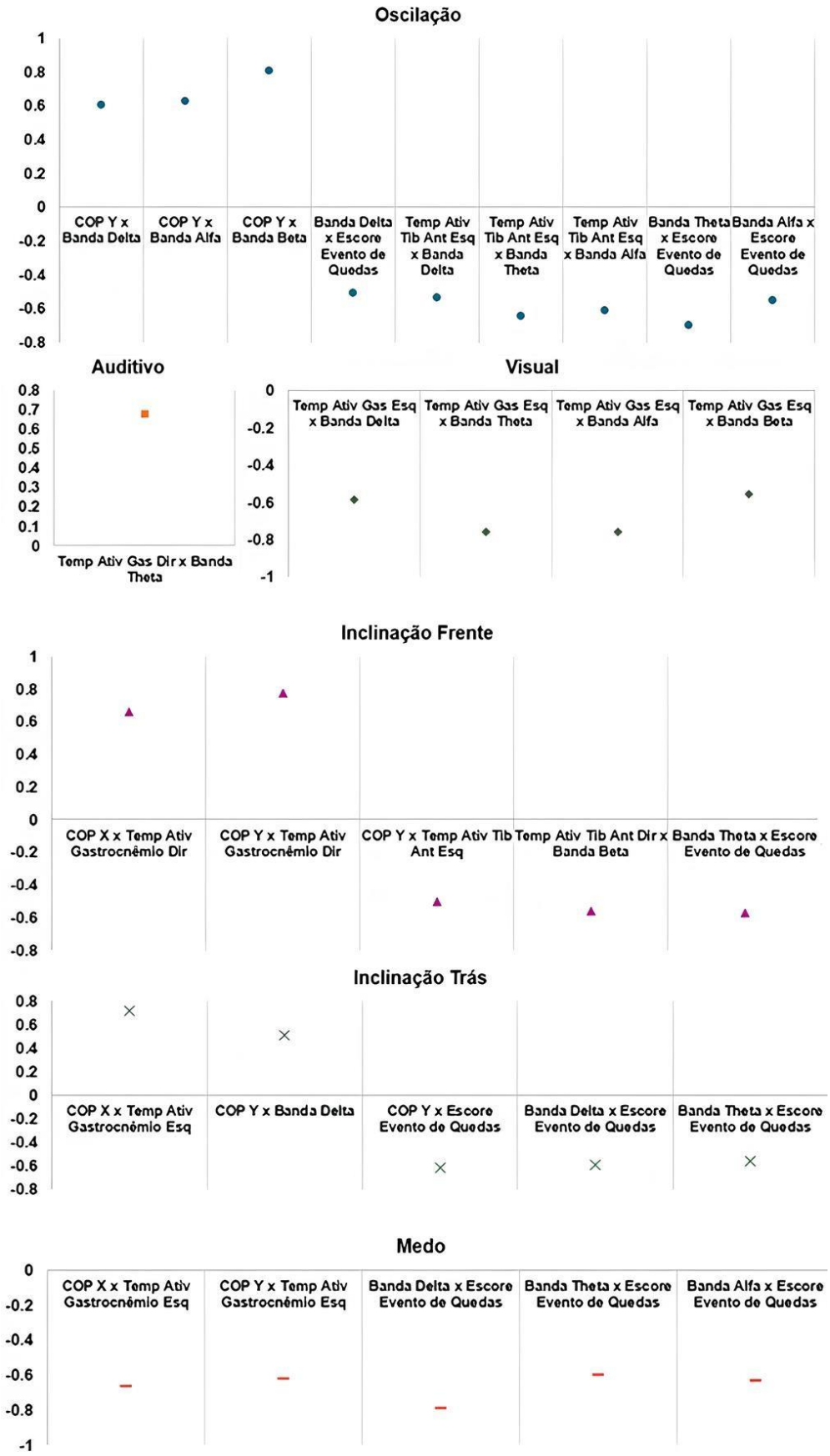
O estímulo visual apresentou correlações negativas entre o tempo de ativação do gastrocnêmio esquerdo e múltiplas bandas do EEG.

Durante a inclinação para frente, destacaram-se correlações positivas entre o deslocamento no eixo Y do COP e o gastrocnêmio direito. Além disso, observaram-se correlações negativas entre o deslocamento no eixo X do COP e o tibial anterior esquerdo; entre a ativação do tibial anterior direito e a banda beta; e entre a banda theta e o escore de risco de quedas.

Na inclinação para trás, foram observadas correlações positivas entre o COP X e o gastrocnêmio esquerdo, bem como entre o COP Y e a banda delta. Também foram registradas correlações negativas entre o escore de risco de quedas, os deslocamentos posturais e as bandas corticais.

Por fim, no evento classificado como “medo”, identificaram-se correlações negativas entre as bandas delta, theta e alfa com o escore de risco de quedas, além de correlações negativas entre os deslocamentos posturais e o tempo de ativação muscular. A Figura 11 ilustra todos os resultados de correlação apresentados até aqui.

Figura 33 – Correlações entre os dados eletrofisiolócos e de posturografia dos participantes em diferentes situações de equilíbrio postural.



DISCUSSÃO

Plataforma

Desempenho Mecânico e Melhoria na Estabilidade da Plataforma

A substituição dos atuadores resultou em melhorias significativas na estabilidade e no desempenho mecânico da plataforma. A modificação não apenas reduziu as folgas estruturais, mas também proporcionou um travamento mecânico, prevenindo inclinações involuntárias durante os testes. Adicionalmente, foi observada uma considerável redução do ruído mecânico, tanto em operação quanto em repouso, favorecida pela utilização de buchas de bronze com liga de chumbo, que promoveram auto lubrificação nos pontos de contato e reduziram o atrito entre os componentes.

Com a nova configuração, os motores não apresentaram mais perda de passo, mesmo sob carga. Isso resultou em maior confiabilidade no controle dos movimentos de inclinação, possibilitando deslocamentos mais suaves e sincronizados entre os lados da plataforma.

Implementação dos Drivers e Organização dos Sistemas

A implementação dos drivers com a separação entre os sistemas eletrônico e mecânico não apenas facilitou a manutenção, mas também aumentou a segurança operacional. Os novos drivers contribuíram para a estabilidade térmica dos motores, devido ao sistema de resfriamento integrado.

A reorganização das fontes de alimentação assegurou uma tensão de 48V para os drivers, o que possibilitou o controle preciso dos motores mesmo sob cargas elevadas. Isso resultou em um aumento expressivo na rotação dos motores, que passaram de 28 RPM para até 500 RPM, sem perda de passo e mantendo a sincronia entre os eixos de movimentação. O controle de posição dos motores permitiu rotações mais suaves e com menor geração de ruído, impactando diretamente na qualidade dos movimentos de inclinação da plataforma.

Adicionalmente, o travamento dos motores que na versão de Ishizaki et al. (2022) era realizado eletronicamente passou a ser mecânico através dos fusos trapezoidais. Isso proporcionou uma independência entre o sistema de controle e de

travamento diminuindo as ocorrências de superaquecimento dos drivers e sobrecarga dos motores.

Encoders e Controle de Inclinação por Acelerometria

A inclusão de encoders ópticos nos motores proporcionou um ganho na segurança do sistema. Eles permitiram a monitoração contínua da rotação dos motores, possibilitando a detecção imediata de falhas como travamentos ou perda de passo. Caso um dos motores deixe de responder, o sistema identifica a falha e interrompe automaticamente o funcionamento, evitando a inclinação assimétrica da plataforma e garantindo a segurança do participante.

Essa estratégia de segurança foi implementada para manter o sincronismo entre os dois eixos de inclinação, especialmente durante os momentos de variação rápida do movimento. A inclinação da plataforma era realizada através de potenciômetros dispostos em seu eixo central (ISHIZAKI et al., 2022), porém a utilização frequente desse tipo de componente causava imprecisões na medida de inclinação por conta de desgaste. Com isso, a inclinação da plataforma passou a ser controlada por dados provenientes de sensores de acelerometria, diminuindo a frequência de manutenção do sistema de inclinação.

Sincronia de Dados

A estrutura de comunicação estabelecida com múltiplos microcontroladores em sistema coordenado garantiu a sincronização dos dispositivos de leitura de EMG, EEG, inclinação da plataforma e controle dos motores. Todos os dispositivos operaram com uma taxa de amostragem unificada de 1000 Hz, o que assegurou a inserção dos dados em uma única linha do tempo sem defasagens ou sobreposições.

A utilização dos microcontroladores ESP32 dedicados para cada subsistema, com comunicação via Wi-Fi e controle centralizado no módulo de aquisição do EMG, possibilitou o armazenamento simultâneo dos sinais. O baud rate elevado (1228800) garantiu a transmissão contínua das informações sem interrupções.

Com a padronização da taxa de amostragem e o controle centralizado de tempo, foi possível associar os eventos de ativação muscular (EMG), variações corticais (EEG), deslocamentos do centro de pressão (COP) e movimentação da plataforma em um mesmo eixo temporal. Essa sincronia permitiu a análise integrada dos sistemas periférico e central de controle postural em tempo real.

Estrutura de segurança

Os módulos separados facilitam a manutenção do equipamento. A escada permitiu melhor acessibilidade do sistema, dirimindo os riscos de queda. A carenagem de proteção permitiu o isolamento das partes mecânicas e eletrônicas, evitando o contato acidental com componentes em movimento ou sob tensão. A coluna com o sistema de vestimenta de segurança funcionou adequadamente em todos os testes, mantendo o participante seguro em situações simuladas de desequilíbrio.

Correlações

Oscilação

Durante a condição de oscilação contínua, foi observado um aumento expressivo na potência da banda beta do EEG, fortemente correlacionada com o deslocamento do centro de pressão (COP) no eixo Y ($r = 0,804$), sugerindo maior engajamento cortical na manutenção do equilíbrio dinâmico em múltiplas direções. As bandas delta ($r = 0,602$) e alfa ($r = 0,627$) também apresentaram correlações positivas com esse deslocamento, indicando um envolvimento multibanda do córtex cerebral no controle da postura oscilatória. Esses achados são consistentes com os de Ghosn et al. (2020) e Malcolm et al. (2021), que relataram aumento da potência beta sob desafios posturais, especialmente em adultos mais velhos, associando esse padrão a mecanismos compensatórios de controle motor. Além disso, Ibitoye et al. (2021) demonstraram que a conectividade da banda beta aumenta proporcionalmente à instabilidade postural, reforçando a ideia de que a ativação cortical nessa banda pode ser um marcador da demanda de controle postural.

No presente estudo, observou-se que a atividade cortical nas bandas de EEG delta, theta e alfa está associada ao controle postural e ao risco de quedas, com

correlações negativas entre essas bandas e os escores de risco de quedas. Os resultados sugerem que uma maior atividade cortical nas frequências delta, theta e alfa está associada a um melhor desempenho no controle postural. A correlação mais forte foi observada na banda theta (4-7 Hz), com um valor de r = -0,700, indicando que maior recrutamento cortical nessa faixa de frequência está relacionado a um menor risco de quedas. Esse achado pode indicar que o aumento da atividade cortical em determinadas bandas, especialmente na banda theta, está relacionado a uma melhor capacidade de atenção e controle motor durante o equilíbrio postural.

Esses resultados são consistentes com estudos recentes que também demonstraram o papel importante da atividade cortical no controle postural, especialmente em condições de maior desafio postural. Por exemplo, em um estudo de Hülsdünker et al. (2015), foi observada uma maior atividade theta nas áreas frontocentral em resposta a uma tarefa de controle postural mais difícil, o que reflete um aumento do recrutamento cortical para manter o equilíbrio. Além disso, outros autores, como Gebel, Lehmann & Granacher (2020), também relataram um aumento da atividade theta nas áreas frontais durante tarefas de equilíbrio desafiadoras em adultos jovens.

No presente estudo, observamos que a ativação do tibial anterior esquerdo apresentou correlações negativas com as bandas delta, theta e alfa, com valores de -0,536, -0,644 e -0,614, respectivamente. Isso sugere que maior ativação muscular nessa região está associada a uma menor atividade cortical, indicando que, em tarefas de controle postural, a ativação muscular pode reduzir a necessidade de processamento cortical.

Estudos como o de Kumai et al. (2022) corroboram essa ideia, sugerindo que a atividade cortical e muscular são moduladas de forma independente durante o controle postural. O aumento da atividade cortical é frequentemente associado a maior demanda cognitiva ou percepção de risco, como em situações de instabilidade, enquanto a atividade muscular tende a ser maior quando o controle postural é mais eficiente e a necessidade de processamento cortical diminui.

Inclinação para Frente

Durante a inclinação anterior, observou-se uma correlação negativa entre a atividade cortical na banda theta e o escore de risco (r = -0,573), sugerindo maior engajamento cortical em situações de instabilidade postural. Esse achado está alinhado com estudos que demonstram aumento da atividade em bandas lentas, como theta, durante tarefas mais exigentes de equilíbrio. Lemos et al. (2015) e Ue et al. (2024) relataram aumento da potência theta em regiões frontais sob desafios posturais, indicando maior recrutamento cortical para manutenção da estabilidade.

Foi registrado um aumento no tempo de ativação do gastrocnêmio medial direito e uma redução na ativação do tibial anterior esquerdo, ambos correlacionados ao deslocamento no eixo Y (respectivamente, r = 0,776 e r = -0,505). Essa ativação assimétrica entre os membros inferiores indica estratégias compensatórias distintas para manter o equilíbrio. A menor ativação do tibial anterior pode estar relacionada ao tipo de instabilidade envolvida, já que esse músculo tende a ser mais recrutado em condições de instabilidade lateral (LEMOS et al., 2015).

Durante a inclinação anterior, foi observada uma correlação negativa entre a banda beta e a ativação do tibial anterior direito (r = -0,558), indicando uma dissociação entre esforço cortical e resposta muscular. Esse padrão sugere maior exigência cortical em situações de instabilidade (HU; PETRUZZELLO; HERNANDEZ, 2023), que relataram aumento da potência beta sob desafios posturais. Ibitoye et al. (2021) também apontaram que a conectividade beta cresce com a instabilidade, reforçando o papel compensatório da atividade cortical. Kumai et al. (2022) complementam ao indicar que a atividade cortical e muscular são moduladas de forma independente, o que pode explicar a correlação inversa observada.

Inclinação para trás

Durante a inclinação posterior, observou-se correlação positiva entre o deslocamento anteroposterior (COP Y) e a banda delta (r = 0,51), além de correlações negativas entre as bandas delta (r = -0,60) e theta (r = -0,56) com o escore de risco de quedas. Esses achados sugerem que maior ativação cortical em faixas lentas pode estar associada a um controle postural mais eficiente. Estudos como o de Ue et al. (2024) reforçam essa interpretação, ao demonstrarem aumento da atividade em bandas lentas, especialmente theta, em tarefas de equilíbrio mais desafiadoras.

Complementarmente, também foi observada correlação positiva entre o deslocamento do COP e o tempo de ativação do gastrocnêmio medial esquerdo (r = 0,72), sugerindo uma resposta muscular proporcional ao grau de oscilação corporal. Esses resultados reforçam a ideia de que a ativação cortical e muscular seguem padrões distintos (KUMAI et al., 2022).

Estímulo Auditivo

No estímulo auditivo, foi identificada uma correlação positiva relevante entre a banda theta e a ativação do gastrocnêmio direito (r = 0,677), indicando que estímulos sonoros podem desencadear respostas corticais e motoras integradas no controle postural. Esse achado sugere uma possível ligação entre o processamento auditivo e a ativação de vias neuromusculares envolvidas na manutenção do equilíbrio. Resultados semelhantes foram observados por Belluscio et al. (2023), que demonstraram que frequências sonoras específicas, particularmente acima de 1000 Hz, provocaram piora no desempenho postural e ativação do córtex pré-frontal durante tarefas de equilíbrio, especialmente em condições mais desafiadoras.

Estímulo Visual

Durante o estímulo visual, foram observadas correlações negativas fortes entre o tempo de ativação do gastrocnêmio esquerdo e várias bandas de EEG: delta (r = -0,586), theta (r = -0,762), alfa (r = -0,763) e beta (r = -0,559). Isso sugere uma possível supressão da atividade muscular em resposta à predominância da modulação cortical visual, indicando que o processamento visual, particularmente nas bandas alfa e beta, desempenha um papel significativo na regulação da atividade motora.

Esses achados se alinham com resultados de estudos anteriores que investigaram a conectividade funcional entre áreas corticais durante a execução de ações motoras (BABILONI et al., 2017). No estudo mencionado, a modulação das oscilações de baixa frequência, como delta e theta, foi associada a uma maior conectividade entre áreas premotoras laterais e pré-frontais durante a execução de movimentos, em comparação com a mera observação desses movimentos.

A atividade alfa pode estar relacionada à integração visomotora, com estudos sugerindo que sua modulação influencia a resposta motora durante tarefas visuais (GRAHAM et al., 2022). Portanto, os resultados sugerem que a modulação cortical, especialmente nas bandas alfa e beta, desempenha um papel importante na regulação da atividade muscular.

Medo

No evento classificado como “medo”, quando o participante percebia uma possível queda iminente, os sinais de EEG apresentaram novamente correlação negativa com o escore de risco (banda delta, r = -0,790; banda alfa, r = -0,629), sugerindo uma ativação cortical antecipatória diante da expectativa do desequilíbrio. Esse padrão pode refletir uma sincronização funcional em ritmos lentos (delta e alfa) entre regiões frontais e motoras (BABILONI et al., 2017), que observaram maior conectividade funcional nessas bandas durante a execução de movimentos. Além disso, a redução da atividade alfa, frequentemente associada à integração visomotora (GRAHAM et al., 2022), pode facilitar a preparação motora rápida diante de estímulos visuais ou contextos de ameaça à estabilidade postural.

Além disso, observou-se uma correlação negativa entre o deslocamento do COP no eixo X e a ativação do gastrocnêmio esquerdo (r = -0,662), e entre o deslocamento no eixo Y e a ativação do mesmo músculo (r = -0,617), reforçando a hipótese de controle postural reativo mesmo na ausência de movimento real. Essa resposta pode estar relacionada à modulação de ritmos corticais lentos observada durante o evento de “medo” (delta: r = -0,790; alfa: r = -0,629), sugerindo que o sistema nervoso central antecipa e ajusta a atividade muscular com base na percepção de instabilidade iminente (BABILONI et al., 2017).

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo apresenta algumas limitações, como o tamanho reduzido da amostra, composta por apenas dez participantes, e a coleta de EEG restrita à região pré-frontal, o que limita a análise de outras áreas corticais envolvidas no controle postural. Além disso, a eletromiografia foi realizada apenas em quatro músculos dos

membros inferiores, o que restringe a compreensão dos padrões musculares completos durante o controle postural.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo demonstram que o controle postural em ambientes dinâmicos e desafiadores envolve uma interação complexa entre atividade cortical, resposta muscular e percepção sensorial. A análise integrada dos sinais de EEG, EMG e COP revelou que bandas corticais de baixa frequência, especialmente delta, theta e alfa, estão associadas a um melhor desempenho postural, refletido em menores escores de risco de queda. Por outro lado, a banda beta mostrou-se mais sensível a condições de maior instabilidade, indicando um aumento compensatório da atividade cortical em resposta a demandas motoras elevadas.

As correlações entre variáveis corticais e musculares indicam que a ativação do sistema nervoso central não ocorre de maneira homogênea, mas sim adaptativa, modulando-se de acordo com o tipo de estímulo (oscilação, inclinação, estímulos auditivos e visuais) e com a antecipação de risco, como observado no evento de medo. A dissociação entre atividade cortical e muscular em várias condições reforça a hipótese de que o controle postural envolve tanto mecanismos automáticos quanto processos de supervisão cortical consciente, especialmente em situações de instabilidade ou ameaça à integridade física.

Esses achados contribuem para a compreensão dos mecanismos neurais subjacentes ao equilíbrio humano e podem apoiar o desenvolvimento de estratégias de reabilitação, treinamento e prevenção de quedas baseadas em biofeedback neural e muscular. O uso de sistemas integrados de aquisição de EEG, EMG e COP mostra-se promissor como ferramenta de investigação e intervenção na neurofisiologia do controle postural.

REFERÊNCIAS

BABILONI, C. et al. Frontal Functional Connectivity of Electrocorticographic Delta and Theta Rhythms during Action Execution Versus Action Observation in Humans. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, v. 11, 7 fev. 2017.

BELLUSCIO, V. et al. Facilitating or disturbing? An investigation about the effects of auditory frequencies on prefrontal cortex activation and postural sway. **Frontiers in Neuroscience**, v. 17, 22 jun. 2023.

CLARK, R. A. et al. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. **Gait & Posture**, v. 31, n. 3, p. 307–310, mar. 2010.

CODISH, D.; RAVID, G. Detecting playfulness in educational gamification through behavior patterns. **IBM Journal of Research and Development**, v. 59, n. 6, p. 6:1-6:14, nov. 2015.

FABRE, M. et al. Somatosensory cortical facilitation during step preparation restored by an improved body representation in obese patients. **Gait & Posture**, v. 80, p. 246–252, jul. 2020.

GEBEL, A.; LEHMANN, T.; GRANACHER, U. Balance task difficulty affects postural sway and cortical activity in healthy adolescents. **Experimental Brain Research**, v. 238, n. 5, p. 1323–1333, 1 maio 2020.

GEBEL, A.; LÜDER, B.; GRANACHER, U. Effects of Increasing Balance Task Difficulty on Postural Sway and Muscle Activity in Healthy Adolescents. **Frontiers in Physiology**, v. 10, p. 1135, 3 set. 2019.

GHOSN, N. J. et al. Cortical Beta Oscillatory Activity Evoked during Reactive Balance Recovery Scales with Perturbation Difficulty and Individual Balance Ability. **Brain Sciences**, v. 10, n. 11, p. 860, 16 nov. 2020.

GRAHAM, E. et al. **Differential impacto diferencial do movimento na dinâmica alfa e gama servindoprocessamento visual**. Disponível em: <https://journals.physiology.org/doi/epdf/10.1152/jn.00380.2021>. Acesso em: 3 maio. 2025.

HU, Y.; PETRUZZELLO, S. J.; HERNANDEZ, M. E. Beta cortical oscillatory activities and their relationship to postural control in a standing balance demanding test: influence of aging. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 15, 5 maio 2023.

HÜLSDÜNKER, T. et al. Cortical processes associated with continuous balance control as revealed by EEG spectral power. **Neuroscience Letters**, v. 592, p. 1–5, 10 abr. 2015.

HURYN, T. P. et al. **Investigating human balance using a robotic motion platform**. 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation. **Anais**... Em: 2010 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION (ICRA 2010). Anchorage, AK: IEEE, maio 2010. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5509378/>. Acesso em: 3 maio. 2025

IBITOYE, R. T. et al. Small vessel disease disrupts EEG postural brain networks in 'unexplained dizziness in the elderly'. **Clinical Neurophysiology**, v. 132, n. 11, p. 2751–2762, 1 nov. 2021.

ISHIZAKI, M. T. et al. Development of a dynamic balance analysis and training system through posturography in a bipodal force platform with biaxial rotation. **Research on Biomedical Engineering**, v. 38, n. 3, p. 839–855, 9 jun. 2022.

KAEWMANEE, T.; LIANG, H.; ARUIN, A. S. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, v. 238, n. 10, p. 2207–2219, out. 2020.

KUMAI, K. et al. Brain and muscle activation patterns during postural control affect static postural control. **Gait & Posture**, v. 96, p. 102–108, 1 jul. 2022.

LAUDANI, L. et al. Age differences in anticipatory and executory mechanisms of gait initiation following unexpected balance perturbations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 121, n. 2, p. 465–478, fev. 2021.

LEMOS, T. et al. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 1, p. 168–174, 1 fev. 2015.

MALCOLM, B. R. et al. Aging-related changes in cortical mechanisms supporting postural control during base of support and optic flow manipulations. **European Journal of Neuroscience**, v. 54, n. 12, p. 8139–8157, 2021.

MOURA, L. DE A. et al. Analysis of anticipatory and compensatory postural adjustment in women of different age groups using surface electromyography. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 11, n. 1, p. 015022, nov. 2024.

POLLOCK, A.; R DURWARD, B.; P PAUL, J. What is balance? **What is balance?**, v. 14, p. 402–406, 2000.

UE, S. et al. Cortical activity associated with the maintenance of balance during unstable stances. **PeerJ**, v. 12, p. e17313, 30 abr. 2024.

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um jogo em realidade virtual (*WaterFalls Balance*) com ambiente lúdico, projetado para aumentar o engajamento dos participantes durante os testes. O jogo permitiu uma análise do equilíbrio postural em um ambiente atrativo, realizando estímulos para gerar a perturbação do equilíbrio.

A plataforma de força inclinável passou por um processo completo de *retrofitting*, com melhorias mecânicas e eletrônicas que garantiram maior estabilidade, precisão e segurança operacional. A sincronização em tempo real dos dados de EEG, EMG e COP permitiu uma análise integrada do equilíbrio postural, viabilizando correlações entre variáveis neurofisiológicas, musculares e posturais.

Além das melhorias na plataforma física e da sincronização dos sinais fisiológicos, foi implementado um sistema supervisório responsável pela análise dos dados. Esse sistema permite a visualização das variáveis adquiridas (EEG, EMG, COP e inclinação da plataforma), com os dados já processados.

Os resultados deste estudo revelam que o controle postural em ambientes dinâmicos envolve uma interação entre atividade cortical, resposta muscular e percepção sensorial. Bandas corticais de baixa frequência (delta, theta e alfa) estão associadas a melhor desempenho postural, enquanto a banda beta responde a instabilidade, aumentando a atividade cortical. As correlações entre EEG e EMG indicam uma ativação adaptativa do sistema nervoso central, modulada pelo tipo de estímulo e pela percepção de risco. A dissociação entre atividade cortical e muscular sugere uma combinação de mecanismos automáticos e supervisão cortical consciente no controle postural. Esses achados têm implicações para estratégias de reabilitação e prevenção de quedas, destacando o uso de sistemas integrados de EEG, EMG e COP como ferramentas promissoras.

Durante o período de doutorado, foram realizadas diversas produções científicas. Com relação ao tema principal, foram publicados dois artigos completos em periódicos científicos, um artigo em anais de congresso e um registro de software. Há ainda um artigo em fase de redação e um segundo registro de software em andamento, ambos vinculados ao sistema desenvolvido nesta tese.

Foram realizadas também colaborações em outras pesquisas. Destacam-se duas coautorias em artigos de revista com temas relacionados ao trabalho principal. Além disso, foram publicadas 11 coautorias em periódicos de outras áreas, dois registros

de software em temas diversos e cinco publicações em anais de congresso como coautor, também fora do tema central.

REFERÊNCIAS

1. Mann L, Kleinpaul JF, Teixeira CS, Rossi AG, Lopes LFD, Mota CB. INVESTIGAÇÃO DO EQUILÍBRIO CORPORAL EM IDOSOS. Rev Bras Geriatr E Gerontol. 2008 May;11(2):155-65.

2. Bell F. Principles of mechanics and biomechanics. Cheltenham: Nelson Thornes; 1998.

3. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? Clin Rehabil. 2000;14(4):402-6.

4. Horak FB, Kluzik J, Hlavacka F. Velocity dependence of vestibular information for postural control on tilting surfaces. J Neurophysiol. 2016;116(3):1468-79.

5. Melo RDS, Marinho SEDS, Freire MEA, Souza RA, Damasceno HAM, Raposo MCF. Static and dynamic balance of children and adolescents with sensorineural hearing loss. Einstein (Sao Paulo). 2017;15(3):262-8.

6. Chaudhry H, Bukiet B, Ji Z, Findley T. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review. J Bodyw Mov Ther. 2011;15:82–91.

7. Mota EP. Adulto jovem, maduro e idoso: três sujeitos que se dissociam ou se completam [trabalho de conclusão de curso]. Campinas (São Paulo): Universidade Estadual de Campinas; 2009. 39 p.

8. Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. Neurosci Lett. 2003;350(2):137-40.

9. Azarpaikan A, Taheri Torbati H. Effect of somatosensory and neurofeedback training on balance in older healthy adults: a preliminary investigation. Aging Clin Exp Res. 2018;30(6):745-53.

10. Yeşilyaprak SS, Yıldırım MŞ, Tomruk M, Ertekin Ö, Algun ZC. Comparison of the effects of virtual reality-based balance exercises and conventional exercises on balance and fall risk in older adults living in nursing homes in Turkey. Physiother Theory Pract. 2016;32(3):191-201.

11. Chun KJ, Lim D, Kim C, Jung H, Jung D. Use of the Microsoft Kinect system to characterize balance ability during balance training. Clin Interv Aging. 2015;10:1077-84.

12. Ayed I, Ghazel A, Jaume-i-Capó A, Moya-Alcover G, Varona J, Martínez-Bueso P. Feasibility of Kinect-based games for balance rehabilitation: a case study. J Healthc Eng. 2018;2018:1-8.

13. Forbes PA, Chen A, Blouin J-S. Sensorimotor control of standing balance. In: Handbook of Clinical Neurology. 159. Elsevier; 2018. p. 61–83.

14. Piscitelli D, Falaki A, Solnik S, Latash ML. Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. Exp Brain Res. 2017;235(3):713-30.

15. Kaewmanee T, Liang H, Aruin AS. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. Exp Brain Res. 2020;238(9):2207-19.

16. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(3):388-97.

17. Bankoff A, Campelo T. Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. Postura Equilíbrio Corpor. 2006;6(2):55-70.

18. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing. 2006;35(Suppl 2):ii7-11.

19. Clark RA, Bryant AL, Pua Y, McCrory P, Bennell K, Hunt M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. Gait Posture. 2010;31(3):307-10.

20. Cnyrim C, Mergner T, Maurer C. Potential roles of force cues in human stance control. Exp Brain Res. 2009;194(3):419-33.

21. Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Testing single and double limb standing balance performance: comparison of COP path length evaluation between two devices. Gait Posture. 2012;36(3):439-43.

22. Lavarda MD, De Borba PA, Oliveira MR, Borba GB, De Souza MA, Gamba HR. An exergame system based on force platforms and body key-point detection for balance training. In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); 2016 Aug 16-20; Orlando, FL, USA. IEEE; 2016. p. 45–8.

23. Merletti R, Muceli S. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: best practices. J Electromyogr Kinesiol. 2019;49:102363.

24. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(3):398-405.

25. Gebel A, Lüder B, Granacher U. Effects of increasing balance task difficulty on postural sway and muscle activity in healthy adolescents. Front Physiol. 2019;10:1135.

26. Fabre M, Chavet P, Fornerone T, Juan B, Abossolo O, Pardo F, et al. Somatosensory cortical facilitation during step preparation restored by an improved body representation in obese patients. Gait Posture. 2020;80:246-52.

27. Codish D, Ravid G. Detecting playfulness in educational gamification through behavior patterns. IBM J Res Dev. 2015;59(6):1-14.

28. Müller H, Baumeister J, Bardal EM, Vereijken B, Skjæret-Maroni N. Exergaming in older adults: the effects of game characteristics on brain activity and physical activity. Front Aging Neurosci. 2023;15:1143859.

29. Quintana GH. Games e terceira idade: um estudo de caso com o Wii Sports [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 2010.

30. Vasconcelos M, Carvalho F, Araujo I. O jogo como prática da saúde. Rio de Janeiro: Fiocruz; 2018.

31. Keskinen T, Heimonen T, Turunen M, Rajaniemi J-P, Kauppinen S. SymbolChat: a flexible picture-based communication platform for users with intellectual disabilities. Interact Comput. 2012;24(5):374-86.

32. Ke F, Abras T. Games for engaged learning of middle school children with special learning needs. Br J Educ Technol. 2013;44(2):225-42.

33. Kisner C, Colby LA. Therapeutic exercise: foundations and techniques. 5th ed. Philadelphia: F.A. Davis; 2007.

34. Fuior R, et al. The application of virtual reality technology in rehabilitation. In: 2019 11th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE); 2019 Mar 28-30; Bucharest, Romania. IEEE; 2019. p. 1–4..

35. Soares MD. Interface cérebro-máquina híbrida utilizando amplificador EEG de baixo custo [dissertação]. Natal (RN): Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia; 2016.

36. Laudani L, Rum L, Valle MS, Macaluso A, Vannozzi G, Casabona A. Age differences in anticipatory and executory mechanisms of gait initiation following unexpected balance perturbations. Eur J Appl Physiol. 2021;121(2):465-78.

37. Huryn TP, Luu BL, Van Der Loos HFM, Blouin JS, Croft EA. Investigating human balance using a robotic motion platform. In: 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) [Internet]. Anchorage, AK: IEEE; 2010 [citado 3 maio 2024]. p. 5090–5. Disponível em: http://ieeexplore.ieee.org/document/5509378/

38. Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture. 1995;3(3):193-214.

39. Verbecque E, Lobo Da Costa PH, Vereeck L, Hallemans A. Psychometric properties of functional balance tests in children: a literature review. Dev Med Child Neurol. 2015;57(6):521-9.

40. Guskiewicz KM, Perrin DH. Research and clinical applications of assessing balance. J Sport Rehabil. 1996;5(1):45-63.

41. Hwang S, Tae K, Sohn R, Kim J, Son J, Kim Y. The balance recovery mechanisms against unexpected forward perturbation. Ann Biomed Eng. 2009;37(8):1629-37.

42. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. Rev Bras Fisioter. 2010;14(2):183-92.

43. Naves ELM. Modelagem e simulação do controle da postura ereta humana quasi-estática com reflexos neuromusculares [tese]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2006.

44. Hof AL, Curtze C. A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations. J Biomech. 2016;49(4):580-5.

45. Blanchet M, Marchand D, Cadoret G. Postural control adjustments during progressive inclination of the support surface in children. Med Eng Phys. 2012;34(8):1019-23.

46. Mergner T, Schweigart G, Fennell L. Vestibular humanoid postural control. J Physiol-Paris. 2009;103(3):178-94.

47. Sabchuk RAC, Bento PCB, Rodacki ALF. Locomotor apparatus in exercise and sports. Rev Bras Med Esporte. 2012;18.abchuk RAC, Bento PCB, Rodacki ALF. LOCOMOTOR APPARATUS IN EXERCISE AND SPORTS. Rev Bras Med Esporte. 2012;18.

48. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. Phys Ther Sport. 2012;13(2):80-6.

49. Li L, Zhang S, Dobson J. The contribution of small and large sensory afferents to postural control in patients with peripheral neuropathy. J Sport Health Sci. 2019;8(3):218-27.

50. Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control. Exp Brain Res. 2014;232(4):1127-36.

51. Chen B, Lee Y-J, Aruin AS. Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object. Exp Brain Res. 2015;233(10):3087-96.

52. Xie L, Wang J. Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. Exp Brain Res. 2019;237(1):173-80.

53. Development and selection of balance sensing devices. IEEE Instrum Meas Mag. 2017;20:38–48.

54. Cappa P, Jackson JL, Patanè F. Moment measurement accuracy of a parallel spherical robot for dynamic posturography. IEEE Trans Biomed Eng. 2010;57(5):1198-208.

55. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. Gait Posture. 1997;6(1):76-84.

56. Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. Eur J Phys Rehabil Med. 2010;46(2):239.

57. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Phys Ther. 1987;67(12):1881-5.

58. Petró B, Papachatzopoulou A, Kiss RM. Devices and tasks involved in the objective assessment of standing dynamic balancing – a systematic literature review. In: Gard SA, editor. PLOS ONE. 2017;12:e0185188.

59. Pizzigalli L, Micheletti Cremasco M, Mulasso A, Rainoldi A. The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: a narrative review. J Bodyw Mov Ther. 2016;20(2):409-17.

60. Ozinga SJ, Linder SM, Alberts JL. Use of mobile device accelerometry to enhance evaluation of postural instability in Parkinson disease. Arch Phys Med Rehabil. 2017;98(4):649-58.

61. Carpenter M, Allum J, Honegger F. Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing. Exp Brain Res. 2001;140(1):95-111.

62. Reynard F, Christe D, Terrier P. Postural control in healthy adults: determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet standing tasks. In: Müller J, editor. PLOS ONE. 2019;14:e0211051.

63. Barela AMF, Duarte M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Braz J Mot Behav. 2011;6(1):56-61.

64. Shepard NT, Janky K. Computerized postural control assessment. In: Handb Clin Neurophysiol [Internet]. Elsevier; 2010 [citado 3 maio 2024]. p. 238–51. Disponível em: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1567423110090192

65. Bobbert MF, Schamhardt HC. Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. J Biomech. 1990;23(8):705-10.

66. Błaszczyk JW. The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. Use Force-Plate Posturography Assess Postural Instab. 2016;2016:1–6.

67. Ishizaki MT, Da Silva ARF, De Almeida Moura L, Dos Reis PC, Lazzareschi L, Da Silva Boschi SRM, et al. Development of a dynamic balance analysis and training system through posturography in a bipodal force platform with biaxial rotation. Res Biomed Eng. 2022;38:839-55.

68. Visser JE, Carpenter MG, Van Der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. Clin Neurophysiol. 2008;119:2424-36.

69. Vališ M, Držata J, Kalfeřt D, Semerák P, Kremláček J. Computerised static posturography in neurology. Open Med. 2012;7:317-22.

70. Chang CJ, Chern JS, Yang TF, Yang SW. Age-related changes in postural re-balanced ability during a continuous and unexpected perturbation integrated with virtual reality scenes. Biomed Eng Appl Basis Commun. 2016;28:1650020.

71. Costa CG. Mecanismos neurais de controle da força muscular [trabalho de conclusão de curso]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional; 2009.

72. Razera BM. Desenvolvimento de um sistema eletromiográfico sem fio [dissertação]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná; 2021. [Internet]. Recuperado de: https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/26707/1/sistemaeletromiograficosemfio.pdf

73. Rubin DI. Needle electromyography: Basic concepts. In: Aminoff MJ, editor. Handbook of Clinical Neurology. Elsevier; 2019. p. 243–56. [Internet]. [citado 3 de maio de 2024]. Disponível em: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780444640321000163

74. He J, Luo Z. A simulation study on the relation between the motor unit depth and action potential from multi-channel surface electromyography recordings. J Clin Neurosci. 2018 Jun;54:146-51.

75. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development; 2007.

76. Konieczny M, Domaszewski P, Skorupska E, Borysiuk Z, Słomka KJ. Age-related differences in intermuscular coherence EMG-EMG of ankle joint antagonist muscle activity during maximal leaning. Sensors. 2022;22:7527.

77. Moura LA, Scardovelli TA, Fernandes da Silva AR, da Palma Valério M, Barreto Campos H, de Camargo MLA, et al. Analysis of anticipatory and compensatory postural adjustment in women of different age groups using surface electromyography. Biomed Phys Eng Express. 2024;11:015022.

78. Peterson SM, Ferris DP. Group-level cortical and muscular connectivity during perturbations to walking and standing balance. NeuroImage. 2019;198:93–103.

79. Kaur R, Sun R, Ziegelman L, Sowers R, Hernandez ME. Using virtual reality to examine the neural and physiological anxiety-related responses to balance-demanding target-reaching leaning tasks. In: IEEE-RAS 19th Int Conf Humanoid Robots Humanoids; 2019 Oct 15-17; [Orlando, FL, USA]. p. 1–7. Available from: https://ieeexplore.ieee.org/document/9035020/

80. Ratti E, Waninger S, Berka C, Ruffini G, Verma A. Comparison of medical and consumer wireless EEG systems for use in clinical trials. Front Hum Neurosci. 2017;11:398.

81. Miranda WLA, França JV. Processamento de neurosinais do hardware mindwave - análise de ruídos e filtros para obtenção do espectro de frequências. In: Barbosa FC, editor. Engenharia: criação, construção e manutenção. Piracanjuba (GO): Editora Conhecimento Livre; 2021. p. 20–31. Available from: http://api.conhecimentolivre.org/ecl-api/storage/app/public/L.269-2021.pdf

82. Picot A. Détection d'hypovigilance chez le conducteur par fusion d'informations physiologiques et vidéo. 2009;

83. Duarte RM. Interface cérebro-máquina híbrida utilizando amplificador EEG de baixo custo [monografia]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, Departamento de Engenharia Elétrica; 2015.

84. Bohle H, Rimpel J, Schauenburg G, Gebel A, Stelzel C, Heinzel S, et al. Behavioral and Neural Correlates of Cognitive-Motor Interference during Multitasking in Young and Old Adults. Neural Plast. 2019;2019:1–19.

85. Chan DCL, Wong TWL, Zhu FF, Cheng Lam C, Young WR, Capio CM, et al. Investigating changes in real-time conscious postural processing by older adults during different stance positions using electroencephalography coherence. Exp Aging Res. 2019;45:410–23.

86. Chen Y-C, Tsai Y-Y, Chang G-C, Hwang I-S. Cortical reorganization to improve dynamic balance control with error amplification feedback. J NeuroEngineering Rehabil. 2022;19:3.

87. Ghosn NJ, Palmer JA, Borich MR, Ting LH, Payne AM. Cortical beta oscillatory activity evoked during reactive balance recovery scales with perturbation difficulty and individual balance ability. Brain Sci. 2020;10:860.

88. Lin C-L, Hsieh Y-W, Chen H-Y. Age-related differences in alpha and beta band activity in sensory association brain areas during challenging sensory tasks. Behav Brain Res. 2021;408:113279.

89. Payne AM, Hajcak G, Ting LH. Dissociation of muscle and cortical response scaling to balance perturbation acceleration. J Neurophysiol. 2019;121:867–80.

90. Payne AM, Ting LH. Worse balance is associated with larger perturbation-evoked cortical responses in healthy young adults. Gait Posture. 2020;80:324–30.

91. Caiana TL, Nogueira DDL, Lima ACDD. A REALIDADE VIRTUAL E SEU USO COMO RECURSO TERAPÊUTICO OCUPACIONAL: REVISÃO INTEGRATIVA. Cad Ter Ocupacional UFSCar. 2016;24:575–89.

92. Tezani[1] TCR. O jogo e os processos de aprendizagem e desenvolvimento: aspectos cognitivos e afetivos. Educ Em Rev. 1969;7:1–16.

93. Juul J. Video Games between Real Rules and Fictional Worlds. 2008.

94. Siqueira ES, Barros ES, Monteiro DC, De Souza DDG, Marques LB. ALE RPG Jogo Digital para Aprendizado de Crianças em Leitura e Escrita. RENOTE [Internet]. 2012 [citado 3 de maio de 2024];10. Recuperado de: https://seer.ufrgs.br/renote/article/view/30789

95. Moreno J, Saldaña D. Use of a computer-assisted program to improve metacognition in persons with severe intellectual disabilities. Res Dev Disabil. 2005;26:341–57.

96. Schuytema P. Design de Games: Uma abordagem prática. São Paulo. 2008.

97. Vergara ATD, Lima ACD, Langer R, Bueno MLM. FalePirata: Um Jogo Sério para Auxílio no Processo de Alfabetização Por Meio do Método Fônico. An X Workshop Congr Bras Informática Na Educ WCBIE 2021 [Internet]. Brasil: Sociedade Brasileira de Computação; 2020 [citado 3 de maio de 2024]. p. 174–81. Recuperado de: https://sol.sbc.org.br/index.php/wcbie/article/view/18207

98. Moura L de A, Boschi SRM da S, Reis PC, Silva ARF da, Valério M da P, Gonzalez T de O, et al. O uso da gameterapia para diminuir a oscilação postural. Rev Eletrônica Acervo Saúde. 2024;24:e16983.

99. Valério M da P, Boschi SRM da S, Ribeiro DL, Fernandes da Silva AR, Moura L de A, Alexandre GD, et al. Proposal of a Serious Game for Dynamic Balance Training Using a Force Platform: A Pilot Study. Games Health J [Internet]. 2025 [citado 5 de maio de 2025]; Recuperado de: https://www.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/g4h.2023.0194

100. Ma L, Marshall PJ, Wright WG. The impact of external and internal focus of attention on visual dependence and EEG alpha oscillations during postural control. J NeuroEngineering Rehabil. 2022;19:81.

101. Garner JJ, D'Zmura M. Postural responses to sinusoidal modulations of viewpoint position in a virtual environment. Exp Brain Res. 2020;238:1385–98.

102. Stehle SA, Aubonnet R, Hassan M, Recenti M, Jacob D, Petersen H, et al. Predicting postural control adaptation measuring EEG, EMG, and center of pressure changes: BioVRSea paradigm. Front Hum Neurosci. 2022;16:1038976.

103. Garner JJ, D'Zmura M. Postural responses to sinusoidal modulations of viewpoint position in a virtual environment. Exp Brain Res. 2020;238:1385–98.

104. Bremholm J, Kabel K, Liberg C, Skar GB. A review of Scandinavian writing research between 2010 and 2020. Writ Pedagogy. 2022;13:7–49.

ANEXO A – CERTIFICADO E PRODUÇÃO TÉCNICA DO WATERFALLS BALANCE



REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
MINISTÉRIO DO DESENVOLVIMENTO, INDÚSTRIA, COMÉRCIO E SERVIÇOS
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
DIRETORIA DE PATENTES, PROGRAMAS DE COMPUTADOR E TOPOGRAFIAS DE CIRCUITOS

Certificado de Registro de Programa de Computador

Processo Nº: **BR512024000899-3**

O Instituto Nacional da Propriedade Industrial expede o presente certificado de registro de programa de computador, válido por 50 anos a partir de 1° de janeiro subsequente à data de 19/03/2024, em conformidade com o §2°, art. 2° da Lei 9.609, de 19 de Fevereiro de 1998.

Título: WaterFalls Balance

Data de publicação: 19/03/2024

Data de criação: 10/10/2023

Titular(es): MARIANA DA PALMA VALÉRIO; LUAN DE ALMEIDA MOURA

Autor(es): ALESSANDRO PEREIRA DA SILVA; MARIANA DA PALMA VALÉRIO; LUAN DE ALMEIDA MOURA; THIAGO YUKIO MURAYAMA YASUE; HIGOR BARRETO CAMPOS

Linguagem: HTML; C#

Campo de aplicação: SD-09

Tipo de programa: ET-02

Algoritmo hash: SHA-256

Resumo digital hash: c688a942fedebbdaa74388a3c567509 7d8a7ffc6aab5b3525acba6b3aaec9f08

Expedido em: 26/03/2024

Aprovado por:
Carlos Alexandre Fernandes Silva
Chefe da DIPTO

PRODUÇÃO TÉCNICA

SOFTWARE/APLICATIVO - PROGRAMA DE COMPUTADOR

Definição: Software é um conjunto de instruções ou declarações a serem usadas direta ou indiretamente por um computador, a fim de obter um determinado resultado. Ele é composto por um código-fonte, desenvolvido em alguma linguagem de programação. (Fonte: INPI).

Exemplos: Programas de Simulação, softwares de engenharia, softwares de pesquisa operacional, controle de processos, sistemas especialistas, softwares de inteligência artificial, aplicativos educacionais, aplicativos utilizados em ambiente organizacional, planilhas eletrônicas etc.

Não se aplica: aquele código que não seja resultado de seu próprio trabalho e criação ou quando representar pequenas adaptações de programas já existentes, ou ainda não demostrar aplicabilidade ou funcionalidades válidas.

Campos descritivos obrigatórios*:

Descrição da finalidade do software: (até 50 palavras)

O software WaterFalls Balance é um jogo integrado a um sistema de plataforma inclinável, com protocolo de teste de equilíbrio postural, causando estímulos visuais e auditivos que podem ser analisados através de ativação muscular ou do córtex.

Avanços tecnológicos/grau de novidade: (até 50 palavras)

- Simplificar o processo de administração ao calcular com precisão as taxas de infusão
- Apresentar cálculos detalhados para as concentrações individuais de fármacos vasoativos
- Proporcionar uma gestão mais eficiente e segura da terapia farmacológica em ambientes clínicos

( ) Produção com alto teor inovativo: Desenvolvimento com base em conhecimento inédito;
(x) Produção com médio teor inovativo: Combinação de conhecimentos pré-estabelecidos;
( ) Produção com baixo teor inovativo: Adaptação de conhecimento existente;
( ) Produção sem inovação aparente: Produção técnica.

Definir se a produção é resultado do trabalho realizado pelo programa de pós-graduação ou se é resultado do trabalho individual do docente, o qual seria realizado independentemente do mesmo se docente de um programa ou não:

Docentes Autores:

Nome: Alessandro Pereira da Silva CPF: 297.316.678-06 (X) Permanente; ( ) Colaborador
Nome: Silvia Cristina Martini CPF: 253.012.908-86 (X) Permanente; ( ) Colaborador
Nome: Sílvia Regina Matos Da Silva Boschi CPF: 095.153.398-39(X) Permanente; ( ) Colaborador
Nome: Terigi Augusto Scardovelli CPF: 300.300.108-61 (X) Permanente; ( ) Colaborador

Discentes Autores:

Nome: Luan de Almeida Moura CPF: 455.005.328-39 ( ) Mest Acad; (X) Doutorado
Nome: Mariana da Palma Valério CPF: 367.148.418-76 ( ) Mest Acad; (X) Doutorado
Nome: Higor Barreto Campos CPF: 430.436.768-40 ( ) Mest Acad; (X) Doutorado
Nome: _____ CPF:_____ ( ) Mest Acad; ( ) Doutorado

Demais Autores:
Nome: Thiago Yukio Murayama Yasue CPF: 237.099.258-19 Organização: Colaborador
Nome: _____CPF:_____Organização:_____
Nome: _____CPF:_____Organização:_____
Nome: _____CPF:_____Organização:_____

Conexão com a Pesquisa
Projeto de Pesquisa vinculado à produção: Programa integrado a Engenharia Biomédica
Linha de Pesquisa vinculada à produção: Instrumentação biomédica e tecnologias assistivas
( ) Projeto isolado, sem vínculo com o Programa de Pós-graduação

Conexão com a Produção Científica:

Relacione os artigos publicados apenas em periódicos que estão correlacionados a esta produção:
a) Título:
Periódico:
Outros dados: ano_____; vol_____; páginas_____- _____; doi _____.

Campos descritivos opcionais*:

Situação atual da Produção:

( ) Piloto/Protótipo
(X) Em teste
( ) Finalizado/implantado
( ) Pedido de registro depositado no INPI, nº_____
(X) Registro concedido no INPI, nº BR512024000899-3
( ) Licenciado para empresa/organização
Dados da Entrega/Implantação (se licenciado)
Data da entrega: __/___/____
Nome da Empresa/Organização cliente: _____
Endereço:_____ Cidade: _____ Estado____
Contato na Empresa/Organização cliente:
Nome:_____Cargo:_____ email:_____Tel ( ) _____
( ) Registro em repositório específico

Recursos e vínculos da Produção Tecnológica
Data início:01/06/2021 Data término:31/05/2025
Total investido: R$145.600,00
Fonte do Financiamento: CAPES

Descrição da Abrangência realizada: (até 50 palavras)

O software WaterFalls Balance é integrado a um sistema capaz de avaliar e treinar o equilíbrio dinâmico. Sua sincronização com as variáveis de leitura permite uma maior assertividade de leitura e processamento de dados.

Descrição da Abrangência potencial: (até 50 palavras)

O software WaterFalls Balance tem potencial de ser utilizado pelos profissionais da área da saúde a fim de avaliar, treinar e reabilitar pessoas com problemas no equilíbrio postural, podendo ser utilizado por fisioterapeutas, educadores físicos e clínicas de reabilitação. Além disso pode ser utilizado para pesquisa científica.

Descrição da Replicabilidade: (até 50 palavras)

O software WaterFalls pode ser replicado pelo código fonte, desenvolvido através do ambiente de desenvolvimento motor Unity 3D, utilizando a linguagem C#. Os recursos visuais foram utilizados do próprio ambiente de desenvolvimento. Entretanto foi definido que o código é fechado.

Natureza: computacional, multimídia ou outro: Computacional
Finalidade: Pesquisa
Plataforma: Windows
Ambiente: Microcomputadores
Disponibilidade: restrita ou irrestrita: Restrita
Instituição Financiadora: CAPES
Cidade: Mogi das Cruzes
País: Brasil
Divulgação: meio digital, outro, vários: Meio digital
URL: _____

A produção necessita estar no repositório? Sim
Documentos Anexados (em PDF)
( ) Declaração emitida pela organização cliente
( ) Outros documentos emitidos por órgãos públicos ou privados (registro INPI, Fundações Estaduais de Apoio, laboratórios de testes, Inmetro, repositórios de software....)
( ) Código fonte do programa

ANEXO B – BIOMEDICAL PHYSICS & ENGINEERING EXPRESS.

Author guidelines

Biomedical Physics & Engineering Express (BPEX) is an inclusive, international, multidisciplinary journal devoted to publishing new research on any application of physics and/or engineering in medicine and/or biology. Characterized by a broad geographical coverage and a fast-track peer-review process, relevant topics include all aspects of biophysics, medical physics and biomedical engineering. Papers that are almost entirely clinical or biological in their focus are not suitable. The journal has an emphasis on publishing interdisciplinary work and bringing research fields together, encompassing experimental, theoretical and computational work.

What we look for in your article

If you are an early career researcher you may find our **PDF guides** (available in both English and Chinese) helpful.

You can also watch our guide on **How to Write and Publish a Scientific Paper**

IOP Publishing (IOP) considers for publication in our journals articles that:

1. Report original science and add significantly to research already published
2. Are of interest to the community
3. Are scientifically rigorous
4. Have sound motivation and purpose
5. Have not been published previously in the peer reviewed literature
6. Are not under consideration for publication in any other peer reviewed journal or book available through a library or by purchase
7. Comply with our preprint pre-publication policy (see below), and
8. Comply with our ethical policy.

Author guidelines

What we look for in your article

Can I submit an article that has been posted as a Preprint?

Language

Article format and templates

Article length

Article structure

Figures

Article multimedia

Supplementary material and data in journal articles

References

Preparing your source files for journal articles

Copyright and Permissions

Back to top

ANEXO C – COLABORAÇÃO PUBLICADA – RESEARCH ON BIOMEDICAL ENGINEERING

Research on Biomedical Engineering (2022) 38:839–855
https://doi.org/10.1007/s42600-022-00223-1

ORIGINAL ARTICLE

Development of a dynamic balance analysis and training system through posturography in a bipodal force platform with biaxial rotation

Marcio Tadashi Ishizaki[1] · André Roberto Fernandes da Silva[1] · Luan de Almeida Moura[1] · Paulo Cesar dos Reis[1] · Leandro Lazzareschi[1] · Silvia Regina Matos da Silva Boschi[1] · Silvia Cristina Martini[1] · Terigi Augusto Scardovelli[1] · Alessandro Pereira da Silva[1]

Received: 9 November 2021 / Accepted: 27 May 2022 / Published online: 9 June 2022
© Sociedade Brasileira de Engenharia Biomedica 2022

Abstract

Purpose The development of equipment to study the dynamic balance is necessary for the understanding of postural balance. This study aimed to develop a bipodal force platform with controlled biaxial rotation, for assessment and training of people with different levels of postural balance.

Methods A force platform with two plates and eight load cells was developed, with biaxial tilting controlled by four stepper motors. The load cell data processing and tilt control is performed by a dashboard connected to a microcontroller. To validate the device, accuracy tests of the position of the center of pressure (COP), tilt amplitude, and speed were made. Experimental tests with 5 volunteers were also performed.

Results Accuracy tests results show that COP calculation has an average error of − 1.634 mm on the *X* axis and − 0.216 mm on the *Y* axis. The tilt tests show an average error of 0.28% on the *X* axis and 1.02% on the *Y* axis. The maximum inclination of the device in both axes is 25° with the tilting speed up to 13°/s collecting pressure data and 21°/s without collecting. Experimental tests have shown the usability of the device for human postural balance in dynamic situations.

Conclusion The developed force platform provides data that allow calculation of ground reaction forces and COP, at different amplitudes and speeds of inclination. The device can be helpful for dynamic posturography and postural balance studies, to use in individuals with low as well as high level of postural balance.

Keywords Dynamic postural balance · Dynamic posturography · Force platform · Center of pressure

✉ Marcio Tadashi Ishizaki
marciotadashi@gmail.com

André Roberto Fernandes da Silva
AndreRobertoFernandes@gmail.com

Luan de Almeida Moura
luanm213@gmail.com

Paulo Cesar dos Reis
pauloreis@umc.br

Leandro Lazzareschi
leandrolazzareschi@umc.br

Silvia Regina Matos da Silva Boschi
boschi@umc.br

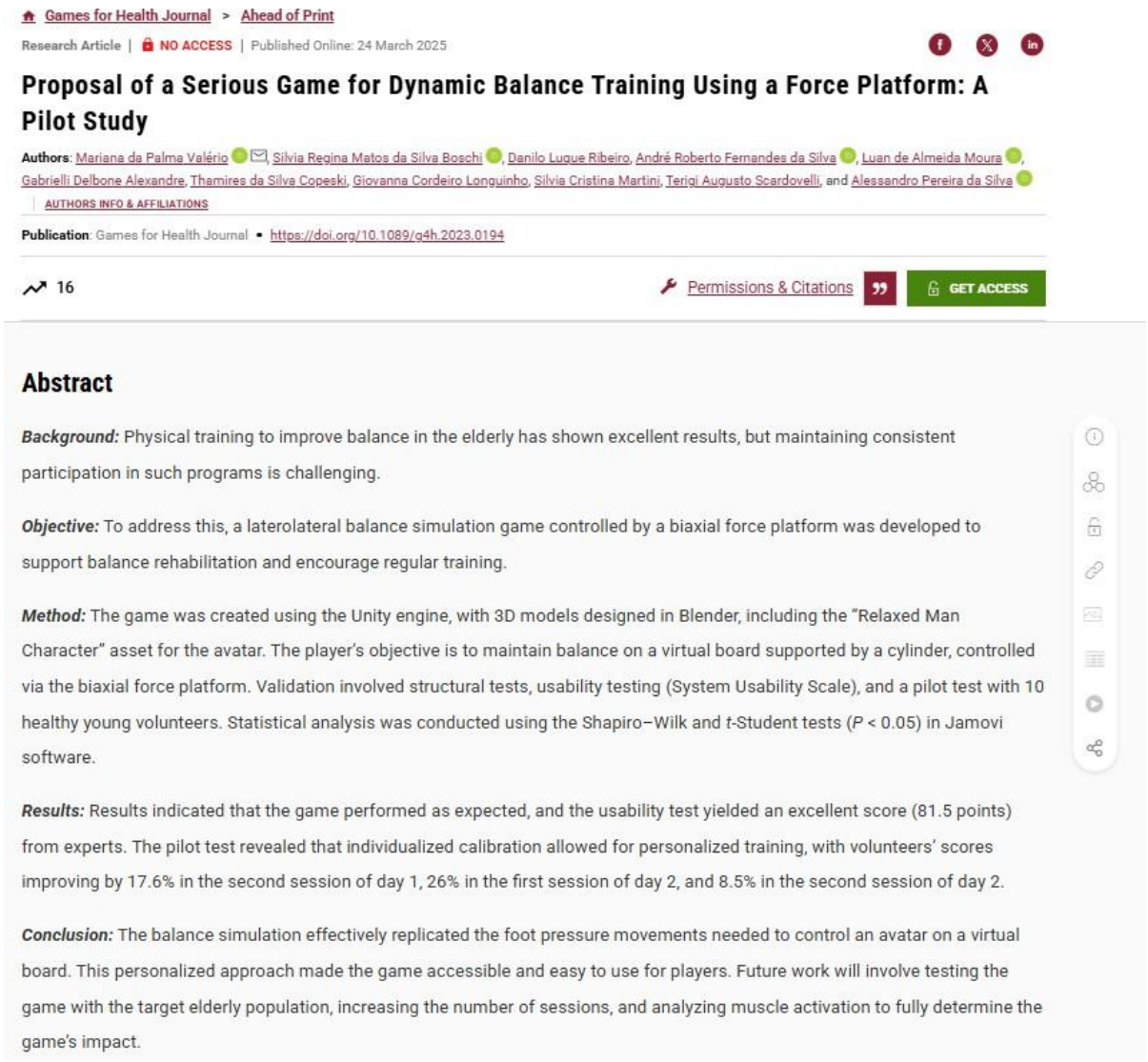
Silvia Cristina Martini
silviac@umc.br

Terigi Augusto Scardovelli
terigiscardovelli@umc.br

Alessandro Pereira da Silva
alessandrops@umc.br

[1] Technology Research Center, University of Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, São Paulo, UMC, Brazil

ANEXO D – COLABORAÇÃO PUBLICADA – GAMES FOR HEALTH JOURNAL



Games for Health Journal > Ahead of Print

Research Article | NO ACCESS | Published Online: 24 March 2025

Proposal of a Serious Game for Dynamic Balance Training Using a Force Platform: A Pilot Study

Authors: Mariana da Palma Valério, Silvia Regina Matos da Silva Boschi, Danilo Lugue Ribeiro, André Roberto Fernandes da Silva, Luan de Almeida Moura, Gabrielli Delbone Alexandre, Thamires da Silva Copeski, Giovanna Cordeiro Longuinho, Silvia Cristina Martini, Terigi Augusto Scardovelli, and Alessandro Pereira da Silva

AUTHORS INFO & AFFILIATIONS

Publication: Games for Health Journal • https://doi.org/10.1089/g4h.2023.0194

16

Permissions & Citations

GET ACCESS

Abstract

Background: Physical training to improve balance in the elderly has shown excellent results, but maintaining consistent participation in such programs is challenging.

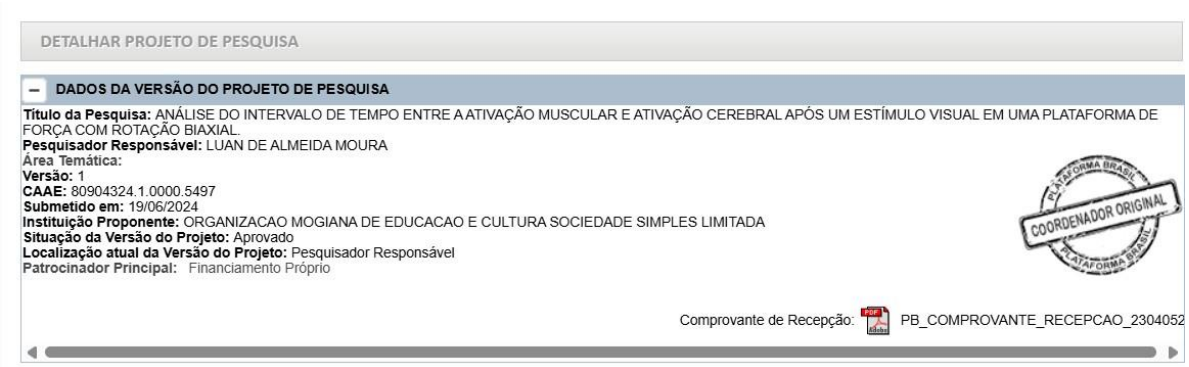
Objective: To address this, a laterolateral balance simulation game controlled by a biaxial force platform was developed to support balance rehabilitation and encourage regular training.

Method: The game was created using the Unity engine, with 3D models designed in Blender, including the "Relaxed Man Character" asset for the avatar. The player's objective is to maintain balance on a virtual board supported by a cylinder, controlled via the biaxial force platform. Validation involved structural tests, usability testing (System Usability Scale), and a pilot test with 10 healthy young volunteers. Statistical analysis was conducted using the Shapiro–Wilk and *t*-Student tests ($P < 0.05$) in Jamovi software.

Results: Results indicated that the game performed as expected, and the usability test yielded an excellent score (81.5 points) from experts. The pilot test revealed that individualized calibration allowed for personalized training, with volunteers' scores improving by 17.6% in the second session of day 1, 26% in the first session of day 2, and 8.5% in the second session of day 2.

Conclusion: The balance simulation effectively replicated the foot pressure movements needed to control an avatar on a virtual board. This personalized approach made the game accessible and easy to use for players. Future work will involve testing the game with the target elderly population, increasing the number of sessions, and analyzing muscle activation to fully determine the game's impact.

ANEXO E – COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA



DETALHAR PROJETO DE PESQUISA

DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DO INTERVALO DE TEMPO ENTRE A ATIVAÇÃO MUSCULAR E ATIVAÇÃO CEREBRAL APÓS UM ESTÍMULO VISUAL EM UMA PLATAFORMA DE FORÇA COM ROTAÇÃO BIAXIAL

Pesquisador Responsável: LUAN DE ALMEIDA MOURA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 80904324.1.0000.5497

Submetido em: 19/06/2024

Instituição Proponente: ORGANIZACAO MOGIANA DE EDUCACAO E CULTURA SOCIEDADE SIMPLES LIMITADA

Situação da Versão do Projeto: Aprovado

Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

PLATAFORMA BRASIL
COORDENADOR ORIGINAL
PLATAFORMA BRASIL

Comprovante de Recepção: PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_2304052

ANEXO F – COLABORAÇÃO SUBMETIDA – REVISTA CIENTÍFIC@ UNIVERSITAS

Influence of walking on postural control through whole-body vibration: A pilot study

Luan de Almeida Moura[1], Tabajara de Oliveira Gonzalez[2], Letícia Araújo Rios[3], Silvia Cristina Martini[4], Alessandro Pereira da Silva[5]

1 Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), Kerygma Technology (KT), luanm213@gmail.com.
2 Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), tabajaragonzalez@umc.br.
3 Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), leticia.araujo.rios@gmail.com.
4 Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), silviac@umc.br.
5 Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), Kerygma Technology (KT), alessandrops@umc.br.

RESUMO: O controle postural é essencial para o equilíbrio, sendo influenciado por fatores neurológicos, obesidade e sedentarismo. A vibração de corpo inteiro (VCI) é uma técnica utilizada para melhorar a estabilidade, especialmente do tornozelo e músculos do tronco. Estudos mostram que VCI pode aumentar a velocidade de ajuste postural e reduzir a oscilação corporal. Plataformas que permitem deslocamento durante VCI poderiam aprimorar o treinamento de equilíbrio dinâmico. O presente estudo busca compreender os efeitos de uma plataforma que permite o deslocamento durante a VCI no equilíbrio de indivíduos jovens. O equilíbrio foi avaliado por meio de um disco de freeman que analisa os dados do centro de pressão (COP) e análise eletromiografica dos eretores da espinha (EE) e tibial anterior (TA). O teste teve duração de 30s, aplicado 5min antes da 1ª sessão de intervenção e 1 semana depois do fim do treinamento. O grupo controle não apresentou diferença significativa entre os testes pré e pós do disco de Freeman e do EMG. O grupo intervenção mostrou redução significativa (93.3%) na oscilação anteroposterior do COP, aumento significativo (p=0.009) no tempo de ativação do TA e diminuição (p=0.009) no tempo de ativação dos EE. Conclui-se que a caminhada com vibração de corpo inteiro é capaz de melhorar de forma significativa o equilíbrio antero- posterior, além de aumentar o tempo de ativação do músculo TA e diminuir o tempo de ativação dos EE em plataformas instáveis.

Palavras-chave: Vibração de corpo inteiro; caminhada; Equilíbrio; Eletromiografia.

ABSTRACT: Postural control is essential for balance and is influenced by neurological factors, obesity, and sedentary lifestyle. Whole-body vibration (WBV) is a technique used to enhance stability, particularly at the ankle and trunk muscles. Studies indicate that WBV can increase postural adjustment speed and reduce body sway. Platforms allowing displacement during WBV could enhance dynamic balance training. This study aims to understand the effects of a platform allowing displacement during WBV on the balance of young individuals. Balance was assessed using a Freeman disc analyzing center of pressure (COP) data and electromyographic (EMG) analysis of the erector spinae (ES) and tibialis anterior (TA) muscles. The test lasted 30 seconds, conducted 5 minutes before the 1st intervention session and 1 week after the training ended. The control group showed no significant difference between pre- and post-tests of Freeman disc and EMG. The intervention group demonstrated a significant reduction (93.3%) in anteroposterior COP oscillation, a significant increase (p=0.009) in TA activation time, and a decrease (p=0.009) in ES activation time. Walking with whole-body vibration significantly improves anteroposterior balance and increases TA muscle activation time while decreasing ES activation time on unstable platforms.

Key-words: whole-body vibration; walking; balance; electromyography.

ANEXO G – CONGRESSO PUBLICADO – IX LATIN AMERICAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING AND XXVIII BRAZILIAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING

Proposal of a computerized system based on gametherapy to reduce postural sway

L.A. Moura[1], P.C. Reis[1], A.R.F. Silva[1], R.P. Prado[1], M.P. Valério[1], S.R.M.S. Boschi[1], S.C. Martini[1], T.A. Scardovelli[1], A.P. Silva[1].

[1] Technology Research Center, University of Mogi das Cruzes (UMC), Mogi das Cruzes, Brazil.

Abstract– **For balance training, one of the methods used is gametherapy, which consists in the use of games for a better motivation of the patients. Thus, the objective of this work was to develop three games for balance training that explore laterolateral and anteroposterior movements, as well as the combination of both. The games were developed and tested with a force platform with controlled inclination, which is used to control the game avatars. To test the platform's functionality, weights were placed on the equipment, and the response of the sensors was verified. The games were evaluated by two distinct groups of professionals: the first composed of 5 system/game developers, and the second by 5 physiotherapists. To this end, two questionnaires were developed based on regulatory standards for software development and quality and on the System Usability Scale (SUS). In the functionality test, the sensors responded by increasing their values according to the region of the platform being pressed. The responses obtained in the SUS questionnaire presented a score of 81 in the evaluation of the physiotherapists and 83 in the evaluation of the system developers. Both values classify the system as good, according to the SUS scale. Games can be a very useful tool with great potential for use in balance training and rehabilitation. The developed system may bring a significant improvement in treatments, as well as help the health professionals by increasing the possibilities of applied techniques, thus reaching a longer permanence of the patient during treatment, with the motivation to use the games.**

Keywords- **Balance, Software tests, Gametherapy, Unity.**

I. Introduction

Postural control can be defined as a complex motor skill arising from the interaction of multiple sensorimotor processes [1]. The neuromuscular responses aim to ensure that the body's center of gravity (CG) is maintained within the support base (area formed by the lower limbs) [2,3]. Thus, over time, postural training methods have been developed aiming at improving orthostatic balance [4]. For balance training, unstable platforms such as the wobble board are commonly used [5]. Either by strengthening the lower limb stabilizing muscles, by improving proprioception, or by improving the muscle activation capacity [6].

One of the resources to improve balance training is the implementation of virtual reality. This system is capable of simulating balance training activities, increasing mobility and reducing the fear of falls [7]. On this way, [8,9] define that balance training based on computerized games can improve patient motivation, raising the training capacity.

In the [10] study a wii balance board was used to control the games. However, on the wii balance board the patient cannot be tested in tilting situations, which is more indicated [9]. In another study [11] a Kinect controlled game was developed along with a force platform. However, in this work the force platform is only used for data collection and not for controlling the game. Other authors [9] made a manually tilted platform with three games. However, the tilt of this platform is manual and limited to angles multiple of 5.

Therefore, a game system controlled by a force platform with biaxial rotation could better adapt to the exercises and the needs of each patient. This way, the training can be done in several angles, generating a personalization with different degrees of difficulty. Thus, the objective of this work was to develop a gametherapy proposal based on the application of three virtual games, where each one of them allows the training of a different type of movement, being the first focused on the laterolateral movement, the second focused on the anteroposterior movement, and the third focused on the combination of both movements. The games developed have an interaction interface through the movement of the player on a force platform.

II. Material and Methods

A. Equipment

To control the avatars of the developed games, a biaxial force platform with controlled inclination is used [12]. It has the ability to change its inclination through four step motors controlled by a microcontroller, allowing its use in various inclinations (FIG. 1a). This platform has eight load cells fixed on its surface (FIG. 1b). Its sensors allow the movement or control of the game as soon as they are pressed.

ANEXO H – COLABORAÇÃO – CERTIFICADO DO JOGO MAZE GAME

REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
MINISTÉRIO DO DESENVOLVIMENTO, INDÚSTRIA, COMÉRCIO E SERVIÇOS
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
DIRETORIA DE PATENTES, PROGRAMAS DE COMPUTADOR E TOPOGRAFIAS DE CIRCUITOS

Certificado de Registro de Programa de Computador

Processo Nº: **BR512023001833-3**

O Instituto Nacional da Propriedade Industrial expede o presente certificado de registro de programa de computador, válido por 50 anos a partir de 1° de janeiro subsequente à data de 22/06/2023, em conformidade com o §2°, art. 2° da Lei 9.609, de 19 de Fevereiro de 1998.

Título: Maze Game

Data de publicação: 22/06/2023

Data de criação: 04/02/2020

Titular(es): MARIANA DA PALMA VALÉRIO

Autor(es): ALESSANDRO PEREIRA DA SILVA; MARIANA DA PALMA VALÉRIO; LUAN DE ALMEIDA MOURA

Linguagem: UNITY

Campo de aplicação: SD-09

Tipo de programa: ET-02

Algoritmo hash: OUTROS

Resumo digital hash: 8e94ae079a0344044b0801524721634605d6dc40

Expedido em: 04/07/2023

Aprovado por:
Carlos Alexandre Fernandes Silva
Chefe da DIPTO

ANEXO I – COLABORAÇÃO – CERTIFICADO DO JOGO YUKI SKI

REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL
MINISTÉRIO DO DESENVOLVIMENTO, INDÚSTRIA, COMÉRCIO E SERVIÇOS
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
DIRETORIA DE PATENTES, PROGRAMAS DE COMPUTADOR E TOPOGRAFIAS DE CIRCUITOS

Certificado de Registro de Programa de Computador

Processo Nº: **BR512024000329-0**

O Instituto Nacional da Propriedade Industrial expede o presente certificado de registro de programa de computador, válido por 50 anos a partir de 1° de janeiro subsequente à data de 01/12/2023, em conformidade com o §2°, art. 2° da Lei 9.609, de 19 de Fevereiro de 1998.

Título: Yuki Ski

Data de publicação: 01/12/2023

Data de criação: 01/02/2023

Titular(es): BRUNO TOSHIO GOMES GUNJI; MARIANA DA PALMA VALÉRIO

Autor(es): BRUNO TOSHIO GOMES GUNJI; ALESSANDRO PEREIRA DA SILVA; MARIANA DA PALMA VALÉRIO; LUAN DE ALMEIDA MOURA

Linguagem: HTML; C#

Campo de aplicação: SD-09

Tipo de programa: ET-02

Algoritmo hash: OUTROS

Resumo digital hash: 578ebbc4edef6d8f6150183c1dfd338cc509fc9c

Expedido em: 15/02/2024

Aprovado por:
Joelson Gomes Pequeno
Chefe Substituto da DIPTO - PORTARIA/INPI/DIRPA Nº 02, DE 10 DE FEVEREIRO DE 2021