UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equilíbrio corporal: uma revisão sistemática

Pedro Henrique Martins Monteiro

São Paulo
2022

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equilíbrio corporal: uma revisão sistemática

Pedro Henrique Martins Monteiro

São Paulo
2022

PEDRO HENRIQUE MARTINS MONTEIRO

Atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equilíbrio corporal: uma revisão sistemática

VERSÃO ORIGINAL

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em ciências.

Área de concentração: Estudos socioculturais e comportamentais da Educação Física e Esporte.

Orientador:
Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

Coorientador:

Prof.Dr. Daniel Boari Coelho

São Paulo

2022

Catalogação da Publicação

Serviço de Biblioteca

Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Monteiro, Pedro Henrique Martins

Atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equiilíbrio corporal: uma revisão sistêmica / Pedro Henrique Monteiro Martins. – São Paulo : [s.n.], 2022

61p.

Dissertação (Mestrado) - -Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr Luis Augusto Teixeira.

1. Controle postural 2. Equilíbrio 3. Córtex cerebral I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: MONTEIRO, Pedro Henrique Martins

Título: Atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equilíbrio corporal: uma revisão sistemática.

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data:___/___/____

Banca examinadora

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Dedico este trabalho para minha família e à Deus, vocês me dão o sustento necessário para continuar.

Agradecimentos

Agradeço as pessoas que me cercaram durante a jornada da pós-graduação.

Professor Doutor Luis Augusto Teixeira pela oportunidade em me aceitar como orientando na melhor Universidade da América Latina. Aprendi muito com o senhor, e tenho muito orgulho em estar sobre a orientação de uma das referências nacionais na área.

Professor Doutor Daniel Boari Coelho por ter aceitado me co-orientar, auxiliando no desenvolvimento do projeto junto ao professor Luis, durante um período crítico da pandemia. Gostaria também de agradecer por me receber em seu laboratório na Universidade Federal do ABC.

Ao amigo Alexandre Jehan Marcori que se tornou mais do que um companheiro de laboratório e publicações de trabalhos científicos. Obrigado pelas conversas e reflexões sobre ciência e concepções de vida, nossas conversas foram importantes para minha formação intelectual e pessoal.

A minha namorada/melhor amiga Jéssica Beatriz Gancedo, a qual sempre está ao meu lado para vibrar com minhas conquistas, me dar força quando necessário e me apoiar durante todo o processo.

Aos meus colegas do Laboratório de Sistemas Motores Humanos (Julia Ávila, Núbia Ribeiro, Paola Valenciano, Lucas Rezende, Thiago Henrique, Carla Rinaldin e Carol Souza). Obrigado pelas discussões de trabalhos que desenvolvemos durante a pandemia, aprendi muito com cada um de vocês e tenho certeza que todos terão sucesso em suas trajetórias.

À CAPES, pela concessão da Bolsa de estudos durante o Mestrado.

À minha família e a Deus, que estão propositalmente em último, pois sem vocês nada disso seria possível. Agradeço à Deus por tudo o que me foi proporcionado até aqui, desde minha família até a paz de espirito necessária, espero sempre trilhar os caminhos Dele fazendo o bem a todos a minha volta. A minha mãe, Maria Luiza Toledo Martins Monteiro, por sempre me receber bem em casa, proporcionar momentos de descontração, ouvir quando necessário e ser um exemplo de pessoa no cuidado com o próximo. Ao meu irmão, Rafael Luiz Martins Monteiro, amigo que passou um bom período de pandemia comigo, obrigado por me ensinar tanto e sempre estar disposto a conversar, tenho certeza que seu caminho na carreira acadêmica será brilhante. E por fim meu pai, Henrique Luiz

Monteiro, que para muito além de um pai, é um grande amigo. Admiro muito seu trabalho como pesquisador, dedicação a Universidade Pública, competência e capacidade de reflexão acerca de questões relacionadas a vida. Espero um dia poder ser uma pessoa e um profissional tão bom quanto o senhor. Você é uma grande inspiração para seu filho!

Comece fazendo o que é necessário, depois o que é possível, e de repente você estará fazendo o impossível (São Francisco de Assis).

RESUMO

MONTEIRO, P.H.M. Atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equilíbrio corporal: uma revisão sistemática. 2022. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2022.

A manutenção do controle postural está amplamente presente no cotidiano, acontecendo em diferentes contextos de dificuldade. Usualmente podemos classificar o equilíbrio em estático (sem movimentos voluntários aparentes para manutenção de uma postura), dinâmico (com movimentos voluntários para gerar deslocamento de segmentos corporais) e perturbado (com ações reativas a perturbações externas para recuperar o equilíbrio corporal). Ainda, estruturas superiores de comando associadas ao controle do equilíbrio têm ganhado destaque na literatura, uma vez que as técnicas de medição da atividade cortical têm avançado significativamente nos últimos anos, permitindo o entendimento da relevância dessas estruturas no equilíbrio. Com isso, o objetivo deste estudo é realizar uma revisão sistemática sobre áreas corticais ativadas durante a execução de tarefas impondo diferentes demandas de controle postural. Para tanto, foi empregada uma estratégia de busca que incluiu termos relacionados a controle postural e atividade cortical. A combinação dos termos foi analisada em 5 bases de dados, obtendo 2201 resultados, havendo exclusão de 1118 duplicatas e análise de 1083 títulos e resumos. Após a leitura dos títulos, 64 artigos foram elegíveis para leitura na integra, dos quais 52 foram incluídos. Todo o processo de seleção dos artigos foi realizado por dois pesquisadores, a fim de garantir um processo sem viés na seleção dos artigos. Nossos resultados apontam que apesar da diversidade de protocolos dentro dos domínios do equilíbrio, algumas regiões parecem ser mais ativadas em determinadas manipulações. As regiões temporal e parietal parecem exercer papel importante nos estudos com manipulação das fontes sensoriais; nas tarefas duais a região frontal foi a que apareceu mais vezes; durante a manipulação do tamanho da base de suporte as regiões parietal, occipital e temporal exerceram papel fundamental para superar os desafios posturais; e em respostas reativas tem sido encontrada uma atividade generalizada por todo o córtex, em especial na região central.

Palavras-chave: Controle postural, atividade cortical, córtex cerebral

ABSTRACT

MONTEIRO, P.H.M. Activity of cortical areas in tasks with different demands on body balance: a systematic review. 2022. Master thesis in sciences – School of Physical Education and Sport, University of São Paulo, São Paulo. 2022.

Balance maintenance is present in everyday activities occurring in different contexts of difficulty. We can usually classify situations into static balance (no apparent voluntary movements to maintain a posture), dynamic (voluntary movements to generate displacement of body segments), and perturbed (reactive actions to external disturbances to restore body balance). Superior command structures associated with balance control have gained a larger space in literature once cortical activity measurement techniques have advanced significantly in recent years, allowing the understanding of the relevance of these structures in balance. The present study aims to systematically review the cortical areas activated during balance tasks with different demands. The search strategy employed terms related to postural control and cortical activity. Five databases were included, resulting on 2201 papers, with exclusion of 1118 duplicates, and 1083 titles and abstracts analyzed. The ensuing phase contained 64 read articles, with 52 included. Two researchers performed the selection, ensuring no selection article bias. Results indicated that, despite protocols diversity, within the equilibrium domains, some regions seem to be more activated in certain manipulations. The temporal and parietal regions seem to play an important role in studies with manipulation of sensory sources; in the dual tasks, the frontal region was the one that appeared more often; during the manipulation of the support base area , the parietal, occipital and temporal regions seem to have played a more relevant role in overcoming postural challenges; and in reactive responses a generalized activity throughout the cortex has been reported across studies, especially in the central region.

Keywords: Postural control, cortical activity, cerebral cortex

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Fluxograma representando o processo de seleção dos artigos revisados. 16

Figura 2. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função da manipulação de visão e propriocepção em tarefas de equilíbrio corporal. 23

Figura 3 Áreas corticais ativadas com mensuração por EFIvP em função da manipulação de visão e/ou propriocepção em tarefas de equilíbrio corporal; a quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos pretos (<3 a ≥3); a manipulação sensorial é indicada por símbolos (ver legenda). 26

Figura 4. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função da manipulação de tarefas duais durante tarefas de equilíbrio corporal. 30

Figura 5. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EFIvP, em função da dificuldade de equilíbrio com tarefa dual em tarefas de equilíbrio corporal; a quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos pretos (<3 a ≥3)... 32

Figura 6. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função da manipulação do tamanho da base de suporte em tarefas de equilíbrio corporal. 37

Figura 7 Áreas corticais ativadas, com mensuração por EFIvP, em função da dificuldade de equilíbrio com manipulação da base de suporte em tarefas de equilíbrio corporal; a quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos pretos (<3 a ≥3); a manipulação da base de suporte é indicada por símbolos (ver legenda) 40

Figura 8. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função de respostas posturais reativas a perturbações do equilíbrio corporal. 46

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Manipulação de fontes sensoriais no equilíbrio utilizando EEG..... 20

Quadro 2. Manipulação das fontes sensoriais no equilíbrio utilizando EFIvP..... 24

Quadro 3. Tarefa dual e equilíbrio utilizando EEG..... 29

Quadro 4. Tarefa dual e equilíbrio utilizando EFIvP. 31

Quadro 5. Resultados de EEG na manipulação da base de suporte. 35

Quadro 6. Resultados de EFIvP na manipulação da base de suporte..... 38

Quadro 7. Resultados de EEG e EFIvP em estudos com respostas posturais reativas... 42

LISTA DE ABREVIATURAS

IRMf	Imageamento por ressonância magnética funcional
EEG	Eletroencefalografia
EFIvP	Espectroscopia funcional de infravermelho próximo
CP	Centro de pressão
PRISMA Protocols	Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis
STROBE	Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology
CPF	córtex pré-frontal

SUMÁRIO

RESUMO 11

ABSTRACT 12

1 INTRODUÇÃO 1

2. REVISÃO DE LITERATURA 4

2.1 Manipulação de fontes sensoriais 4

2.2 Manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motoras 5

2.3 Equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte 6

2.4 Respostas reativas a perturbações do equilíbrio corporal 7

2.5 Técnicas em neurociência 9

2.5.1 Eletroencefalografia 9

2.5.2 Espectroscopia por infravermelho próximo 12

3 OBJETIVO 13

4 MÉTODOS 14

4.1 Estratégia de busca literária 14

4.2 Critérios de inclusão e exclusão 14

4.3 Dados extraídos 15

4.4 Risco de viés 15

5. RESULTADOS 15

5.1 Manipulação das fontes sensoriais 17

5.2 Manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motoras 27

5.3 Equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte 33

5.4 Respostas reativas a perturbações do equilíbrio corporal 41

6 DISCUSSÃO 47

6.1 Manipulações de fontes sensoriais 47

6.2 Manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motoras 49

6.3 Equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte 52

6.4 Respostas reativas a perturbações do equilíbrio corporal 54

Limitações 55

Conclusões 56

REFERÊNCIAS 56

1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio corporal pode ser classificado em três categorias, a saber: equilíbrio estático, sem movimentos voluntários aparentes para manutenção de uma postura (BÜCHEL et al., 2021; DEL PERCIO et al., 2007, 2009); equilíbrio dinâmico, com movimentos voluntários para gerar deslocamento de segmentos corporais (BÜCHEL et al., 2021; VIEIRA; COELHO; TEIXEIRA, 2014); e equilíbrio perturbado, com ações reativas a perturbações externas para recuperar o equilíbrio corporal (MIHARA et al., 2008; MOCHIZUKI et al., 2009). Tendo em vista estas diferentes categorias, a forma de avaliar o equilíbrio pode ocorrer de maneiras distintas. Dentre elas, destacam-se as manipulações que utilizam cargas externas para gerar respostas posturais reativas (MOCHIZUKI et al., 2009; RINALDI et al., 2019; TEIXEIRA et al., 2020), manipulações de fontes sensoriais em situações de controle postural estático ou dinâmico (KARIM et al., 2013; ST GEORGE et al., 2021), redução da área da base suporte (BÜCHEL et al., 2021), e realização de tarefas cognitivas simultaneamente a uma tarefa de equilíbrio (JUNG; CHO; KANG, 2020; MARUSIC et al., 2019; STUART et al., 2018). A estabilidade do equilíbrio tem sido avaliada por meio de medidas comportamentais, tais como variabilidade de posição do centro de pressão (CP) e do centro de massa (CM). Ainda, com o avanço tecnológico e a busca pelo preenchimento de lacunas na investigação da participação de estruturas superiores de controle na manutenção e recuperação do equilíbrio, diferentes técnicas de avaliação da atividade cerebral têm sido empregadas para desvendar a participação de estruturas corticais na regulação do equilíbrio corporal (JACOBS; HORAK, 2007).

Uma das técnicas empregadas para compreender a participação cortical na regulação do equilíbrio corporal é o imageamento por ressonância magnética funcional (IRMf), a qual é usada para mensurar as mudanças dependentes do nível de oxigenação da hemoglobina no sangue (para mais detalhes, consultar LOGOTHETIS; WANDELL, 2004). Considerando que conforme uma região do cérebro é mais ativada há maior fluxo sanguíneo ao local, isso permite avaliar detalhadamente estruturas corticais e subcorticais durante protocolos que envolvem simulações mentais de tarefas motoras ou observações de ações (DIJKSTRA et al., 2020). Apesar da alta resolução espacial, uma das limitações desta técnica de medida de atividade cortical é a necessidade de o participante realizar a avaliação deitado e com movimento corporal limitado. Com isso, há uma restrição nas inferências relacionadas ao comportamento durante a atividade motora irrestrita. Por outro lado, técnicas como eletroencefalografia (EEG) e espectroscopia funcional no

infravermelho próximo (EFIvP) possibilitam a análise dos correlatos relacionados a atividade cortical durante a execução de tarefas motoras em pé e durante a execução de movimentos corporais.

A EEG é uma técnica que mede a atividade elétrica espontânea de conjuntos neuronais por meio de eletrodos distribuídos ao longo do escalpo, havendo posteriormente uma estimativa das regiões ativadas nas tarefas (MICHEL et al., 2004). Por outro lado, o EFIvP analisa as diferenças de oxigenação a partir de receptores posicionados no escalpo, com base na emissão e captação de sinais na região do infravermelho próximo, para estimar as atividades de regiões corticais alvo durante a realização de uma tarefa (FERRARI; QUARESIMA, 2012; MENANT et al., 2020). A comparação entre estas duas técnicas revela diferenças de resolução espacial e temporal, sendo que comparativamente a EEG apresenta alta resolução temporal e baixa resolução espacial, enquanto que o EFIvP apresenta alta resolução espacial e resolução temporal mais baixa (FERRARI; QUARESIMA, 2012; VARGHESE; MCILROY; BARNETT-COWAN, 2017; WITTENBERG et al., 2017). Isso quer dizer que a EEG permite um entendimento da atividade cortical numa escala de milissegundos, enquanto o EFIvP tem uma precisão maior em relação a quais regiões estão sendo ativadas e tem sua resolução espacial afetada por causa do atraso fisiológico causado pela natureza da medida (diferença de oxi- e desoxi-hemoglobina). Em vista destas limitações, alguns aspectos metodológicos relacionados a coletas de dados e processamento de sinais têm sido revisados, levando a diretrizes sobre como alcançar medidas com maior rigor de padronização de medidas e qualidade do desfecho a ser reportado (BURLE et al., 2015; MENANT et al., 2020; MICHEL et al., 2004).

O controle do equilíbrio corporal ocorre com a participação de regiões corticais que parecem estar envolvidas em ações complexas, tanto em tarefas de imaginação/observação (DIJKSTRA et al., 2020), quanto em protocolos experimentais com execução das tarefas motoras (HEROLD et al., 2017; STUART et al., 2018; WITTENBERG et al., 2017). Em situações de equilíbrio estático e dinâmico, papéis importantes têm sido atribuídos às regiões pré-frontal e área motora suplementar (para mais detalhes, WITTENBERG et al., 2017). Ainda, dependendo da tarefa, outras regiões podem ser requisitadas para lidar com instabilidades ambientais. Em tarefas com apoio unipodal, foram documentadas ativações em regiões frontais, centrais e parietais (DEL PERCIO et al., 2009). Quando se adiciona um fator de instabilidade (como bloco de espuma sob os pés) as ativações das regiões parietal e occipital parecem ficar mais

evidentes (BÜCHEL et al., 2021). Em tarefas de controle postural reativo, com perturbações imprevisíveis ou previsíveis da base de suporte, as ativações corticais se concentram em regiões frontais (incluindo bilateralmente as regiões dorsolaterais) e região frontal relacionada à visão. Ao se oferecer pistas auditivas antecipatórias a perturbação, são observadas ativações também nas regiões da área motora suplementar e córtex parietal posterior direito antes da perturbação (MIHARA et al., 2008). Assim, regiões corticais distintas podem ser ativadas para tarefas em contextos distintos.

Levando-se em consideração a relevância no entendimento do papel das regiões corticais no equilíbrio (HORAK, 2006), e a disseminação de técnicas que permitem a análise de atividade cortical em tarefas de equilíbrio corporal (HEROLD et al., 2017; MENANT et al., 2020), o interesse científico nessa temática tem aumentado. Tal fato é traduzido por revisões recentes que avaliam o efeito do controle postural em relação ao envelhecimento (HOLTZER et al., 2014; KAHYA et al., 2019; STUART et al., 2018; UDINA et al., 2020), populações especiais (STUART et al., 2018), estudos com IRMf para avaliar o equilíbrio (DIJKSTRA et al., 2020) e com tarefas de controle postural com diferentes demandas de equilíbrio (BOLTON, 2015; HEROLD et al., 2017; WITTENBERG et al., 2017). Contudo, a última revisão ampla de literatura com o intuito de analisar atividade cortical com equipamentos que geram medidas do córtex durante o controle da postura teve sua busca datada de 2016 (WITTENBERG et al., 2017). Considerando que os avanços tecnológicos e de processamento de dados impulsionaram a quantidade e qualidade de publicações deste tema nos últimos anos, este trabalho tem o objetivo de realizar uma revisão sistemática das investigações sobre áreas corticais envolvidas no controle de ações com diferentes demandas de equilíbrio corporal.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Manipulação de fontes sensoriais

A manutenção do equilíbrio corporal sobre a base de suporte depende da integração de diferentes informações sensoriais, que são geradas pelos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (MACKINNON, 2018). Tais informações chegam aos níveis superiores (corticais) de controle, havendo seleção de quais fontes sensoriais apresentam maior relevância para gerar respostas motoras (MAHBOOBIN et al., 2005). O entendimento de como diferentes informações sensoriais se relacionam com o equilíbrio tem sido obtido por meio de supressão (DEL PERCIO et al., 2007; KARIM et al., 2013; KENNY et al., 2020) ou manipulação (BÜCHEL et al., 2021; KARIM et al., 2013; VIEIRA; COELHO; TEIXEIRA, 2014) de fontes sensoriais, levando à necessidade de ajustes em níveis superiores de controle do equilíbrio corporal.

Ajustes na regulação do equilíbrio motivados pela supressão de fontes sensoriais, como por exemplo permanecer com os olhos fechados, gera alterações de controle em medidas utilizadas para inferir sobre o controle do equilíbrio, como maior deslocamento do centro de pressão (KENNY et al., 2020; VIEIRA; COELHO; TEIXEIRA, 2014). Resultados como este indicam o quanto a visão tem papel fundamental em realizar correções posturais durante o equilíbrio, em posições pouco ou muito desafiadoras. Outra forma de manipulação da informação sensorial é o aumento da instabilidade da base de suporte. Ao analisar o controle do equilíbrio com o indivíduo sobre um bloco de espuma maleável, a captação de sinais sensoriais dos mecanorreceptores advindos da periferia é perturbada, causando instabilidade. Este resultado foi encontrado em pesquisa que analisou o equilíbrio de participantes em superfícies instáveis, em comparação a análises realizadas em superfícies estáveis (VIEIRA; COELHO; TEIXEIRA, 2014).

As mudanças comportamentais provocadas pelas manipulações sensoriais podem ser mediadas pela modulação da atividade cortical. Em estudo com atividade cortical durante equilíbrio sobre base maleável em posição unipodal, aumentos de atividade cortical foram verificados nas regiões parieto-occipital e na região frontal na área motora primária de acordo com o pé que estava sendo usado para apoio no solo para manutenção do equilíbrio corporal (BÜCHEL et al., 2021). Com a manipulação da visão (com e sem supressão), em postura quieta, foi encontrada maior atividade na região centro-parietal ventral direita, sendo essa mudança relacionada com menor oscilação corporal (DEL PERCIO et al., 2007). Por fim, quando visão e base de suporte (plataforma oscilando de acordo com variações posturais durante a postura quieta) foram manipuladas

simultaneamente, foi observada atividade bilateral na região temporo-parietal (KARIM et al., 2013; TSE et al., 2013). Tais diferenças são atribuídas a um papel destacado do sistema vestibular em perturbações somatossensoriais e visuais. Estes achados têm sido associados a uma reorganização do sistema nervoso central para melhorar a representação de modelos internos do corpo de acordo com as exigências da tarefa. Mais especificamente, as regiões corticais parecem exercer uma função importante no processamento sensoriomotor durante o controle postural, havendo modulação da atividade de diferentes regiões de acordo com as demandas ambientais.

2.2 Manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motoras

Frequentemente tarefas do cotidiano envolvem a execução de ações motoras e cognitivas de maneira concomitante. Situações que exigem equilíbrio e processamento cognitivo requerem maior uso de recursos atencionais. Em especial, populações idosas têm um controle motor que passa de vias mais automáticas para outras mais dependentes das regiões frontais do córtex cerebral, havendo assim a necessidade crescente de maiores ativações pré-frontais para executar as mesmas ações (VERGHESE et al., 2017). Nesse contexto, quando idosos são expostos a tarefas posturais associadas a tarefas cognitivas apresentam comprometimento da capacidade de controle postural, quando comparados a adultos jovens, principalmente em condições mais desafiadoras sobre base de apoio maleável (BOISGONTIER et al., 2013). Uma das possíveis explicações para estes achados estaria relacionada a um maior recrutamento de recursos neurais genéricos (ativando regiões não-específicas à tarefa), indicando uma participação cortical maior para condições de equilíbrio em tarefas duais nos idosos. Dessa forma, quando expostos a tarefas duais, os achados indicam que a divisão entre os recursos neurais parece afetar de maneira mais acentuada a capacidade de equilíbrio.

Para entender melhor a questão da atividade cortical durante o equilíbrio, Stuart e colaboradores (2018) conduziram uma revisão de literatura analisando doze estudos sobre atividade cortical em tarefas de equilíbrio, sendo oito em tarefas estáticas e quatro com perturbações provocadas pela instabilidade da base de apoio. Os resultados sugerem que a atividade no córtex pré-frontal (CPF) foi aumentada em idosos quando houve mudança da posição sentado para posição em pé. Os autores também verificaram que a maioria dos estudos com EFIvP analisaram a região do córtex pré-frontal (CPF), por causa da limitação da faixa de cabeça utilizada para os optodos. Além disso, a maior parte das explicações para o aumento das ativações corticais em tarefas duais estava

relacionada com compensação dos níveis superiores de controle do sistema nervoso central para a atenção. Outra questão que precisa ser destacada é a escassez de trabalhos associando medidas corticais com medidas comportamentais do equilíbrio, como análises do CP, limitando as possíveis extrapolações.

Marusic e colaboradores (2019) realizaram avaliação das variáveis comportamentais e corticais entre adultos jovens e idosos para duas tarefas de controle postural (postura quieta e semi-tandem) junto com tarefa de contagem regressiva com subtração simples (para adicionar demanda cognitiva). Não foram encontradas diferenças no deslocamento total do CP quando passaram da posição bipodal para a semi-tandem. No entanto, verificaram aumento significativo da atividade cortical da porção dorsolateral do CPF. Além disso, a tarefa dual não provocou efeito expressivo sobre a atividade cortical. Dessa forma, quando uma tarefa cognitiva é realizada de forma concomitante a uma tarefa de equilíbrio de baixa complexidade, os recursos neurais para realização da atividade cognitiva concomitantemente ao controle de equilíbrio parecem ser utilizados sem interferência.

Rosso e colaboradores (2017) realizaram protocolo com tarefa de controle postural na qual os participantes deveriam permanecer parados de olhos fechados em uma plataforma que fazia deslocamentos no eixo sagital de acordo com a oscilação corporal. Além disso, foi adicionada uma demanda cognitiva envolvendo tarefa de tempo de reação a estímulo auditivo. Foram reportadas ativações maiores nas porções dorsolateral do CPF e área supra-marginal e supratemporal para as tarefas posturais. Para a tarefa cognitiva isolada, a atividade aconteceu especificamente na região dorsolateral. Foram encontradas menores ativações no CPF e temporal em indivíduos idosos quando estavam em tarefas duais, quando comparados a adultos jovens. No entanto, houve menor atividade cortical nas regiões específicas reportadas nas tarefas isoladas, em ambos os grupos, com idosos apresentando maiores reduções das regiões corticais específicas à tarefa. Com isso, torna-se importante entender como a atividade cortical pode ser influenciada pela tarefa cognitiva e de equilíbrio durante o paradigma de tarefa dual, ajudando a compreender a especificidade de diferentes demandas dentro do mesmo paradigma de tarefa dual.

2.3 Equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte

Treinamento de equilíbrio é uma estratégia que tem ganhado cada vez mais destaque na literatura, pois pode prevenir eventos de quedas em populações idosas (SHERRINGTON et al., 2017) e promover alterações do tamanho de representação em

regiões corticais (TAUBERT et al., 2016). Para gerar os efeitos benéficos do treinamento, são necessárias atividades que desafiem o equilíbrio (SHERRINGTON et al., 2017). O desafio pode ser efetuado por meio da manipulação na disposição da base de suporte, como por exemplo as posturas unipodais (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; LEHMANN et al., 2020; VIEIRA; COELHO; TEIXEIRA, 2014) e tandem (VARGHESE et al., 2015). Tais posições representam um aumento da demanda dos componentes proprioceptivos nos membros inferiores, uma vez que a base de suporte está sendo alterada. Com isso, há maior desafio em manter a oscilação do CP dentro dos limites de estabilidade da base de suporte. Além das mudanças comportamentais, o entendimento da participação de estruturas corticais no controle postural tem sido estudado há pouco tempo (HORAK, 2006; STUART et al., 2018; WITTENBERG et al., 2017), pois se acreditava que esses desafios posturais eram superados por meio de mecanismos subcorticais.

A simples alteração da base de suporte por meio das mudanças da posição dos pés, passando de uma postura Romberg (pés unidos em paralelo) para tandem (pés em linha), já parece ser suficiente para gerar instabilidades e alterações na atividade cortical (TSE et al., 2013; VARGHESE et al., 2015). A postura tandem, por exemplo, causa maior atividade das regiões parietal e central (localizada entre a região frontal e parietal) (TSE et al., 2013; VARGHESE et al., 2015), indicando que provavelmente as informações visuais podem auxiliar a superar o desafio somatossensorial imposto pela tarefa. Em situações mais desafiadoras, tal como ficar em posição unipodal, são verificadas ativações mais generalizadas, com aumento da excitabilidade cortical nas regiões frontais (incluindo região motora), parietal e occipital, para superar os desafios sensoriomotores que estão envolvidos nas posições descritas acima, aumentando a chance de atividade nessas regiões (LEHMANN et al., 2020). Ainda, no mesmo estudo foram verificadas diminuições na conectividade inter-hemisférica na região motora ipsilateral à perna apoiada no solo (LEHMANN et al., 2020), indicando provável especificidade na reorganização cortical. Análises de conectividade funcional são relativamente recentes na literatura, e necessitam de mais estudos com diferentes tarefas para serem entendidas

2.4 Respostas reativas a perturbações do equilíbrio corporal

Perturbações imprevisíveis do equilíbrio são influenciadas por fatores tais como magnitude da perturbação e restrições biomecânicas (AZZI; COELHO; TEIXEIRA, 2017; PAYNE; HAJCAK; TING, 2019), fatores presentes no cotidiano das pessoas. As

perturbações do equilíbrio são estudadas por meio de protocolos que utilizam deslocamento da base de suporte em plataformas (COELHO et al., 2018; SOLIS-ESCALANTE; DE KAM; WEERDESTEYN, 2020), ou por sistemas de cabos e roldanas que geram liberações de cargas externas na região do tronco para provocar perturbações ao equilíbrio estático (AZZI; COELHO; TEIXEIRA, 2017; MOCHIZUKI et al., 2010). Esses protocolos permitem explicar como o sistema neuromotor procede a adaptações comportamentais necessárias frente a perturbações, descrevendo como ajustes posturais antecipatórios e controle postural reativo conseguem se sobrepor a instabilidades ambientais. Para entender melhor o papel das regiões corticais nos ajustes posturais antecipatórios, têm sido utilizados protocolos experimentais com e sem dicas antecipatórias (tanto visuais quanto auditivas) do tempo de aplicação da perturbação. Adicionalmente, momentos pré-perturbação e pós-perturbação também têm sido avaliados, demonstrando que o córtex cerebral pode exercer função importante nas reações posturais (MOCHIZUKI et al., 2010).

A técnica mais utilizada para verificar as mudanças de atividade cortical nas tarefas de perturbação é a EEG, em decorrência de sua alta resolução temporal. Uma das medidas mais utilizadas para entender a dinâmica temporal no córtex cerebral em tarefas de reação postural são as diferenças nos potenciais de atividade cortical provocados por perturbação, sendo reportado em situações "com versus sem" sinal preparatório (VARGHESE; MCILROY; BARNETT-COWAN, 2017). Esses potenciais geram, inicialmente, uma pequena onda positiva (P1: pico entre 30-90 ms depois da perturbação), seguido por um grande potencial negativo (N1: 90-160 ms depois da perturbação), e finalizando com potencial positivo (P2: entre 200-400 ms) e negativo (N2: 200-400 ms) (VARGHESE; MCILROY; BARNETT-COWAN, 2017). Em especial, a reposta N1 se destaca, pois parece estar envolvida em respostas compensatórias a perturbações do equilíbrio corporal (VARGHESE; MCILROY; BARNETT-COWAN, 2017).

A reposta N1, quando verificada em estudo com liberação de carga para perturbação do tronco, utilizando manipulações de altura em relação ao solo durante a perturbação (com perturbações no nível do solo e em altura superior ao nível do solo) e de sequência da perturbação (previsível e imprevisível), é descrita com um maior potencial negativo N1 após a perturbação inesperada (ADKIN et al., 2008). Estes resultados indicam que as respostas N1 nas regiões centrais podem representar um mediador de erro da resposta, servindo para se interpor entre a postura esperada e a alcançada (ADKIN et al., 2008). No entanto, um estudo mais recente traz elementos

interessantes para questionar essa interpretação. Utilizando tarefas de perturbação da postura com carga externa em contexto de imprevisibilidade temporal, foram constatados potenciais N1 assim como nos demais estudos (MOCHIZUKI et al., 2008, 2010). No entanto, a origem desse sinal foi a área motora suplementar e região motora primária (MARLIN et al., 2014). Esse resultado indica que talvez essas respostas corticais representam, na verdade, um planejamento motor, e não um mediador de erro, como proposto previamente (MARLIN et al., 2014).

2.5 Técnicas em neurociência

Na presente revisão são abordados os equipamentos de EFIvP e EEG. Esses equipamentos realizam medidas relacionadas aos eventos fisiológicos, como o fluxo iônico na membrana das células (gerando mudança elétrica) e aumento do consumo de glicose e oxigênio, respectivamente. Com isso, entender os princípios básicos que norteiam as duas técnicas oferecerá aos leitores do presente estudo uma visão mais ampla sobre como as medidas podem ser lidas e interpretadas nos estudos selecionados para esta revisão.

2.5.1 Eletroencefalografia

A técnica de EEG dependeu da interação interdisciplinar de conceitos provenientes da eletrofisiologia e engenharia computacional (COLLURA, 1993). Os primórdios da utilização da técnica de EEG datam do início do século 19, tendo suas primeiras análises sendo feitas em modelos animais por Richard Caton, e por Hanz Berger que utilizou a técnica em humanos (COLLURA, 1993). Berger teve o início de seu interesse pela aplicação do EEG em humanos, tendo seu primeiro trabalho publicado em 1929. No início pouco se sabia quanto a confiabilidade fornecida pela medida, indicando que o próprio Berger tinha suas dúvidas em relação ao sinal fornecido. Aos poucos a técnica foi sendo divulgada e estudada de maneira interdisciplinar, sendo desenvolvidos métodos de aquisição que garantissem uma medida confiável (COHEN, 2017; JACKSON; BOLGER, 2014). Mais adiante, as oscilações corticais fornecidas pelo EEG puderam ser quantificadas em computadores, ajudando no entendimento de quantificações numéricas do sinal e maior capacidade de análise dos dados (COHEN, 2017).

As medidas fornecidas e investigadas pelo EEG são resultantes da atividade sináptica sincronizada em populações de neurônios em formato piramidal distribuídos pelo córtex (em especial aqueles que estão nas camadas III, V e VI). Essa atividade é resultado dos potenciais que acontecem no momento pós-sináptico excitatório (que despolariza a membrana gerando uma carga negativa) e pós-sináptico inibitório (que hiperpolariza a membrana), sendo somadas nas sinapses dendríticas (COHEN, 2017; GOMES, 2015; JACKSON; BOLGER, 2014). Os potenciais pós-sinápticos têm maiores durações, contando com a participação de ampla área correspondente a superfície da membrana e ocorrem perto de um sincronismo em neurônios de formato piramidal (BUZSÁKI; ANASTASSIOU; KOCH, 2012; GOMES, 2015). Os neurônios piramidais estão distribuídos de forma perpendicular à superfície cortical, o que facilita a captação de sinais nessa região. O sinal que será verificado por meio de EEG é resultante da carga gerada pelo fluido extracelular, uma vez que a condução do sinal gerado vai em direção ao crânio por conta do movimento dos íons (BUZSÁKI; ANASTASSIOU; KOCH, 2012; JACKSON; BOLGER, 2014).

Entendendo os princípios básicos envolvidos na fisiologia dos neurônios, apresentaremos em seguida como o sinal é captado pelo equipamento de EEG para aquisição dos dados. Um eletrodo é utilizado para realizar a captação do sinal proveniente da atividade dos neurônios piramidais, precisando vencer obstáculos como a dura-máter, o crânio e o couro cabeludo. Por conta destas camadas que separam o córtex do eletrodo, uma boa calibração do sistema e uma boa configuração de coletas tornam-se necessários para a aquisição de um sinal confiável (para mais detalhes consultar JACKSON; BOLGER, 2014). O sinal que o eletrodo capta é proveniente da carga extracelular das sinapses. Essa carga é gerada a partir da atividade sincronizada de muitos (provavelmente milhões de neurônios) ao mesmo tempo, que geram um campo eletromagnético forte o suficiente para ser medido (BURLE et al., 2015; BUZSÁKI; ANASTASSIOU; KOCH, 2012; COHEN, 2017). Por conta desta ampla gama de neurônios que podem ser ativados ao mesmo tempo e em diferentes regiões do cérebro, o sinal do EEG pode ser contaminado pela atividade de diferentes regiões corticais (COHEN, 2017; JACKSON; BOLGER, 2014), dificultando a precisão da correlação entre a origem do sinal e a região cortical específica. Por fim, a frequência do sinal ocorre por conta da taxa de ciclos da atividade dos neurônios (que oscila entre valores positivos e negativos). Com isso, temos valores que podem variar de 0,1 Hz até 50 Hz, uma vez que esses valores variam

frequentemente (BAZANOVA; VERNON, 2014; BURLE et al., 2015; GOMES, 2015; HERRMANN et al., 2016). Justamente por conta dessas especificidades, o EEG apresenta uma baixa precisão espacial sobre a origem do sinal, apesar de apresentar uma excelente resolução temporal (BURLE et al., 2015).

As oscilações dos ciclos da atividade dos neurônios no sinal do EEG contribuem para diferentes processos neurais, e o papel desempenhado por essas frequências pode variar de acordo com a localização em que a atividade neuronal está sendo medida e com quais parâmetros (amplitude, frequência, fase, coerência) são analisados (BAZANOVA; VERNON, 2014; HERRMANN et al., 2016). A importância de se especificar as áreas que estão sendo medidas juntamente com as frequências é suportada por fatores como: (a) frequências baixas representam a atividade cortical de grandes redes corticais; (b) frequências altas representam a atividade local da atividade cortical; (c) a coerência de atividade cortical na mesma banda em localizações diferentes do cérebro pode representar uma cooperação entre as duas regiões. Com isso, algumas faixas de banda são especificadas e estudas de forma consolidada na literatura, sendo: delta (0 – 3,5 Hz), teta (3,5 – 7,5 Hz), alfa (7,5 - 12 Hz), beta (13-30 Hz) e gama (30 – 50 Hz) (HERRMANN et al., 2016; TEPLAN, 2002).

A interpretação do significado da atividade em cada banda é importante, tendo em vista que diferentes mecanismos podem ser explicados. A oscilação delta parece estar relacionada com estímulos que demandam atenção, sendo associada a ações inibitórias (HERRMANN et al., 2016). A frequência teta tem sido associada com o processamento de memória, principalmente durante a exigência de funções cognitivas (BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016). A frequência alfa tem sido interpretada de forma a englobar fatores tais como processamento de informações sensoriais e atenção (por meio da inibição de atividade cortical não essencial). Ainda, alguns autores sugerem a divisão entre alfa 1 (8-10 Hz) e alfa 2 (10–12 Hz), dando a interpretação de que alfa 1 representa um processamento de informações globais enquanto que alfa 2 está relacionada ao processamento de informações sensoriais originárias do próprio movimento (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016). A frequência beta tem sido interpretada estar associada com a execução de atividades motoras (HERRMANN et al., 2016). E por fim, a banda gama tem sido proposta estar associada com processamento atencional de informações, manutenção ativa de conteúdo na memória e percepção consciente (HERRMANN et al., 2016).

2.5.2 Espectroscopia por infravermelho próximo

A EFIvP é uma técnica que permite a leitura de correlatos neurais da atividade cortical, medindo mudanças de oxi-hemoglobina (HbO2), desoxi-hemoglonina (HHb) e hemoglobina total (BUNCE et al., 2006; FERRARI; QUARESIMA, 2012; LLOYD-FOX; BLASI; ELWELL, 2010; RODRIGUEZ et al., 2021). A origem da utilização desse método ocorreu pelo início do estudo de técnicas ópticas que verificavam a oxigenação dos músculos (FERRARI; QUARESIMA, 2012; SCHOLKMANN et al., 2014). Mais especificamente em 1977, Fransis Jobsis constatou a possibilidade de a luz vermelha penetrar o crânio e medir as diferenças de oxigenação das regiões próximas a emissão da luz, sendo considerado o pioneiro na investigação da utilização da EFIvP no cérebro (FERRARI; QUARESIMA, 2012; PINTI et al., 2020; SCHOLKMANN et al., 2014). A medida é possível pois os tecidos do corpo humano apresentam propriedades translucidas, possibilitando a realização das medidas a partir da emissão de luz infravermelha, considerada uma janela espectral de 650-1000 nm (FERRARI; QUARESIMA, 2012; LLOYD-FOX; BLASI; ELWELL, 2010). A emissão da luz infravermelha ocorre bem próxima do crânio, penetrando a região de interesse, com posterior dispersão da luz infravermelha na região próxima ao emissor da luz, conhecido como optodo. Por fim, a luz se dispersa e acaba retornando, apresentando um formato curvo, chegando até um receptor óptico da área do infravermelho (BUNCE et al., 2006; FERRARI; QUARESIMA, 2012; SCHOLKMANN et al., 2014).

O processo de absorção da luz ocorre principalmente por conta dos compostos pigmentados (cromóforos) que se encontram na hemoglobina (BUNCE et al., 2006; PINTI et al., 2020), que é a proteína das hemácias responsável pelo transporte do oxigênio. De acordo com o grau de saturação da hemoglobina, é possível inferir sobre seu estado de oxigenação, se ela está oxigenada ou desoxigenada (BUNCE et al., 2006; PINTI et al., 2020), uma vez o grau de pigmentação modifica as propriedades translucidas da hemoglobina (BUNCE et al., 2006; FERRARI; QUARESIMA, 2012; PINTI et al., 2020), tendo o sangue oxigenado uma coloração mais avermelhada e o sangue menos oxigenado uma coloração roxa (PINTI et al., 2020). As mudanças de oxigenação ocorrem por conta da atividade neuronal, a qual depende da glicose e do oxigênio. Portanto, quando há atividade nos neurônios do cérebro são observadas reduções de glicose e oxigênio. Por causa da redução de oxigênio e glicose, o cérebro aumenta a vasodilatação

das artérias no local da atividade, com o objetivo de aumentar o fluxo de sangue no local da atividade cerebral (e por consequência o volume sanguíneo na região), com o objetivo de repor a glicose e o oxigênio consumidos durante a atividade neuronal (BUNCE et al., 2006; FERRARI; QUARESIMA, 2012; PINTI et al., 2020). O nome dado ao aumento do fluxo cerebral no local é acoplamento neurovascular, sendo considerado a base para as inferências de EFIvP.

Ao entender os princípios básicos da fisiologia envolvida na atividade cortical, agora vamos elucidar como a EFIvP mede essas diferenças de oxigenação. Os tecidos do corpo humano são relativamente translúcidos a emissão do infravermelho próximo no espectro de 650-1000 nm. No entanto, as hemácias absorvem essa energia (BUNCE et al., 2006; FERRARI; QUARESIMA, 2012; PINTI et al., 2020). Portanto, a emissão do sinal infravermelho nessa frequência gera uma oportunidade para realizar medições das diferenças na oxigenação da hemoglobina. Quando o sinal é emitido a partir de uma fonte, diversos fótons penetram no cérebro, mais especificamente o córtex cerebral. Esses fótons se espalham pelo tecido e posteriormente são absorvidos por um detector óptico (BUNCE et al., 2006; PINTI et al., 2020). As diferenças entre a oxigenação presente no sangue são realizadas pela lei modificada de Lambert-Beer, a qual estabelece uma relação entre o quanto está sendo absorvido em relação a concentração da solução quando é emitida uma radiação com emissão de luz (BUNCE et al., 2006; PINTI et al., 2020; SCHOLKMANN et al., 2014). Como a mudança vascular tem um certo atraso, estima-se que a mudança na hemodinâmica ocorra cerca de cinco segundos após o início da atividade e retorne a valores basais 16 segundos após o fim da condição experimental (PINTI et al., 2020). Por conta desse atraso que há no acoplamento vascular, a EFIvP apresenta uma baixa resolução temporal. No entanto, como a penetração da luz não é tão profunda, e considerando que o aumento do acoplamento neurovascular é regionalizado, a precisão espacial é aumentada em relação ao EEG.

3 OBJETIVO

O objetivo do presente trabalho é realizar uma revisão sistemática da literatura sobre atividade de áreas corticais em função de tarefas com manipulação do seguinte: (a) manipulações fontes sensoriais, (b) manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motora, (c) equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte e (d) respostas reativas a perturbação do equilíbrio corporal.

4 MÉTODOS

Nesta revisão sistemática serão seguidas as recomendações de itens para divulgação de revisões sistemáticas e metanálise do *Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Protocols* (PRISMA) (LIBERATI et al., 2009). Este estudo está protocolado na base PROSPERO (CRD42021255600), buscando obter baixo risco de viés e diminuindo as chances de duplicidade do tema revisado.

4.1 Estratégia de busca literária

Para realização da busca sistemática, foi desenvolvida uma estratégia personalizada. Nos termos de controle postural, foram utilizadas as seguintes variações: equilíbrio, controle postural e postura. Os termos de atividade cortical tiveram as seguintes variações: atividade cortical, atividade cerebral, neuroimagem móvel e oxigenação cerebral. Estes termos foram combinados por meio dos seguintes descritores booleanos: ((("balance"[text word] OR "postural control"[text word] OR "posture"[text word]) AND ("cortical activity"[text word] OR "cortical activation"[text word] OR "brain activity"[text word] OR "brain activation"[text word] OR "mobile neuroimaging" [text word] OR "cerebral oxygenation"[text word])).

As buscas foram realizadas nas bases de dados PubMed, Scielo, Lilacs, Embase e Scopus. Em todas as bases foram aplicados filtros de tempo em que o trabalho foi publicado (20 anos), língua (apenas trabalhos em inglês) e estudos experimentais. Foi utilizado o *software* aberto Rayyan (https://www.rayyan.ai/) para reunir os resultados obtidos nas bases. Este *software* permitiu que todos os resultados da busca (títulos e resumos) fossem analisados de maneira independente entre os avaliadores, oferecendo três opções de avaliação, sendo elas: excluído, possível inclusão e incluído. Posteriormente, o *software* foi empregado para cruzar as informações indicando resultados convergentes e divergentes entre os avaliadores. Foram incluídos artigos localizados nas listas de referência dos trabalhos selecionados.

4.2 Critérios de inclusão e exclusão

Os trabalhos foram analisados por modelo de duplo cego por dois avaliadores independentes na plataforma Rayyan. Sendo incluídos trabalhos avaliando indivíduos supostamente saudáveis, sem comprometimento neurológico documentado, estudos transversais, tarefas de controle postural com atividade cortical medida durante a execução do protocolo experimental (*in loco*), tarefas de controle postural executadas em

pé, estudos com manipulação de fontes sensoriais e controle postural reativo a perturbações. Foram excluídos trabalhos que apresentassem efeito de estimulação cortical, ou protocolo de recuperação após lesões.

Os trabalhos tiveram seus títulos e resumos lidos na plataforma Rayyan. Após o término das avaliações pelos dois pesquisadores, os artigos selecionados por ambos os avaliadores foram comparados para verificar potenciais divergências. Os artigos que passaram dessa fase foram selecionados para leitura na íntegra para confirmação de inclusão.

4.3 Dados extraídos

As seguintes informações foram extraídas dos artigos selecionados: número de participantes, tarefa avaliada, condições experimentais das tarefas, técnicas utilizadas para análise de atividade cortical, atividade cognitiva utilizada, informações sensoriais disponíveis e atividade das áreas corticais nas condições experimentais. Os artigos foram classificados de acordo com seus objetivos, havendo divisões para trabalhos com manipulação de fontes sensoriais, manipulação de cargas externas para gerar respostas posturais, manipulação da posição corporal para aumentar a dificuldade de equilíbrio e manipulação de demandas cognitivas por meio de tarefas duais.

4.4 Risco de viés

A escala *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (STROBE) foi utilizada por ambos os avaliadores, a fim de descrever a qualidade das informações disponíveis nas publicações. O teste Kappa foi utilizado para verificar a semelhança entre os escores atribuídos nas avaliações. Esses escores não tiveram influência na inclusão do trabalho, mas serviram como parâmetro para avaliar a qualidade do estudo.

5. RESULTADOS

A partir da estratégia de busca proposta, considerando a última atualização da busca em 29/09/2021, foram obtidos 2201 resultados nas bases de dados citadas. Após a compilação dos dados, foi utilizada a ferramenta do *software* Rayyan para detecção de duplicatas, e posteriormente os autores verificaram e excluíram estudos repetidos. No total, 1118 trabalhos foram excluídos, e restaram 1083 trabalhos para análise de títulos e resumos. Destes, 52 trabalhos atenderam integralmente aos critérios de inclusão para o

estudo (ver fluxograma na Figura 1). A mediana dos dados reportados na escala de STROBE foi de 19, ficando próxima ao máximo de 22 pontos possíveis. O coeficiente Kappa reportado foi de 0.823 (p< 0,001), indicando uma concordância perfeita entre os avaliadores segundo a interpretação dada por (LANDIS; KOCH, 1977).

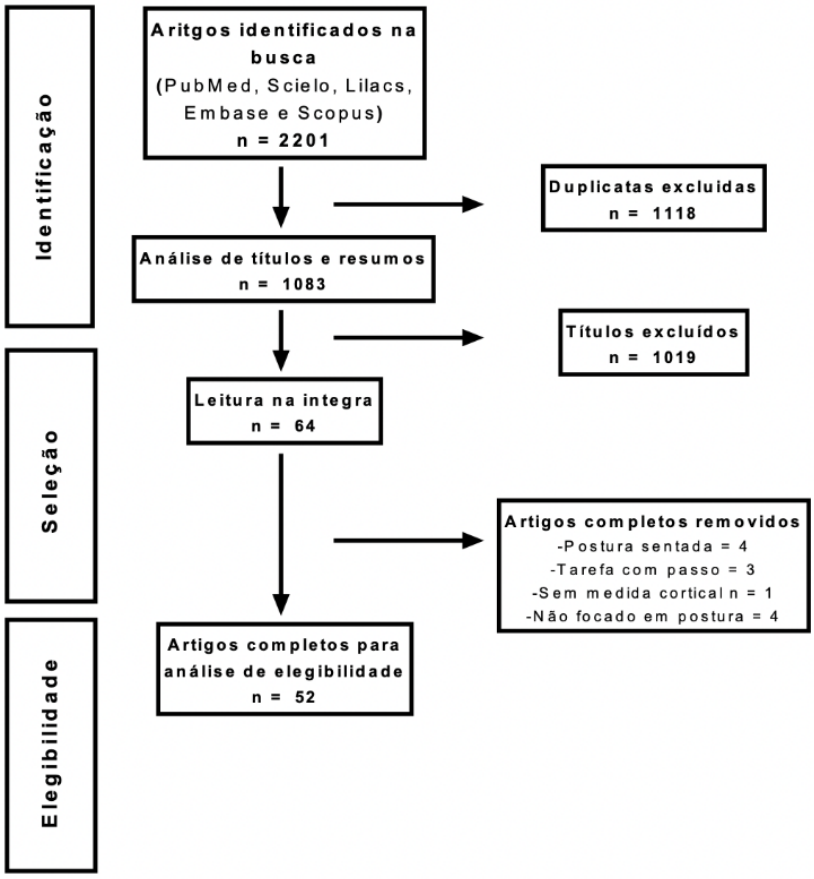


Figura 1. Fluxograma representando o processo de seleção dos artigos revisados.

5.1 Manipulação das fontes sensoriais

Foram encontrados 17 estudos com manipulações das fontes sensoriais durante tarefas de equilíbrio (Quadro 1 e Quadro 2), sendo 5 com EFIvP (HINDERAKER et al., 2020; KARIM et al., 2013; LIN et al., 2017b; ROSSO et al., 2017; ST GEORGE et al., 2021) e 12 utilizando EEG (BAROLLO et al., 2020; BÜCHEL et al., 2021; DEL PERCIO et al., 2007; EDMUNDS et al., 2019; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; ISHIGAKI et al., 2016; KENNY et al., 2020; LHOMOND et al., 2016; OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018; PIRINI et al., 2011; SLOBOUNOV; TEEL; NEWELL, 2013; TSE et al., 2013). Em cinco trabalhos ocorreram diferenças entre adultos jovens e idosos (HINDERAKER et al., 2020; LIN et al., 2017; OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018; ROSSO et al., 2017; ST GEORGE et al., 2021), e em um foram analisadas diferenças entre pessoas ativas fisicamente e sedentárias (DEL PERCIO et al., 2007). Diferentes estratégias experimentais foram utilizadas para manipular a propriocepção, variando entre maleabilidade da base de suporte (BÜCHEL et al., 2021; KENNY et al., 2020; ST GEORGE et al., 2021; TSE et al., 2013), utilização de plataforma instável (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; KARIM et al., 2013; LIN et al., 2017; OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018; ROSSO et al., 2017; SLOBOUNOV; TEEL; NEWELL, 2013), perturbações por vibração e estimulação elétrica (BAROLLO et al., 2020; EDMUNDS et al., 2019; LHOMOND et al., 2016). Restrições de visão foram feitas a partir de comparações entre as condições de olhos abertos versus olhos fechados (BAROLLO et al., 2020; DEL PERCIO et al., 2007; EDMUNDS et al., 2019; ISHIGAKI et al., 2016; KENNY et al., 2020; LIN et al., 2017; OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018; PIRINI et al., 2011; ST GEORGE et al., 2021; TSE et al., 2013) e manipulação do fluxo óptico (HINDERAKER et al., 2020; SLOBOUNOV; TEEL; NEWELL, 2013). Em nove estudos foram empregadas ambas as manipulações de visão e propriocepção simultaneamente (BAROLLO et al., 2020; EDMUNDS et al., 2019; KARIM et al., 2013; KENNY et al., 2020; LIN et al., 2017b; OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018; SLOBOUNOV; TEEL; NEWELL, 2013; ST GEORGE et al., 2021; TSE et al., 2013). As regiões corticais mais investigadas foram CPF (n=14), e áreas temporal (n=7), parietal (n=13), occipital (n=7), como indicado nos Quadros 2 e 3.

Durante a manipulação da maleabilidade da base de suporte, foram verificados aumentos de atividade cortical na porção esquerda do CPF (ST GEORGE et al., 2021),

aumento da frequência teta na região fronto-central (BÜCHEL et al., 2021) e centro-parietal (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016), diminuição da frequência alfa-1 nas regiões motora bilateralmente e parieto-occipital no hemisfério direito (BÜCHEL et al., 2021; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016), diminuição da frequência alfa 2 na região central e parietal (KENNY et al., 2020), aumento da frequência beta e sigma nas regiões central e parietal (TSE et al., 2013). Nos estudos com a utilização de plataforma móvel para gerar instabilidade foram observadas maiores atividades na região esquerda fronto-lateral e direita temporo-parietal (LIN et al., 2017), além do córtex pré-frontal porção dorsolateral (CPFDL) e área supra-marginal/supra-temporal em indivíduos idosos (ROSSO et al., 2017). Adultos jovens apresentaram maiores atividades nas regiões supra-marginal/supra-temporal (ROSSO et al., 2017), com atividade específica no hemisfério esquerdo (KARIM et al., 2013), atividade no CPF direito e diminuição de atividade no CPF esquerdo. Nos estudos que empregaram estimulação elétrica foram observadas diminuição da atividade cortical na região somatossensorial primária na frequência gama (LHOMOND et al., 2016), aumento de atividade nas frequência alfa e beta nas regiões occipital e temporal no hemisfério direito durante a habituação, aumento da atividade na frequência teta na região frontal (EDMUNDS et al., 2019) durante a habituação e na região parietal durante a adaptação (BAROLLO et al., 2020).

A manipulação da visão tem sido feita por meio da estratégia de comparar as condições de olhos abertos versus fechados. Em experimentos com EFIvP, tem sido encontrado que as regiões mais ativadas quando os olhos estão fechados são CPF esquerdo (ST GEORGE et al., 2021) em jovens e idosos, maior atividade na região fronto-lateral e temporo-parietal em idosos (LIN et al., 2017). Nos estudos que incluíram EEG foram constatadas amplitudes de dessincronização na frequência alfa nos eletrodos centro-parietais no hemisfério direito em atletas (DEL PERCIO et al., 2007), menor atividade na frequência alfa na região parietal inferior direita na condição de olhos abertos, maior atividade gama nas áreas temporo-parietais com olhos fechados e temporo-occipital na porção esquerda com os olhos abertos (PIRINI et al., 2011), e maior atividade na região parietal e central na frequência beta (TSE et al., 2013).

Quando visão e propriocepção foram manipuladas simultaneamente foi encontrada maior atividade bilateral nas regiões temporo-parietais (KARIM et al., 2013), e em indivíduos idosos atividade da região fronto-lateral direita e occipital bilateralmente (LIN et al., 2017) e maior atividade do CPF esquerdo (ST GEORGE et al., 2021). Para

os resultados de EEG, foram verificadas maiores atividades na frequência beta e sigma na região parietal (ISHIGAKI et al., 2016; TSE et al., 2013) e central (TSE et al., 2013), maior atividade na frequência delta nas regiões frontal, central e parietal (OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018), maior atividade na frequência gama para as regiões centro-parietal, centro-frontal (OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018), maior atividade da frequência teta no giro pré-central esquerdo, CPF e região temporal direita (EDMUNDS et al., 2019), menor atividade de alfa 2 (10-13 Hz) na região central e parietal durante a condição com olhos abertos com palmilhas com solado maleável nos pés (KENNY et al., 2020) e aumento de teta na região fronto-central durante condição de perturbação com vibração no músculo tríceps sural (BAROLLO et al., 2020).

Quadro 1. Manipulação de fontes sensoriais no equilíbrio utilizando EEG.

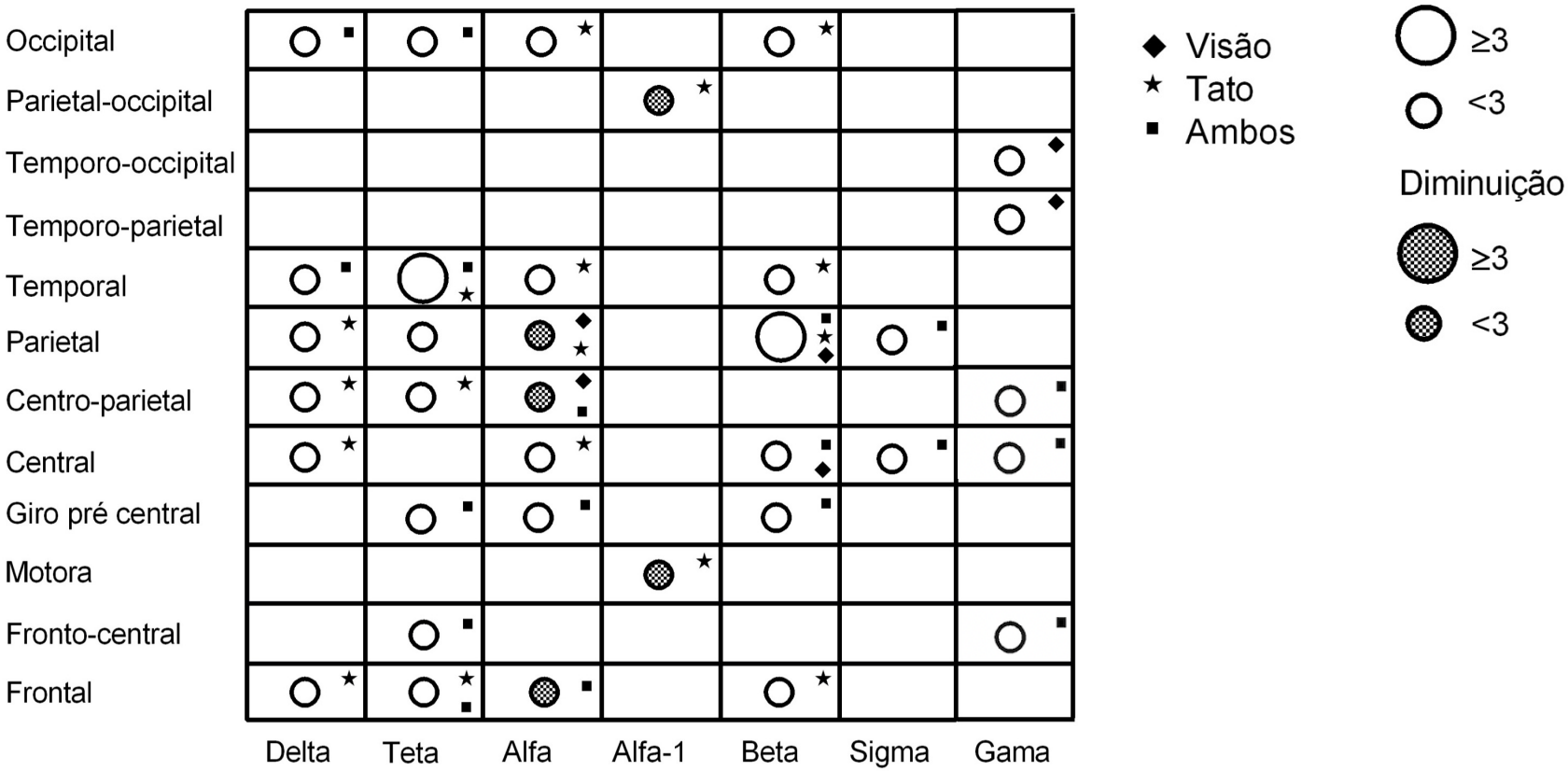
	Participantes/idade	Principal objetivo	Equipamentos experimentais e principais variáveis	Tarefas	Principais achados
Del Percio et al., 2007	caratecas n=19, 9M, esgrimistas n=18, 12M não-atletas n=10, 4M 20,6 ± 0,6 anos	Avaliar a atividade cortical e as diferenças de oscilação corporal em atletas e não atletas quando entradas visuais estão disponíveis para tarefas de equilíbrio.	56 canais; pontos: C5, CP5, Pz, CP6 e C6, regiões sensório-motora primária, parietal posterior e perisylviana. Resposta N1, frequência alfa individual, dessincronização/ sincronização (ERD / ERS).	PEB em posição Romberg. Olhos abertos X olhos fechados.	Amplitude de dessincronização alfa mais forte em atletas do que em não atletas nos eletrodos centro-parietais ventrais do hemisfério direito. Dessincronizações alfa na região direita, ventral centro-parietal em caratecas correlacionado com estabilidade na condição de AO.
Pirini et al., 2011	n = 10, 7M/ 24–72 anos	Avaliar a atividade cerebral nos processos de percepção e cognição de sinais auditivos usados para biofeedback auditivo (ABF).	19 canais; pontosFp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 e O2; representando regiões frontais, centrais, temporais, parietais e occipitais. Frequências alfa, beta e gama.	PEB. Olhos abertos (OA) X olhos fechados (OF).	Menor atividade alfa na tarefa de OA do córtex parietal inferior direito; Maior atividade gama nas áreas temporo-parietais esquerdas OF; Maior atividade gama nas áreas temporo-occipital esquerda OA.
Tse et al., 2013	n = 17, 9M 24-32 anos	Avaliar o envolvimento cortical em tarefas comuns de treinamento de equilíbrio sensoriomotor com diferentes graus de dificuldade.	9 canais; regiões Fz, Cz e POz. Frequência alfa, beta e sigma.	OA X OF. Superfície: firme X maleável. PEB X tandem.	Maior atividade na região parietal (POz) nas frequência beta e sigma para condições OF postura tandem superfície instável, OA postura tandem superfície instável, PEB superfície instável e OF em relação a tarefa controle. Maior atividade na região parietal (POz) na frequência beta para PEB OF e superfície estável em relação a tarefa controle. Maior atividade na região central (Cz) nas frequência beta e sigma para condições OF postura tandem superfície instável, OA postura tandem superfície instável, pés alinhados superfície instável e OF em relação a tarefa controle. Maior atividade na região central (Cz) na frequência beta para PEB OF e superfície estável em relação a tarefa controle.
Slobounov et al., 2013	n = 12, 6M/ 20± 2,3 anos	Avaliar o efeito das perturbações induzidas visualmente na dinâmica das respostas posturais por meio de realidade virtual.	128 canais; regiões frontais e centrais. Frequência alfa, beta, teta.	Fluxo óptico. Perturbações anteroposterior, e médio-laterais com direção previsível (direita X esquerda) e imprevisível.	Maior atividade teta nas regiões frontal-centrais em 500 s antes do início de perturbações posturais imprevisíveis.

Ishigaki et al., 2016	n = 15, -M/ 23,1 ± 4,1 anos	Avaliar a associação entre a atividade cortical e o efeito do toque leve durante uma tarefa de controle postural com foco atencional mais estritamente controlado	32 canais regiões do córtex sensório-motor primário e área do córtex parietal posterior. Frequência alfa individual (IAF), frequência alfa relacionada à tarefa.	Pés juntos e OF. Controle, toque de ponto fixo, toque referenciado por oscilação, atenção na ponta do dedo.	Aumento da atividade alfa na área do córtex sensório-motor primário esquerdo e área do córtex parietal posterior esquerdo como efeito do toque. Maior atividade na região parietal em todas as condições.
Lhomond et al., 2016	n = 16, 5M/ 25 ± 3 anos	Avaliar o efeito da estimulação elétrica na região plantar, mais um aumento artificial de peso.	64 canais; canal Cz. Pico e amplitude positivas (P50), negativo (N90) e frequência gama foram reportados.	Colete com peso (19 Kg) PEB (controle.) Estimulação elétrica na região plantar. Condição pés juntos	Diminuição na atividade cortical na região do córtex somatossensorial primário tanto para P50-N90 quanto para frequência gama.
Hulsdunker et al., 2016	n = 37, 37M/ 24,7 ±3 anos	Avaliar a modulação de potência espectral na frequência de pico alfa individual (iAPF) em tarefa de controle do equilíbrio manipulando tamanho e maleabilidade da base de suporte.	32 canais; regiões frontal, fronto-central e centro-parietal bilateralmente. Frequência teta, alfa baixa e alfa alta.	Superfície estável, nível de instabilidade 1, nível de instabilidade 2. PEB (BOS1) X unipodal dominante (BOS2) X unipodal não dominante (BOS3).	Maior atividade teta na região centro-parietal comparando BOS1 e unipodal (BOS2 e BOS3). Diminuição da atividade alfa baixa na região centro-parietal durante a mudança da base de suporte e superfície.
Ozdemir et al., 2018	n = 10, 6M/ 26,20±2,77 anos n = 9,3M/ 81±6,30 anos	Avaliar o efeito do envelhecimento nas modulações da atividade cortical durante várias entradas sensoriais em tarefas de controle da postura ereta.	64 canais; regiões frontal, centro-frontal, central, centro-parietal, parietal. Frequência em delta, gama, alfa.	Experimento 1: estimulação sensorial durante a PEB, sendo: superfície estável OA (SOA) X superfície estável OF (SOF) X superfície instável OF (IOF)	Maior atividade na frequência delta da SOA para IOF nas regiões frontal, central, centro parietal e parietal em ambos os grupos. Maior atividade da frequência delta em jovens na condição IOF nas regiões centro-frontais, central e centro-parietal. Maior atividade na frequência gama da condição SOA para IOF nas regiões centro parietal e centro-frontal em ambos os grupos. Maior atividade gama nas regiões central-parietal, central e frontal na condição IOF em indivíduos idosos.
Edmunds et al., 2019	n = 10/ 22-25 anos	Avaliar as modulações corticais na adaptação e habituação durante estimulação proprio-ceptiva vibratória da panturrilha, nas condições de equilíbrio com e sem feedback.	64 canais. Frequências delta, teta, alfa, beta, gama. Conectividade funcional.	Tarefa de equilíbrio com estimulação vibratória dos músculos da tríceps sural OA X OF.	Maior poder espectral durante a adaptação e habituação em testes de olhos abertos. Aumento da atividade alfa e beta nas regiões occipitais e temporal direita durante adaptação a tarefa.na condição OA. Maior atividade teta na região frontal durante período de habituação a tarefa. Maiores atividades delta e teta na região occipital/temporal e atividade alfa e beta no giro pré central durante a adaptação comparando com habituação nas condições AO em relação a OF. Maiores atividades teta no giro pré central esquerdo, córtex pré frontal e região temporal direita durante a habituação nas condições OA comparando com OF.

Kenny et al., 2020	n = 15, 9M/ 27±4,09 anos	Avaliar a modulação cortical e as alterações posturais durante a exposição às condições de palmilhas texturizadas (PT) com e sem visão.	19 canais; regiões frontal, central e parietal. Frequência teta, alfa baixa e alfa alta.	PEB para todas as condições. Tipo de palmilha: texturizada X lisa. OA X OF.	Menor atividade de alfa superior nas regiões central e parietal durante a condição texturizada e AO. Menor atividade alfa superior em cada região de interesse sendo; frontal, central durante os olhos fechados e abertos ao comparar palmilha de textura com palmilha lisa.
Barollo et al., 2020	n = 33, 23M/ 21-52 anos	Avaliar a modulações na atividade cortical para adaptação e habituação durante a perturbação postural utilizando estimulação vibratória.	256 canais; regiões frontal, central, parietal, occipital e temporal. Frequência delta, teta, alfa e beta.	Tarefa de equilíbrio quieto. OA X OF. Vibração (85 Hz) no tríceps sural nas duas pernas.	Aumento de teta na região frontal-central para OF durante adaptação. Aumento de teta e beta na região parietal OA durante adaptação. Aumento de atividade teta (região temporal), alfa (região parietal) e beta (região frontal) durante habituação.
Buchel et al., 2021	n = 21/ 22,43± 2,23 anos	Avaliar a atividade cortical e a atividade hemisférica durante a postura unipodal.	64 canais; regiões fronto-central, região motora bilateralmente, e região parieto-occipital bilateralmente. Frequência teta, alfa-1 e alfa-2.	-Superfície estável com direita (SED) ou esquerda (SEE); e superfície instável direita (SID) e superfície instável esquerda (SIE) através de superfície maleável.	Aumento de teta no cluster fronto-central de condição estável para instável. Diminuição de alfa-1 nas regiões motoras esquerda/direita e parieto-occipital direita da condição estável para instável. Aumento em alfa-2 no cluster da região motora esquerda durante SED comparando com SIE. Aumento em alfa-2 no cluster do motor direito durante SEE comparando com SIE. Aumento em alfa-2 no conjunto motor esquerdo durante SED comparando com SID.

Legenda: AO= olhos abertos; OF= olhos fechados; CFC= córtex pré-frontal; CPFDL= córtex pré-frontal dorlsolateral; SOA = superfície estável olhos abertos; SEOF = superfície estável; IO = superfície instável olhos fechados; PEB = postura ereta bípede.

Figura 2. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função da manipulação de visão e propriocepção em tarefas de equilíbrio corporal.



A quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos (< 3 a ≥3), vazio indicando aumento e hachurado redução de atividade cortical em função frequência de atividade; a manipulação sensorial é indicada por símbolos (ver legenda).

Quadro 2. Manipulação das fontes sensoriais no equilíbrio utilizando EFIvP

	Participantes	**Principal objetivo**	**Equipamentos experimentais e principais variáveis**	**Tarefas**	**Principais achados**
Karim et al., 2013	n= 15, 9M/ 28 ± 9 anos	Avaliar mudanças na atividade cerebral durante tarefas de postura dinâmica com múltiplas modalidades sensoriais manipulando entradas vestibulares e proprioceptivas.	32 optodos; regiões bilateral, frontal, temporal e parietal. Oxi e desoxi-hemoglobina.	SOT I: piso fixo, OA na luz. SOT II: piso fixo e OA no escuro. SOT IV: oscilação do solo com referência nas correções posturais e OA com luz. SOT V: oscilação do solo com referência nas correções posturais e OA no escuro.	Maior atividade cortical bilateral nas regiões temporo-parietais quando a visão e as entradas proprioceptivas são atenuadas. Maior atividade cortical temporo-parietal no hemisfério esquerdo durante supressão de fontes sensoriais. Comparando SOT I com SOT IV ocorrem ativações corticais no hemisfério esquerdo, área temporo-parietal, e pequenas ativações/desativações no CPF direito/esquerdo.
Rosso et al., 2017	n = 6, 4M 22-30 anos n = 10, 3M 66–81 anos	Avaliar as diferenças na atividade neural em adultos mais jovens e mais velhos durante uma tarefa auditiva cognitiva combinada com uma tarefa de controle postural dinâmico.	15 optodos; regiões pré-frontal, temporal, e córtex motor no hemisfério esquerdo. Variação de oxi-hemoglobina.	Equilíbrio em plataforma instável. Tarefa de tempo de reação de escolha auditiva. tarefa dual. PEB (controle).	Maior atividade cortical no CPFDL e área supra marginal /supra temporal em idosos na tarefa postural. Maior atividade cortical em adultos nas regiões supra marginal /supra temporal tarefa postural.
Lin 2017	n = 15, 10M/ 46 ±11 anos n = 15, 7M/ 73 ± 5 anos	Avaliar como o envelhecimento afeta a integração das fontes sensoriais em nível cortical.	30 canais; regiões bilaterais em fronto–lateral, temporal–parietal, e occipital. Variação de oxi-hemoglobina.	OA X OF. Plataforma fixa X plataforma oscilando junto com o corpo.	Maior atividade cortical no hemisfério esquerdo (fronto-lateral) e direita (temporo-parietal) em idosos durante oscilação da plataforma. Maior atividade cortical na região direita Fronto-lateral e temporo-parietal nos idosos em OF. Maior atividade cortical em idosos na região fronto-lateral direita e occipital, durante oscilação da plataforma e OF.
Hinderaker et al., 2020	n = 11, 5M Idade: *M*= 22±1 anos n = 10, 4M Idade: *M*= 71±5 anos	Avaliar o efeito das velocidades do fluxo óptico (OF) na atividade do cérebro e oscilação postural entre adultos jovens e idosos.	64 optodos; regiões CPFDL e região esquerda da área temporo-parietal. Variação de oxi e deoxi-hemoglobina.	PEB. Fluxo óptico rápido (20 m/s), médio (10 m/s), e lento (5 m/s).	Maior atividade cortical nos idosos na velocidade OA de 10 m /s e diminuição da atividade na velocidade OA de 20 m / s no DLPFC esquerdo.

St-George et al., 2021	n = 24 Idade: M= 20,8 ± 2,32 anos n = 25 Idade: M= 70,6 ± 7,1 anos	Avaliar a modulação da atividade CPF em tarefas desafiadoras de equilíbrio e tarefa dual cognitiva	22 optodos; região do CPF bilateralmente. Oxi-hemoglobina.	Pés apoiados superfície sólida (SS): SS (OA); FSS (OF), FSJ (OF, pés juntos). Pés apoiados em superfície maleável (M): FMA (OF, pés alinhados com ombro). FMJ (OF, pés juntos). Subtração de três em três.	Maior atividade cortical no CPF esquerdo em jovens nas condições SS, FSS, FSJ e FMA. Maior fluxo sanguíneo no CPF esquerdo em idosos nas condições SS e FSS. Maior atividade cortical no CPF de idosos quando comparados com jovens.

Legenda: AO= olhos abertos; OF= olhos fechados; CPF= córtex pré-frontal; CPFDL= córtex pré-frontal dorlsolateral; PEB = postura ereta bipodal.

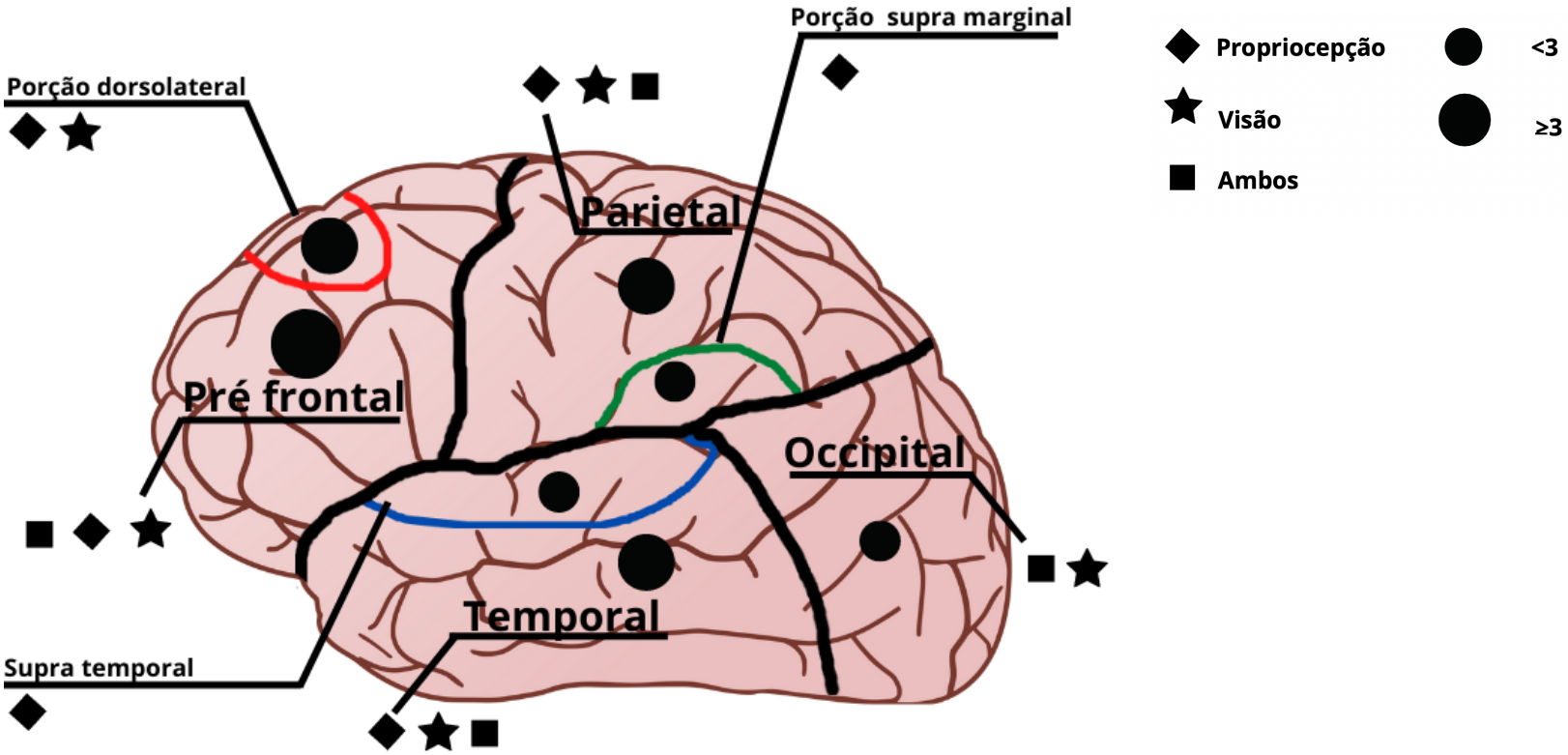


Figura 3 Áreas corticais ativadas com mensuração por EFIvP em função da manipulação de visão e/ou propriocepção em tarefas de equilíbrio corporal; a quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos pretos (<3 a ≥3); a manipulação sensorial é indicada por símbolos (ver legenda).

5.2 Manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motoras

Foram encontrados seis estudos em que foram realizadas manipulações cognitivas concomitantemente com tarefas de equilíbrio (Quadros 3 e 4), sendo 3 com EFIvP (CHEN et al., 2018; ST-AMANT et al., 2020; ST GEORGE et al., 2021) e 3 com EEG (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021; BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016). Em metade desses trabalhos foram reportadas diferenças entre adultos jovens e idosos (BOHLE et al., 2019; CHEN et al., 2018; OZDEMIR et al., 2016). Diferentes tarefas cognitivas foram utilizadas, variando entre tarefas de memória espacial (BOHLE et al., 2019; CHEN et al., 2018; OZDEMIR et al., 2016) e operações matemáticas (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021; ST-AMANT et al., 2020; ST GEORGE et al., 2021). Os desafios ao equilíbrio foram realizados com tarefa de postura tandem (BOHLE et al., 2019; CHEN et al., 2018), pés juntos (ST-AMANT et al., 2020; ST GEORGE et al., 2021), pés apoiados em superfície sólida e instabilidade da plataforma (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021; OZDEMIR et al., 2016). As regiões mais estudadas foram os córtices pré-frontal (nos 6 estudos), parietal (em 4 estudos) e occipital (1 estudo).

Foram verificadas menores atividades do CPF durante a execução da tarefa dual tanto em jovens (CHEN et al., 2018; ST-AMANT et al., 2020) quanto em idosos (ST GEORGE et al., 2021), destacando-se que para tarefas com demanda espacial foi encontrada menor atividade no hemisfério esquerdo (CHEN et al., 2018), enquanto que quando a tarefa dual incluía operações matemáticas as reduções foram específicas ao hemisfério direito (ST-AMANT et al., 2020). Para estudos conduzidos com EEG, os resultados indicaram que diferentes frequências foram alteradas. Na frequência delta, foram observados aumentos bilaterais nas regiões frontal, centro-frontal e central, principalmente em tarefas de equilíbrio mais desafiadoras, tanto em indivíduos jovens quanto em idosos (BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016). Foi observado que a frequência teta apresentou valores maiores nas regiões frontal e central tanto em indivíduos jovens quanto em idosos (BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016) durante a execução de tarefas duais envolvendo memória espacial e estímulos auditivos. Em tarefas de subtração numérica foi observado aumento da frequência teta na região temporal e diminuição na região frontal em adultos jovens (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021). Para frequência alfa ocorreram aumentos de atividade nas regiões parietal e occipital durante tarefa desafiadora do equilíbrio (OZDEMIR et al., 2016), sendo que indivíduos jovens apresentaram maiores valores na região occipital para

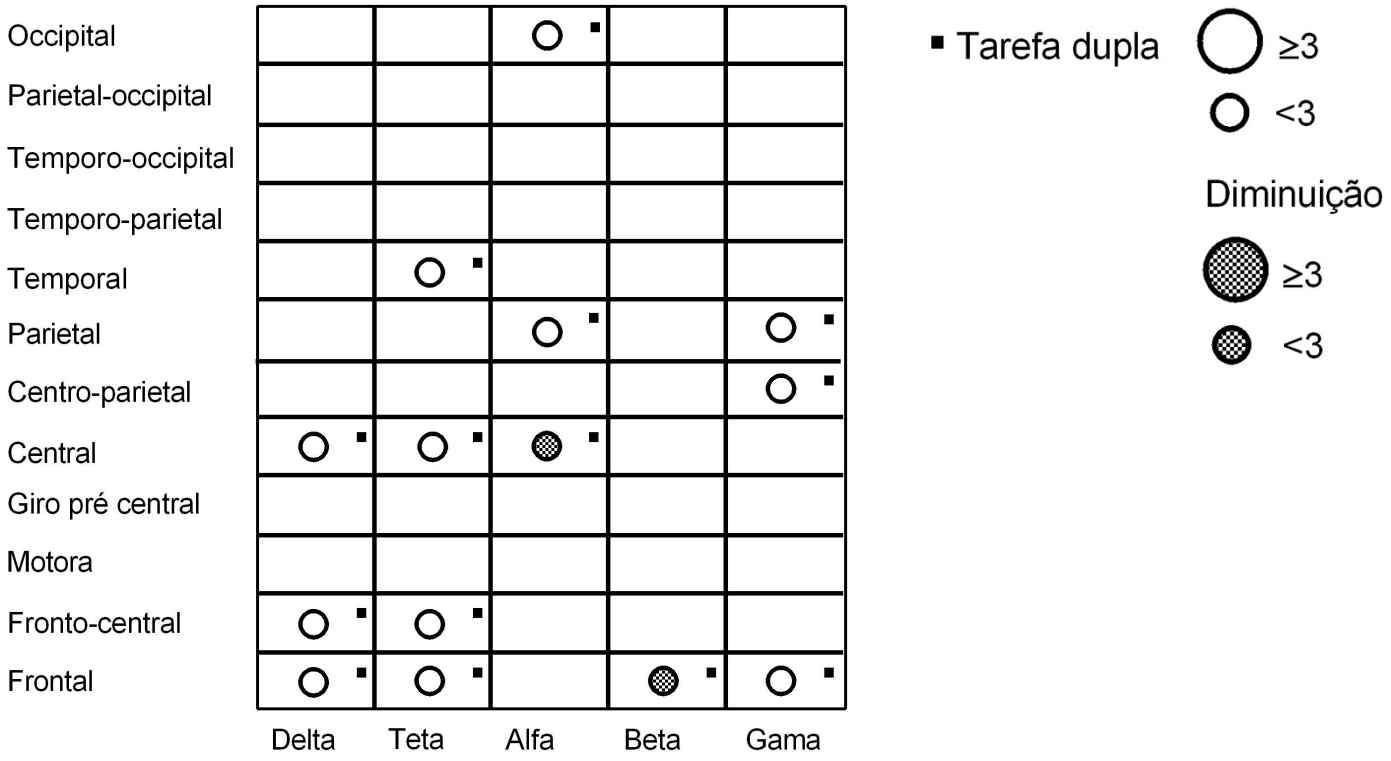
realizar a tarefa de memória espacial. As diferenças associadas à idade também foram observadas em protocolo com tarefas que incluíram memória espacial, nos quais jovens utilizaram mais de regiões centrais e anteriores do cérebro quando comparados aos idosos (BOHLE et al., 2019). Os resultados estão expostos na Figura 4.

Quadro 3. Tarefa dual e equilíbrio utilizando EEG.

	Participantes/idade	Principal objetivo	Equipamentos experimentais e principais variáveis	Tarefas	Principais achados
Ozdemir et al., 2016	n = 10, 6M/ 26,20 ± 2,77 anos n = 9, 3M/ 81,42 ± 6,30 anos	Avaliar o efeito do envelhecimento na modulação cortical em tarefa dual envolvendo memória de trabalho	64 canais; regiões frontal, centro-frontal, central, centro-parietal e parietal. Potência em delta, teta, alfa, beta e gama.	Superfície de plataforma fixa e postura quieta (S1) e superfície de plataforma de balanço em postura quieta (S4). Tarefa de memória de trabalho, necessitando relembrar um estímulo anterior (N1) e dois estímulos anteriores (N2)	Aumento da atividade delta nas regiões frontal, central-frontal e central, quando a dupla tarefa em S4 nos dois grupos, com valores mais elevados no grupo jovem. Atividade teta nos córtices frontal, centro-frontal e central no desempenho durante tarefa dual com demanda N2 em ambos os grupos. Jovens com maior atividade teta nas regiões frontais e centro-frontais em relação a idosos. Aumento em alfa nas regiões parietal e occipital em ambos grupos, com maiores valores na região occipital em jovens durante tarefas posturais mais desafiadoras em dupla tarefa. Aumento em gama sobre regiões frontal, centro-parietal e parietal em idosos durante dupla tarefa com desafio S4.
Bohle et al., 2019	n = 28, 15M/ 25±3,6 anos n = 30, 17M/ 71,7±5,4 anos	Avaliar o efeito do envelhecimento no mecanismo comportamental e neural envolvido no paradigma cognitivo e motor de dupla tarefa e explorando mais regiões corticais de interesse	64 canais; regiões da linha média anterior bilateralmente, linha média central bilateralmente, linha média posterior bilateralmente. Potencias nas frequências delta, teta, alfa e beta.	Equilíbrio: semi-tandem em superfície instável, com manipulação de visão para foco dinâmico e estático. Cognitivo-postural (CP): durante a tarefa postural, junto com tarefa espacial (estímulos auditivos ou visuais e respostas manuais ou vocais). Tarefa Tripla Cognitivo-Cognitivo-Postural (CCP): combinação da tarefa auditiva e visual durante o deságio ao equilíbrio.	Maior atividade delta na porção anterior (Fz, FCz) quando comparado com central (Cz) e posterior (Pz, POz) nos dois grupos. Maiores diferenças na região posterior comparando grupos nas condições CCP e CP, principalmente por conta do efeito no hemisfério direito Maior exigência do CPF em jovens na potência delta. Maior atividade teta na região anterior (Fz, FCz) e central (Cz) em relação a posterior (Pz, POz) em ambos os grupos. Menor atividade alfa no hemisfério direito comparado com o esquerdo, na região central (Cz) quando comparada com anterior. Maiores valores em alfa entre CP e CCP em nos jovens na região central e anterior comparada com posterior quando comparados aos idosos. Maior atividade beta em idosos na região anterior quando comparada com central e posterior.
Ashtiani et.al. 2021	n = 16, 9M/ 26,6 ± 2,2 anos	Avaliar o efeito da tarefa aritmética na atividade do córtex cerebral frente a diferentes níveis de dificuldades no equilíbrio	19 canais; regiões frontal, temporal, central, parietal e occipital. Frequência delta, teta, alpha e beta.	i) em pé quieto sem cognição ii) em pé na plataforma instável sem cognição iii) em pé quieto com cognição	Dupla tarefa induziu um aumento na frequência teta nas regiões temporais e diminuição nas frontais. Manter-se equilibrado na condição instável gerou aumentos nas regiões centrais e posteriores (central, parietal e occipital). Áreas de atividade cortical mais limitadas durante a dupla tarefa.

				iv) em pé na plataforma instável com cognição Subtração de números com duas casas decimais.	Atividade de subtração em postura quieta reduziu a entropia aproximada dos sinais no cérebro.

Figura 4. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função da manipulação de tarefas duais durante tarefas de equilíbrio corporal.



Quadro 4. Tarefa dual e equilíbrio utilizando EFIvP.

	Participantes/idade	Principal objetivo	Equipamentos experimentais e principais variáveis	Tarefas	Principais achados
Chen et al., 2018	n = 18/ 18,5-23,9 anos	Avaliar as interações entre a memória de trabalho (espacial/não espacial) e controle postural.	15 optodos; regiões frontais e parietal bilateralmente. Média de oxi-hemoglobina.	Postura tandem. Memória espacial: lembrar a localização espacial do 1° e 4° estímulo numa sequência de letras. Memória não espacial: constatar se o 4° e 1°estímulo tinham a mesma letra (diferenciar maiúsculas de minúsculas), não importando a posição na tela.	Menor atividade cortical nas regiões frontoparietais do lado esquerdo após a tarefa de memória operacional espacial junto com postura tandem
St-Amant et al., 2020	n = 18, 6M/ 21,4 ± 3,96 anos	Avaliar os mecanismos automáticos de controle postural durante tarefas de equilíbrio estático e dinâmico, e verificar a atividade do CPF durante a postura quieta e em tarefas cognitivas auditivas com diferentes dificuldades.	-8 optodos (córtex pré-frontal bilateralmente) -Oxi-hemoglobina	Tarefas -PEB com os pés juntos (BJ) -3 níveis de tarefas cognitivas (1) Tempo de reação simples (2) Contagem regressiva (3) Sequências com dois números	Menor atividade cortical CPF do hemisfério direito do que o hemisfério esquerdo durante a condição de tarefa dual de sequência de dois números.
St-George et al., 2021	n = 24/ 20,8 ± 2,32 anos n = 25/ I 70,6 ± 7,1 anos	Avaliar como a atividade do CPF é modulada durante tarefas desafiadoras de equilíbrio e o efeito da tarefa dual cognitiva envolvendo operações matemáticas	-22 optodos (CPF bilateralmente) -Oxi- hemoglobina	Pés apoiados superfície sólida(SS): -SS (OA) -FSS (OF), -FSJ (OF, pés juntos) Pés apoiados superfície de espuma (E): -FEA (OF, pés alinhados com ombro) -FEJ (OF, pés juntos) -Subtração de três em três	Maior atividade cortical do CPF em jovens nas condições FEA e FEJ com tarefa dual. Menor atividade cortical no CPF em idosos na condição FEA com tarefa dual.

Legenda: CPF = córtex pré-frontal; PEB = postura ereta bipodal.

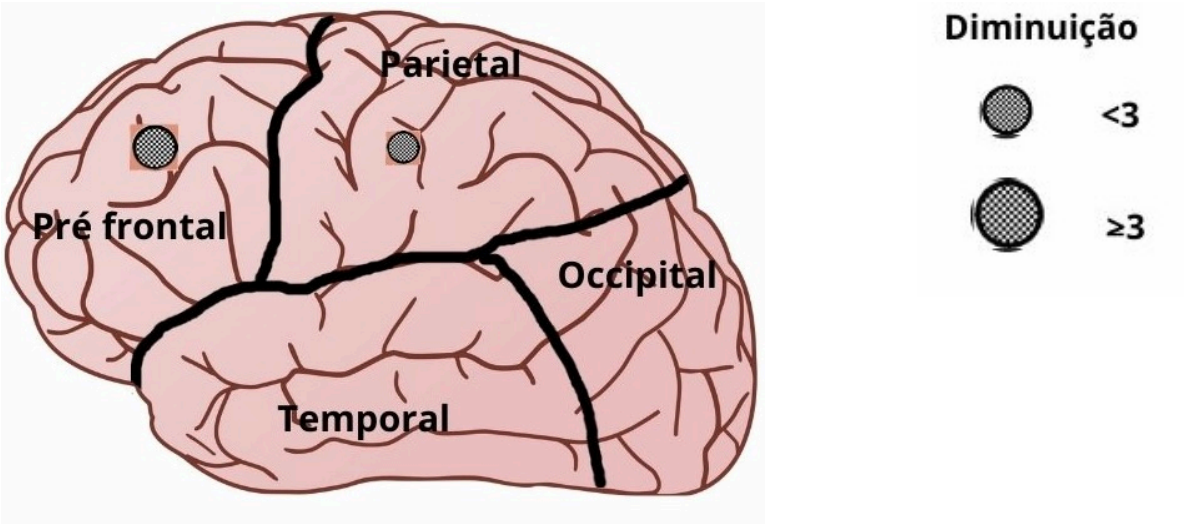


Figura 5. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EFIvP, em função da dificuldade de equilíbrio com tarefa dual em tarefas de equilíbrio corporal; a quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos pretos (<3 a ≥3).

5.3 Equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte

Foram encontrados 15 estudos em que foi empregada manipulação do tamanho da base de suporte, sendo 5 deles empregando EFIvP (HEROLD et al., 2017; KARIM et al., 2012, 2013; LIN et al., 2017; ROSSO et al., 2017) e 10 utilizando EEG (BÜCHEL et al., 2021; CHANG et al., 2016; DEL PERCIO et al., 2009; GEBEL; LEHMANN; GRANACHER, 2020; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; KHOREV et al., 2019; LEHMANN et al., 2020; SLOBOUNOV et al., 2008; TSE et al., 2013; VARGHESE et al., 2015). Em três trabalhos foram relatadas diferenças entre indivíduos jovens e idosos (CHANG et al., 2016; LIN et al., 2017; ROSSO et al., 2017). Nos trabalhos selecionados, foram utilizadas diferentes tarefas para desafiar o equilíbrio, tais como postura unipodal (BÜCHEL et al., 2021; DEL PERCIO et al., 2009; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; LEHMANN et al., 2020), tandem (TSE et al., 2013; VARGHESE et al., 2015) e plataforma para gerar dificuldade no equilíbrio (CHANG et al., 2016; GEBEL; LEHMANN; GRANACHER, 2020; HEROLD et al., 2017; KARIM et al., 2012, 2013; KHOREV et al., 2019; LIN et al., 2017; ROSSO et al., 2017). As regiões corticais mais estudas foram a frontal (n=12), temporal (n=4), área motora suplementar (n=1), córtex motor (n=1), giro pré-central (n=1), giro pós-central (n=1), occipital (n=6), central (n=8), parietal (n=9) (Figura 6 e Figura 7).

Os resultados de estudo empregando EFIvP (Quadro 6) para avaliação em tarefa com oscilações da base de suporte indicaram aumentos de atividade cortical no hemisfério esquerdo na região temporo-parietal esquerda e atividade no hemisfério direito do CPF (KARIM et al., 2013). Os resultados para a tarefa de equilíbrio sobre plataforma com pequenas oscilações em idosos, indicaram maior atividade na região fronto-lateral do hemisfério esquerdo e região temporo parietal do hemisfério direito (LIN et al., 2017). Ainda, foram relatadas atividades nas áreas supra-marginal/supra-emporal e CPFDL em indivíduos idosos. Para a tarefa com desafio do equilíbrio por apoio em prancha de equilíbrio instável foi relatada maior atividade na área motora suplementar, giro pré-central e giro pós-central (HEROLD et al., 2017).

Os resultados de estudos empregando EEG apresentaram grande variedade de frequências e colocação dos eletrodos (Quadro 5). Será feito um apanhado geral sobre os resultados relacionados às regiões ativadas nas frequências mais utilizadas (Figura 6). Durante tarefas com deslocamentos da base de suporte auto iniciadas em diferentes direções, foram verificadas maiores atividades corticais na frequência gama na região central (SLOBOUNOV et al., 2008). Quando a perturbação consistiu no deslocamento da

plataforma, foi observado aumento da atividade das frequências beta e gama na região parietal-occipital, além de correlações entre as atividades da região frontal-central, frontal-parietal, central-occipital e central-parietal (CHANG et al., 2016). Durante a manutenção do equilíbrio em plataforma instável, foi encontrada diminuição de atividade do CPF (KHOREV et al., 2019). Durante a busca por equilíbrio em uma prancha de equilíbrio houve maior atividade da frequência teta nas regiões frontal e central bilateralmente e menor atividade na frequência alfa-2 conforme a dificuldade da tarefa foi aumentada (GEBEL; LEHMANN; GRANACHER, 2020). Em atletas, nas condições em que a dificuldade de equilíbrio foi avaliada com suporte no solo na posição unipodal, os resultados indicaram diferenças de atividades nas áreas frontal direita, central esquerda, central direita e parietal média (DEL PERCIO et al., 2009), menor atividade de alfa baixa na região fronto-central e centro parietal saindo de postura ereta bipodal para unipodal, e maior atividade da frequência teta na região centro-parietal (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016). Lehmann e colaboradores (2020) encontraram diminuição na frequência alfa-2 durante condição unipodal nas áreas frontal, motora, parietal e occipital bilateralmente, com lateralização da atividade (ao lado oposto da perna de apoio) nas regiões motoras (BÜCHEL et al., 2021). Durante a posição tandem foi encontrada maior atividade na região central e parietal nas frequências beta e sigma (TSE et al., 2013), além de aumento nas frequências delta, teta e gama (VARGHESE et al., 2015).

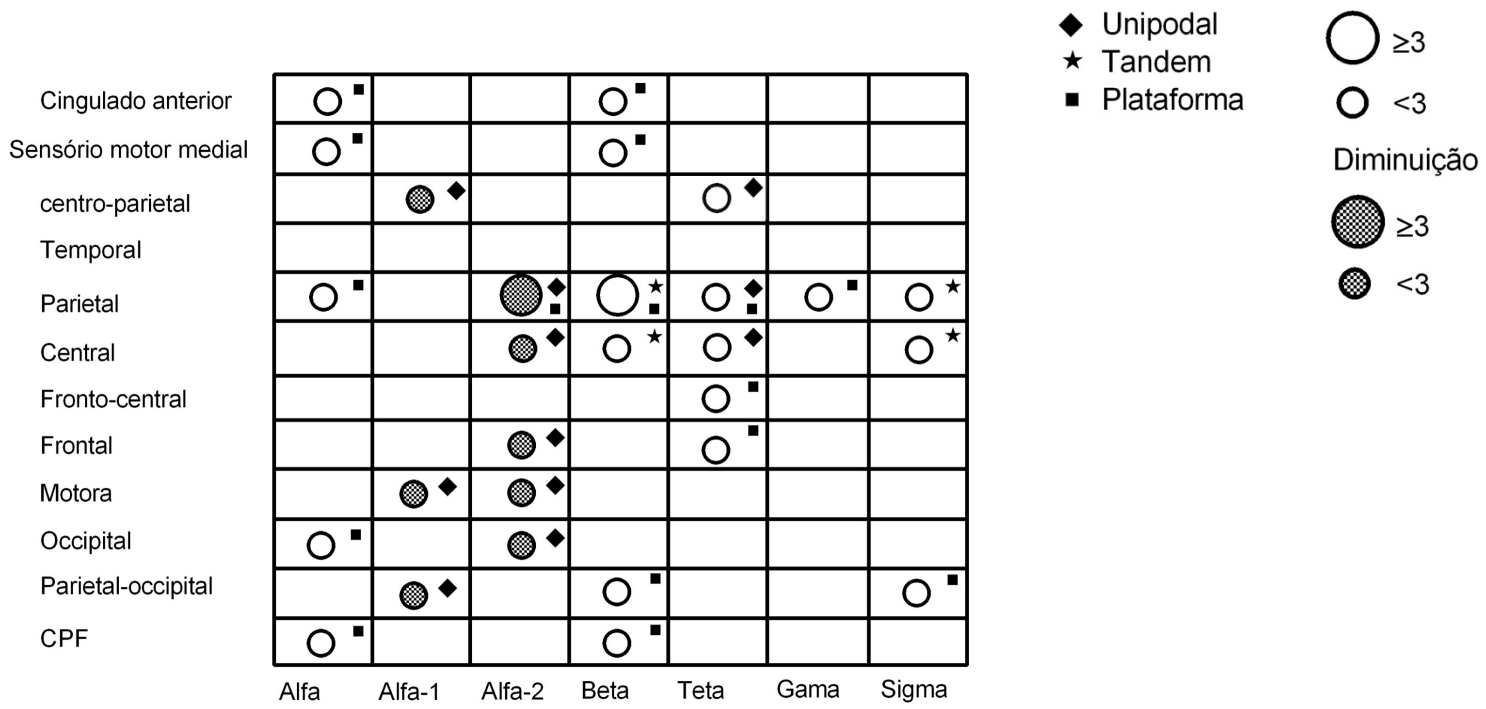
Quadro 5. Resultados de EEG na manipulação da base de suporte.

	Participantes/ idade	Principal objetivo	Equipamentos experimentais e principais variáveis	Tarefas	Principais achados
Slobounov et al., 2008	n = 12, 8M/ 21-25 anos	Avaliar o papel do córtex cerebral durante o controle postural em diferentes direções de oscilação	19 canais; regiões frontais; fronto-central, central, central-parietal-occipital. Frequências alfa, beta e gama.	-Tarefas autoiniciadas 1-Oscilação anteroposterior; 2-Oscilação médio-lateral para direita 3-Oscilação médio-lateral para esquerda	-Maior amplitude de pico dos potenciais corticais nas direções médio-lateral do que anteroposterior nas regiões frontais e centrais (valores máximos em Cz) -Menores potenciais alfa e beta nos eletrodos centrais antes do deslocamento nas direções ML -Maior atividade gama (C3, Cz e C4) durante a condição médio lateral
Del Percio et al., 2009	Caratecas n=10, 4M Esgrimistas n=10, 4F Não atletas n=12, 6F/ 23,9 ± 1,3 anos	Comparar respostas corticais em atletas e não-atletas, comparando PEB x unipodal	56 canais; regiões frontais bilateralmente, linha média frontal, linha média central bilateralmente, linha média parietal bilateralmente. Alterações de diminuição/ aumento (TRPD/TRPA) relacionados à tarefa alfa; frequências alfas individuais.	PEB (Romberg) X unipodal (pés alinhados com ombros).	Menor amplitude de TRPD alfa de baixa frequência em atletas do que em não atletas nas regiões central esquerda(C3), central direita (C4), parietal média e parietal direita. Menor alfa TRPD de alta frequência em atletas do que em não atletas nas áreas frontal direita, central esquerda, central direita e parietal média.
Tse et al., 2013	n = 17, 9M 24-32 anos	Comparar o envolvimento cortical em tarefas de equilíbrio sensório-motor com diferentes graus de dificuldade.	-9 canais; regiões Fz, Cz e POz - Frequência alfa, beta e sigma	OA X OF. Firme X superfície maleável. PEB X tandem. Postura quieta (condição controle).	Maior atividade em região central (Cz) e parietal (POz) na frequência beta e sigma em postura tandem.
Hulsdunker et al., 2016	n = 37, 37M/ 24,7 ± 3 anos	Avaliar a modulação de frequência espectral na frequência de pico alfa individual (iAPF) em tarefa de equilíbrio.	32 canais regiões frontal, fronto-central e centro-parietal bilateralmente. Frequências teta, alfa baixa e alfa alta.	Superfície: estável X nível instabilidade 1 X nível instabilidade 2. PEB (BOS1) X unipodal dominante (BOS2) X unipodal não dominante (BOS3).	Maior iAPF de BOS1 para BOS2 e BOS3 no córtex centro-parietal Maior atividade teta durante BOS2 e BOS3 quando comparado com BOS 1 na região centro parietal. Diminuição da atividade alfa baixa na região centro-parietal durante a mudança da base de suporte. Maior atividade alfa superior na região fronto-central enquanto diminui na região centro-parietal, comparado BOS1 em relação a BOS2.
Varghese et al., 2015	n = 12, 6M/ 19-37 anos	Avaliar o controle da postura quieta e o envolvimento do córtex cerebral.	32 canais; região Cz Potenciais relacionados a eventos (ERPs), amplitude de N1.	OF em todas as condições. Posição Romberg X posição tandem.	Aumento das frequências delta, teta, e gama durante a postura tandem. Maiores valores de pico de amplitude N1 na postura tandem. Áreas fronto-centrais geraram respostas N1 em ambas as posições.

Chang et al., 2016	Baixo risco de quedas n= 15, 5M Alto risco de quedas n= 16, 7M/ 62-72 anos	Avaliar a modulação cortical em idosos com diferentes níveis de risco de queda utilizando postura dinâmica combinada com realidade virtual, criando um ambiente de realidade aumentada	32 canais; regiões: parietal-occipital, fronto-central e lóbulo occipital. Frequências teta, alfa, beta e gama.	Deslizamento para a frente (DF), deslocamento para baixo (DB), deslocamento para cima (DC), recuperação (RE). Realidade virtual simulando passageiro de ônibus, o qual passa por buracos (aleatoriamente).	Alto risco de quedas apresentou maior atividade cortical na região parietal nas frequências teta, alfa, beta e gama na fase de recuperação. Alto risco de quedas demonstrou correlações moderadas entre todas as regiões para cada frequência durante DF e DC. Baixo risco de quedas demonstrou correlações entre DF, DB e DC entre frontal-central, frontal-parietal, central-occipital e central-parietal. Atividade beta e gama na região parietal-occipital facilita a modulação cortical e a integração das informações sensório-motoras Frequência alfa foi associada ao processamento de desafios visuais no lobo occipital.
Khorev et al., 2019	n = 10/ 25-36 anos	Avaliar a atividade cortical durante manutenção da PEB em plataforma de equilíbrio.	32 canais Frequências delta, teta, alfa, beta, gama.	Plataforma instável. Condição controle no solo.	Durante manutenção do equilíbrio ocorreram diminuições de atividade do CPF e apenas centros sensórios motores permaneceram ativos. Maiores atividades espectrais alfa e beta nas regiões do córtex cingulado anterior, porção parietal anterior, dorsolateral superior, CPF e sensório motor medial durante a busca pelo equilíbrio quando comparada a manutenção de equilíbrio.
Lehman et al., 2020	n = 15M/ 21,67 ± 2,82 anos	Avaliar como a atividade cortical e a conectividade funcional são moduladas da postura bipodal e unipodal.	128 canais; regiões frontais, parietais e occipitais bilateralmente Teta, alfa-1, alfa-2; e índice de fase na frequência teta, alfa-1 e alfa-2.	PEB X unipodal	Diminuição em alfa-2 de PEB para unipodal nas áreas frontal, motora, parietal e occipital bilateralmente. Menor índice de fase em alfa-2 para acoplamento de fase inter-hemisférica durante condição unipodal relacionado com conexões na região motora esquerda.
Gebel et al., 2020	n = 13, 10M/ 16–17 anos	Avaliar alterações corticais e posturais com aumento de dificuldade da tarefa de equilíbrio.	64 canais; regiões frontais, centrais e parietais. Teta e alfa-2	PEB Prancha de equilíbrio com 6 níveis de dificuldade	Maior atividade teta com aumento de dificuldade da tarefa nas regiões frontais e centrais bilateralmente. Menor atividade da frequência alfa-2 em áreas parietais bilaterais conforme a dificuldade da tarefa aumentava
Buchel et al., 2021	n = 21/ 22,43± 2,23 anos	Avaliar a atividade cortical e hemisférica durante a postura unipodal com manipulação da instabilidade e da perna em apoio no solo	64 canais (região fronto-central, região motora bilateralmente e parieto-occipital bilateralmente). Frequências teta, alfa-1 e alfa-2	Superfície estável com direita (SSD) X esquerda (SSE). Superfície instável direita (SID) X superfície instável esquerda (SIE)	Aumento de teta no cluster central frontal de condição estável para instável. Diminuição de alfa-1 nas regiões motoras esquerda/direita e parieto-occipital direita da condição estável para instável. Aumento em alfa-2 no cluster da região motora esquerda durante SSD em comparação com SSE. Aumento em alfa-2 no cluster do motor direito durante SSE em comparação com SIE. Aumento em alfa-2 no conjunto motor esquerdo durante SSD em comparação com SIR.

Legenda: AO= olhos abertos; OF= olhos fechados; CFC= córtex pré-frontal; PEB = postura ereta bipodal

Figura 6. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função da manipulação do tamanho da base de suporte em tarefas de equilíbrio corporal.



Quadro 6. Resultados de EFIvP na manipulação da base de suporte.

	Participantes/idade	Principal objetivo	Equipamentos experimentais e principais variáveis	Tarefa	Principais achados
Karim et al., 2012	n = 10, 5M/ 18-42 anos	Avaliar a atividade do cérebro no córtex vestibular durante uma tarefa de equilíbrio no Wii-fit ski	32 canais; regiões CPF bilateral, córtex frontal e giro temporal superior. Oxi e desoxi-hemoglobina.	Pista de esqui virtual na plataforma Wii-fit. Tentativas no nível iniciante e avançado.	Maior atividade cortical no giro temporal superior bilateral e giro supra marginal bilateralmente. Aumento de duas a três vezes no fluxo sanguíneo no giro temporal superior na porção direita na condição mais desafiadora.
Karim et al., 2013	n= 15, 9M Idade: *M*= 28 ± 9 anos	Avaliar mudanças na atividade cerebral durante tarefas de postura dinâmica com manipulações da base de suporte, sistema vestibular e proprioceptivo.	32 optodos; regiões frontal, temporal e parietal bilateralmente. Variação oxi e desoxi- hemoglobina.	SOT I: piso fixo, olhos abertos SOT II: piso fixo e olhos abertos no escuro SOT IV: oscilação do solo com referência nas correções posturais e olhos abertos SOT V: oscilação do solo com referência nas correções posturais e olhos abertos no escuro	Comparando SOT I com SOT IV ocorrem aumentos de atividade cortical no hemisfério esquerdo na área temporo-parietal, e pequenas ativações/ desativações no CPF direito/esquerdo, respectivamente.
Herold et al., 2017	n = 10/ 21–47 anos	Avaliar o efeito da atividade cortical em áreas sensório-motoras durante a instabilidade provocada por uma prancha de equilíbrio	16 optodos; regiões área motora suplementar (SMA), giro pré-central (PrG) e giro pós-central (PoG) Variação oxi e desoxi-hemoglobina.	Ficar parado sobre o solo (controle). Equilibrar uma prancha e manter o equilíbrio, com os pés lado a lado. Descanso (similar ao baseline).	Aumento de atividade cortical na condição de equilíbrio sobre a prancha nas regiões área motora suplementar, giro pré-central e giro pós-central.
Rosso et al., 2017	n = 6, 4M/ 22-30 anos n = 10, 3M/ 66–81 anos	Avaliar as diferenças na atividade cortical em adultos jovens e idosos durante tarefa auditiva cognitiva combinada com tarefa de controle postural dinâmico	15 optodos regiões pré-frontal, temporal, e córtex motor no hemisfério esquerdo. Variação de oxi-hemoglobina.	Plataforma de postura dinâmica. Tarefa de tempo de reação de escolha auditiva, posição sentada. Combinação da tarefa de controle postural e cognitiva.	Maior atividade cortical nas áreas supra marginal /supra-temporal em idosos e adultos durante a tarefa na plataforma de postura dinâmica. Maior atividade cortical no CPFDL em idosos durante o equilíbrio na plataforma de postura dinâmica.
Lin 2017	n = 15, 10M/ 46 ±11 anos n = 15, 7M/	Avaliar como o envelhecimento afeta a integração das fontes sensoriais em nível cortical durante manipulações da base de suporte	30 canais; regiões bilaterais em fronto–lateral, temporal–parietal, e occipital. Variação de oxi-hemoglobina	OA X OF. Plataforma fixa X plataforma oscilando junto com o corpo.	Maior atividade cortical no hemisfério esquerdo (fronto-lateral), direito (temporo-parietal) e occipital em idosos na condição plataforma oscilando quando comparados com o grupo mais jovem.

	73 ± 5 anos				Grupo mais jovem apresentou diferenças em quase todas as regiões bilateralmente, exceto occipital e frontal-lateral esquerda na condição de plataforma oscilatória.

Legenda: AO= olhos abertos; OF= olhos fechados; CFC= córtex pré-frontal; CPFDL = córtex pré-frontal porção dorsolateral

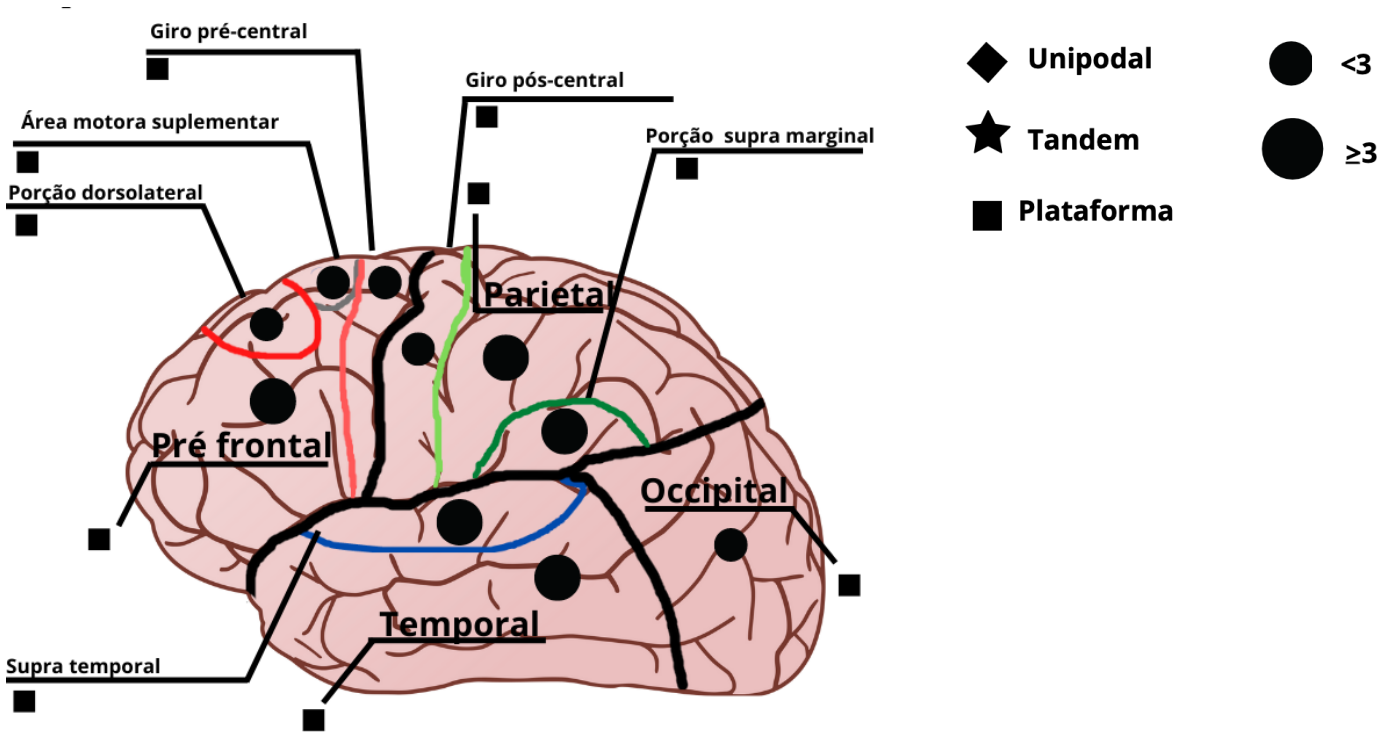


Figura 7 Áreas corticais ativadas, com mensuração por EFIvP, em função da dificuldade de equilíbrio com manipulação da base de suporte em tarefas de equilíbrio corporal; a quantidade de estudos em que o efeito foi reportado é indicada pelo tamanho dos círculos pretos (<3 a ≥3); a manipulação da base de suporte é indicada por símbolos (ver legenda)

5.4 Respostas reativas a perturbações do equilíbrio corporal

Foram encontrados 19 estudos que investigaram o equilíbrio reativo, sendo que em apenas um deles foi utilizado EFIvP (MIHARA et al., 2008), e em 18 estudos foi utilizado EEG (Figura 8). Em um trabalho foram avaliadas as diferenças relacionadas à idade (SAADAT et al., 2021). Os protocolos de avaliação da perturbação ao equilíbrio incluíram translações da base de suporte por meio de plataforma (GHOSN et al., 2020; JACOBS et al., 2009; MIERAU; HÜLSDÜNKER; STRÜDER, 2015; PALMER et al., 2021; PAYNE; HAJCAK; TING, 2019; PAYNE; TING, 2020; QUANT et al., 2004), perturbações com liberação de peso acoplado ao tronco (ADKIN et al., 2008; MARLIN et al., 2014; MOCHIZUKI et al., 2008, 2009, 2010; SAADAT et al., 2021; VARGHESE et al., 2014; VARGHESE; STAINES; MCILROY, 2019), utilização de perturbação por manipulação visual (SLOBOUNOV; TEEL; NEWELL, 2013). A previsibilidade da perturbação foi manipulada em 13 trabalhos, havendo dicas antecipatórias visuais e auditivas do tempo da perturbação (Quadro 7). A principal medida derivada do sinal fornecido pelo EEG foi o potencial negativo evocado (potencial N1), uma vez que o potencial N1 representa a atividade do córtex logo após a perturbação.

Os resultados indicaram uma relação forte entre a atividade N1 e os momentos pré e pós-perturbação, sendo um desfecho marcante para a recuperação do equilíbrio. Ainda, a localização da região do córtex responsável pela origem do sinal, para além do canal Cz, foi descrita como tendo origem na área motora suplementar (MIERAU; HÜLSDÜNKER; STRÜDER, 2015), sugerindo o sincronismo da atividade N1 com outras frequências de EEG (VARGHESE et al., 2014). A resposta N1 parece ser modulada pela dificuldade da tarefa, aumentando o tamanho da atividade de acordo com a intensidade da perturbação (PAYNE; HAJCAK; TING, 2019), e tendo menor atividade conforme a tarefa se torna previsível. A atividade da frequência beta foi observada logo após a perturbação (GHOSN et al., 2020), apresentando maiores valores em indivíduos idosos quando comparados a jovens (PALMER et al., 2021; SAADAT et al., 2021), parecendo estar relacionada com uma pior capacidade de equilíbrio (Figura 8).

Quadro 7. Resultados de EEG e EFIvP em estudos com respostas posturais reativas.

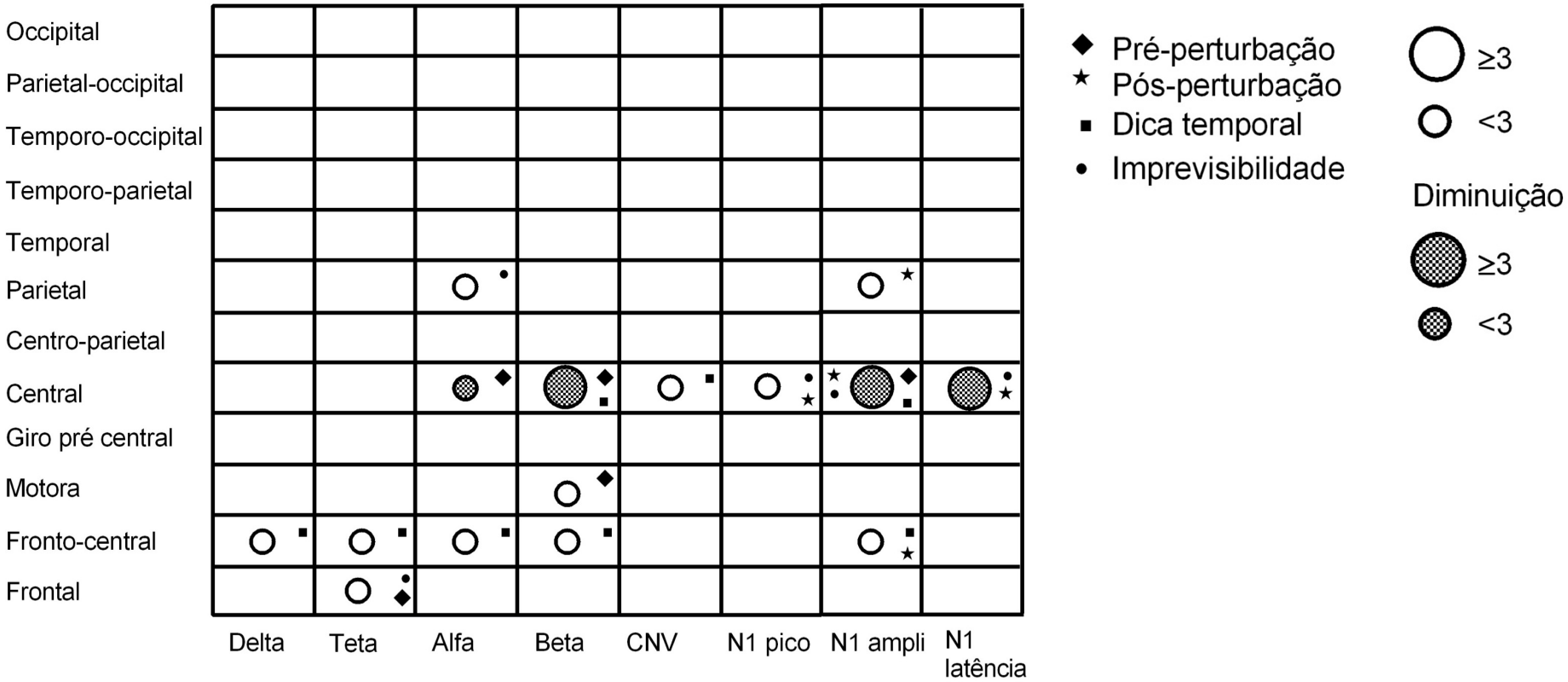
	Participante s/idade	Principal objetivo	Equipamentos experimentais e principais variáveis	Tarefas	Principais achados
Quant et al., 2004	n = 7, 4M/ 21–32 anos	Avaliar o efeito da atenção nas respostas corticais e posturais após perturbação em postura ereta.	Canal de interesse (CZ). Potencial negativo evocado (N1).	Translações imprevisíveis em plataforma horizontal gerando reações de equilíbrio "pés no lugar". Tarefa de rastreamento viso-motor.	Menor magnitude N1 em Cz durante a tarefa de rastreamento quando comparada com a tarefa de controle nos canais centrais.
Adkin et al., 2008	n = 10/ 22–28 anos	Avaliar a interação da resposta cortical e ameaça postural associada às reações em perturbações previsíveis e imprevisíveis.	Canal de interesse (Cz). Medidas de respostas N1.	Perturbações de tronco previsíveis X imprevisíveis com OF. Baixo (nível do solo) X Alto (plataforma com 3,2 m acima do solo).	Aumento no pico de atividade N1 em Cz nas perturbações imprevisíveis em superfície alta quando comparada à baixa. Aumento no potencial N1 para perturbação de "surpresa"(perturbação imprevisível após uma série de previsíveis).
Jacobs et al., 2008	n = 12, 4M/ 21–32 anos	Avaliar atividade cortical em respostas posturais (translações para trás da superfície de suporte) com e sem aviso visual	Canais de interesse; Cz, Pz, Fz, F3 e F4. Contingente de variação negativa (CNV).	Manter o equilíbrio durante perturbação para trás. Condição sem perturbação. Pistas visuais X sem pista visual.	Trocas negativas em Cz e Pz, mas não nos eletrodos Fz, F3 ou F4. Mudanças negativas em Cz antes das perturbações posturais na condição com pista, mas não na condição sem pista. Maior pico de amplitude da CVN na condição pista em relação a não pista em Cz.
Mochizuki et al., 2008	n = 15; 7M/ 26,1 ± 7,8 anos	Avaliar a atividade cortical antes de perturbação postural, em condições com e sem pista do evento de perturbação.	64 canais. Latência e amplitude da resposta N1 no canal Cz.	Liberação de carga em condições auto iniciadas X externamente iniciadas com variação de tempo.	Pico de atividade durante a recuperação do equilíbrio na região Cz. Maior pico amplitude N1 e pico de latência N1 tardio nas condições imprevisíveis no pós-perturbação. Amplitude da atividade cortical no período pré-perturbação foi maior na condição previsível do que na imprevisível.
Mihara et al., 2008	n = 15; 9M/ 29±6,7 anos	Descrever se o lobo frontal contribui para a manutenção do equilíbrio após perturbação induzida	-50 optodos (região frontoparietal) -32 canais -OxyHB	-Oscilações horizontais (para frente X para trás) -Sem alerta auditivo X com alerta (2s antes da tarefa)	-Alerta maior fluxo sanguíneo em giro frontal médio bilateralmente, frontal superior e lobolo parietal superior; hemisfério esquerdo para área motora suplementar, e giro pré-central e giro pós-central -Sem alerta maior fluxo sanguíneo em porção média do giro frontal, giro superior frontal, giro pré central (direito) e lóbulo parietal superior (direito) -Aumento do fluxo sanguíneo nos lóbulos parietais superiores (direita) e área motora suplementar (esquerda), condição alerta

Mochizuki et al., 2009	n = 10; 5M/ 20–35 anos	Avaliar se a atividade cortical antes do pré-perturbação depende das dicas fornecidas antes do início da instabilidade postural.	64 canais FCz, Fz, CPz, Cz, C1, C2, C3 e C4. Início e magnitude de ondas lentas, amplitude e latência de N1.	Liberação de carga de tração do tronco (auto iniciado X disparado externamente). Dica temporal (contagem regressiva) X sem dica.	Maior amplitude de potencial N1 no pós-perturbação em Cz. Maior amplitude de potencial N1 em perturbação com dica temporal externa do que perturbações auto iniciada com dica temporal e auto iniciada sem dica temporal.
Mochizuki et al., 2010	n = 12, 6M/ 29,3 ± 6,4 anos	Avaliar a relação da atividade cortical e os processos de controle para o equilíbrio na pré e pós-perturbação.	32 canais; com interesse em Cz. Potencial N1 na região Cz.	Liberação de carga de tração do tronco. Condição sem restrição. Condição com cabo de restrição para gerar respostas mínimas durante a perturbação. Tentativas em bloco e aleatórias.	Magnitude atividade cortical pré-perturbação foi dimensionada de acordo com a previsão de perturbação. Maior amplitude do potencial N1 na condição sem restrição quando comparada à condição de restrição (em bloco e aleatório).
Tomita et al., 2012	n = 10, 5M/ 20,1 ± 0,3 anos	Avaliar se a modulação preparatória da atividade cerebral associada com mudanças na certeza de antecipação quanto ao tipo de resposta voluntária influencia os ajustes posturais antecipatórios.	5 canais; com interesse em Fz, C3, Cz, C4 e Pz. Contingência de variação negativa (CNV).	Abdução de braço (esquerdo ou direito) rapidamente em resposta a um estímulo imperativo visual (antecipação alta X baixa) 2000 ms antes do movimento para gerar antecipação de resposta voluntária.	Maior amplitude de CNV tardia no eletrodo Cz na condição de alta antecipação em relação a baixa, no braço direito.
Slobounov, 2013	n = 12, 6M/ 20 ± 2,3 anos	Avaliar os efeitos das perturbações induzidas visualmente na dinâmica das respostas posturais por meio da realidade virtual.	128 canais; regiões frontais e centrais. Frequência alfa, beta, teta.	Fluxo óptico gerando perturbação anteroposterior, e respostas médio-laterais nas condições direção previsível (direita X esquerda) e imprevisível.	Maior atividade teta nas regiões frontal-centrais 500 ms antes do início da perturbação postural em condição imprevisível.
Marlin et al., 2014	n = 11, 3M/ 26,8 ±4 ,5 anos	Determinar a localização da fonte cortical de N1 e atividade negativa relacionada ao erro que são evocados em uma tarefa com informações conflitantes.	64 canais; regiões do córtex cingulado anterior, giro frontal medial, área motora suplementar. N1 para perturbações e negatividade relacionada ao erro na tarefa de flanker.	Sistema de cabos para liberação de cargas. Tarefa de flanker no computador.	Coordenadas de atividade cortical relacionada ao erro na tarefa de flanker indicaram giro cingulado como origem do sinal. Coordenadas de origem do sinal N1 indicaram área motora suplementar como fonte de atividade.
Varghese et al., 2014	n = 14, 9M/ 26,6 ± 4,4 anos	Avaliar a atividade cortical para perturbações do equilíbrio.	64 canais; com interesse em FCz. Frequências N1, alfa, delta, teta, beta.	Perturbações por liberação de carga. Imprevisibilidade de tempo.	Maior atividade em delta, teta, alfa, beta, e N1 na região média fronto-central após perturbação. Maior amplitude N1 depois da perturbação. Sincronização das frequências delta, teta, alfa e beta durante a resposta N1.
Mierau, 2015	n = 37, 37M/ 24,7 ± 3 anos	Avaliar a adaptação cortical a tarefa e características dos potenciais provocados por perturbações repetida do equilíbrio	32 canais de interesse FP1/2, F7/8, F3/4, Fz, FC5/6, FC1/2, FCz, T7/8, C3/4, C1/2, Cz, CP5/6, CP1/2, CPz, P7/8, P3/4, Pz, O1/2, Oz. Latência de P1, N1.	Perturbação de equilíbrio imprevisível e transitória em plataforma instável passivamente em postura unipodal.	Sinais N1 tiveram origem na área motora suplementar. Atividade de P1 teve origem no córtex parietal posterior (mais a esquerda do que a localização de N1). Adaptação das respostas N1 entre as tentativas.

Mochizuki et al., 2017	n = 10, 4H/ 27,70 ± 7,7 anos	Avaliar se a adição de tarefa dual cognitiva é suficiente para alterar a atividade cortical pré e pós perturbação.	32 canais de interesse em Fz, FCz, Cz, CPz, Pz, C3, C4, FP1 e FP2 Atividade N1 no eletrodo Cz.	Liberação de carga de tração do tronco (com dica auditiva X sem dica) Tarefa dual utilizando reação a estímulos visuais.	Menor amplitude N1 na condição previsível comparada com previsível com condição cognitiva. Menor amplitude de atividade cortical pré perturbação durante tarefa cognitiva simultânea pré-instabilidade. Maior amplitude N1 durante a tarefa dual.
Varghese, 2019	n = 14, 9M/ 19-31 anos	Avaliar a conectividade funcional em tarefa de equilíbrio reativo	64-canais; regiões córtex cingulado anterior, giro frontal medial, área motora suplementar. Conectividade funcional.	Liberação de carga de tração do tronco Tarefa de flanker no computador.	Atividade generalizada em áreas fronto-centro-parietais durante o potencial evocado por perturbação (N1). Aumento das frequências delta, teta, alfa e beta na atividade de N1 do que na linha de baseline. Conectividade funcional aumentou entre as regiões frontais, centrais e parietais durante potencial N1 nas frequências delta, teta e alfa.
Payne et al., 2019	n = 16, 7M/ 26±5 anos	Comparar a amplitude de resposta cortical em função da aceleração da perturbação da base de suporte	32 canais; com interesse em Cz. N1 pico de latência e amplitude.	Translações para frente X para trás. 4 magnitudes de aceleração.	Maior amplitude no pico N1 com aumento de aceleração. Primeiro bloco apresentou maiores valores de N1 em comparação com os blocos subsequentes. Menor latência cortical com maior aceleração de perturbação independente da direção.
Payne, 2020	n = 20, 9M/ 19–38 anos	Avaliar se pessoas com pior equilíbrio têm maior atividade cortical durante a recuperação do equilíbrio após perturbação.	32 canais Pico de resposta cotical, amplitude e latência das respostas N1 m Cz	Translações posteriores da base de suporte com diferentes amplitudes. Caminhada sobre uma barra estreita.	Maior amplitude N1 conforme aumenta a dificuldade de perturbação. Menor latência N1 conforme aumenta a dificuldade de perturbação. Maior atividade N1 associada a pior desempenho de caminhada na viga.
Ghosn et al., 2020	n = 19, 8M/ 26 ± 5 anos	Avaliar o processamento sensório-motor da informação sobre a frequência beta na recuperação do equilíbrio em indivíduos com diferentes níveis de equilíbrio.	32 canais; com interesse no eletrodo Cz, na região motora primária e área motora suplementar. Potência beta.	Translações reversas através da superfície de suporte. 3 tipos de perturbações: pequenas, médias e grandes. Distância percorrida em uma barra estreita.	Aumento de atividade beta na região central após 50 ms de perturbação, com valores maiores em perturbações mais desafiadoras. Maior atividade beta foi associada a uma pior capacidade de equilíbrio individual apenas no período tardio após a perturbação.
Saadat et. al. 2021	n = 19, 7M/ 18-40 anos n = 20, 9M/ 60–75 anos	Avaliar os efeitos do envelhecimento nos mecanismos corticais no ajuste postural em perturbações previsíveis e imprevisíveis.	Áreas sensório-motora direita e esquerda e motora primária (C3 e C4). Potência espectral realizada em F3, F4 e P3, P4. Coerência intra-hemisférica (alfa e beta) calculada sobre dipolos, (F3–C3, F3–P3, C3–P3, F4–C4, F4–P4 e C4–P4). Coerência inter-hemisférica calculada para os pares F3-F4, C3-C4 e P3-P4.	- Liberação de carga de tração do tronco. -Perturbações previsíveis e imprevisíveis, com condições sem e com visão.	Maiores potência beta em idosos em perturbações previsíveis na região central. Maiores coerências nas potências alfa e beta nos movimentos posturais antecipatórios em idosos perturbações previsíveis. Diferenças entre as fases APA1-CPA1 e APA2-CPA1 nas regiões de interesse para coerência beta e entre as fases APA1-CPA1 e APA2-CPA1 em F3-P3, F4-P4, C3 −C4 e regiões F3−F4 para coerência alfa perturbações previsíveis.

					Maior potência alfa na região P4 em jovens durante perturbações imprevisíveis. Menores potência alfas nos ajustes posturais antecipatórios e maior potência nos idosos em condição imprevisível. Maior coerência alfa (F3-P3 e F4-P4) e beta (f4-P4) em idosos durante ajustes compensatórios.
Palmer et.al. 2021	n = 15, 11M/ 69 ± 8 anos	Avaliar a atividade beta cortical motora e as interações entre as regiões cerebrais corticais motoras e pré-frontais ou somatossensoriais durante o equilíbrio reativo.	64 canais; regiões somatossensorial primário (CPz) e regiões corticais pré-frontais (AFz). Potência beta e coerência cortical.	Translações com tempo e direções imprevisíveis, da base de suporte (para frente e para trás)	Perturbações causaram aumento na frequência oscilatória beta na região motora quando comparado a condição basal e pós-perturbação. Idosos com maior poder beta provocado por perturbação durante a fase posterior de reações de equilíbrio tiveram menor função de equilíbrio clínico.

Figura 8. Áreas corticais ativadas, com mensuração por EEG, em função de respostas posturais reativas a perturbações do equilíbrio corporal.



6 DISCUSSÃO

O objetivo do presente trabalho foi realizar uma revisão sistemática da literatura sobre atividade de áreas corticais em função de tarefas com diferentes demandas de controle de equilíbrio corporal. Foram encontrados 52 artigos utilizando EFIvP ou EEG, com medidas de correlatos neurais associados a tarefas de equilíbrio. A discussão dos resultados foi dividida em quatro seções, com resultados relativos a manipulações do seguinte: i) fontes sensoriais; ii) demanda cognitiva em tarefa dual; iii) diferentes posições corporais para dificultar o equilíbrio; e iv) cargas externas para gerar respostas posturais. Em cada tópico foi abordada a exposição dos achados, discussão dos principais resultados e os possíveis mecanismos envolvidos no equilíbrio.

6.1 Manipulações de fontes sensoriais

Na EEG, as frequências teta, alfa e beta foram as mais investigadas, principalmente nas regiões temporal e parietal (Figura 2). As atividades da banda teta foram relacionadas ao processamento de atividades com alta demanda de atenção (BÜCHEL et al., 2021) e ao processamento de erros (uma vez que as perturbações geram uma diferença entre o equilíbrio esperado e o atingido) durante o controle postural. As atividades teta aconteceram não somente no CPF e região central, mas também na região temporal e parietal, uma vez que a dependência das regiões de integração sensorial torna-se necessária em condições de perturbação (KARIM et al., 2013; ROSSO et al., 2017). A frequência teta ainda parece estar diretamente relacionada com a complexidade da tarefa, porque conforme a dificuldade de equilíbrio com manipulação da propriocepção aumenta, os valores encontrados para a frequência teta sofrem alteração. Este comportamento tem sido associado à manipulação da maleabilidade do solo (HÜLSDÜNKER et al., 2015; SLOBOUNOV; TEEL; NEWELL, 2013) e da visão (BAROLLO et al., 2020; EDMUNDS et al., 2019).

Na banda alfa são encontradas diferentes divisões de frequência, sendo alfa (8-13 Hz), alfa-1 (8-10 Hz) e alfa-2 (10-12 Hz). As regiões com os maiores aumentos na atividade cortical durante as condições de equilíbrio foram a parietal e centro-parietal (Figura 2). Isso acontece porque a frequência alfa é relacionada com a inibição contínua de processos neurais não-essenciais durante o equilíbrio, servindo como uma estratégia para superar a instabilidade postural (BÜCHEL et al., 2021; DEL PERCIO et al., 2007;

HÜLSDÜNKER et al., 2015). As diminuições de atividade alfa na região centro-parietal têm sido associadas a um mecanismo específico de geração dessas inibições corticais (BÜCHEL et al., 2021), sendo uma estratégia utilizada em tarefas com manipulação da visão (DEL PERCIO et al., 2007) e propriocepção (EDMUNDS et al., 2019; HÜLSDÜNKER et al., 2015).

Na frequência beta as regiões parietal e central foram as mais frequentemente ativadas, contando com manipulações da visão, tato e as duas entradas sensoriais simultaneamente. As regiões que apresentaram atividade cortical alterada durante os desafios posturais foram parietais e centrais (Figura 2). As atividades nessas áreas ocorreram durante a adaptação (período transitório de melhora na resposta motora durante uma perturbação do equilíbrio) com estimulação vibratória na condição de olhos abertos (BAROLLO et al., 2020; EDMUNDS et al., 2019). Também foi relatado aumento de atividade cortical nas regiões parietais e centrais em condições de postura tandem junto com maleabilidade da base de suporte (TSE et al., 2013). Os resultados indicam que a região parietal ajudou a integrar as informações sensoriais e a região central colaborou com as correções do equilíbrio durante o período de instabilidade. Quando houve manipulação na visão (olhos fechados) e propriocepção (base instável e postura tandem) ao mesmo tempo, foram encontradas diminuições da atividade beta nas regiões parietal e central em comparação com a perturbação apenas da propriocepção (EDMUNDS et al., 2019; TSE et al., 2013). Com isso, os resultados sugerem que o equilíbrio apresenta uma alta dependência da visão para gerar respostas corticais, passando a depender, possivelmente, de mecanismos supra espinhais para contornar a carência de feedback visual.

Os resultados de EFIvP indicaram que as regiões do CPF, parietal e temporal foram as mais investigadas durante a manipulação da propriocepção, visão e as duas entradas sensoriais ao mesmo tempo. O aumento da atividade temporo-parietal (com ênfase no giro temporal superior nas regiões supra marginal e supra temporal) e atividade lateralizada no CPF direito (em jovens), ocorreu principalmente quando fontes proprioceptivas e visuais foram manipuladas (KARIM et al., 2013). Esses resultados podem ser explicados como uma estratégia de equilíbrio quando a exigência do uso de informações do sistema vestibular foi necessária, uma vez que as outras fontes sensoriais (visão e propriocepção) não estavam disponíveis, colaborando com a reorganização dos pesos dados pelo córtex às informações sensoriais disponíveis para o equilíbrio

(MAHBOOBIN et al., 2005). Com isso, o córtex parece utilizar a informação sensorial disponível mais confiável, no caso o sistema vestibular, como referência para gerar feedback para as correções necessárias durante o equilíbrio. Em contraposição aos resultados de Karim (2013), outros achados indicaram atividade lateralizada no hemisfério esquerdo da região pré-frontal durante a degradação das vias sensoriais (LIN et al., 2017; ST GEORGE et al., 2021), sugerindo que esta região está relacionada com um maior nível de atenção e planejamento da tarefa com as informações disponíveis (KALLER et al., 2011). Ainda, conforme as tarefas de equilíbrio se tornam mais desafiadoras, adicionando postura tandem à manipulação de visão e base maleável, ativações bilaterais no CPF têm sido reportadas (ST GEORGE et al., 2021). Esse achado reforça a hipótese de que o aumento da atividade cortical nessa região pode estar relacionado com o mecanismo compensatório de aumento de atenção para conseguir atingir o objetivo de estabilização do equilíbrio corporal.

Face ao exposto, concluímos que tanto na EEG quanto nos estudos com EFIvP os trabalhos apontaram para resultados semelhantes, indicando que mecanismos compensatórios são utilizados para superar o desafio das manipulações de fontes sensoriais. As regiões responsáveis pelo controle cortical das respostas de equilíbrio foram frontal, parietal (junto com centro parietal) e temporal (KARIM et al., 2013; LIN et al., 2017a; ROSSO et al., 2017; ST GEORGE et al., 2021). Diferentes configurações entre essas regiões parecem ser suficientes para gerar uma mudança de pesos entre as informações sensoriais disponíveis, ajudando o sistema de controle a selecionar a informação ambiental mais confiável para regulação do equilíbrio. Esse argumento é reforçado pela integração entre as regiões temporal e parietal durante a supressão da visão e propriocepção. Ainda, destacamos que a dificuldade de equilíbrio durante a manipulação das fontes sensoriais gerou uma maior necessidade de atenção, traduzida por meio da ativação bilateral do córtex e pela inibição de processos neurais de importância secundária durante as manipulações sensoriais (suportado pela diminuição da atividade alfa nas regiões centro-parietais) (ST GEORGE et al., 2021).

6.2 Manipulação de demanda cognitiva por tarefas duais cognitivo-motoras

Foram observadas diferenças entre as tarefas cognitivas avaliadas, com variação de contagem numérica (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021; ST-AMANT et al., 2020; ST GEORGE et al., 2021), memória de trabalho tentando relembrar o estímulo anterior (CHEN et al., 2018; OZDEMIR; CONTRERAS-VIDAL; PALOSKI, 2018) e

tarefa cognitiva com estímulos auditivos ou visuais associados a respostas manuais ou vocais (BOHLE et al., 2019). Junto a isso, as tarefas utilizadas para gerar perturbação do equilíbrio também foram diversificadas, utilizando manipulações com plataforma instável, diminuição da área da base de suporte e maleabilidade da base de suporte. Foram encontrados valores mais elevados de atividade delta durante a tarefa de equilíbrio considerada mais desafiadora, em especial passando de postura ereta quieta para leve oscilação de plataforma, concomitantemente com tarefa cognitiva (BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016). As atividades corticais aumentadas foram observadas nas regiões frontal e central (BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016). Estes resultados são explicados pelo fato de que frequências delta (entre 1-2 Hz ou 0.5- < 4 Hz) são responsáveis por integrar regiões distantes do córtex, e seu aumento durante a tarefa dual se justifica pelo uso dos recursos atencionais para realização das tarefas cognitivas, necessitando de maior integração de regiões distantes do córtex. Por fim, na avaliação da sincronização da frequência delta durante tarefas duais, foi constatado aumento de atividade na região frontal, e as diferenças entre a tarefa dual e a tarefa tripla se deram mais em regiões posteriores do cérebro, e principalmente do lado direito Bohle (2019). Essa atividade mais lateralizada é justificada como sendo o lado preferido para superar as dificuldades cognitivas das tarefas posturais.

A frequência teta apresentou padrão de atividade semelhante entre três estudos incluídos nesta revisão (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021; BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016), indicando aumento da atividade teta em tarefas com maior demanda cognitiva (aumentando a dificuldade da tarefa de memória espacial, tarefa tripla cognitiva e realizando subtrações) durante a tarefa dual. As alterações principais ocorreram na região frontal e central, principalmente durante os desafios cognitivos. O aumento da frequência teta na região frontal é interpretado como um mecanismo atencional no córtex para realizar tarefas duais, uma vez que há alta exigência das tarefas cognitivas associadas à tarefa de equilíbrio. A maior dependência da atenção é sustentada pelo aumento da atividade teta durante as tarefas com maior demanda cognitiva (memória espacial precisando lembrar a informação de dois estímulos anteriores) (BOHLE et al., 2019; OZDEMIR et al., 2016), e a correlação entre atividade teta e as correções do centro de massa na tarefa de equilíbrio (ASHTIANI; ASHTIANI; OSKOEI, 2021). Por fim, foi observado que em indivíduos idosos ocorreu maior atividade da frequência teta na região

posterior do córtex, indicando ser este um mecanismo compensatório para essa população (BOHLE et al., 2019).

Os dados da EFIvP apresentam diversidade de tarefas, tanto para o controle postural quanto na tarefa cognitiva. Foram estudados os efeitos de alterações da base de suporte com os pés juntos (ST-AMANT et al., 2020), postura tandem (CHEN et al., 2018) e manipulação da maleabilidade do solo (ST GEORGE et al., 2021). Um estudo indicou menor atividade do CPF, havendo lateralização de baixa atividade nas regiões frontoparietais no lado esquerdo para memória operacional junto de postura tandem durante tarefas de memória espacial (CHEN et al., 2018). Os autores sugerem que há uma associação entre o processamento de informações sensoriais nas regiões frontais e o controle no equilíbrio, uma vez que durante a avaliação da tarefa cognitiva sentada houve menor exigência do córtex pré-frontal. Em trabalho com manipulação da base de suporte (utilizando maleabilidade do solo e restrição da base com os pés juntos), no entanto, os autores reportaram maior atividade do CPF em jovens durante as condições mais desafiadoras (ST-GEROGE et al., 2021). O resultado da maior atividade do CPF em jovens durante a condição de maior desafio ao equilíbrio com tarefa dual é explicado pelo papel do CPF nas funções executivas de cognição e controle do movimento. Ainda, a baixa atividade no hemisfério direito durante tarefa de subtração mental na postura ereta com os pés juntos (ST-AMANT et al., 2020), sugere que essa região pode ser responsável por transferir o controle do equilíbrio para uma porção subcortical do cérebro.

Para as tarefas duais podemos concluir que tanto os estudos empregando EEG quanto EFIvP indicam as mesmas regiões ativadas durante o equilíbrio, destacando o papel das regiões frontais e centrais como sendo primordiais para superar os desafios de tarefas de equilíbrio e tarefas cognitivas concomitantemente. Ainda, o uso de EEG possibilita explorar diferentes mecanismos dentro do mesmo sinal, destacando o papel da banda delta em coordenar regiões distantes do cérebro e a banda teta por auxiliar nos mecanismos de atenção envolvidos na tarefa. As regiões frontais e centrais foram amplamente estudadas e descritas em tarefas duais, ressaltando sua importância na cognição, controle de equilíbrio e foco de atenção.

6.3 Equilíbrio corporal com manipulação do tamanho da base de suporte

Nos estudos empregando EEG, as frequências mais estudadas foram alfa 1 e alfa 2 durante a condição unipodal, ou com utilização de plataforma instável, além da frequência beta em postura tandem ou base de apoio oscilatória. Os maiores focos de análise foram a região central (em Cz) e parietal, conforme descrito no Figura 6. A interpretação que tem sido apresentada é de que a frequência alfa tem função de modular inibições e excitações de regiões corticais para gerar resposta ao desafio postural. As principais alterações ocorreram principalmente nas regiões central e parietal (BÜCHEL et al., 2021; GEBEL; LEHMANN; GRANACHER, 2020; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; LEHMANN et al., 2020), consistindo em reduções da frequência alfa e alfa-2. As diminuições nessas bandas de frequência são interpretadas como uma estratégia para o processamento de informações sensoriais. As alterações nas regiões central e parietal têm sido propostas como resultantes de um aumento do processamento de informações sensoriais durante a estabilização do equilíbrio (DEL PERCIO et al., 2009; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016), apresentando diminuições de atividade na frequência alfa conforme a dificuldade da tarefa de equilíbrio foi aumentada em plataforma instável (GEBEL; LEHMANN; GRANACHER, 2020; KHOREV et al., 2019), na postura unipodal (BÜCHEL et al., 2021; DEL PERCIO et al., 2009; HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016; LEHMANN et al., 2020) e em superfície maleável (BÜCHEL et al., 2021). Além disso, a atividade cortical aumentada no hemisfério cerebral contralateral foi descrita durante o equilíbrio em posição unipodal (BÜCHEL et al., 2021; DEL PERCIO et al., 2009; LEHMANN et al., 2020), sendo interpretada como uma estratégia para atender a demandas sensório-motoras impostas pela tarefa. Esses achados são reforçados pela atividade lateralizada e com menor acoplamento inter-hemisférico durante a postura unipodal, indicando aumento de atenção e uma estratégia de inibição específica do sistema nervoso central para superar o desafio da tarefa de equilíbrio (LEHMANN et al., 2020).

Apenas um estudo considerou a frequência de pico alfa individual (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016). Os autores interpretaram que a frequência alfa tem um papel relevante nas fases de inibição e excitação cortical, o que pode ter implicações na comunicação de circuitos tálamo-corticais. Esse achado pode contribuir para o entendimento de como os valores máximos de potência alfa individual auxiliam na compreensão do fluxo de informações do tálamo para o córtex cerebral.

Valores de potência máxima foram reportados conforme a dificuldade da tarefa foi aumentada (Figura 6), sendo interpretados como uma facilitação para gerar novos ciclos de excitação-inibição, supostamente contribuindo para as correções posturais durante a execução de tarefas desafiadoras com bases de suporte estreitas ou instáveis (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016). Por fim, é destacado que mudanças da força espectral têm papel na modulação da estratégia de recursos neurais disponíveis para a execução da tarefa, enquanto que o pico da frequência tem como função indicar a interação com áreas subcorticais no controle do equilíbrio (HÜLSDÜNKER; MIERAU; STRÜDER, 2016).

Na frequência beta os estudos encontrados relataram maior atividade na região parietal, principalmente nas condições de plataforma com perturbações (deslizamentos da plataforma em diferentes direções e oscilações) e na manutenção da postura quieta em tandem (CHANG et al., 2016; KHOREV et al., 2019; SLOBOUNOV et al., 2008; TSE et al., 2013). Os aumentos da frequência beta na região parietal (juntamente com a occipital) parecem facilitar a modulação de interpretação sensório-motora em níveis corticais de controle (CHANG et al., 2016), enquanto que a região central foi observada ser mais ativada durante a postura tandem (TSE et al., 2013). Outro achado interessante foi que indivíduos idosos com risco aumentado de quedas apresentaram maior atividade da frequência beta para superar os desafios posturais, necessitando supostamente de mais recursos neurais do que pessoas jovens para a execução da tarefa (CHANG et al., 2016).

Nos estudos empregando EFIvP, os resultados foram explorados principalmente com bases de suporte instáveis, incluindo jogos de simulação de ski, que exigiam deslocamento do CP para guiar um avatar virtual (KARIM et al., 2012). As porções supra marginal e supra temporal se destacaram (HEROLD et al., 2017; KARIM et al., 2013; ROSSO et al., 2017), especificando o papel dessas regiões para modular o peso das informações sensoriais durante condições de controle dinâmico em plataforma instável. Essas regiões podem estar relacionadas à rede de controle somatossensorial secundária, exercendo um papel importante na recuperação do equilíbrio (KARIM et al., 2013; ROSSO et al., 2017). Durante a busca pelo equilíbrio em plataforma instável, a área motora suplementar apresentou atividades maiores durante a busca pelo equilíbrio (HEROLD et al., 2017). A área motora suplementar é uma das responsáveis pela coordenação entre os membros inferiores e também pelo controle do movimento na fase inicial e em situações dinâmicas (DIJKSTRA et al., 2020).

Considerando os resultados aqui apresentados, tanto a EFIvP quanto a EEG apontam para uma estratégia que envolve o aumento da utilização dos recursos sensoriais disponíveis durante a restrição da base de suporte. Tal suposição é suportada pelo aumento de atividade alfa nas regiões centrais e parietais, aumento da frequência beta nas regiões parietal e occipital (supostamente para interpretação das informações sensoriais disponíveis), além dos aumentos nas regiões supra marginal e supra temporal. Destacamos que os aumentos de atividade dessas regiões auxiliam na geração de respostas de equilíbrio, sendo associadas a regiões centrais e mais especificamente a área motora suplementar, as quais ajudam nas estratégias comportamentais adequadas para atingir a estabilidade durante as manipulações da base de suporte.

6.4 Respostas reativas a perturbações do equilíbrio corporal

Respostas corticais a liberação de carga para perturbação do tronco, utilizando manipulações de altura em relação ao solo durante a tarefa (no nível do solo e em altura superior ao nível do solo) e de previsibilidade da perturbação, foram descritas com maior potencial negativo N1 nas regiões centrais (Cz) após uma perturbação inesperada (ADKIN et al., 2008). Este resultado indica que as respostas N1 nas regiões centrais podem representar um mediador de erro da resposta, servindo para se interpor entre a postura esperada e a alcançada (ADKIN et al., 2008). A perspectiva de que a onda N1 seria relacionada a um marcador de erro foi suportada por estudos posteriores, nos quais foi verificado um efeito de aprendizagem em N1, apresentando redução de atividade cortical conforme a perturbação era repetida (MOCHIZUKI et al., 2008, 2010). Um estudo mais recente reúne elementos interessantes para questionar essa interpretação. Utilizando uma tarefa de perturbação da postura com carga externa e imprevisibilidade temporal, foram constatados potenciais N1 assim como nos demais estudos (MOCHIZUKI et al., 2008, 2010). A origem desse sinal foi a área motora suplementar e região motora primária (MARLIN et al., 2014). Esse resultado indica que as respostas corticais representam, na verdade, um planejamento motor, e não um mediador de erro, como proposto anteriormente (MARLIN et al., 2014). Os autores argumentam que a atividade N1 poderia servir como complemento às respostas posturais automáticas no início do movimento. A importância da área motora suplementar também foi descrita pelo único estudo com EFIvP incluído em nossa revisão (MIHARA et al., 2008). Os autores destacam que outras áreas corticais foram ativadas em resposta às perturbações, tais como

o CPF dorsolateral e campo ocular frontal para a recuperação do equilíbrio. A atividade dessas regiões estaria relacionada a processos de atenção durante a execução da tarefa. Por fim, a sincronização de diferentes frequências de banda (delta, teta, alfa e beta), junto com a resposta N1, reforça a noção de que processamentos sensório-motores são integrados para produzir respostas posturais (VARGHESE et al., 2014; VARGHESE; STAINES; MCILROY, 2019), provocando uma resposta transitória, com baixa modulação e integrada entre as regiões frontal, central e parietal (VARGHESE; STAINES; MCILROY, 2019).

Outros fatores que parecem influenciar a atividade cortical em respostas reativas estão relacionados à idade (PALMER et al., 2021; SAADAT et al., 2021), estatura (PAYNE; HAJCAK; TING, 2019), percepção de perigo em relação a tarefa (ADKIN et al., 2008; MOCHIZUKI et al., 2010; PAYNE; HAJCAK; TING, 2019), relação com diferentes tipos de equilíbrio (GHOSN et al., 2020; PAYNE; TING, 2020) e intensidade da perturbação (GHOSN et al., 2020; PAYNE; HAJCAK; TING, 2019). Em especial, o envelhecimento aumenta a necessidade da utilização do CPF para execução dos ajustes antecipatórios (PALMER et al., 2021; SAADAT et al., 2021), contando ainda com a participação de regiões somatossensoriais e regiões motoras mais ativadas (PALMER et al., 2021). A atividade dessas regiões é interpretada como um mecanismo compensatório dessa população para superar os desafios de equilíbrio.

Por fim, destacamos que em uma sequência de perturbações, a atividade cortical necessária para superar o desafio é reduzida (ADKIN et al., 2008; PAYNE; HAJCAK; TING, 2019), principalmente quando há previsibilidade do momento da perturbação (MOCHIZUKI et al., 2008, 2017) e provável percepção de menor risco da tarefa (MOCHIZUKI et al., 2008; PAYNE; HAJCAK; TING, 2019). Considerando que o contexto de perceber quando uma perturbação pode ocorrer é importante, parece que antecipar possibilidades de desequilíbrio pode gerar respostas reativas mais eficientes, com menor demanda de recursos neurais.

Limitações

Uma limitação desta revisão foi a diversidade de tarefas adotadas dentro de cada tópico estudado. Tal diversidade torna difícil a comparação entre os estudos revisados,

uma vez que as diferenças entre os protocolos experimentais utilizados podem indicar mudanças nas regiões corticais mais ativadas.

Conclusões

A presente revisão sistemática sobre atividade de áreas corticais em tarefas com diferentes demandas de equilíbrio corporal conduziu às seguintes conclusões:

(1) Nas manipulações de fontes sensoriais as regiões parietal e temporal foram as mais indicadas nos estudos analisados, destacando a integração entre essas regiões durante as condições de olhos fechados e maleabilidade do solo.

(2) A área frontal teve atividade destacada no controle do equilíbrio corporal associado a tarefas duais.

(3) Durante as alterações na base de suporte, os resultados de pesquisa indicam que ocorre um aumento de atividade predominantemente nas regiões parietal, occipital e temporal. Com isso, a maior demanda de equilíbrio em função da base de suporte estreita ou instável parece ser superada com o maior processamento das informações sensoriais disponíveis junto com a geração do movimento, nesse caso por meio da área motora suplementar.

(4) Em respostas reativas à perturbação do equilíbrio corporal, os resultados indicaram predominância de atividade cortical na região central, havendo papel importante da área motora suplementar, e uma atividade generalizada com sincronizações entre região frontal, central e parietal.

REFERÊNCIAS

ADKIN, A. L. et al. The influence of postural threat on the cortical response to unpredictable and predictable postural perturbations. **Neuroscience Letters**, v. 435, n. 2, p. 120–125, 2008.

ASHTIANI, M. N.; ASHTIANI, M. N.; OSKOEI, M. A. Cognitive perturbations affect brain cortical activity and postural control: An investigation of human EEG and motion data. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 69, n. December 2020, p. 102955, 2021.

AZZI, N. M.; COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. **Gait & Posture**, p. 172–175, 2017.

BAROLLO, F. et al. Postural control adaptation and habituation during vibratory proprioceptive stimulation: An HD-EEG investigation of cortical recruitment and

kinematics. **IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING,** v. 28, n. 6, p. 1381–1388, 2020.
BAZANOVA, O. M.; VERNON, D. Interpreting EEG alpha activity. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 44, p. 94–110, 2014.
BOHLE, H. et al. Behavioral and Neural Correlates of Cognitive-Motor Interference during Multitasking in Young and Old Adults. **Neural Plasticity**, v. 2019, 2019.
BOISGONTIER, M. P. et al. Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 37, n. 8, p. 1824–1837, 2013.
BOLTON, D. A. E. The role of the cerebral cortex in postural responses to externally induced perturbations. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 57, p. 142–155, 2015.
BÜCHEL, D. et al. Stance leg and surface stability modulate cortical activity during human single leg stance. **Experimental Brain Research**, v. 239, n. 4, p. 1193–1202, 2021.
BUNCE, S. et al. Functional near-infrared spectroscopy. **Clinical Neuroengineering**, v. 25, n. 4, p. 54–62, 2006.
BURLE, B. et al. Spatial and temporal resolutions of EEG: Is it really black and white? A scalp current density view. **International Journal of Psychophysiology**, v. 97, n. 3, p. 210–220, 2015.
BUZSÁKI, G.; ANASTASSIOU, C. A.; KOCH, C. The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 13, n. 6, p. 407–420, 2012.
CHANG, C.-J. et al. Cortical modulation of motor control biofeedback among the elderly with high fall risk during a posture perturbation task with augmented reality. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 8, n. APR, 2016.
CHEN, Y. et al. Selective Effects of Postural Control on Spatial vs. Nonspatial Working Memory: A Functional Near-Infrared Spectral Imaging Study. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 12, n. June, p. 1–11, 2018.
COELHO, D. B. et al. Young and older adults adapt automatic postural responses equivalently to repetitive perturbations but are unable to use predictive cueing to optimize recovery of balance stability. **Neuroscience Letters**, v. 685, n. August, p. 167–172, 2018.
COHEN, M. X. Where Does EEG Come From and What Does It Mean? **Trends in Neurosciences**, v. 40, n. 4, p. 208–218, 2017.
COLLURA, T. F. History and evolution of electroencephalographic instruments and techniques. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 10, n. 4, p. 476–504, 1993.
DEL PERCIO, C. et al. Cortical alpha rhythms are correlated with body sway during quiet open-eyes standing in athletes: A high-resolution EEG study. **NeuroImage**, v. 36, n. 3, p. 822–829, 2007.
DEL PERCIO, C. et al. "Neural efficiency" of athletes' brain for upright standing: A high-resolution EEG study. **Brain Research Bulletin**, v. 79, n. 3–4, p. 193–200, 2009.
DIJKSTRA, B. W. et al. Functional neuroimaging of human postural control: a systematic review with meta-analysis. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, 2020.
EDMUNDS, K. J. et al. Cortical recruitment and functional dynamics in postural control adaptation and habituation during vibratory proprioceptive stimulation. **Journal of Neural Engineering**, n. Ii, p. https://doi.org/10.1088/1361-6463/aad7de, 2019.
FERRARI, M.; QUARESIMA, V. A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. **NeuroImage**, v. 63, n. 2, p. 921–935, 2012.
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, 2020.
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. 1–18, 2020.
GOMES, M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. **Revista Brasileira Neurologia**, v. 51, n. 1, p. 7–12, 2015.
HEROLD, F. et al. Cortical activation during balancing on a balance board. **Human Movement Science**, v. 51, p. 51–58, 2017.
HERRMANN, C. S. et al. EEG oscillations : From correlation to causality. **International Journal of Psychophysiology**, v. 103, p. 12–21, 2016.
HINDERAKER, M. et al. Aging Affects the Ability to Process the Optic Flow Stimulations: A Functional Near-Infrared Spectrometry Study. **Journal of Motor Behavior**, v. 52, n. 4, p. 466–473, 2020.
HOLTZER, R. et al. Neuroimaging of mobility in aging: A targeted review. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 69, n. 11, p. 1375–1388, 2014.
HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. 2, p. 7–11, 2006.
HÜLSDÜNKER, T.; MIERAU, A.; STRÜDER, H. K. Higher balance task demands are associated with an increase in individual alpha peak frequency. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, n. JAN2016, 2016.
ISHIGAKI, T. et al. EEG frequency analysis of cortical brain activities induced by effect of light touch. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 6, p. 1429–1440, 2016.
JACKSON, A. F.; BOLGER, D. J. The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: A review for the rest of us. **Psychophysiology**, v. 51, n. 11, p. 1061–1071, 2014.
JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Cortical control of postural responses. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, n. 10, p. 1339–1348, 29 out. 2007.
JACOBS, J. V et al. Response Modification When Warned of a Perturbation. **Methods**, v. 119, n. 6, p. 1431–1442, 2009.
JUNG, J.-Y.; CHO, H.-Y.; KANG, C.-K. Brain activity during a working memory task in different postures: an EEG study. **Ergonomics**, v. 63, n. 11, p. 1359–1370, 2020.
KAHYA, M. et al. Brain activity during dual task gait and balance in aging and age-related neurodegenerative conditions: A systematic review. **Experimental Gerontology**, v. 128, p. 110756, 2019.
KALLER, C. P. et al. Dissociable contributions of left and right dorsolateral prefrontal cortex in planning. **Cerebral Cortex**, v. 21, n. 2, p. 307–317, 2011.
KARIM, H. et al. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) of brain function during active balancing using a video game system. **Gait and Posture**, v. 35, n. 3, p. 367–372, 2012.
KARIM, H. et al. Functional Brain Imaging of Multi-sensory Vestibular Processing during Computerized Dynamic Posturography using Near- Infrared Spectroscopy. **Neuroimage**, v. 23, n. 1, p. 1–7, 2013.
KENNY, R. P. W. et al. The Effects of Textured Insoles on Cortical Activity and Quiet Bipedal Standing With and Without Vision: An EEG Study. **Journal of Motor Behavior**, v. 52, n. 4, p. 489–501, 2020.
KHOREV, V. et al. EEG activity during balance platform test in humans. **Cybernetics and Physics**, v. 8, n. 3, p. 132–136, 2019.
LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The Measurement of Observer Agreement for Categorical

Data. **Biometrics**, v. 33, n. 1, p. 159–174, 1977.
LEHMANN, T. et al. Modulations of Inter-Hemispherical Phase Coupling in Human Single Leg Stance. **Neuroscience**, v. 430, n. February, p. 63–72, 2020.
LHOMOND, O. et al. Neural consequences of increasing body weight: Evidence from somatosensory evoked potentials and the frequency-specificity of brain oscillations. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 10, n. June, p. 1–10, 2016.
LIBERATI, A. et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. **BMJ (Clinical research ed.)**, v. 339, 21 jul. 2009.
LIN, C.-C. et al. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) brain imaging of multi-sensory integration during computerized dynamic posturography in middle-aged and older adults. **Experimental Brain Research**, v. 235, n. 4, p. 1247–1256, 2017a.
LIN, C. C. et al. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) brain imaging of multi-sensory integration during computerized dynamic posturography in middle-aged and older adults. **Experimental Brain Research**, v. 176, n. 1, p. 1247–1256, 2017b.
LLOYD-FOX, S.; BLASI, A.; ELWELL, C. E. Illuminating the developing brain: The past, present and future of functional near infrared spectroscopy. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 34, n. 3, p. 269–284, 2010.
LOGOTHETIS, N. K.; WANDELL, B. A. Interpreting the BOLD signal. **Annual Review of Physiology**, v. 66, p. 735–769, 2004.
MACKINNON, C. D. Sensoriomotor anatomy of gati, balance, and falls. **Habilitation Clinical Neurology**, v. 159, p. 3–26, 2018.
MAHBOOBIN, A. et al. Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. **Experimental brain research**, v. 167, n. 2, p. 260–7, nov. 2005.
MARLIN, A. et al. Localizing evoked cortical activity associated with balance reactions: Does the anterior cingulate play a role? **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 12, p. 2634–2643, 2014.
MARUSIC, U. et al. Aging effects on prefrontal cortex oxygenation in a posture-cognition dual-task: an fNIRS pilot study. **European Review of Aging and Physical Activity**, v. 16, n. 1, p. 1–7, 2019.
MENANT, J. C. et al. A consensus guide to using functional near-infrared spectroscopy in posture and gait research. **Gait & Posture**, v. 82, n. May, p. 254–265, 2020.
MICHEL, C. M. et al. EEG source imaging. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, n. 10, p. 2195–2222, 2004.
MIERAU, A.; HÜLSDÜNKER, T.; STRÜDER, H. K. Changes in cortical activity associated with adaptive behavior during repeated balance perturbation of unpredictable timing. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, v. 9, n. OCT, 2015.
MIHARA, M. et al. Role of the prefrontal cortex in human balance control. **NeuroImage**, v. 43, n. 2, p. 329–336, 2008.
MOCHIZUKI, G. et al. Cortical responses associated with the preparation and reaction to full-body perturbations to upright stability. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 7, p. 1626–1637, 2008.
MOCHIZUKI, G. et al. Cortical activity prior to predictable postural instability: Is there a difference between self-initiated and externally-initiated perturbations? **Brain Research**, v. 1279, p. 29–36, 2009.
MOCHIZUKI, G. et al. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. **Neuroscience**, v. 170, n. 2, p. 599–609, 2010.
OZDEMIR, R. A. et al. Cortical activity modulations underlying age-related performance differences during posture–cognition dual tasking. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 11, p. 3321–3334, 2016.

OZDEMIR, R. A.; CONTRERAS-VIDAL, J. L.; PALOSKI, W. H. Cortical control of upright stance in elderly. **Mechanisms of Ageing and Development**, v. 169, p. 19–31, 2018.
PALMER, J. A. et al. Cortical Engagement Metrics During Reactive Balance Are Associated With Distinct Aspects of Balance Behavior in Older Adults. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 13, 2021.
PAYNE, A. M.; HAJCAK, G.; TING, L. H. Dissociation of muscle and cortical response scaling to balance perturbation acceleration. **Journal of Neurophysiology**, v. 121, n. 3, p. 867–880, 2019.
PAYNE, A. M.; TING, L. H. Worse balance is associated with larger perturbation-evoked cortical responses in healthy young adults. **Gait and Posture**, v. 80, n. July 2019, p. 324–330, 2020.
PINTI, P. et al. The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (Fnirs) for cognitive neuroscience. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1464, n. 1, p. 5–29, 2020.
PIRINI, M. et al. EEG correlates of postural audio-biofeedback. **Human Movement Science**, v. 30, n. 2, p. 249–261, 2011.
QUANT, S. et al. Cortical activation following a balance disturbance. **Experimental Brain Research**, v. 155, n. 3, p. 393–400, 2004.
RINALDI, C. D. P. et al. Instantaneous interjoint rescaling and adaptation to balance perturbation under muscular fatigue. **Eupean Journal of Neuroscience**, v. 51, n. 1, p. 1478–14900, 2019.
RODRIGUEZ, J. D. M. et al. O Uso da tecnologia para intervenções em crianças e adolescentes com transtorno do deficit de atenção e hiperatividade (TDAH). **Tecnologias aplicadas em Educação e Saúde**, n. March, p. 51–63, 2021.
ROSSO, A. L. et al. Neuroimaging of an attention demanding dual-task during dynamic postural control. **Gait Posture**, p. 193–198, 2017.
SAADAT, Z. et al. Cortical activity during postural recovery in response to predictable and unpredictable perturbations in healthy young and older adults: A quantitative eeg assessment. **Basic and Clinical Neuroscience**, v. 12, n. 2, p. 291–299, 2021.
SCHOLKMANN, F. et al. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. **NeuroImage**, v. 85, p. 6–27, 2014.
SHERRINGTON, C. et al. Exercise to prevent falls in older adults: An updated systematic review and meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 51, n. 24, p. 1749–1757, 2017.
SLOBOUNOV, S. et al. Modulation of cortical activity as a result of voluntary postural sway direction: an EEG study. **Neuroscience Letters**, v. 23, n. 1, p. 1–7, 2008.
SLOBOUNOV, S.; TEEL, E.; NEWELL, K. M. Modulation of cortical activity in response to visually induced postural perturbation: Combined VR and EEG study. **Neuroscience Letters**, v. 23, n. 1, p. 1–7, 2013.
SOLIS-ESCALANTE, T.; DE KAM, D.; WEERDESTEYN, V. Classification of rhythmic cortical activity elicited by whole-body balance perturbations suggests the cortical representation of direction-specific changes in postural stability. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 28, n. 11, p. 2566–2574, 2020.
ST-AMANT, G. et al. Unveilling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing. **Human Movement Science**, v. 70, n. September 2019, p. 102587, 2020.
ST GEORGE, R. J. et al. Functional Near-infrared Spectroscopy Reveals the

Compensatory Potential of Pre-frontal Cortical Activity for Standing Balance in Young and Older Adults. **Neuroscience**, v. 452, n. November, p. 208–218, 2021.
STUART, S. et al. Cortical activity during walking and balance tasks in older adults and in people with Parkinson's disease: A structured review. **Maturitas**, v. 113, n. May, p. 53–72, 2018.
TAUBERT, M. et al. Rapid and specific gray matter changes in M1 induced by balance training. **NeuroImage**, v. 133, p. 399–407, 2016.
TEIXEIRA, L. A. et al. Automatic postural responses are scaled from the association between online feedback and feedforward control. **European Journal of Neuroscience**, v. 51, n. 10, p. 2023–2032, 2020.
TEPLAN, M. FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT. **MEASUREMENT SCIENCE REVIEW**, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002.
TSE, Y. Y. F. et al. Postural sway and Rhythmic Electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. **Medical Science Monitor**, v. 19, n. 1, p. 175–186, 2013.
UDINA, C. et al. Functional Near-Infrared Spectroscopy to Study Cerebral Hemodynamics in Older Adults During Cognitive and Motor Tasks: A Review. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 11, n. January, p. 1–19, 2020.
VARGHESE, J. P. et al. Frequency characteristics of cortical activity associated with perturbations to upright stability. **Neuroscience Letters**, v. 578, p. 33–38, 2014.
VARGHESE, J. P. et al. Standing still: Is there a role for the cortex? **Neuroscience Letters**, v. 590, p. 18–23, 2015.
VARGHESE, J. P.; MCILROY, R. E.; BARNETT-COWAN, M. Perturbation-evoked potentials: Significance and application in balance control research. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 83, p. 267–280, 2017.
VARGHESE, J. P.; STAINES, W. R.; MCILROY, W. E. Activity in Functional Cortical Networks Temporally Associated with Postural Instability. **Neuroscience**, v. 401, p. 43–58, 2019.
VERGHESE, J. et al. Brain activation in high-functioning older adults and falls: Prospective cohort study. **Neurology**, v. 88, n. 2, p. 191–197, 2017.
VIEIRA, O.; COELHO, D. B.; TEIXEIRA, L. A. Asymmetric balance control between legs for quiet but not for perturbed stance. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 10, p. 3269–3276, 2014.
WITTENBERG, E. et al. Neuroimaging of human balance control: A systematic review. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 11, n. April, p. 1–25, 2017.