Universidade Estadual Paulista
"Júlio de Mesquita Filho"
Faculdade de Ciências - Bauru

# PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO - INTERUNIDADES

**LÍVIA SCARPARO FERREIRA**

# ANÁLISE DA ATIVIDADE CORTICAL ASSOCIADA ÀS RESPOSTAS POSTURAIS REATIVAS FRENTE A DIFERENTES CARACTERÍSTICAS DE PERTURBAÇÃO AO EQUILÍBRIO

**Bauru - SP**

**2024**

Universidade Estadual Paulista
"Júlio de Mesquita Filho"
Faculdade de Ciências - Bauru

# PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO - INTERUNIDADES

**LÍVIA SCARPARO FERREIRA**

# ANÁLISE DA ATIVIDADE CORTICAL ASSOCIADA ÀS RESPOSTAS POSTURAIS REATIVAS FRENTE A DIFERENTES CARACTERÍSTICAS DE PERTURBAÇÃO AO EQUILÍBRIO

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Ciências da Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento.

**Orientadora:** Dra. Paula Fávaro PolastriZago

**Bauru - SP**
**2024**


20 anos
LABORATÓRIO DE INFORMAÇÃO
VISÃO E AÇÃO

F383a

Ferreira, Lívia Scarparo
Análise da atividade cortical associada às respostas posturais reativas frente a diferentes características de perturbação ao equilíbrio / Lívia Scarparo Ferreira. -- Bauru, 2024
70 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Ciências, Bauru
Orientadora: Paula Fávaro Polastri Zago

1. Atividade cortical. 2. Controle postural. 3. Equilíbrio reativo. 4. Adaptação. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Ciências, Bauru. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Bauru

**ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE LÍVIA SCARPARO FERREIRA, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS - CÂMPUS DE BAURU.**

Aos 28 dias do mês de junho do ano de 2024, às 14:00 horas, no(a) Google Meet, realizou- se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de LÍVIA SCARPARO FERREIRA, intitulada **ANÁLISE DA ATIVIDADE CORTICAL ASSOCIADA ÀS RESPOSTAS POSTURAIS REATIVAS FRENTE A DIFERENTES CARACTERÍSTICAS DE PERTURBAÇÃO AO EQUILÍBRIO**. A Comissão Examinadora foi constituida pelos seguintes membros: Prof. Dr. VICTOR SPIANDOR BERETTA (Participação Virtual) do(a) Departamento de Educação Fisica / UNESP - Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente - SP, Profa. Dra. SANDRA MARIA SBEGHEN FERREIRA DE FREITAS (Participação Virtual) do(a) Departamento de Educação Fisica / Universidade Cidade de São Paulo - SP, Prof. Dr. RENATO DE MORAES (Participação Virtual) do(a) Departamento de Educação Fisica / Universidade de São Paulo - Escola de Educação Fisica e Esportes de Ribeirão Preto - SP. Após a exposição pela mestranda e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, a discente recebeu o conceito final aprovada. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.

gov.br

Documento assinado digitalmente
VICTOR SPIANDOR BERETTA
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof. Dr. VICTOR SPIANDOR BERETTA

## IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Identificar e entender os processos corticais relacionados ao controle postural dos indivíduos durante instabilidade ao equilíbrio diante de situações inesperadas é importante para melhorar e implementar estratégias que possam fazer com que o sistema como um todo fique mais estável, o que consequentemente irá diminuir o número de quedas em diversas populações. Esse fator envolve o 3º Objetivo do DesenvolvimentoSustentável da ONU, que busca melhorar a qualidade de vida das pessoas, e este estudo possivelmente contribuiria para compreensão dos mecanismos associados a quedas que, porventura, poderiam ser usados para implementação de programas de prevenção de quedas e consequente diminuição das mesmas entre os idosos por exemplo. No Brasil, entre os anos 2000 e 2019, foram identificados 135.209 óbitos decorrentes de quedas em idosos, além da tendência de aumento nesses casos - Dados extraídos do Sistema de Informação de Mortalidade (SIM), coordenado pelo Departamento de Informática do SUS (DATASUS). Além do impacto na saúde dos indivíduos, os gastos financeiros gerados por internações arcados pelo governo podem ser diminuídos, em consequência de uma melhora do controle postural. Portanto, de maneira geral, o conhecimento do papel do cérebro nas respostas posturais reativas pode auxiliar o tratamento, prevenção e reabilitação de diversas populações que sofrem com problemas de distúrbios de equilíbrio.

## POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

Identifying and understanding the cortical processes related to individuals' postural control during balance instability in the face of unexpected situations is important to improve and implement strategies that can make the system more stable, consequently reducing the number of falls, in diverse populations. This factor involves the UN's 3rd Sustainable Development Goal, which seeks to improve people's quality of life, and this study would possibly contribute to reducing the number of falls in the elderly, for example. In Brazil, between 2000 and 2019, 135,209 deaths resulting from falls in the elderly were identified, in addition to the increasing trend in these cases - Data extracted from the Mortality Information System (SIM), coordinated by the SUS Information Technology Department (DATASUS). In addition to the impact on individuals' health, the financial costs generated by hospitalizations charged by the government can be reduced, as a result of improved postural control. Therefore, in general, knowledge of the role of the brain in reactive postural responses can help treat and rehabilitate different populations that suffer from balance disorders.

Dedico esta Dissertação primeiramente à Deus, que me deu o dom da vida. Também dedico aos meus pais Marco e Diani, minha irmã Carolina e ao meu namorado Caio.

## AGRADECIMENTOS

Para Deus, meu maior agradecimento. Pela vida e pelas oportunidades que tive em toda minha trajetória. Também a coragem, determinação, paciência, foco, fortaleza, resiliência e principalmente saúde para realizar minha caminhada e alcançar meus objetivos.

Para meus pais, Marco e Diani, agradeço por todos os esforços que realizaram, me proporcionando todo o suporte necessário. Ao amor incondicional que tem por mim, por sempre me motivarem e me apoiarem em todos os aspectos da minha vida. Sem vocês, eu não seria a Lívia que sou hoje. Gratidão e todo meu amor estão depositados em vocês, minha base e exemplo de vida.

À minha irmã Carolina. Obrigado por me acompanhar, me incentivar e me apoiar. Por estar sempre ao meu lado em todos os momentos, independentemente de qualquer coisa. Meu laço mais precioso. Você é única, te amo incondicionalmente.

Ao meu namorado Caio, que proporciona os melhores momentos da minha vida. Obrigada por ser meu maior incentivador e meu porto seguro. Você é a minha pessoa preferida desse mundo.

A todos os meus familiares e amigos. Em especial, agradeço minhas amigas Gabriela e Marina, que desde a infância somos inseparáveis, e que levarei comigo para sempre.

À minha orientadora Paula, você me inspira sempre como mulher, mãe e profissional. Em um futuro próximo almejo ter sua garra e dedicação. Obrigada por todos os ensinamentos e momentos que compartilhamos juntas desde 2018.

Agradecimento especial a todos os professores e colegas que contribuíram para a minha formação, trajetória acadêmica e profissional desde a Graduação até o Mestrado.

## RESUMO

Manter a estabilidade postural é uma tarefa complexa que envolve fatores relacionados ao organismo, ao ambiente e a tarefa. Em situações inesperadas ou mudanças no ambiente, o sistema nervoso central é capaz de desencadear respostas posturais a fim de manter o equilíbrio. Um possível papel do córtex cerebral na manutenção e na recuperação do equilíbrio corporal é intrigante, visto que a literatura tradicional pouco indicava seu envolvimento, sendo ainda pouco entendido como o sistema neural se adapta diante desses contextos que desafiam o equilíbrio. O objetivo do presente projeto foi investigar a influência da exposição e das características da perturbação postural sobre a modulação da atividade cortical antes e após a perturbação ao equilíbrio. Doze indivíduos permaneceram em pé sobre duas plataformas de força acopladas a uma plataforma móvel e usando um equipamento de eletroencefalografia (EEG) de 32 canais acoplado à cabeça. A tarefa experimental consistiu na manutenção da posição em pé seguida por uma perturbação ao equilíbrio. Noventa e seis tentativas foram divididas em seis blocos de 16 tentativas cada. Nos blocos 1 e 2, as perturbações eram de baixa intensidade e imprevisíveis em tempo e direção. Nos blocos 3 e 4, as perturbações eram de alta intensidade e imprevisíveis em tempo e direção. Nos blocos 5 e 6, as perturbações também eram de alta intensidade, imprevisíveis em direção e, temporalmente, previsíveis. Um sinal sonoro foi emitido aleatoriamente nos quatro primeiros blocos, dentro de cinco segundos, para alertar o participante da perturbação eminente, que poderia ser liberada entre 5 e 10 segundos seguintes. Nos dois últimos blocos, a perturbação foi liberada, de maneira constante, um segundo após o sinal sonoro, afim de induzir a identificação do *timing* constante entre as tentativas. Foram calculadas as seguintes variáveis: amplitude do potencial resultante do canal CZ, após o sinal auditivo (M1) e antes da perturbação (M2); a amplitude e latência do potencial negativo N1 após a perturbação (M3) (*event-related potential*). ANOVAs com medidas repetidas foram utilizadas para verificar a modulação da atividade cortical nas três condições de perturbação e nos momentos de respostas. Outro conjunto de ANOVAs com medidas repetidas foram utilizadas para verificar a adaptação da atividade cortical ao longo das tentativas, nas três condições de perturbação. Todas as análises tiveram nível de significância (α) mantido em 0,05. Os resultados mostraram que as diferenças entre as condições de perturbação foram dependentes do momento analisado, sendo

que em M1 a amplitude do potencial negativo foi menor na condição de Baixa Intensidade quando comparada à condição de Alta Intensidade com *Timing* ($p<0,02$). Já para o momento M3, a amplitude de pico do potencial N1 foi maior na condição de Alta Intensidade de perturbação quando comparada às condições de Baixa Intensidade ($p<0,0001$) e Alta Intensidade com *Timing* ($p<0,02$); e maior na condição de Alta Intensidade com *Timing* comparada à condição de Baixa Intensidade ($p<0,005$). A amplitude de pico do potencial cortical no momento M1 foi menor do que no momento M3 em todas as condições de perturbação. Análises também mostraram efeito principal de momento para a latência média, que foi maior no momento de preparação logo após o sinal sonoro (M1) quando comparada à latência no momento logo após a perturbação (M3) ($p<0,0001$). Em relação à adaptação da atividade cortical, após a perturbação (M3), testes de *post hoc* demonstraram que a amplitude do potencial N1 foi maior nas tentativas iniciais quando comparado às tentativas finais ($p<0,05$). De maneira geral, a atividade cortical e seu potencial foi dependente do momento analisado, e também da condição de perturbação à qual os participantes foram submetidos. Conclui-se com o presente estudo, que perturbações ao equilíbrio que desestabilizam o sistema de controle postural exigem diferentes tipos de respostas para a manutenção da postura, sendo que maiores intensidades de perturbação necessitam de respostas corticais mais robustas quando acontecem de maneira totalmente imprevisível quando comparadas às situações implicitamente previsíveis como demonstrou a condição de Alta Intensidade com *Timing.* Além disso, exposição prolongada às perturbações ao equilíbrio também reduz a atividade cortical, sugerindo uma modulação do sistema, com respostas corticais menos intensas e menor esforço neural.

**Palavras-chave:** atividade cortical, equilíbrio, controle reativo, adaptação

## ABSTRACT

Maintaining postural stability is a complex task that involves factors related to the organism, the environment, and the task. In unexpected situations or changes in the environment, the central nervous system is capable of triggering postural responses to maintain balance. A possible role of the cerebral cortex in maintaining and recovering body balance is intriguing, given that traditional literature has little indication of its involvement, and there is still little understanding of how the neural system adapts to these contexts that challenge balance. The objective of the present project will be to investigate the influence of exposure and characteristics of the postural disturbance on the modulation of cortical activity before and after the balance disturbance. Twelve individuals remained standing on two force platforms attached to a mobile platform and using 32-channel electroencephalography (EEG) equipment attached to the head. The experimental task consisted of maintaining a standing position followed by a balance disturbance. Ninety-six trials were divided into six blocks of 16 trials each. In blocks 1 and 2, the disturbances were of low intensity and unpredictable in time and direction. In blocks 3 and 4, the disturbances were highly intense and unpredictable in time and direction. In blocks 5 and 6, the disturbances were also highly intense, unpredictable in direction, and, temporally, predictable. A sound signal was emitted randomly in the first four blocks, within five seconds, to alert the participant of the imminent disturbance, which could be released between the following 5 and 10 seconds. In the last two blocks, the perturbation was released, in a constant manner, one second after the sound signal, to induce the identification of the constant timing between trials. The following variables were calculated: potential amplitude resulting from the CZ channel, after the auditory cue (M1) and before the disturbance (M2); the amplitude and latency of the negative N1 potential after the disturbance (M3) (event-related potential). ANOVAs with repeated measures were used to verify the modulation of cortical activity in the three disturbance conditions and the response moments. Another set of ANOVAs with repeated measures were used to verify the adaptation of cortical activity across trials, in the three perturbation conditions. All analyses had a significance level (α) maintained at 0.05. The results showed that the differences between the disturbance conditions were dependent on the moment analyzed, and in M1 the amplitude of the negative potential was smaller in the low-intensity condition when compared to the high-intensity condition with timing ($p<0.02$). As for

moment M3, the peak amplitude of the N1 potential was greater in the condition of high perturbation intensity when compared to the conditions of low intensity ($p<0.0001$) and high intensity with timing ($p<0.02$); and greater in the high-intensity condition with timing compared to the low-intensity condition ($p<0.005$). The peak amplitude of the cortical potential at the M1 moment was smaller than at the M3 moment in all perturbation conditions. Analyzes also showed a main effect of the moment for mean latency, which was greater in the moment of preparation right after the sound signal (M1) when compared to the latency right after the disturbance (M3) ($p<0.0001$). Regarding the adaptation of cortical activity, after the perturbation (M3), post hoc tests demonstrated that the amplitude of the N1 potential was greater in the initial trials when compared to the final trials ($p<0.05$). In general, cortical activity and its potential were dependent on the moment analyzed and the disturbance condition to which the participants were subjected. It is concluded from the present study that disturbances to balance that destabilize the postural control system require different types of responses to maintain posture, with greater intensities of disturbance requiring more robust cortical responses when they occur unpredictably when compared to implicitly predictable situations, as demonstrated by the high-intensity condition with timing. Furthermore, prolonged exposure to balance disturbances also reduces cortical activity, suggesting adaptation of the system, with less intense cortical responses and neural effort.

**Keywords:** cortical activity, balance, reactive control, adaptation

## LISTA DE FIGURAS

**Figura 1.** Foto ilustrativa da situação experimental do estudo.....(35)

**Figura 2.** Painel ilustrativo com indicação dos eventos e momentos experimentais do estudo.....(37)

**Figura 3**. Série temporal da média da amplitude de pico do sinal de atividade cortical, no canal Cz, de todos os participantes (*Grand Average),* nas três condições experimentais - *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming). Nota:* A figura mostra a atividade cortical ao redor do sinal sonoro (*event-related potential* - tempo zero), com o pico fisiológico (N1 auditivo) associado ao disparo do sinal sonoro, seguido do aumento da negatividade do sinal cortical associado ao momento de preparação para a perturbação eminente. A linha preta vertical (tempo zero) indica o disparo do sinal sonoro. A linha rosa indica o potencial cortical na condição de baixa intensidade da perturbação (*Low)*; a linha azul indica o potencial cortical na condição de alta intensidade da perturbação (*High)*; e a linha verde indica o potencial cortical na condição de alta intensidade com *timing* (*Hightiming)*.....(40)

**Figura 4**. Série temporal da média da amplitude de pico do sinal de atividade cortical, no canal Cz, de todos os participantes (*Grand Average),* nas três condições experimentais - *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota*:* A figura mostra a atividade cortical ao redor da perturbação (*event-related potential* - tempo zero), com o pico negativo (N1) em resposta ao movimento da plataforma móvel. A linha preta vertical (tempo zero) indica o início da perturbação. A linha rosa indica o potencial cortical na condição de baixa intensidade da perturbação (*Low)*; a linha azul indica o potencial cortical na condição de alta intensidade da perturbação (*High)*; e a linha verde indica o potencial cortical na condição de alta intensidade com *timing* (*Hightiming)*..... (41)

**Figura 5.** Médias e desvios-padrão da amplitude média de pico negativo do sinal cortical de todos os participantes, nos momentos de preparação após o sinal sonoro (M1) (barra cinza) e após a perturbação (M3) (barra preta), nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota: o símbolo * indica efeito principal de momento; o símbolo + indica interação entre momento e condições de perturbação.....(42)

**Figura 6.** Médias e desvios-padrão da latência média do pico negativo do sinal cortical de todos os participantes, nos momentos de preparação após o sinal sonoro (M1) (barra cinza) e após a perturbação (M3) (barra preta), nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota: o símbolo * indica efeito principal de momento.....(43)

**Figura 7.** Variabilidade média da linha de base do sinal cortical (*baseline*), de todos os participantes, no momento M2, nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota: o símbolo # indica diferenças entre as condições de perturbação.....(44)

**Figura 8.** Série temporal da distribuição topográfica média global nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* 0 ms = início da tentativa, 150 ms após o sinal sonoro, 1000 ms (M1) = 1 segundo após o sinal sonoro, 160ms (M3) = após a perturbação.....(45)

**Figura 9**. Valores médios e desvios-padrão da amplitude do potencial cortical, nas tentativas iniciais e tentativas finais referentes aos momentos M1 (painel A) e M2 (painel B), e amplitude do potencial N1 nas tentativas iniciais e tentativas finais no momento M3 (painel C), nas condições de Baixa Intensidade da perturbação (*Low)*; Alta Intensidade (*High)*; e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming*.....(46)

## LISTA DE TABELAS

**Tabela 1.** Valores médios e desvios-padrão de latência do potencial cortical N1, nas cinco tentativas iniciais e nas cinco tentativas finais, nas condições de Baixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com Timing (*Hightiming).*.....(48)

**SUMÁRIO**

1. INTRODUÇÃO.....12

2. REVISÃO DE LITERATURA.....15

2.1 Sistema de controle postural.....15

2.2 Atividade cortical associada às respostas posturais.....20

2.3 Efeito da adaptação da atividade cortical .....28

3. OBJETIVOS.....31

3.1 Objetivo Geral.....31

3.2 Objetivos Específicos.....31

3.3 Hipóteses.....32

4. METODOLOGIA.....33

4.1 Participantes.....33

4.2 Equipamentos.....33

4.3 Procedimentos.....34

5. TRATAMENTO DOS DADOS.....36

6. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....38

7. RESULTADOS.....39

7.1 Amplitude de pico da atividade cortical.....40

7.2 Latência média do pico negativo da atividade cortical.....42

7.3 Variabilidade da linha de base da atividade cortical.....43

7.4 Distribuição Topográfica.....44

7.5 Comportamento Adaptativo após exposição à perturbação.....45

8. DISCUSSÃO.....48

8.1 Características espaciais e temporais da atividade cortical.....50

8.2 Adaptação da atividade cortical.....55

9. CONCLUSÃO.....57

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....59

## 1. INTRODUÇÃO

Manter a estabilidade postural é uma tarefa complexa que envolve diversos fatores relacionados ao organismo, ao ambiente e a tarefa. Para que as respostas posturais sejam organizadas de forma eficiente e que atenda às demandas necessárias para cada situação, é necessário que haja um bom relacionamento entre os sistemas envolvidos nessa ação (e.g. sistema nervoso, sistema sensorial, sistema motor) (HORAK; MACPHERSON, 1996). Diante de situações inesperadas ou mudanças bruscas no ambiente, o sistema nervoso central (SNC) é capaz de desencadear, respostas posturais para estabilizar o corpo no espaço, o que implica na adequada utilização e integração das informações sensoriais disponíveis no meio e advindas, principalmente, dos sistemas somatossensorial, visual e vestibular (POLASTRI et al., 2012). Além disso, também há um importante envolvimento biomecânico que é responsável por manter a posição do Centro de Massa (CoM) dentro da base de suporte (VARGUESE et al., 2015). As respostas posturais, portanto, devem ser entendidas como resultado de uma interação dinâmica entre todos os sistemas sensoriais, motores e os níveis neurais (JACOBS; HORAK, 2007) para que a ativação de sinergias musculares do corpo como um todo, ocorra apropriadamente.

De maneira geral, as respostas posturais tendem a ter um caráter antecipatório na busca por minimizar os efeitos associados às perturbações previsíveis (e.g. movimentos voluntários) que possam levar a mudanças no equilíbrio e na orientação postural; ou um caráter reativo na busca por minimizar os efeitos associados às perturbações imprevisíveis que geram instabilidade postural e necessidade de recuperação do equilíbrio corporal (MAKI; McILROY, 1997; VARGUESE et al., 2015).

Estudos vêm sendo extensivamente realizados a fim de compreender o papel do sistema nervoso central (SNC) e, principalmente, do córtex cerebral nas respostas relacionadas ao controle da postura, em situações de instabilidade. Durante a manutenção da posição em pé, situações cotidianas podem desencadear instabilidade ao corpo, que são causadas por perturbações advindas de forças externas do ambiente em que vivemos (e.g empurrão, escorregão, ou também causadas por forças internas advindas do próprio

organismo (e.g contração muscular, movimento voluntário; respiração) (VARGUESE et al., 2015; ADKIN et al. 2006). Essas perturbações são capazes de desestabilizar o sistema de controle postural, o que exige diferentes tipos de respostas para manter o equilíbrio. Por exemplo, quando as forças atuantes sobre o corpo são pequenas, pode ocorrer contração dos músculos ao redor da articulação do tornozelo para estabilizar o corpo no espaço. Já quando as forças atuantes são grandes, um passo à frente pode ser necessário para estabilizar o corpo no espaço (MAKI, McILROY, 1997).

Um possível papel do córtex cerebral na manutenção e na recuperação do equilíbrio corporal é intrigante, haja vista que a literatura mais antiga apontava pouco envolvimento ou nenhum papel cortical nesse processo (JACOBS; HORAK, 2007; MAGNUS, 1910). A partir dos estudos que utilizaram ferramentas e técnicas de neuroimagem como o eletroencefalograma (EEG) e a espectroscopia funcional em infravermelho próximo (fNIRS) para acessar o funcionamento do córtex cerebral, foi possível verificar que há mudanças no funcionamento e na ativação das áreas corticais, além da presença de potenciais de ação evocados por perturbação (ERPs) como o N1, que se relacionam aos ajustes posturais necessários para manter o equilíbrio postural nos períodos de instabilidade após uma perturbação. Dessa forma, diversos estudos sugeriram que é possível haver envolvimento cortical quando reações posturais são necessárias para manutenção do equilíbrio (QUANT et al., 2004; MOCHIZUKI et al., 2008; DUCKROW et al., 1999; MIERAU et.al 2015)

Um importante ERP chamado potencial evocado por perturbação N1 (PEP N1) consiste do primeiro pico negativo observado na atividade cortical após uma perturbação. Este potencial ocorre, aproximadamente, entre 100-200ms após a perturbação (MAKI; McILROY, 2007), sendo que a localização topográfica desse potencial teria origem em partes fronto-centrais do córtex (QUANT et al., 2004). Alguns estudos têm mostrado que o aumento ou a diminuição da amplitude do potencial negativo (N1) pode ser influenciada pela previsibilidade da perturbação (MOCHIZUKI et al., 2008); idade do indivíduo (DUCKROW et al., 1999); atenção (QUANT et al., 2004), presença de descarga sensorial (STAINES et al., 2001) e adaptação à perturbação (MIERAU et.al 2015).

Pode-se notar que mais do que observar respostas posturais e corticais após uma perturbação mecânica do equilíbrio (VARGUESE et al., 2015), Varguese e colaboradores (2015), detectaram a presença de uma negatividade cortical (N1) também em situações naturais de manutenção postural, com aumento de potencial negativo (N1) associado aos momentos de instabilidade corporal, mesmo na postura quieta, com aumento deste potencial em situações de maior desafio postural (base *tandem*).

Não existe ainda um consenso sobre o papel do potencial negativo (N1) que ocorre após perturbações mecânicas (e.g. deslocamentos rápidos da base de suporte por uma plataforma móvel) (MOCHIZUKI et al., 2009) ou desequilíbrios/oscilações naturais discretas (VARGHESE et al., 2015) do corpo. Estudos têm sugerido que esta resposta pode significar: um mecanismo básico do sistema neural para detectar a instabilidade postural (BOLTON, 2015); representar mecanismos de controle cognitivo a partir da detecção de erros e monitoramento da ação (ADKIN et al., 2006); representar processamento sensório-motor pelo fato de ser evocado na área motora suplementar (AMS) (VARGHESE et al., 2019), ou também estar associado à uma possível ameaça ao equilíbrio que pode causar danos à integridade física do indivíduo, tal como uma queda (SIBLEY et al., 2010).

Outro contexto importante da atividade cortical que vem sendo estudado é entender como o córtex organiza seu funcionamento para responder da melhor forma às demandas da tarefa e/ou do ambiente em situações de instabilidade postural. Estudos como os de Varghese e colaboradores (2015; 2019) sugerem uma rede de controle neural caracterizada pela interação de áreas corticais. Além de que algumas coerências entre as bandas de frequência das medidas de EEG (e.g beta, alfa, theta) podem estar relacionadas com distintas funções cognitivas, indicando maior demanda atencional e de memória, além da maior integração neural para manutenção do equilíbrio.

Portanto, apesar de inúmeros estudos evidenciarem que perturbações ao sistema postural influenciam as respostas corticais de alguma forma, ainda é pouco entendido como o sistema neural se adapta diante desses contextos que desafiam o equilíbrio. Por exemplo, Mierau e colaboradores (2015) investigaram as características da atividade cortical e seu comportamento adaptativo quando

relacionadas às perturbações posturais repetitivas advindas do deslocamento de uma plataforma na direção médio-lateral, que eram imprevisíveis temporalmente, sendo analisadas ao longo das tentativas. Como resultado, os autores encontraram que os participantes se adaptaram às demandas da tarefa postural ao longo da exposição às perturbações, tendo diminuído suas oscilações corporais juntamente com uma diminuição da amplitude de N1 entre a primeira e segunda exposição.

Diante do exposto, surge a questão de como o córtex cerebral modula sua atividade diante da exposição à diferentes intensidades de perturbação e, ainda, como o mesmo se adapta a perturbações mecânicas, imprevisíveis no tempo e na direção. O conhecimento do papel do cérebro nas respostas posturais reativas pode auxiliar em programas de prevenção, tratamento e reabilitação de diversas populações que sofrem com problemas de distúrbios de equilíbrio.

# 2 REVISÃO DE LITERATURA

## 2.1 Sistema de controle postural

O sistema de controle postural pode ser definido como aquele que é responsável por controlar o equilíbrio e a orientação postural, que envolve a ação direta dos sistemas nervoso, sensorial e motor (HORAK; MACPHERSON, 1996; DUARTE; FREITAS, 2010). Este sistema é responsável pela manutenção da posição corporal desejada durante as atividades realizadas através da coordenação e do controle dos segmentos corporais (BARELA, 2000).

A manutenção postural não pode ser considerada uma tarefa simples, visto que nos encontramos inseridos em um ambiente em constante mudança, que perturba esse sistema em diversas situações. Através de informações sensoriais relevantes e adequadas, as ativações musculares são disparadas para atender às necessidades do organismo a fim de manter a posição corporal desejada durante as atividades humanas (HORAK; MACPHERSON, 1996). Dessa forma, experiências e informações/estímulos advindos do ambiente e/ou do próprio corpo podem influenciar o sistema postural (HORAK; MACPHERSON, 1996). Assim, esse sistema é capaz de alterar seu

funcionamento a fim de se ajustar, coerentemente, às mudanças nas diversas fontes de informações sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial) (POLASTRI et al., 2012). Estas fontes são constituídas por sensores próprios que fornecem informação específica sobre nosso corpo ou partes dele, e sobre o ambiente ao nosso redor (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL; SIEGELBAUM, 2014).

Iniciando pelo sistema visual, este é constituído dos receptores visuais, cones e bastonetes, e é responsável pela detecção da luz que identifica imagens presentes no ambiente (MOCHIZUKI et al., 2006). Desempenha importante papel sobre o controle postural por estar relacionado aos ajustes na estabilização da oscilação corporal, por exemplo, quando o indivíduo executa uma tarefa dupla. Alguns estudos mostram que as oscilações corporais aumentam consideravelmente quando a informação visual não está disponível (e.g olhos fechados) (FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006; KLEINER; SCHLITTLER; SANCHEZ-ARIAS, 2011; SOZZI *et al.*, 2021). Já o sistema somatossensorial capta informações sobre o corpo a partir de receptores especializados (e.g mecanorreceptores, receptores articulares, nociceptores e termorreceptores), fazendo com que os estímulos sejam desencadeados e convertidos em impulsos nervosos e posteriormente conduzidos ao encéfalo para percepção e interpretação (CRIVELLI; BALCONI, 2017). Por fim, o sistema vestibular é constituído por uma estrutura de células ciliadas localizadas no ouvido interno, responsável por manter a posição vertical do corpo e por detectar, especificamente, a orientação e a aceleração da cabeça no espaço. As informações advindas dos movimentos da cabeça são utilizadas para manter a posição corporal diante das perturbações provenientes das forças gravitacionais, seja em atividades estáticas ou dinâmicas (KLEINER; SCHLITTLER; SANCHES-ARIAS, 2011).

Adicionalmente, o sistema auditivo também é um importante canal sensorial que, além de fornecer audição para a realização das atividades humanas, é relevante para a localização do corpo no espaço e seu equilíbrio. Sabe-se que informações auditivas são utilizadas pelos seres humanos para identificar a própria localização no espaço, a partir das direções sonoras (fluxo auditivo), fornecendo uma sensação de distância e direção do som que chega

aos ouvidos e estimula as células ciliares na cóclea, localizada no ouvido interno (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL; SIEGELBAUM, 2014). Complementando as informações advindas dos grandes sistemas sensoriais descritos (visual, vestibular e somatossensorial), a importância das dicas auditivas sobre o controle postural vem sendo estudados.

Stoffregen e colaboradores (STOFFREGEN et al., 2009), por exemplo, observaram, em três experimentos, que as oscilações corporais de adultos jovens foram fortemente induzidas por um estímulo acústico dinâmico similar aos movimentos produzidos visualmente por uma sala móvel, sugerindo que o sistema de controle postural responde adequadamente aos estímulos auditivos tanto quanto aos visuais. Além disto, vários estudos têm utilizado sinais sonoros para fornecer dicas e informações relevantes sobre perturbações externas e mudanças bruscas no ambiente, para entender como esta informação afeta o controle dos movimentos, em especial, o controle postural (YAMAGIWA; GOTODA; YAMAMOTO, 2013; RIECKE, 2008). Portanto, quando uma informação auditiva é fornecida sobre o ambiente em que estamos inseridos, a audição pode ser considerada tão importante quanto às demais fontes de informação sensorial no controle dos movimentos (BREGMAN, 1994).

Pode-se observar, de maneira geral, que diversas informações sensoriais podem auxiliar no controle da postura sendo que quando as condições ambientais se modificam, o sistema de controle postural identifica e seleciona, dentre os múltiplos estímulos sensoriais, aqueles que fornecem as informações mais funcionais e confiáveis sobre a orientação e posição do corpo no espaço, o que possibilita o controle eficiente da postura (i.e, SCHONER; DIIJKSTRA; JEKA, 1998; BARELA et al., 2014). Tal comportamento adaptativo é de extrema importância para os ajustes adequados das contrações musculares a cada situação, ocorrendo a utilização e a integração adequada das informações sensoriais disponíveis.

Além da importância das informações sensoriais sobre a manutenção e controle da postura, a base de suporte em que o indivíduo se encontra, a distância entre a linha de gravidade e da base de suporte; a altura onde se localiza o centro de massa (CoM) acima da base de suporte; e a massa corporal, também podem influenciar a estabilidade. Por exemplo, quando o indivíduo se

encontra em uma posição estática do corpo, a integração entre as informações sensoriais e ativação dos músculos posturais resulta na manutenção da posição do CoM sobre a base de suporte (BoS). Para que seja compreendida, a estabilidade postural, muito frequentemente, é estudada a partir do monitoramento das trajetórias do Centro de Pressão (COP), ponto onde age a resultante das forças, ou seja, ponto de aplicação das forças de reação do solo sobre os pés. A partir disso, é possível observar o comportamento das oscilações corporais que podem indicar o quão estável está o indivíduo (DUARTE; FREITAS, 2010).

Modelos teóricos e dados experimentais mostram que o corpo humano, muitas vezes, se comporta como um pêndulo invertido cujo centro de rotação é o tornozelo (WINTER, 1995). Em condições normais, i.e. em ambientes relativamente estáveis e com disponibilidade de informações sensoriais, crianças, adultos e idosos tendem a apresentar oscilações constantes, preferencialmente, em baixas frequências (0,2-0,3 Hz) (BARELA, GODOI, POLASTRI, 2000; SOAMES, ATHA, 1982). Quando necessário, ajustes posturais antecipatórios (controle *feedforward)* e reativos (controle de *feedback sensorial)* são desencadeados pelo SNC em resposta a perturbações que desafiam ou ultrapassam os limites de estabilidade do corpo sendo estes dependentes da idade do indivíduo, doenças neurodegenerativas, contexto, atenção e previsibilidade no qual estas perturbações ocorrem (SANTOS; ARUIN, 2008).

Estes ajustes posturais, portanto, são importantíssimos para a manutenção do equilíbrio. Nos ajustes realizados de maneira antecipatória (APAs), pode-se observar a ativação ou inibição de músculos posturais (e.g. tronco e pernas) antes do início do movimento ou de uma perturbação, preparando o sistema para possíveis forças desestabilizadoras causadas pelo movimento do corpo ou perturbação externa (WOOLLACOTT, 2008). Estes ajustes auxiliam no melhor controle do CoM sobre a BoS, evitando possíveis desequilíbrios e quedas (ARUIN, 2016). Estudos têm mostrado que as APAs são dependentes da intensidade da perturbação e da estabilidade corporal inicial do indivíduo (ARUIN; FORREST; LATASH, 1998).

Por outro lado, ajustes posturais também são desencadeados pelo SNC para resistir às situações de perda de equilíbrio, sendo estes denominados de respostas posturais reativas ou compensatórias. Estes ajustes reativos são iniciados após o sistema sofrer uma perturbação rápida e repentina (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2000). O sistema atua na recuperação do equilíbrio corporal a partir de *feedbacks* sensoriais que servem para realocar o CoM sobre a BoS (NASHNER; CORDO, 1981), gerando a ativação/inibição de músculos posturais, que resultam em diferentes estratégias, sendo: do tornozelo, quadril ou, se necessário do passo (MAKI; McILROY, 2005).

De maneira geral, os estudos têm mostrado que quando a perturbação do equilíbrio é previsível, há o disparo de APAs, ao contrário de quando a perturbação é imprevisível, necessitando dos ajustes reativos (BURLEIGH; HORAK; MALOUIN, 1994). Portanto, o controle efetivo do equilíbrio é dependente do funcionamento adequado do SNC, responsável por captar as informações sensoriais relevantes e selecionar a estratégia mais adequada no momento da instabilidade, a fim de manter e restaurar o equilíbrio (MAKI; McILROY, 2005).

Em particular, é importante mencionar que, estudos mais antigos apontam que os ajustes posturais reativos apresentam componentes reflexivos e automaticamente controlados (SHERRINGTON, 1910). Entretanto, a literatura mais recente aponta que estas respostas não são meramente um conjunto de reflexos, mas sim padrões complexos de sinergias musculares dependentes do contexto e da tarefa, sendo organizadas para atender o objetivo de manter o equilíbrio corporal na posição em pé (MACPHERSON et al., 2013).

A partir do avanço da tecnologia e instrumentos de medição, alguns estudos têm evidenciado um intrigante papel do córtex cerebral na recuperação do equilíbrio após uma perturbação externa (STAINES; MCILROY; BROOKE, 2001). Este aspecto é bastante relevante para o presente estudo e será abordado a seguir.

## 2.2 Atividade cortical associada às respostas posturais

A ideia de que as respostas posturais automáticas, desencadeadas por perturbações externas, eram controladas apenas pelas estruturas subcorticais do sistema nervoso (i.e. do tronco encefálico e circuitos medulares) foi fortemente aceita e difundida por um longo período, pelo fato de que elas eram disparadas de forma rápida e não havia qualquer intenção do indivíduo em iniciar esta resposta, sugerindo, então, que havia pouca ou nenhuma influência do córtex cerebral para o controle da postura (SHERRINGTON,1910). Até que, a partir da década de 30, novas evidências de que as respostas posturais à perturbações externas podiam ser prejudicadas em indivíduos com lesões corticais (BROOKS,1933; BARD 1933). Mais tarde, estudos como o de Chan e colaboradores (CHAN, et al., 1979) demostraram que o início de uma ativação muscular (e.g. músculos: bíceps femoral, quadríceps e gastrocnêmio) para a modulação das respostas posturais em indivíduos saudáveis, apresentava latências mais longas do que as observadas em reflexos espinhais. Ainda, os resultados mostravam que estas respostas não estavam presentes em pacientes com hemiplegia espásticas, decorrentes de lesões corticais, o que poderia evidenciar a contribuição de centros superiores nas respostas tardias dos músculos nos indivíduos saudáveis.

Corroborando estas observações de que estas respostas são mais lentas do que reflexos, mas são mais rápidas do que movimentos voluntários (i.e. tempo de reação), há um certo consenso de que as respostas posturais automáticas envolvem componentes de curta e longa latência e que a probabilidade de se ter uma contribuição cortical para estas respostas, aumenta com a maior latência da resposta (TAUBE et al., 2006; JACOB, HORAK, 2007). A literatura indica que nesta fase inicial (*short-latency*), controlada por estruturas subcorticais (e.g. tronco cerebral e medula espinhal), o sistema aciona sinergias musculares com padrões estereotipados, a fim de controlar o equilíbrio e manter o CoM dentro da base de suporte (HORAK, MACPHERSON, 1996). Em sequência, as fases tardias (*long-latency*) das respostas posturais são as responsáveis por restaurar o equilíbrio corporal que, possivelmente, envolvem um sistema de controle de *feedback* sensorial (MAKI; McILROY, 2007).

Para contextualizar estas afirmações, é preciso mencionar que, nas últimas décadas, a aquisição de medidas diretas de atividade cerebral, associadas com momentos de instabilidade, experimentalmente induzidos por translações e rotações da superfície de suporte, empurrões e puxões do corpo, deu um importante suporte às investigações do papel cortical nas respostas posturais (ver BOLTON, 2015 para revisão). Neste sentido, foram criados alguns protocolos experimentais, com intuito de expor os indivíduos a diferentes perturbações mecânicas, a fim alterar o posicionamento do CoM da base de suporte, gerando instabilidade ao sistema de controle postural (QUANT et al., 2004; MOCHIZUKI et al., 2008; DUCKROW et al., 1999; MIERAU et.al 2015). Estes protocolos visavam simular situações nas quais se fazia necessária a ocorrência de ajustes posturais reativos para manter o equilíbrio e a orientação postural e, em alguns casos, evitar quedas.

Dentre estes protocolos, pode-se citar como exemplo, o estudo de Adkin e colaboradores (ADKIN et al., 2006) no qual foi utilizado um método em que as perturbações eram evocadas por um experimentador a partir de um empurrão do corpo do indivíduo para frente, para trás e para os lados, na altura do peito. Já no estudo de Jacobs e colaboradores (JACOB et al., 2008), os autores evocavam as perturbações a partir do movimento de uma plataforma móvel enquanto o participante ficava posicionado em pé. Por sua vez, Varghese e colaboradores (VARGHESE et al., 2014) usaram um protocolo denominado *"Lean and Release",* que consistia do participante ficar sobre uma plataforma e ter o seu peso, parcialmente, suspenso por cabos de aço; neste estudo, a perturbação ao sistema se dava a partir da liberação do cabo que sustentava seu peso, o que induzia o indivíduo a reagir de maneira compensatória para manter a estabilidade. A utilização destes vários protocolos e métodos experimentais possibilitaram investigar e entender o papel do córtex cerebral associado ao controle postural e ao equilíbrio reativo (BOLTON; MANSOUR, 2020).

De maneira geral, estes e outros estudos observaram que a atividade cortical e as respostas posturais foram influenciadas por inúmeros fatores, tais como: características da perturbação ao equilíbrio (e.g. previsibilidade, intensidade da perturbação) (ADKIN et al., 2006); níveis de atenção, experiência

e expectativa em que o indivíduo se encontra no momento da perturbação (QUANT et al., 2004) além de serem moduladas pela manipulação de *inputs* sensoriais advindos dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial (e.g. presença ou não de dica visual avisando sobre a perturbação postural) (JACOBS et al., 2007).

Por exemplo, Jacobs e colaboradores (JACOBS et al., 2007), realizaram um estudo a fim de entender e determinar se uma dica visual prévia sobre a ocorrência de uma perturbação ao equilíbrio iria contribuir para modular a atividade cortical e modificar as respostas posturais. Para verificar esta modulação, os autores solicitaram aos participantes que ficassem em pé, com os braços cruzados, e mantivessem o equilíbrio, sem dar um passo, em resposta a um movimento rápido e para trás da superfície de suporte (i.e. plataforma móvel), em duas situações experimentais: com e sem estímulo visual prévio (dica visual). Na condição sem dica visual, os participantes foram avisados do início da tentativa (comando de “prontos”?) e fixaram o olhar em uma luz apagada à frente, sendo que a perturbação foi disparada entre 4 e 8 segundos, sem aviso prévio. Na condição com dica visual, os participantes foram avisados do início da tentativa e fixaram o olhar em uma luz apagada à frente; a perturbação foi disparada 2 segundos após a luz ser acesa. Os resultados deste estudo mostraram que as respostas posturais foram diferentes entre as condições com e sem estímulo visual de aviso da perturbação, sendo que na situação com aviso (dica visual), houve uma preparação do SNC para responder à perturbação, visto a partir do aumento da atividade cerebral pelo equipamento eletroencefalográfico (EEG) para a variável *CNV (Contingent negative variation).* Este potencial representa uma mudança negativa na amplitude do sinal que ocorre antes do movimento voluntário, em resposta ao comando “ir”, que foi precedido por um aviso de alerta (WALTER et al., 1964). Segundo os autores, registrar mudanças neste potencial auxiliou no entendimento de como o córtex cerebral contribui em modificar as respostas posturais baseada no sinal de alerta. Portanto, foi concluído que a atividade cortical em resposta à uma perturbação externa se associa com as modificações das respostas posturais com mudanças no “arranjo central”, o que demonstra a influência do córtex cerebral na preparação das respostas posturais antes da perturbação antecipada pela dica visual.

Para melhor entendimento, este “arranjo postural central” mais conhecido como *central set,* pode ser interpretado como o estado preferido em que se encontra o SNC em um dado momento e que, quando perturbado, permite o disparo de comandos descendentes que preparam os sistemas sensoriais e motores para responder a estímulos conhecidos (SCHMIDT, 1982; HORAK; DIENER; NASHNER, 1989). Porém, o *central set* leva à possíveis erros nas respostas ao equilíbrio quando os estímulos ou as condições externas mudam inesperadamente (GREENE 1972). A discrepância entre o estado esperado e um estado real de equilíbrio após uma perturbação repentina é definido como sinal de erro, e, portanto, no contexto de controle do equilíbrio, uma adaptação do *central set* poderia auxiliar para um refinamento das respostas posturais quando uma perturbação está presente, otimizando o controle do corpo frente ao desequilíbrio (MOCHIZUKI et al, 2008).

Sendo assim, como mencionado anteriormente, mesmo que as fases iniciais das respostas posturais possam não ter um envolvimento cortical significativo, as fases mais tardias possivelmente são moduladas pelo córtex. É provável que a circuitaria presente nas estruturas do nível subcortical (e.g. tronco encefálico) inicie as respostas, que são seguidas por ativação nas circuitarias corticais até as fases tardias dessas respostas (BOLTON, 2015). Como conclusão, alguns estudos verificaram que em situações com possível envolvimento cortical (e.g. ter intenção em responder a uma perturbação) altera todo o processo de recuperação do equilíbrio, enquanto que responder uma perturbação imprevisível altera apenas a fase final de recuperação do equilíbrio, demonstrando que a fase inicial se trata de uma circuitaria mais padronizada e estereotipada para restaurar o equilíbrio, enquanto as fases finais dependem do tipo e de como a perturbação ocorreu (BURLEIGH, HORAK, MALOUIN, 1994; NORRIE et al., 2002).

Para testarem estas premissas, Burleig e Horak (1996) investigaram até que ponto a instrução da tarefa, a previsibilidade da perturbação e as informações sensoriais disponíveis iriam alterar a resposta postural. Para isso, 11 participantes foram instruídos a se manter com os pés fixos (conhecido como *feet-in-place*) ou dar um passo (conhecido como *support-change*) após uma perturbação postural para trás. Quatro velocidades diferentes foram utilizadas e

divididas em blocos previsíveis (4 velocidades da perturbação de forma crescente) ou em blocos imprevisíveis (4 velocidades da perturbação de forma aleatória). Estas condições foram utilizadas para entender como o conhecimento ou informações sobre a perturbação alterariam o tipo de resposta para manutenção do equilíbrio. Os resultados mostraram que a instrução para dar o passo e a previsibilidade da velocidade da perturbação diminuíram o tempo inicial da resposta automática do sistema postural. Os autores concluíram, então, que o SNC utiliza a previsibilidade da perturbação para diminuir a excitabilidade das respostas posturais automáticas precoces, havendo utilização de controle *feed-forward* e de informações aferentes imediatas para modificar as respostas posturais.

Weerdesteyn, Laing e Robinovitch (2008), ao contrário, buscaram entender como o SNC se comportaria em situações na qual a resposta postural não seria útil para a realização da tarefa de recuperar o equilíbrio. Para isso, instruíram aos participantes à não responderem para recuperar o equilíbrio após uma perturbação ou a responderem e recuperar o equilíbrio após a perturbação. Os resultados deste estudo mostraram que os participantes conseguiram obter sucesso na tarefa a partir das instruções (recuperar ou não o equilíbrio), mas que nas duas condições houve o disparo de respostas posturais automáticas, mesmo sendo bem menores quando a tarefa era de não recuperar o equilíbrio. Assim, os autores indicaram que uma perturbação elicita algum tipo de resposta postural, independentemente das demandas da tarefa, mas que, quando uma resposta não é desejada, há uma seleção de resposta advinda do SNC integrada aos comandos motores para melhor responder à tarefa desejada.

Com o avanço da tecnologia, as respostas posturais frente a perturbações externas puderam ser melhor entendidas a partir de equipamentos como o EEG e o fNIRS. Por meio destes instrumentos foi possível observar o funcionamento, a organização e as respostas evocadas pelo córtex depois de uma instabilidade corporal. Como principais achados, a partir do EEG, foram visualizados potenciais corticais (e.g P1 e N1) que se relacionam temporalmente com os processamentos sensório-motores (MAKI; McILROY, 2007). Mais além, essas técnicas também permitiram localizar a fonte de onde se originam esses

potenciais e o processamento do córtex frente às perturbações posturais (VARGHESE et al., 2015)

Basicamente, os estudos mostram que após uma perturbação à postura, é evocado o primeiro pico positivo denominado P1, com origem nas partes fronto-centrais do córtex e com uma latência entre 40-50 ms após a perturbação (MAKI, McILROY, 2007). Estudos têm sugerido que esse potencial poderia significar as aferências sensoriais iniciais relacionadas à propriocepção, já que o P1 foi suprimido em situações com estimulação periférica (DIETZ, QUINTERN, BERGUER,1984; MAKI, McILROY, 2007). Após este pico positivo, é evocado o primeiro pico negativo conhecido como N1, sendo muito estudado para entender o papel do córtex sobre o controle postural em momentos de instabilidade. O potencial N1 tem sido associado à ocorrência de uma perturbação externa e perda do equilíbrio e ocorre, aproximadamente, entre 100-200 ms após a perturbação, sendo que a localização topográfica desse potencial teria origem também em partes fronto-centrais do córtex (MAKI; McILROY, 2007; MIERAU et. al., 2015, PAYNE; TING, 2020).

Mochizuki e colegas (2008) buscaram entender o perfil da atividade cortical evocada pela instabilidade corporal após perturbações à postura que exigem respostas compensatórias, como por exemplo, dar um passo. Neste estudo, os participantes foram expostos a uma perturbação enquanto estavam em pé, iniciada pela liberação de uma carga de 2,8kg que estava acoplada a um cabo e preso na cintura do participante e, também, expostos a uma perturbação enquanto estavam sentados, a qual era iniciada pelo movimento da cadeira em que estavam sentados. Os resultados deste estudo mostraram semelhanças no tempo, amplitude e representação espacial do potencial N1 em ambas as condições de perturbação, o que permitiu indicar que os potenciais corticais evocados após uma perturbação estão associados ao contexto de detecção à instabilidade postural, ou seja, ocorrem sempre que o sistema é desestabilizado.

Em adição, Mochizuki e colaboradores (2009) investigaram como mudanças na atividade cortical pré perturbação, o que representaria uma mudança no estado do SNC para um evento eminente de desequilíbrio antes de sua ocorrência, poderia influenciar nas respostas corticais pós-perturbação e, consequentemente, nas respostas posturais observadas para preservar a

estabilidade. Para isto, os autores dividiram os procedimentos experimentais em duas sessões. Na primeira sessão, os participantes ficaram acoplados a um sistema de cabos, com uma carga presa a um cinto posicionado na altura do peito. Quando liberada a carga, era provocado um desequilíbrio posterior do corpo que poderia ser recuperado a partir da estratégia do tornozelo. A perturbação ocorria de duas maneiras: 1) quando a carga era liberada pelo experimentador sem aviso prévio e de forma temporalmente imprevisível; 2) quando o próprio participante liberava a carga ao apertar um botão, auto-iniciando a perturbação. Na segunda sessão, parte dos participantes realizaram uma tarefa controle que consistia em apertar o botão, em diferentes posições: 1) sentados, mas não havia a liberação da perturbação; 2) em pé, mas não havia a liberação da perturbação; e 3) em pé e com liberação da perturbação. Esta segunda sessão foi realizada para testar as diferenças entre as tarefas da primeira sessão, ou seja, se a atividade cortical observada na primeira sessão estaria associada a comandos motores para a ação de apertar o botão para liberar a perturbação. Os resultados deste estudo mostraram que houve lento aumento do potencial negativo EEG, aproximadamente 950ms antes da liberação da perturbação (pré perturbação), na condição previsível autoiniciada.

Após a perturbação, houve um aumento na negatividade do sinal cortical, chamado de potencial N1, com uma amplitude maior na condição imprevisível comparada a condição previsível autoiniciada, com um pico de latência, aproximadamente, entre 140 e 150 ms em ambas as condições. Interessantemente, quando considerado o início de mudança da atividade cortical, que ocorreu pré-perturbação para a condição autoiniciada, nenhuma diferença na amplitude do potencial N1 foi observada entre as condições. Os resultados da sessão 2 indicaram que houve aumento na negatividade do sinal cortical antes de acionar o botão, e um potencial N1 observável somente na condição em pé, com liberação da perturbação. Os autores concluíram que as mudanças observadas na atividade cortical pré-perturbação não estavam relacionadas com ação motora de apertar o botão, tendo em vista que a mesma foi observada com e sem a presença da perturbação. Contudo, as mudanças dos potenciais corticais pré-perturbação representariam mudanças no estado do SNC (*central set*) e atividade muscular antecipatória para recuperar o equilíbrio.

Em outro estudo complementar, Mochizuki e colaboradores (2009b) buscaram investigar quais as características do potencial N1 quando perturbações externas eram iniciadas de forma voluntária pelo participante. Para isso, os participantes foram expostos a diferentes condições: a) Perturbações autoiniciadas no próprio ritmo; b) Perturbações autoiniciadas com contagem regressiva auditiva a cada 1 segundo durante 4 segundos; e c) Perturbações externas, disparadas pelo experimentador, com contagem regressiva auditiva, a cada 1 segundo durante 4 segundos. Os resultados deste estudo apontaram que não houve diferença significativa na atividade cortical pré-perturbação entre as condições, sugerindo que o funcionamento do córtex se mantém constante antes da instabilidade postural. Em relação aos dados da atividade cortical após a perturbação, houve diferença no potencial N1, que teve maior amplitude na condição (c) quando comparada às condições de auto iniciação. Este resultado sugeriu que o envolvimento cortical na geração de respostas posturais pode depender do contexto. Dessa forma, a maneira como a informação sobre o momento em que o início da perturbação irá ocorrer também pode ser um importante fator para a atenuação do potencial N1, manifestando uma maior percepção de controle ao longo da perturbação. Outros fatores que pudessem influenciar a resposta de N1 também foram investigados. Como exemplos, a previsibilidade e características da perturbação (ADKIN et al., 2006). Adkin e colaboradores (2006) buscou investigar os efeitos do estado postural e as respostas da atividade cortical evocadas por perturbação ao equilíbrio. Para isso, os participantes foram expostos a perturbações externas previsíveis e imprevisíveis que necessitavam de correções posturais para manutenção do equilíbrio. As perturbações imprevisíveis evocaram um potencial N1 muito maior em amplitude.

Ainda em relação ao potencial N1, Varghese e colaboradores (2015) realizaram um estudo no qual havia o monitoramento da postura quieta durante uma situação postural com baixo desafio (base bipodal) e alto desafio (base tandem) e mediram a atividade cortical durante os eventos reativos de controle postural ("*time-locked*") que eram decorrentes da instabilidade natural para manter-se parado. Os autores observaram que o potencial N1 foi evocado nestes eventos. Ainda mais importante que sua presença nesses momentos, este

potencial teve sua amplitude aumentada na situação em que o desafio postural era alto quando comparado à situação com menor desafio postural. As trajetórias do COP foram temporalmente associadas à atividade cortical nos momentos de instabilidade que ocorreram durante a manutenção da postura em pé. Portanto, de forma geral, este estudo demonstrou que há envolvimento cortical presente e temporalmente associado às reações de equilíbrio “automático” que ocorrem quando o indivíduo se mantém parado.

Outro aspecto que merece atenção quando se investigando o envolvimento cortical nas respostas posturais reativas, é a característica adaptativa do SNC refletida em mudanças na atividade cortical associada às respostas posturais automáticas. Mierau e colaboradores (2015), demonstraram que houve adaptação cortical e, também, postural relacionadas às demandas da tarefa ao longo da exposição às perturbações posturais. Para melhor entendimento destes aspectos, a seguir será abordado o papel do córtex no comportamento adaptativo associado ao controle do equilíbrio humano.

## 2.3 Efeito da adaptação da atividade cortical associada ao controle do equilíbrio

Estudos têm apontado que o efeito da adaptação cortical no controle postural pode ser entendido como mudanças transitórias na estratégia de controle motor quando expostas a alterações agudas no equilíbrio ou no *input* sensório-motor. Além disso, o efeito da habituação cortical no controle postural é um processo gradual que ocorre a partir da adaptação repetitiva, em que o controle motor aprimorado é adquirido de correções repetitivas (WOLPAW et al., 1992; EDMUNDS et al., 2019). Dessa forma, é possível observar melhora transitória ou à longo prazo do sistema de controle postural através da exposição repetitiva à perturbação postural, o que estimula a adaptação funcional e estrutural do sistema neural e muscular (FORSSBERG; NASHNER, 1982); LEDIN et al., 1991). Este é um aspecto extremamente importante do funcionamento do SNC, já que é possível, através da adaptação, implementar estratégias para conseguir lidar com situações às quais os indivíduos já foram expostos outras vezes. Essa nova estratégia, se utilizada de forma constante pelo sistema, se consolidará, provocando reorganização neuromuscular para a habilidade específica (MCGAUGH, 2000).

Alguns estudos examinaram, direta e indiretamente, o funcionamento do SNC diante de exposição às mudanças nas informações sensoriais e situações de perturbação do equilíbrio (JACOBS et al., 2007; HU; WOOLLACOTT, 1994). Hu e Woollacott (1994), propuseram um treinamento de 10 horas que manipulou os principais sistemas que alteram o funcionamento do controle postural (visual, vestibular e somatossensorial). Este protocolo foi utilizado para investigar os efeitos do treinamento de equilíbrio em pé na capacidade de manter a estabilidade de idosos saudáveis. O treinamento manipulou visão (olhos abertos ou fechados); superfície (rígida ou macia); posição da cabeça (neutra ou estendida). Antes e após o treinamento, foram realizados testes para avaliar a performance do equilíbrio. Como resultados, os indivíduos que foram submetidos ao treinamento mostraram estabilidade aumentada quando comparados ao grupo controle, melhorando sua performance em situações de equilíbrio postural.

Tjernstrom e colaboradores (2002), buscaram entender como ocorre a adaptação do SNC quando os indivíduos são submetidos repetidamente às situações de perturbação do equilíbrio, por meio da estimulação vibratória proprioceptiva nos músculos da panturrilha. Além disto, este estudo buscou examinar se o comportamento ou melhora no controle da postura, adquirido neste período iriam permanecer 90 dias após o primeiro teste realizado. Doze voluntários foram submetidos à perturbação, com estimulação vibratória, por 5 dias consecutivos e uma após 90 dias. Os resultados deste estudo identificaram adaptação a curto prazo a partir da observação de uma redução da oscilação corporal durante os testes e, principalmente, entre os primeiros segundos de estimulação vibratória (i.e., entre 100-120 s), sugerindo que o sistema de controle postural alterou sua resposta com objetivo de neutralizar os efeitos da estimulação. Já à longo prazo, os resultados mostraram que as respostas à perturbação foram melhor controladas no começo de cada dia quando comparada ao dia anterior. Adicionalmente, uma comparação entre os resultados dos cinco dias consecutivos e do teste após 90 dias deixou claro que os participantes continuaram a apresentar um comportamento adaptativo demonstrando resposta postural adequada frente à perturbação. Os autores concluíram que após a exposição repetida a uma perturbação, o SNC desenvolveu uma nova estratégia para este tipo específico de situação, a fim de

refinar e reduzir o gasto energético em movimentos corretivos para manter o equilíbrio.

Mais recentemente, outros resultados, incluindo sinais EEG, também mostraram adaptação no funcionamento do SNC frente a situações de perturbação da postura em pé. Edmunds e colaboradores (2019), investigaram o papel e a dinâmica do córtex cerebral sobre a adaptação e habituação do controle postural durante a perturbação da manutenção da posição em pé por meio da estimulação proprioceptiva vibratória dos músculos da panturrilha, com e sem a presença de *feedback* visual. Essa estimulação vibratória foi utilizada a fim de perturbar a postura, em condições com olhos fechados e abertos. De maneira geral, os resultados deste estudo mostraram que após a exposição prolongada e abrupta às perturbações da postura, a atividade cortical, mensurada através do EEG, foi modulada com a presença do *feedback* visual, e isto significou para os autores que a atividade cortical foi dependente do *feedback* visual, concluindo que as redes de funcionamento cerebral sofrem mudanças devido à característica do estímulo sensorial que se relaciona ao controle postural.

Em particular, este processo de adaptação que ocorre no sistema de controle postural também influenciou a resposta do potencial N1 citado anteriormente, após exposição a perturbações ao equilíbrio postural. Mierau e colaboradores (2015) buscaram caracterizar a atividade cortical relacionada ao comportamento adaptativo durante o equilíbrio em situações com perturbações repetidas, ou seja, situações em que as perturbações externas eram disparadas de forma repetida. As análises deste estudo foram feitas tentativa por tentativa, a fim de observar os efeitos da adaptação. Os participantes deste estudo foram submetidos à 10 perturbações, temporalmente imprevisíveis (entre 5 e 20 s após o participante confirmar estar pronto), enquanto permaneciam em pé sobre a perna dominante em cima de uma plataforma (i.e., um pé só). As perturbações de 2,2 cm foram liberadas lateralmente (induzindo movimento médio-lateral dos participantes). Os resultados deste estudo mostraram que o potencial N1 teve sua amplitude significativamente reduzida entre a primeira e segunda tentativa, indicando uma adaptação inicial. Ainda, o potencial N1 apresentou menor amplitude entre a segunda e a última tentativa, indicando uma tendência a uma

adaptação a longo prazo. Os autores observaram também uma redução de co-contração muscular (gastrocnêmio lateral e perônio longo) e menor tempo com os dois pés no solo, para recuperar a estabilidade. Dessa forma, este estudo evidenciou que houve adaptação nas respostas posturais e modulação na atividade cortical ao longo da exposição à perturbação.

Por meio dessas descobertas de que o processo de adaptação está, de alguma forma, presente nas respostas corticais associadas ao controle postural em situações nas quais os indivíduos são expostos ao mesmo tipo de perturbações repetidas, resultando por exemplo em menor ativação muscular (HORAK; DIENER; NASHNER, 1989) e diminuição da amplitude do potencial N1 (MIERAU et al., 2015), e que estas respostas podem estar associadas ao contexto da tarefa e tipo de perturbação (MOCHIZUKI et al., 2009; ADKIN et al., 2006), surgem algumas questões em torno de como o SNC, em especial, a atividade cortical é modulada diante da exposição a diferentes características (e.g. intensidade) da perturbação e, ainda, como o mesmo se adapta a perturbações, imprevisíveis e previsíveis, no tempo e na direção do movimento. Sendo assim, o presente estudo busca, de maneira geral, investigar como a exposição prolongada e as características da perturbação podem afetar a adaptação da atividade cortical associada ao controle postural reativo. Espera-se que o presente projeto possa auxiliar no avanço do entendimento do papel da atividade cortical nas respostas posturais automáticas e os fatores que influenciam as mudanças neste comportamento.

# 3. OBJETIVOS

## 3.1 Objetivo geral

Investigar a influência da exposição prolongada e das características da perturbação postural sobre a modulação da atividade cortical antes e após a ocorrência da perturbação do equilíbrio corporal.

## 3.2 Objetivos específicos

A) Examinar as características espaciais (amplitude) e temporais (latência) da atividade cortical (potencial N1), antes e após perturbações mecânicas provenientes do movimento de uma

plataforma móvel, com diferentes intensidades e condições de previsibilidade;

B) Examinar a adaptação da atividade cortical, antes e após a exposição repetitiva às condições da perturbação postural com diferentes intensidades e condições de previsibilidade, comparando a amplitude, latência e relação linear entre as tentativas iniciais e finais;

### 3.3 Hipóteses

- Espera-se haver maior negatividade do sinal cortical pré-perturbação durante a condição de perturbação de alta intensidade e previsível temporalmente quando comparada às condições de baixa e alta intensidade, imprevisíveis no tempo e direção de movimento; o pico de amplitude do potencial N1, pós-perturbação, será menor na condição de baixa intensidade comparada às condições de alta intensidade da perturbação, independente da previsibilidade da mesma; não haverá diferenças na latência do potencial N1 entre as condições;

- Espera-se que, com a exposição prolongada às características das perturbações, o potencial negativo de atividade cortical pré-perturbação diminua ao longo das tentativas, na condição de baixa intensidade em comparação com as condições de alta intensidade da perturbação; esta diminuição do potencial negativo ocorrerá logo após as cinco tentativas iniciais comparado às cinco tentativas finais; e será maior durante a condição de alta intensidade, imprevisível no tempo e na direção da perturbação comparada à condição de alta intensidade com previsibilidade temporal e baixa intensidade de perturbação.

- Espera-se que, com a exposição prolongada às características das perturbações, o pico de amplitude do potencial N1 pós-perturbação, nas cinco tentativas finais, seja menor na condição de baixa intensidade comparado às condições de alta intensidade; e maior na condição de alta intensidade, imprevisível no tempo e direção em comparação às outras condições; não haverá diferenças na latência do potencial N1 entre as condições.

# 4. METODOLOGIA

## 4.1 Participantes

Este estudo foi desenvolvido a partir de um banco de dados do Laboratório de Informação, Visão e Ação (LIVIA) coletados em parceria com a *University of Waterloo*, Ontário (CA). Participaram do estudo, 12 adultos jovens, com idades entre 18 e 33 anos, de ambos os sexos (média: 23,8 ± 4,7 anos, nove mulheres) e estudantes universitários da *University of Waterloo-ON*, Canadá. Como critérios de inclusão, para participar do estudo, os indivíduos não poderiam apresentar histórico de qualquer comprometimento músculo-esquelético ou alterações no equilíbrio decorrentes de distúrbios vestibulares e visuais e de doenças neurodegenerativas, que comprometessem uma resposta rápida aos procedimentos de perturbação do estudo. Para que pudessem participar do estudo, os indivíduos, depois de instruídos sobre os objetivos do estudo, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade local (*Ethics Board of University of Waterloo-ON*).

## 4.2 Equipamentos

Os equipamentos utilizados na coleta foram:

- *Eletroencefalograma (EEG):* modelo Compumedics Neuroscan, Charlotte, NC, aparelho utilizado para registrar a atividade cortical dos participantes, com frequência de amostragem de 1000 Hz e impedância menor que 5 kOhms. O participante foi colocado na posição sentada e uma touca contendo 32 eletrodos foi posicionada na cabeça do mesmo, seguindo o padrão internacional de posicionamento de eletrodos (padrão 10-20). Os dados deste equipamento foram armazenados de forma *offline* para posteriores análises.

- *Plataforma móvel* - utilizada para induzir a perturbação ao equilíbrio dos participantes, comandada por um sistema motorizado, controlado por programas específicos que possibilitam movimentos da superfície de suporte em diferentes parâmetros de aceleração, velocidade e amplitude. No presente estudo, as translações foram realizadas em todas as direções (para frente, para trás, para direita e para a esquerda), em duas condições: a) Alta intensidade da perturbação – pico de aceleração de, aproximadamente, 2 m/s$^2$, com 0,5 m/s de

velocidade e 0,1 metro de deslocamento; e b) Baixa intensidade da perturbação – pico de aceleração de, aproximadamente, 1 m/s$^2$, com 0,25 m/s de velocidade e 0,1 metro de deslocamento.

Todos os equipamentos foram sincronizados por programa computacional escrito na linguagem Labview (NI).

### 4.3 Procedimentos

Após a assinatura do TCLE, os participantes preencheram um questionário para coleta de informações referentes à: idade, sexo, histórico de problemas articulares, condições neurológicas, frequência semanal de atividade física e tipo de exercício praticado, membro dominante e histórico de quedas e suas causas.

Após fornecidas estas informações, os participantes foram instruídos a permanecerem descalços e em pé, o mais estável possível, sobre duas plataformas de força (AMTI) que estavam acopladas a uma plataforma móvel, utilizando um aparelho de eletroencefalograma (EEG) posicionado na cabeça. O posicionamento dos pés foi medido ao longo do eixo dos pés, a fim de que os tornozelos permanecessem com uma distância de 17 cm um do outro e com rotação externa dos pés de 14 graus (MAKI, McILROY 1997). A tarefa experimental consistiu na manutenção da posição em pé por 5 segundos, seguido pelo fornecimento de um sinal sonoro (momento de preparação M1), alertando o participante que haveria o movimento da superfície de suporte (i.e., plataforma móvel) para qualquer direção (para frente, para trás, para a direita e para a esquerda). Foi solicitado aos participantes que, após o sinal sonoro, não tentassem adivinhar ou antecipar as respostas posturais para qualquer direção de movimento, mas sim para recuperar o equilíbrio após a perturbação da maneira que fosse necessária (i.e., com ou sem dar a passada). Ainda, para evitar qualquer tipo de antecipação aos eventos do estudo, inclusive ao sinal sonoro que foi disparado 5 s após o início da aquisição de dados, os participantes não foram informados em que momento a tentativa foi iniciada após se posicionarem ou reposicionarem sobre a plataforma de força em cada tentativa.

Os parâmetros de amplitude da plataforma móvel foram utilizados para garantir que na condição de baixa intensidade de perturbação, os participantes permanecessem com os pés parados no lugar (*feet-in-place*) e apenas oscilassem o corpo; e na condição de alta intensidade de perturbação, eles fossem obrigados a dar um passo (*support-change*) para recuperar o equilíbrio. Estas condições tiveram o intuito de induzir diferentes desafios ao controle da postura em pé. A Figura 1 apresenta uma foto ilustrativa de uma participante na situação experimental, com todos os equipamentos e sensores posicionados.

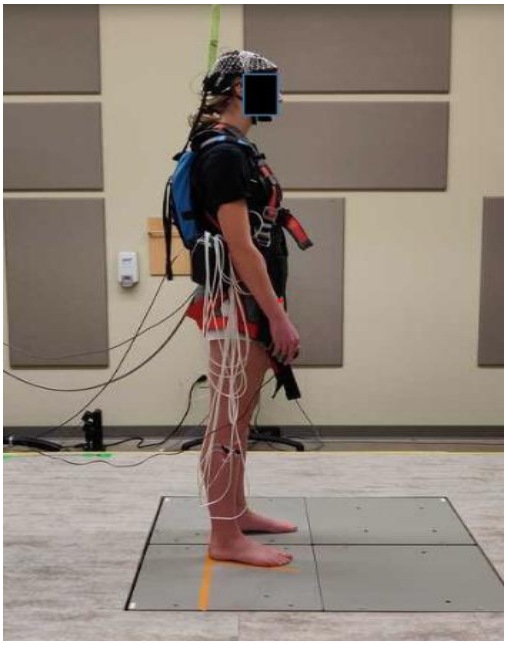


**Figura 1.** Foto ilustrativa da situação experimental do estudo.

O experimento consistiu em 96 tentativas divididas em seis blocos (dois blocos por condição), com 16 tentativas em cada bloco, em que cada tentativa tinha duração aproximadamente, de 15 segundos. Nos dois primeiros blocos, foram realizadas 32 tentativas de baixa intensidade de movimento da plataforma móvel, randomizadas e contrabalanceadas na direção de movimento e tempo de liberação da perturbação (entre 1 e 5 segundos após o sinal sonoro), sendo considerada uma perturbação imprevisível em tempo e direção. No início do bloco, os participantes foram informados de que a intensidade da perturbação seria baixa e que eles deveriam recuperar o equilíbrio da forma como fosse necessário. Condição de Baixa Intensidade (*Low*).

No terceiro e quarto blocos, mais 32 tentativas foram realizadas em alta intensidade da perturbação, randomizadas e contrabalanceadas na direção de movimento e tempo de liberação da perturbação, sendo considerada uma perturbação imprevisível em tempo e direção. No início de cada bloco, os participantes foram informados de que a intensidade da perturbação seria alta e que eles deveriam recuperar o equilíbrio da forma como fosse necessário. Condição de Alta Intensidade (*High*).

E por fim, nos últimos dois blocos, as 32 tentativas foram realizadas em alta intensidade, randomizadas e contrabalanceadas na direção. Contudo, nestes últimos blocos, esta perturbação foi temporalmente previsível, na qual era disparado o movimento da plataforma sempre um segundo após o sinal sonoro. Este procedimento teve o intuito de induzir a identificação do *timing* constante de liberação da perturbação entre as tentativas. Porém, esta informação não foi fornecida de forma explícita para o participante. No início destes últimos blocos, os participantes foram informados de que a intensidade da perturbação seria similar ao bloco anterior e que eles deveriam recuperar o equilíbrio da forma como fosse necessário. Condição de Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).*

O intuito dos quatro primeiros blocos foi fornecer uma perturbação imprevisível com maior (alta intensidade) e menor (baixa intensidade) desafios ao controle da postura, ao induzir diferentes reações e estratégias para recuperar o equilíbrio. Já nos dois últimos blocos, o objetivo foi fornecer uma informação implícita e adicional ao SNC, para verificar como esta característica influencia a atividade cortical para a preparação de eventos previsíveis no tempo (*timing* constante). Neste estudo, as diferentes direções de perturbação (frente, atrás, lado direito, lado esquerdo) foram utilizadas para aumentar o nível de imprevisibilidade das tentativas ao longo do experimento e evitar antecipação de estratégias ao evento de perturbação.

## 5. TRATAMENTO DOS DADOS

Para analisar os dados referentes à atividade cortical obtidos a partir dos dados registrados pelo EEG, foi utilizado o programa EEGLAB (Delorme and Makeig, 2004). Cada bloco de dados foi filtrado (filtro FIR de fase linear, ordem 66000) entre 0,05 – 50 Hz e selecionado em eventos, ao redor da perturbação.

Os eventos de interesse do presente estudo foram definidos como: Momento inicial (M0) – 2s antes do sinal sonoro; Momento de preparação (M1) – 1 s após o sinal sonoro, que representa a fase de resposta ao estímulo auditivo e preparação do sistema neural para responder à perturbação eminente; Momento baseline (M2) – 500 ms antes da perturbação, representando a linha de base (i. e., *baseline*) da atividade cortical que precede a perturbação; e Momento de perturbação (M3) – até 400 ms após a perturbação, sendo este o período de ocorrência de mudanças na amplitude do potencial cortical decorrentes da perturbação da base de suporte. A Figura 2 mostra um painel ilustrativo da sequência de eventos do experimento.

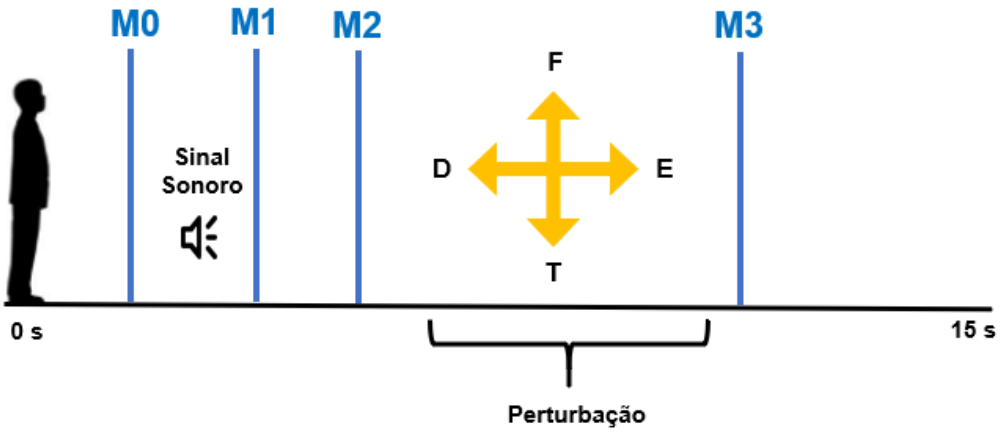



**Figura 2.** Painel ilustrativo com indicação dos eventos e momentos experimentais do estudo**.**

Os dados foram inspecionados visualmente e individualmente, para que possíveis ruídos fossem identificados (e.g piscadas e movimentos dos olhos, atividade elétrica dos músculos da face, pescoço e batimentos cardíacos). Estes sinais foram retirados dos dados por uma análise de componentes independentes (*Independent component analysis-ICA).* Após esta inspeção visual, os dados foram normalizados pela *baseline* obtida em um intervalo de 500 ms a partir do início da coleta, antes do sinal sonoro.

Neste estudo, para fins de comparação, o canal Cz foi utilizado para a identificação das características da atividade cortical. A análise dos potenciais corticais a partir deste canal, vem sendo extensivamente utilizados nos estudos anteriores (STAINES; McILROY; BROOKE, 2001; VARGHESE et al., 2015). Foi

computada a amplitude média do sinal cortical, para cada participante, em cada condição, nos momentos M1, M2 e M3, e a latência dos picos de negatividade no momento de preparação (M1) e no momento de perturbação (M3), representado pelo potencial negativo (N1). No momento M1, foi obtido o potencial de maior negatividade após o potencial N1 referente ao sinal sonoro. No momento M3, o potencial N1 foi considerado o primeiro pico de negatividade após a ocorrência da perturbação. As latências do M1 e M3 foram calculadas a partir da ocorrência do sinal sonoro e do início da perturbação, respectivamente, até o valor máximo deste potencial alvo.

Em adição, a fim de analisar o efeito da exposição prolongada às condições de perturbação sobre as características espaciais e temporais da atividade cortical (amplitude e latência do potencial N1), para o momento M3 foi obtida a média das cinco tentativas iniciais e a média das cinco tentativas finais para cada condição de perturbação e para cada participante. Já para os momentos M1 e M2, a média foi composta por valores de coeficiente de regressão obtidos a partir das cinco tentativas iniciais e das cinco tentativas finais para cada condição de perturbação e para cada participante, sendo estes valores calculados entre 400 e 900 ms após o sinal sonoro (período de preparação) para o M1 e 500 ms antes da perturbação para o M2.

## 6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Teste de Shapiro-Wilks foram conduzidos para examinar a normalidade dos dados. Quando necessário análises de *post hoc* com correção de Bonferroni e testes não-paramétricos com amostras pareadas foram realizadas para identificar as diferenças e interações entre os fatores. Especificamente, a fim de verificar diferenças nos momentos de preparação da atividade cortical após o sinal sonoro e após a perturbação (M1 e M3) e entre as três condições de perturbação do equilíbrio (Baixa Intensidade, Alta Intensidade e Alta Intensidade com *Timing),* análises de variância (ANOVAs) *two-way* (2 momentos e 3 condições de perturbação) com medidas repetidas para ambos os fatores foram conduzidas. As variáveis dependentes destas análises foram: amplitude e

latência do potencial negativo referente à preparação à perturbação no momento M1; e amplitude e latência do potencial N1 na resposta à perturbação no momento M3. Em adição, para examinar as possíveis diferenças entre as condições de perturbação antes da ocorrência da mesma (M2), foi realizada uma análise de variância (ANOVAs) *one-way* com medidas repetidas*,* tendo como variável dependente, a variabilidade da linha de base (*baseline)* em cada condição de perturbação.

Para examinar os efeitos da adaptação na atividade cortical com a exposição repetitiva (tentativas) às condições de perturbação antes da ocorrência da mesma, foram realizadas ANOVAs com medidas repetidas tendo como fatores as tentativas (iniciais e finais) e as três condições de perturbação da plataforma móvel (Baixa Intensidade, Alta Intensidade e Alta Intensidade com *Timing).* As análises foram separadas para cada momento investigado (M1, M2 e M3). A média dos valores do coeficiente de regressão das 5 tentativas iniciais e das 5 tentativas finais foram as variáveis dependente para as análises nos momentos M1 e M2 (pré-perturbação). A média da amplitude de pico e da latência do potencial N1 foram as variáveis dependentes nas análises no momento M3 (pós-perturbação). Uma diferença significativa entre as tentativas iniciais e finais indicará uma adaptação da atividade cortical devido à exposição à intensidade da perturbação em diferentes momentos analisados (M1, M2 e M3). Todas as análises tiveram nível de significância (α) mantido em 0,05 e foram realizadas por meio do software SPSS 22.0 (IBM SPSS, Inc.).

## 7. RESULTADOS

O presente estudo buscou examinar as características espaciais e temporais da atividade cortical no momento de preparação após o sinal sonoro, antes e após perturbações mecânicas provenientes do movimento de uma plataforma móvel, com diferentes intensidades e condições de previsibilidade. Este estudo também buscou examinar a adaptação da atividade cortical durante a exposição repetitiva às condições da perturbação postural com diferentes intensidades e condições de previsibilidade. Os resultados revelarem que, de maneira geral, a amplitude e latência da atividade cortical foram dependentes do momento analisado, e também da condição de perturbação à qual os participantes foram

submetidos. As condições de perturbação foram denominadas como sendo de Baixa Intensidade da perturbação *(Low),* Alta Intensidade da perturbação (*High*) e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)*.

### 7.1 Amplitude de pico da atividade cortical

As Figuras 3 e 4 apresentam a média (*Grand Average*) da amplitude de pico da atividade cortical de todos os participantes, nos momentos: M1 (após o sinal sonoro – momento de preparação*)* (Figura 3) e M3 (após a perturbação) (Figura 4), nas três condições experimentais de perturbação: Baixa Intensidade (*Low)*, Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)*. Análises de variância (ANOVAS) mostraram efeito principal de perturbação ($F_{2,22}$=31,080, p<0,0001, $\eta^2$ 0,739) e efeito de momento ($F_{1,11}$=20,033, p<0,0001, $\eta^2$ 0,646). Houve, também, interação entre condição de perturbação e momento ($F_{2,22}$=11,470, p<0,0001, $\eta^2$ 0,510). Testes de *post hoc* mostraram que essa diferença entre as condições de perturbação foi dependente do momento analisado sendo que em M1 (momento de preparação após o sinal sonoro), a amplitude do potencial negativo foi menor na condição de Baixa Intensidade da perturbação *(Low)* quando comparada à condição de Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)* (p<0,02). Não houve diferença entre as demais condições (p>0,05).

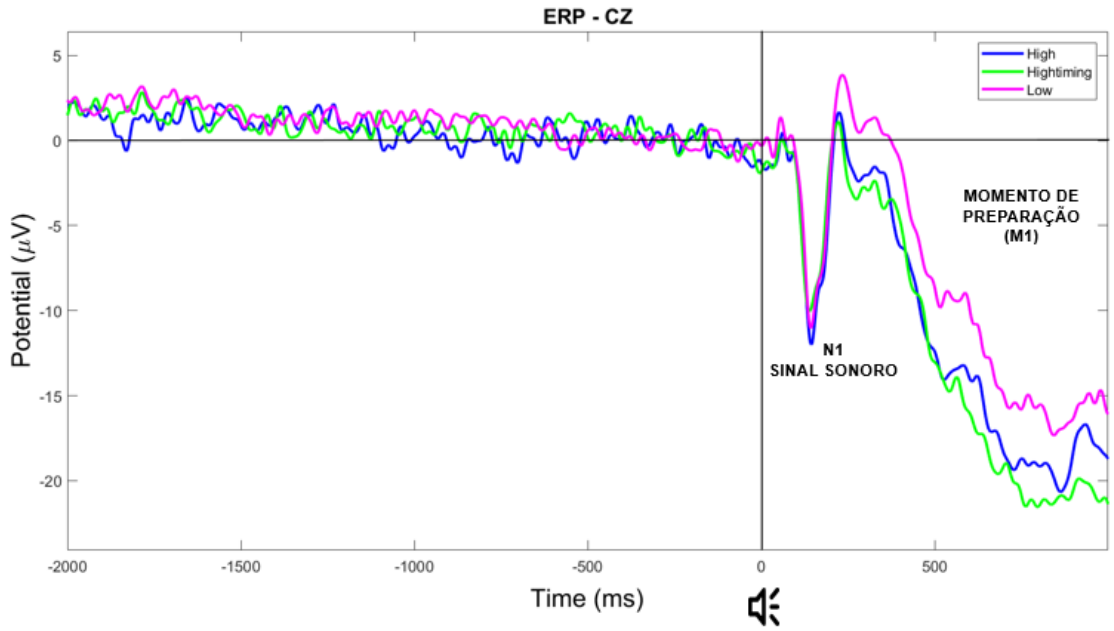


**Figura 3**. Série temporal da média da amplitude de pico do sinal de atividade cortical, no canal Cz, de todos os participantes (*Grand Average),* nas três condições experimentais - *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming). Nota:* A figura mostra a atividade cortical ao redor do sinal sonoro (*event-related potential* - tempo zero), com o pico fisiológico (N1 auditivo) associado ao disparo do sinal sonoro, seguido do aumento da negatividade do sinal cortical associado ao momento de preparação para a perturbação eminente. A linha preta vertical (tempo zero) indica o disparo do sinal sonoro. A linha rosa indica o potencial cortical na condição de baixa intensidade da perturbação (*Low)*; a linha azul indica o potencial cortical na condição de alta intensidade da perturbação (*High)*; e a linha verde indica o potencial cortical na condição de alta intensidade com *timing* (*Hightiming)*.

Já para o momento M3, a amplitude de pico do potencial N1 foi maior na condição de Alta Intensidade de perturbação (*High*) quando comparada às condições de Baixa Intensidade (*Low*) (p<0,0001) e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming*) (p<0,02); e maior na condição de Alta Intensidade com *Timing* comparada à condição de Baixa Intensidade (*Low*) (p<0,005).

Em adição, testes de *post hoc* para a interação entre momento e condições de perturbação da plataforma móvel revelaram que a amplitude de pico do potencial cortical no momento M1 foi menor do que no momento M3 em todas as condições de perturbação: Baixa Intensidade (*Low*) (p<0,03), Alta Intensidade (*High*) (p<0001) e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming*) (p<0,01). A Figura 5 apresenta os resultados médios da amplitude de pico da atividade cortical nos dois momentos (M1 e M3) e nas três condições de perturbação (Baixa Intensidade, Alta Intensidade e Alta Intensidade com *Timing).*

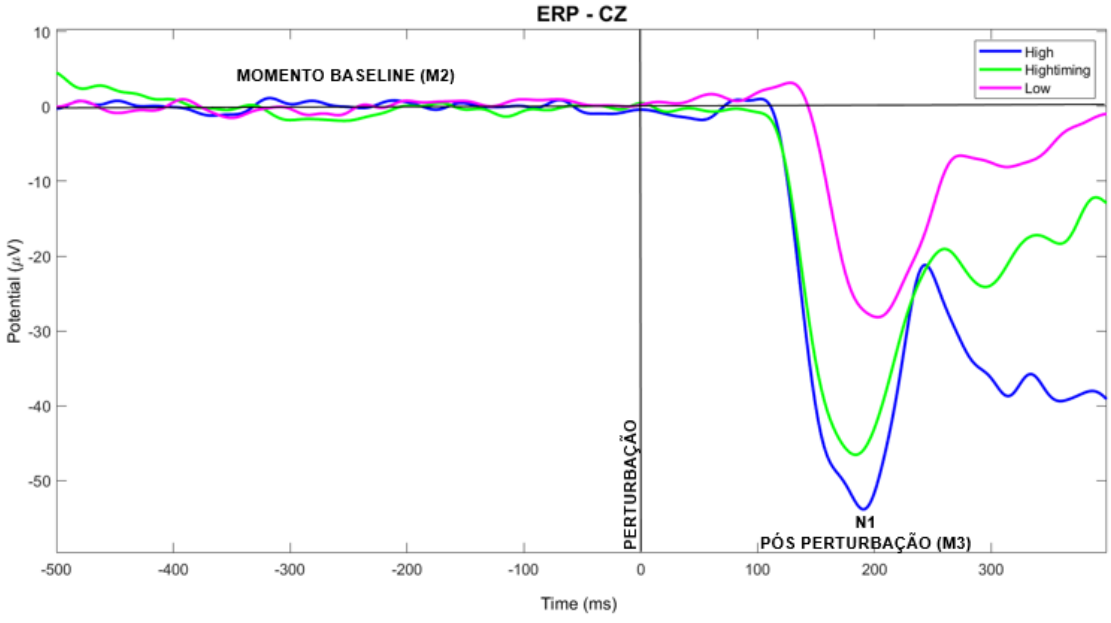


**Figura 4**. Série temporal da média da amplitude de pico do sinal de atividade cortical, no canal Cz, de todos os participantes (*Grand Average),* nas três condições experimentais - *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota*:* A figura mostra a atividade cortical ao redor da perturbação (*event-related potential* - tempo zero), com o pico negativo (N1) em resposta ao movimento da plataforma móvel. A linha preta vertical (tempo zero) indica o início da perturbação. A linha rosa indica o potencial cortical na condição de baixa intensidade da perturbação (*Low)*; a linha azul indica o potencial cortical na condição de alta intensidade da perturbação (*High)*; e a linha verde indica o potencial cortical na condição de alta intensidade com *timing* (*Hightiming)*.

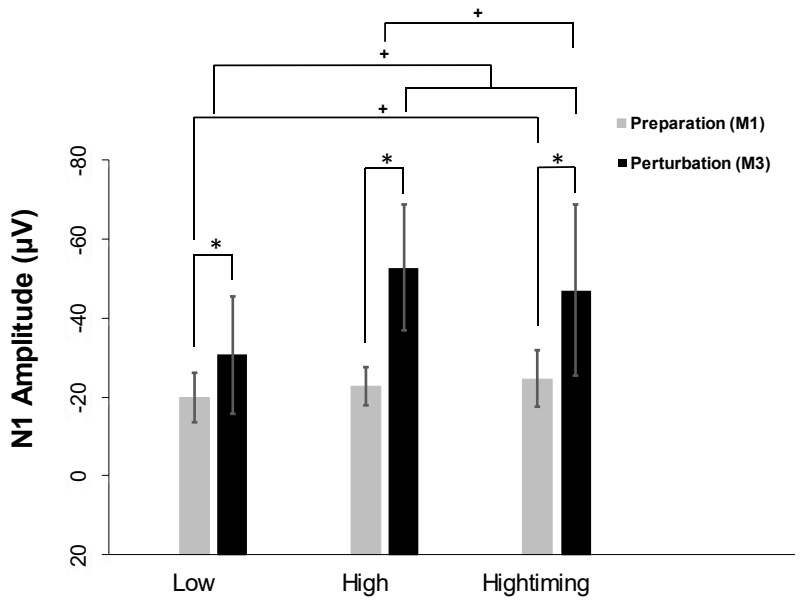



**Figura 5.** Médias e desvios-padrão da amplitude média de pico negativo do sinal cortical de todos os participantes, nos momentos de preparação após o sinal sonoro (M1) (barra cinza) e após a perturbação (M3) (barra preta), nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota: o símbolo * indica efeito principal de momento; o símbolo + indica interação entre momento e condições de perturbação.

### 7.2 Latência média do pico negativo na atividade cortical

A Figura 6 apresenta os resultados referentes à latência média do potencial negativo da atividade cortical, nos dois momentos selecionados: M1 (após o sinal sonoro – momento da preparação*)* e M3 (após a perturbação), nas três condições experimentais de perturbação: Baixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Análises de variância (ANOVAS) mostraram efeito principal de momento para a latência média, nas condições de perturbação ($F_{1,11}$ =1011,88, p>0,0001 $\eta^2$= 0,989).

Testes *post hoc* revelaram que a latência média foi maior no momento de preparação logo após o sinal sonoro (M1) quando comparada à latência no momento logo após a perturbação (M3) ($p<0,0001$). Não houve efeito principal da condição de perturbação ($F_{2,22}=1,557$, $p>0,05$, $\eta^2= 0,124$) e nem interação entre momento e condição de perturbação ($F_{2,22}=0,220$, $p>0,05$, $\eta^2= 0,02$).

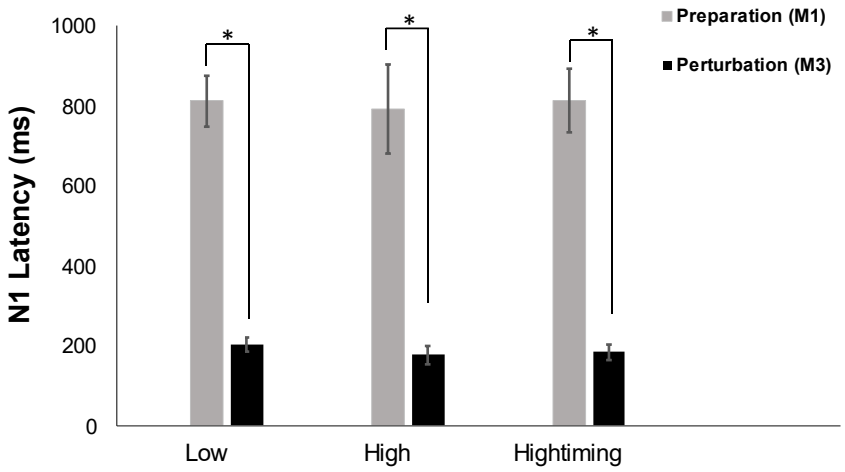



**Figura 6.** Médias e desvios-padrão da latência média do pico negativo do sinal cortical de todos os participantes, nos momentos de preparação após o sinal sonoro (M1) (barra cinza) e após a perturbação (M3) (barra preta), nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota: o símbolo * indica efeito principal de momento.

### 7.3 Variabilidade da linha de base do potencial cortical

Os resultados mostraram que a linha de base do potencial cortical (*baseline*), no momento M2, referente aos 500 ms antes da liberação da perturbação, foi diferente entre as condições de perturbação do estudo ($F_{2,22}= 10,909$, $p<0,001$ $\eta^2=0,498$). Análise univariada indicou maior variabilidade na condição de Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)* quando comparada às condições de Baixa Intensidade (*Low*) ($p<0,003$) e Alta Intensidade (*High*) ($p<0,01$). A Figura 7 mostra os valores médios da variabilidade da linha de base

do potencial cortical nas três condições de perturbação do estudo.

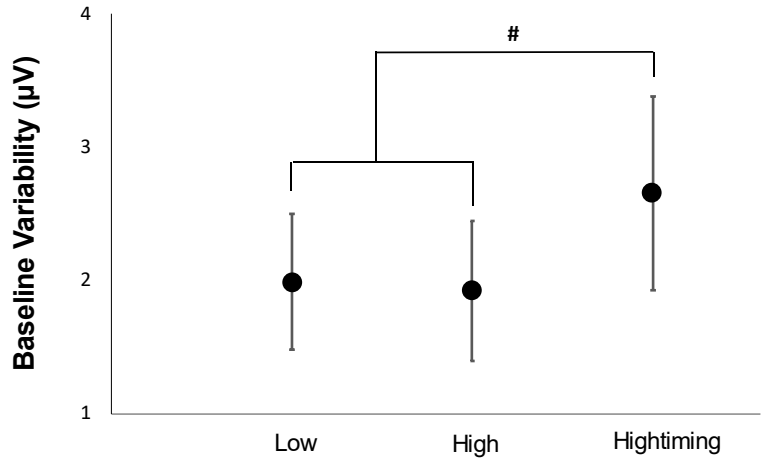



**Figura 7.** Variabilidade média da linha de base do sinal cortical (*baseline*), de todos os participantes, no momento M2, nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* Nota: o símbolo # indica diferenças entre as condições de perturbação.

## 7.4 Distribuição topográfica

A distribuição topográfica da atividade cortical, a partir do canal CZ, nas condições de perturbação e, em cada momento (M1, M2 e M3) para todos os participantes e condições de perturbação, está representada na Figura 8. Pode-se observar pouquíssima atividade na região fronto-central associada às respostas reativas posturais antes do sinal sonoro (início da tentativa). No momento do sinal sonoro (cinco segundos após o início da tentativa), ativação fronto-central já pode ser observada. Esta ativação se intensifica após, aproximadamente, 1000 ms (momento da preparação à perturbação iminente) e 160 ms após a perturbação (resposta reativa), principalmente, na condição de Alta Intensidade (*High*), em ambos os momentos (M1 e M3).

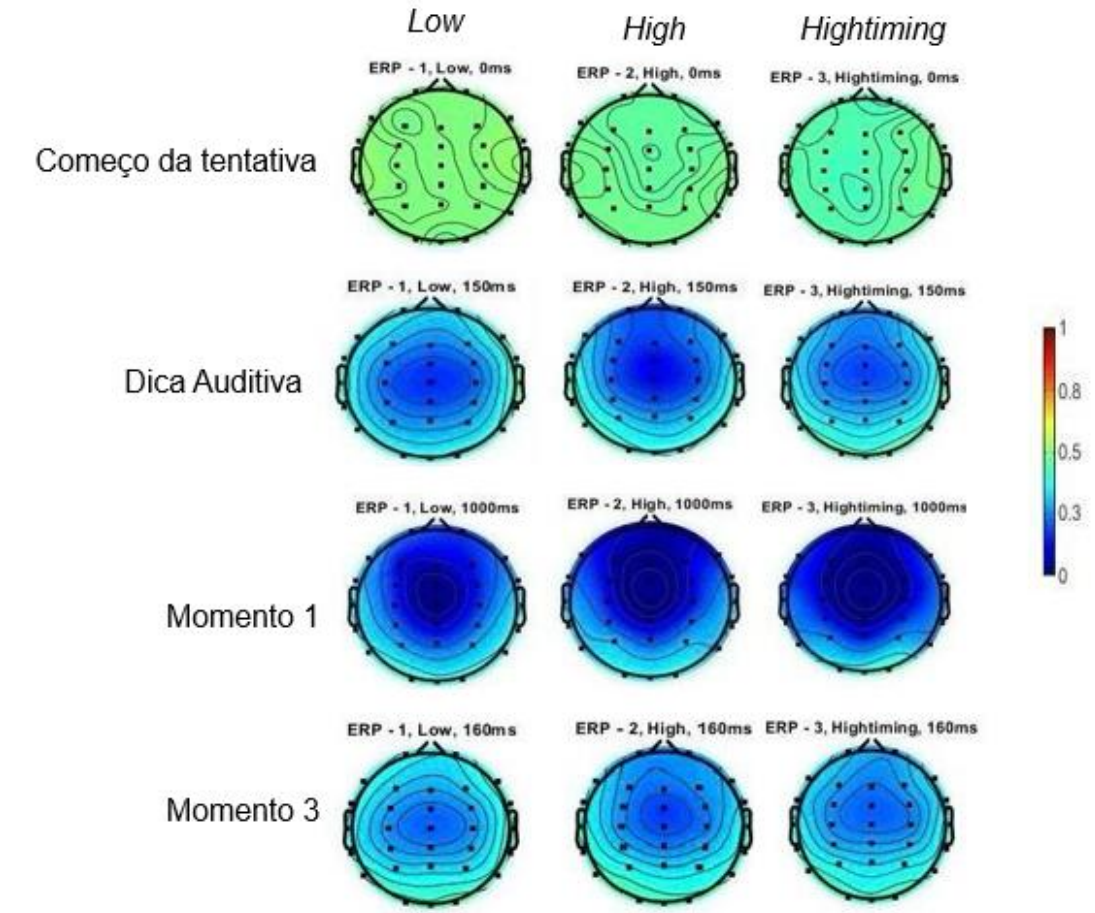
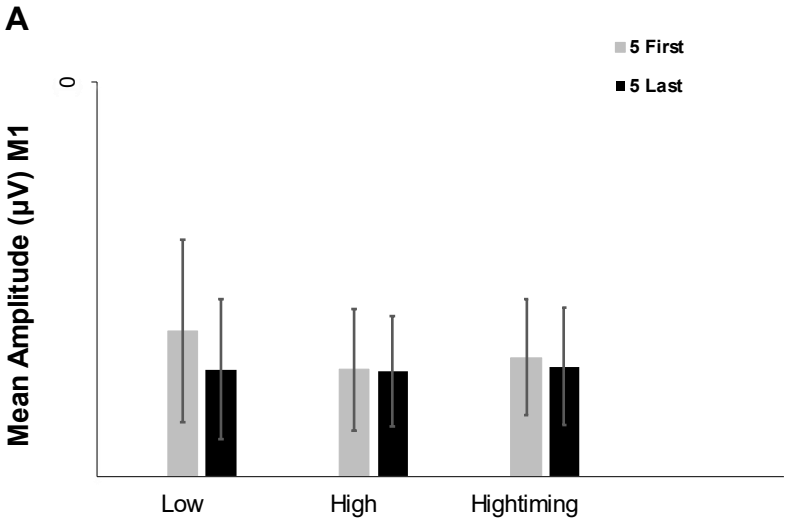
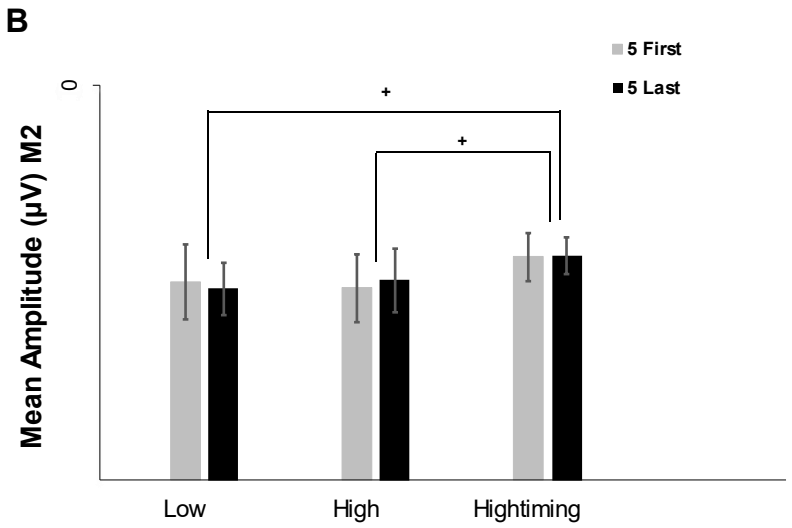



**Figura 8.** Série temporal da distribuição topográfica média global nas condições de *B*aixa Intensidade (*Low*), Alta Intensidade (*High*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).* 0 ms = início da tentativa, 150 ms após o sinal sonoro, 1000 ms (M1) = 1 segundo após o sinal sonoro, 160ms (M3) = após a perturbação.

### 7.5 Comportamento adaptativo após exposição à perturbação

A Figura 9 apresenta os resultados referentes à adaptação da atividade cortical frente à exposição repetitiva às condições de intensidade da perturbação - Baixa Intensidade (*Low)*, Alta Intensidade (*High)* e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming*).


A
5 First
5 Last
0
Mean Amplitude (µV) M1
Low
High
Hightiming


B
5 First
5 Last
0
+
+
Mean Amplitude (µV) M2
Low
High
Hightiming

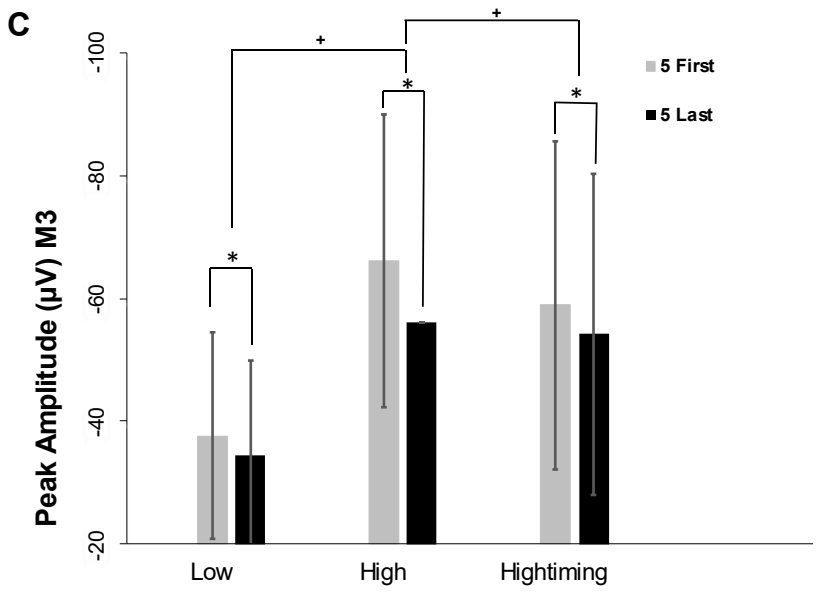



**Figura 9**. Valores médios e desvios-padrão da amplitude do potencial cortical, nas tentativas iniciais e tentativas finais referentes aos momentos M1 (painel A) e M2 (painel B), e amplitude do potencial N1 nas tentativas iniciais e tentativas finais no momento M3 (painel C), nas condições de Baixa Intensidade da perturbação (*Low)*; Alta Intensidade (*High)*; e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)*.

Para o momento de preparação à perturbação (M1), as análises mostraram que não houve efeito de condição de perturbação ($F_{2,22}$= 1,038, p<0,05 $n^2$=0,86). Também, não houve efeito de tentativas, ($F_{1,11}$= 1,338 p<0,05 $n^2$=0,108) ou interação entre as condições e as tentativas ($F_{2,22}$= 0,442 p>0,05 $n^2$=0,039).

Para o momento antes da perturbação (M2), as análises mostraram que houve efeito de condição de perturbação ($F_{2,22}$=6,281 p<0,01 $n^2$=0,363). Análises de *post hoc* revelaram que na condição de Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming),* o pico da amplitude cortical foi mais negativo quando comparado às condições de Baixa Intensidade (*Low)* (p<0,03) e Alta Intensidade (*High)* (p<0,01) da perturbação. Porém, não houve efeito de tentativas ($F_{1,11}$=0,030 p>0,05 $n^2$=0,003) e nem interação entre as condições de perturbação e as tentativas ($F_{2,22}$=0,377 p>0,05 $n^2$=0,033).

Para o momento após a perturbação (M3), as análises mostraram efeito das condições de perturbação ($F_{2,22}$= 10,956 p<0,0001 $n^2$=0,499). Análises de *post hoc* mostraram que a amplitude do potencial cortical N1 foi maior na condição de Alta Intensidade (*High*) do que na condição de Baixa Intensidade (*Low*) (p<0,0001) e na condição de Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)* (p<0,03). Houve também efeito de tentativas. Análises de *post hoc* demonstraram que a

amplitude do potencial N1 foi maior nas tentativas iniciais quando comparado às tentativas finais (p<0,05). Não houve interação entre as condições de perturbação e as tentativas ($F_{2,22}$= 0,679 p>0,05 $n^2$=0,058).

Em relação à latência do potencial N1, as análises mostraram que houve efeito de condição de perturbação ($F_{2,22}$=7,178 p<0,01 $n^2$=0,395). Análises de *post hoc* mostraram que na condição de Baixa Intensidade (*Low),* a latência foi maior do que na condição de Alta Intensidade (*High)* (p<0,02). Não houve efeito de tentativas ($F_{1,11}$=0,249 p>0,05 $n^2$=0,022) e nem interação entre as condições de perturbação e as tentativas ($F_{2,22}$=0,345 P>0,05 $n^2$=0,030). A Tabela 1 apresenta os valores médios e desvios-padrão de latência do potencial N1 nas cinco tentativas iniciais e nas cinco tentativas finais para cada condição de perturbação - Baixa Intensidade (*Low)*, Alta Intensidade (*High)* e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming*)

**Tabela 1.** Valores médios e desvios-padrão de latência do potencial cortical N1, nas cinco tentativas iniciais e nas cinco tentativas finais, nas condições de Baixa Intensidade da perturbação (*Low)*; Alta Intensidade (*High)*; e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)*.

| Condições | Tentativas Iniciais (ms) | Tentativas finais (ms) |
|---|---|---|
| **Low** | 183,21 (±20,96) | 184,01 (±15,53) |
| **High** | 169,68 (±13,76) | 166,19 (±11,24) |
| **Hightiming** | 171,22 (±13,52) | 167,74 (±18,51) |

## 8. DISCUSSÃO

O presente estudo buscou investigar como o córtex cerebral modula sua atividade diante da exposição à diferentes intensidades de perturbação postural e, ainda, como o mesmo se adapta às perturbações mecânicas, imprevisíveis no tempo e na direção. Ainda, este estudo buscou entender a influência da exposição prolongada e das características da perturbação postural sobre a modulação da atividade cortical antes e após a ocorrência da perturbação do equilíbrio corporal.

Resumidamente, os resultados do estudo demonstraram, de maneira geral, que a amplitude do sinal cortical foi diferente entre os momentos (M1, M2 e M3) e entre as condições de perturbação (Baixa Intensidade, Alta Intensidade e Alta Intensidade com *Timing*). Especificamente, a amplitude da atividade

cortical foi menor na condição de Baixa Intensidade (*Low)* quando comparada à condição de Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)* no M1 (fase de preparação) e M3 (após a perturbação); e menor do que a condição de Alta Intensidade (*High)* no M3, indicando que a informação temporal sobre o momento da perturbação (i.e., liberação da perturbação 1 s após sinal sonoro) foi uma dica importante para alterações nas respostas corticais frente à perturbações de alta intensidade. Além disso, o potencial cortical foi menor em M1 quando comparado ao M3, em todas as condições de perturbação (Baixa Intensidade, Alta Intensidade e Alta Intensidade com *Timing*) indicando maior esforço neural no momento da instabilidade. No entanto, latências mais longas foram observadas na fase de preparação (M1) quando comparadas ao momento de perturbação (M3). Por fim, interessantemente, na condição de Alta Intensidade (*Hightiming)*, houve maior variabilidade na linha de base (M2) em comparação às outras condições, também caracterizando uma fase de preparação para responder à perturbação de alta intensidade com t*iming* conhecido.

Com relação a adaptação do sinal cortical ao longo das tentativas e nas condições de perturbação, os resultados mostraram nenhuma adaptação no momento M1. Já no momento M2, mantiveram-se os resultados que indicaram preparação na condição Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)* (apresentando pico mais negativo) comparado com a condições de Baixa Intensidade (*Low)* e a condição de Alta Intensidade (*High).* Similarmente, no momento M3, confirmou-se que o sinal do potencial cortical foi maior na condição de Alta Intensidade (*High)* do que nas condições de Baixa Intensidade (*Low)* e Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming),* indicando que a imprevisibilidade da perturbação induz maior potencial N1. Apesar disto, todos os participantes apresentaram adaptação do sinal cortical ao longo da exposição às perturbações, demonstrando menor potencial N1 nas tentativas finais em comparação às iniciais, em todas as condições de perturbação. Por fim, não houve adaptação para a latência do potencial N1 quando comparadas as tentativas iniciais e finais. Somente foi observado latência mais longa na condição de Baixa Intensidade (*Low)* do que na condição de Alta Intensidade

(*High).* Abaixo serão discutidos os principais aspectos dos resultados apresentados.

### 8.1 Características espaciais e temporais da atividade cortical

Perturbações ao equilíbrio são capazes de desestabilizar o sistema de controle postural, exigindo diferentes tipos de respostas para manter a postura e evitar quedas, por exemplo. De forma geral, os estudos indicam que a atividade cortical e as respostas posturais são influenciadas pelas características da perturbação ao equilíbrio (ADKIN et al., 2006; MOCHIZUKI et al., 2009). Maiores intensidades de perturbação, ou seja, perturbações que exigem maiores respostas do sistema de controle postural para manutenção do equilíbrio alteram de forma mais significativa a atividade cortical, gerando maior potencial ao redor do evento. No presente estudo, a condição que gerou maior desafio postural por ser imprevisível no tempo e direção de movimento - condição Alta Intensidade *(High*), apresentou atividade cortical mais acentuada em diferentes momentos quando comparada às outras condições de perturbação - Baixa Intensidade (*Low*) e Alta Intensidade com T*iming (Hightiming)*, sendo representada por um N1 de maior amplitude, por exemplo, no momento M3. Esse resultado corrobora com o estudo de Mochizuki e colaboradores (2010), que encontrou picos do potencial N1 de maior amplitude quando a condição de perturbação era mais intensa. Como conclusão, os autores sugeriram que a magnitude da atividade cortical pós-perturbação (N1) foi dimensionada para a intensidade da perturbação.

No estudo de Payne e Ting (2020), à medida que a intensidade da perturbação aumentou, as amplitudes do potencial N1 também aumentaram, assim como no presente estudo. Portanto, maiores amplitudes deste potencial evocado por perturbação ao equilíbrio podem refletir maior envolvimento cortical para a recuperação do equilíbrio, envolvendo diferentes processos cognitivos, como por exemplo, maior percepção de ameaça ao controle da postura, que influencia as respostas posturais subsequentes.

Porém, Solis-Escalante e colaboradores (2020) buscando avaliar a interação entre a intensidade da perturbação e as respostas posturais reativas, observaram diferenças em relação ao efeito da intensidade da perturbação.

Estes autores assumiram que a seleção da resposta postural estaria ligada à um modelo comportamental de probabilidade de dar ou não um passo como resposta de recuperação ao equilíbrio, e que esse comportamento poderia espelhar os processos internos que regulam a postura. Neste estudo, os participantes foram solicitados a recuperar o equilíbrio após translações anteroposteriores da plataforma de suporte móvel em várias intensidades, enquanto tentavam manter ambos os pés no lugar. Os resultados revelaram que, a amplitude de pico e a latência do potencial N1 aumentaram nas perturbações de intensidades alta que não apresentaram a passada como resposta. No entanto, as respostas de amplitude de pico e a latência do potencial N1 foram atenuadas quando as intensidades de perturbação foram suficientemente altas para provocar respostas de passo. Com esse resultado, os autores concluíram que a associação entre respostas corticais iniciais e a intensidade da perturbação diferem de acordo com a resposta comportamental subsequente para restaurar equilíbrio (dar ou não o passo), e que este resultado poderia ter sido mascarado, anteriormente, como um efeito de intensidade da perturbação. Também, contrário ao presente estudo, Solis-Escalante e colaboradores (2020) encontraram que a latência média do potencial cortical N1 após a perturbação foi significativamente menor quando havia o passo na resposta em comparação às situações em que não havia o passo como resposta motora. No presente estudo, não houve diferenças na latência do potencial N1 em nenhuma condição experimental, ou seja, a latência foi a mesma quando havia ou não a passada em resposta à instabilidade postural.

Outro aspecto importantíssimo que influencia as estratégias de controle postural e também a atividade cortical relacionada à instabilidade é a previsibilidade dessa perturbação. Uma novidade do presente estudo foi demonstrar que há um claro momento de preparação do SNC (modulação da atividade cortical) para responder à um desequilíbrio, mas o mesmo só é observado após o indivíduo tomar conhecimento de que esta perturbação irá de fato ocorrer, i.e., após um sinal sonoro. Antes disto, considerando de que não há clara ameaça do equilíbrio corporal, o sistema não precisa monitorar pequenos desequilíbrios corporais a ponto de modular sua atividade cortical. Isto também pode estar associado ao fato de que a instrução dada aos participantes foi de

que eles deveriam manter a posição em pé por algum tempo, e que nenhum evento de perturbação aconteceria até ele ouvir o sinal sonoro.

É importante mencionar que poucos estudos têm examinado como e quando o córtex se prepara para os eventos de instabilidade (Payne et al., 2020; Mochizuki et al., 2010; Mochizuki et al., 2009b). Neste sentido, outro aspecto que merece destaque, é o fato de que o presente estudo mostrou que a atividade cortical parece ser dimensionada para a intensidade da perturbação (aumento da negatividade cortical), lentamente após o sinal sonoro (entre 700 e 800ms), em um período no qual o indivíduo está apenas mantendo sua posição em pé, mas já na espera da perturbação. Houve clara modulação cortical representando comportamento preparatório do SNC, nos momentos M1 e M2, para a condição de Alta Intensidade com T*iming (Hightiming),* mas o mesmo não ocorreu para a perturbação de Alta Intensidade imprevisível em direção e *timing (High)*. Portanto, sugere-se que atividade preparatória para responder aos desequilíbrios corporais intensos só é possível se houver conhecimento implícito ou explícito do tempo de ocorrência da perturbação (*timing)* e de sua intensidade (Payne et al., 2020). Estas informações permitem com que o SNC reduza a magnitude do potencial N1 reduzindo substancialmente os esforços do sistema (Mochizuki et al., 2009b; Mochizuki et al., 2010).

Diversos estudos comprovaram que a previsibilidade é um fator que diminui o nível de ameaça ao controle postural, diminuindo a magnitude da atividade cortical após perturbações (QUANT et al., 2004; ADKIN et al., 2006; JACOBS et al., 2007; MOCHIZUKI et al., 2008). Por exemplo, Adkin e colaboradores (2006) buscaram entender a atividade cortical associada ao equilíbrio reativo provocando perturbações previsíveis ou imprevisíveis do corpo que evocavam correções de equilíbrio. Perturbações imprevisíveis evocaram um grande potencial negativo (N1) que não foi evocado nas situações em que as perturbações previsíveis. Ainda, após várias situações de perturbações previsíveis, o protocolo introduziu uma perturbação imprevisível surpresa, em que o grande potencial negativo foi restabelecido. Portanto, foi evidenciado por este estudo que o contexto de previsibilidade ou não da perturbação modifica a atividade cortical.

Em adição, Mochizuki e colegas (2009b), identificaram que, utilizar uma dica sonora como contagem regressiva para o início da perturbação (*timing* explícito) reduziu o potencial cortical N1, concluindo que a maneira como a informação sobre o momento em que o início da perturbação ocorre também pode ser um importante fator para a diminuir a atividade cortical, manifestando uma maior percepção de controle ao longo da perturbação. Esse resultado pode ser visualizado também no presente estudo em situações com *timing* implícito para ocorrer a perturbação – condição de Alta Intensidade com *Timing (Hightiming).*

Como mencionado, no presente estudo, a previsibilidade não estava presente em nenhuma das condições, pois as perturbações ao equilíbrio foram disparadas de forma aleatória e contrabalanceada (para frente, para trás, lado direito, esquerdo), e os participantes apenas sabiam que a perturbação iria ocorrer em baixa ou alta intensidade. Mesmo diante desta imprevisibilidade, a condição em que as perturbações eram menos intensas - Baixa Intensidade (*Low*) provocaram menor amplitude de N1 quando comparadas às condições de maior intensidade - Alta Intensidade (*High)* e Alta Intensidade com T*iming* (*Hightiming*). Uma novidade que merece ser destacada em relação à previsibilidade, foi que, na condição de Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming),* a perturbação foi disparada exatamente um segundo após o sinal sonoro em todas as tentativas. Este protocolo teve o intuito de induzir uma previsibilidade temporal para que os participantes identificassem um *timing* constante (padrão temporal), sendo que esta informação não foi fornecida de forma explícita para o participante. Foi possível identificar nesta condição, que o SNC foi capaz de identificar este padrão temporal implícito. A identificação neste padrão de perturbação ao controle postural evocou menores amplitudes do potencial N1, mesmo sendo uma perturbação de alta intensidade, sugerindo que houve uma preparação correspondente às características da perturbação e, consequente, desequilíbrio nesse tipo de situação.

De maneira similar, o estudo de Mochizuki e colaboradores (2009b) corroboram os resultados apresentados. A diferença entre os estudos é que o *timing* que induziu a previsibilidade temporal da perturbação foi explícito aos participantes. Primeiramente, a condição em que as perturbações foram

disparadas pelo experimentador com *timing* constante de forma explícita (sinal auditivo de contagem regressiva) apresentou N1 de maior amplitude quando comparado a condição em que as perturbações foram disparadas pelo próprio participante com *timing* constante de forma explícita (sinal auditivo de contagem regressiva), e essa diferença do pico de N1 podem representar uma manifestação da percepção de controle sobre o momento da perturbação, em que o participante é capaz de preparar o seu sistema de controle postural para melhorar a resposta que servirá para manter seu equilíbrio, da mesma forma quando ocorreu na condição de Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)* do presente estudo, que sugere uma preparação para o evento e menor pico de N1.

Além disso, a literatura evidencia, por meio da distribuição topográfica do córtex que a atividade cortical associada ao equilíbrio reativo, observado após perturbações, se concentra nas partes fronto-centrais do córtex (VARGHESE et al., 2017; PETERSON; FERRIS, 2018; SOLIS-ESCALANTE et al., 2019). Corroborando a literatura, foi possível verificar que após o sinal sonoro, precedendo a perturbação ao equilíbrio, o potencial cortical se tornou mais negativo na região fronto-central, indicando modulação da atividade cortical para responder à perturbação subsequente, sendo ainda mais negativo na condição de Alta Intensidade com *Timing* (*Hightiming)*. Além disso, foi possível observar nas áreas fronto-centrais do córtex, o pico negativo N1, que possivelmente representa processos cognitivos e sensório-motores na integração de informações sensoriais associados à mudança de equilíbrio postural repentina (ADKIN et al., 2006 ;BOLTON 2015; VARGHESE et al., 2017; e que modulam as respostas posturais durante a fase tardia (MAKI; McILROY, 2007 BOLTON, 2015); além da detecção entre o estado atual e o estado esperado da estabilidade (JACOBS et al., 2007).

Estas perturbações ao corpo intensificam a geração de informações sensoriais, que são rapidamente integradas nos níveis subcorticais para produção de respostas automáticas, mas que são extremamente coordenadas. Posteriormente, em nível cortical, estas informações determinam a necessidade de um plano motor (e.g. dar um passo) (MAKI; McILROY, 2007; BOLTON, 2015).

Portanto, resumidamente, é possível afirmar que a atividade cortical é modulada e alterada diante da mudança nas características da perturbação, e

também, que ela influencia na estabilidade do indivíduo. Isso pode ser mostrado neste estudo a partir dos resultados discutidos acima, em que a houve maior negatividade do sinal cortical antes da ocorrência da perturbação na condição de Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)*, demostrando que o padrão temporal fez com que o sistema neural se preparasse para responder à perturbação da melhor maneira possível.

Além disso, após a perturbação ao equilíbrio, mesmo estando em alta intensidade, o *timing* constante foi capaz de fornecer informação adicional que alterou a resposta cortical com a diminuição da amplitude do N1, já que induziu o participante, mesmo de forma implícita, a se preparar para esta perturbação, demonstrando o uso de menos recursos corticais, o que poderia ser considerado mais eficiente. O comportamento visualizado logo após o sinal sonoro e a partir da linha de base *(Baseline),* na condição de Alta Intensidade com *Timing (Hightiming),* evidenciou a preparação para a perturbação intensa e uma atividade mais flexível do sistema para desencadear a resposta postural. Esta atividade mais flexível pode indicar que o sistema, de forma geral, adapta suas respostas em reconhecimento intrínseco do *timing* para reagir à perturbação.

Adicionalmente, foi possível verificar que após a perturbação, a negatividade do sinal cortical foi maior que nos momentos antes da perturbação, em todas as condições (Baixa Intensidade, Alta Intensidade e Alta Intensidade com *Timing*), relevando que a atividade cortical correspondente às características da perturbação está presente toda vez que o sistema é perturbado, independentemente de ser uma perturbação de alta ou baixa intensidade, o que indica um funcionamento básico do sistema neural frente ao desequilíbrio/instabilidade do corpo.

### 8.2 Adaptação da atividade cortical

A característica adaptativa do SNC, refletida em mudanças na atividade cortical associada às respostas posturais automáticas, pode estar intimamente ligada ao reconhecimento de como as instabilidades ao equilíbrio ocorrem e a forma como o sistema vai lidar e responder frente a essas perturbações (MIERAU et al., 2015; EDMUNDS et al., 2019). Ao experienciar desequilíbrios leves ou intensos durante várias tentativas, o SNC parece aprender a melhor

maneira de responder aos eventos, utilizando menos recursos cognitivos, atencionais, como também é capaz de diminuir a energia gasta para exibir um comportamento eficiente, que atenda às demandas da tarefa (TJERNSTROM et al., 2002).

Os resultados do presente estudo corroboram estas ideias. Foi observado um menor pico de potencial N1 nas tentativas finais em comparação às iniciais, em todas as condições de perturbação. Isto significa que a exposição às características das perturbações permitiu uma adaptação neural, i.e., um melhor ajuste para responder aos desequilíbrios provocados pelas perturbações. Ainda, foi observado um maior pico do potencial N1 na condição de Alta Intensidade (*High*), comparado às condições de Baixa Intensidade (*Low*) e Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)* nas tentativas finais. Pode ser que maior adaptação seja possível quando as características da perturbação não apresentam grandes ameaças ao equilíbrio, seja por ter menor intensidade, seja pelo fato do participante reconhecer (intrinsicamente) o momento em que o evento irá ocorrer. No mais, foram observados os mesmos resultados obtidos quando as médias foram computadas, sem qualquer alteração ao longo das tentativas.

O estudo de Mierau e colaboradores (2015) adiciona importantes resultados sobre a adaptação da atividade cortical nas situações de perturbações ao equilíbrio, ao longo de várias tentativas. Estes autores tiveram o objetivo de identificar características corticais associadas com comportamento adaptativo durante uma série de perturbações imprevisíveis e previsíveis repetitivas. Os resultados deste estudo também identificaram mudanças na atividade cortical após as perturbações repetitivas ao equilíbrio (previsíveis). Essa mudança de atividade cortical foi vista a partir da redução da amplitude do potencial N1 já na primeira para a segunda tentativa, além de uma tendência de redução ao longo das tentativas. Esses autores sugeriram, a partir deste resultado, que a diminuição do potencial indica redução na discrepância entre o estado atual e o estado esperado do sistema neural em situações previsíveis.

O presente estudo corrobora os resultados destes estudos e avança neste corpo de conhecimento ao demonstrar que há adaptação cortical após a exposição a perturbações, não somente previsíveis, mas também imprevisíveis, independentemente de sua intensidade. Além disto, foi possível observar que a

informação do *timing* também contribuiu para melhor adaptação do sistema, i.e., a partir da redução da amplitude do potencial N1. Sendo assim, somente a identificação de discrepâncias entre o estado atual e o estado esperado do sistema neural não seria suficiente para gerar a modulação da atividade cortical com a exposição aos estímulos nas condições do presente estudo. Neste caso, associação entre os processos cognitivos, possivelmente relacionados à dica implícita, e processos adaptativos envolvidos no processamento sensório-motor, poderiam contribuir para explicar estas mudanças.

O presente estudo possui algumas limitações. Com relação à atividade cortical preparatória, considerando que os participantes sabiam que teriam seu equilíbrio perturbado pelos movimentos da superfície de suporte, ajustes posturais antecipatórios e consequente modulação cortical poderiam ter sido desencadeados bem antes dos intervalos analisados no presente estudo. Intervalos mais longos de manutenção da postura em pé poderiam revelar outros comportamentos e variações na atividade cortical importantes para o entendimento deste fenômeno. Apesar disto, o presente estudo demonstrou vários comportamentos preparatórios da atividade cortical após o sinal sonoro a fim de responder às demandas das perturbações. Ainda com relação a modulação da atividade cortical antes da perturbação, não foi possível analisar se a modulação da atividade cortical observada logo após o sinal sonoro (pico de negatividade) se manteve ou sofreu outras mudanças até o momento da perturbação, já que foi analisado apenas o intervalo de 1 segundo, para manter a consistência e comparação entre as condições. Esta limitação não comprometeu a identificação de que há mudanças na atividade cortical após o conhecimento de que uma perturbação irá ocorrer e que elas são dependentes das características da perturbação. Estudos futuros irão abordar estes aspectos, minimizando estas limitações.

## 9. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo concluem que, de maneira geral, a amplitude e latência da atividade cortical, representada por mudanças no seu potencial negativo, foi dependente do momento analisado, e também, da condição de perturbação à qual os participantes foram submetidos. Perturbações ao equilíbrio que desestabilizam o sistema de controle postural exigem diferentes

tipos de respostas para manutenção da postura, sendo que maiores intensidades de perturbação necessitam de respostas corticais mais robustas, representada por maiores picos do potencial N1. Conhecimento do tempo de ocorrência de uma perturbação modula atividade cortical mesmo com intensidade semelhante (i.e., alta intensidade). Foi observado um comportamento preparatório (antecipatório) da atividade cortical logo após o sinal sonoro e antes da perturbação na condição Alta Intensidade com *Timing (Hightiming)*, contribuindo com redução da amplitude do potencial N1 após a perturbação quando comparada com a condição Alta Intensidade imprevisível (*High*). Por fim, o presente estudo indicou que exposição prolongada às perturbações ao longo das tentativas levou à uma diminuição na amplitude dos potenciais de atividade cortical em todas as condições, devido à adaptação do SNC às características de cada perturbação, o que resulta em menor esforço neural e atividade neural mais eficientes às demandas apresentadas.

**FINANCIAMENTO**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES).

## 10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADKIN, A. L.; CAMPBELL, A. D.; CHUA, R.; CARPENTER, M. G. The influence of postural threat on the cortical response to unpredictable and predictable postural perturbations. **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 435, n. 2, p. 120–125, 2008. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2008.02.018>

ADKIN, A. L.; FRANK, J. S.; CARPENTER, M. G.; PEYSAR, G. W. Fear of falling modifies anticipatory postural control. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 143, n. 2, p. 160–170, 2002. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1007/s00221-001-0974-8

ADKIN, A. L.; QUANT, S.; MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Cortical responses associated with predictable and unpredictable compensatory balance reactions. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 172, n. 1, p. 85–93, 2006. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-0310-9

ALBERTSEN, I. M.; GHÉDIRA, M.; GRACIES, J.-M.; HUTIN, É. Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, [s. l.], v. 33, p. 27–33, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.01.005>

ARUIN, A. S. Enhancing anticipatory postural adjustments: A novel approach to balance rehabilitation. **Journal of novel physiotherapies**, [s. l.], v. 6, n. 2, 2016. Disponível em: http://dx.doi.org/10.4172/2165-7025.1000e144

ARUIN, A. S.; FORREST, W. R.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electromyography and Motor Control**, [s. l.], v. 109, n. 4, p. 350–359, 1998. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/s0924-980x(98)00029-0>

BARD P. Studies on the cerebral cortex I. Localized control of placing and hopping reactions in the cat and their normal management by small cortical remnants. **Arch Neurol Psychiatr**, [s. l.], v. 30, p. 40–74, 1933.

BARELA, J. A. Strategies of control in complex movements: perception-action cycle in postural control. **Revista Paulista de Educação Física**, [s. l.], n. supl.3, p. 79, 2017. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.11606/issn.2594-5904.rpef.2000.139616>

BARELA, J. A.; GODOI, D.; FREITAS, P. B., Júnior; POLASTRI, P. F. Visual information and body sway coupling in infants during sitting acquisition. **Infant behavior & development**, [s. l.], v. 23, n. 3–4, p. 285–297, 2000. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/s0163-6383(01)00045-5>

BARELA, J. A.; WEIGELT, M.; POLASTRI, P. F.; GODOI, D.; AGUIAR, S. A.; JEKA, J. J. Explicit and implicit knowledge of environment states induce adaptation in postural control. **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 566, p. 6–10, 2014. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2014.02.029

BERETTA, V. S.; SANTOS, P. C. R.; JAIMES, D. A. R.; PESTANA, M. B.; JIMENEZ, A. M. F.; SCARABOTTOLO, C. C.; GOBBI, L. T. B. Postural adjustments of active youths in perturbation and dual-task conditions. **Revista brasileira de medicina do esporte**, [*s. l.*], vol. 25, no. 5, p. 428–432, 2019. Available at: http://dx.doi.org/10.1590/1517-869220192505189240.

BOLTON, D. A. E. The role of the cerebral cortex in postural responses to externally induced perturbations. **Neuroscience and biobehavioral reviews**, [s. l.], v. 57, p. 142–155, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.08.014>

BOLTON, D. A. E.; MANSOUR, M. A modified lean and release technique to emphasize response inhibition and action selection in reactive balance. **Journal of visualized experiments: JoVE**, [s. l.], n. 157, 2020. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.3791/60688>

BREGMAN, A. S. **Auditory scene analysis: The perceptual organization of sound**. Cambridge, MA: Bradford Books, 1994.

BROOKS, C. M. Studies on the cerebral cortex II. Localized representa- tion of hopping and placing reactions in the rat. **Arch Neurol Psychiatry**, [s. l.], v. 30, p. 162–171, 1933.

BURLEIGH, A. L.; HORAK, F. B.; MALOUIN, F. Modification of postural responses and step initiation: evidence for goal-directed postural interactions. **Journal of neurophysiology**, [s. l.], v. 72, n. 6, p. 2892–2902, 1994. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1152/jn.1994.72.6.2892>

BURLEIGH, A.; HORAK, F. Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. **Journal of neurophysiology**, [s. l.], v. 75, n. 4, p. 1619–1628, 1996. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1152/jn.1996.75.4.1619>

CHAN, C. W.; JONES, G. M.; KEARNEY, R. E.; WATT, D. G. The “late” electromyographic response to limb displacement in man. I. Evidence for supraspinal contribution. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, [s. l.], v. 46, n. 2, p. 173–181, 1979.

CRIVELLI, B. D Crivelli, M Balconi Event-related electromagnetic responses Ref Modul Neurosci Biobehav Psychol. **Ref Modul Neurosci Biobehav Psychol**, [s. l.], p. 1–27, 2017.

DIETZ, V.; QUINTERN, J.; BERGER, W. Cerebral evoked potentials associated with the compensatory reactions following stance and gait perturbation. **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 50, n. 1–3, p. 181–186, 1984. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/0304-3940(84)90483-x>

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))**, [s. l.], v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**.14, 183–192, 2010.

DUCKROW, R. B.; ABU-HASABALLAH, K.; WHIPPLE, R.; WOLFSON, L. Stance perturbation-evoked potentials in old people with poor gait and balance. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 110, n. 12, p. 2026–2032, 1999. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1016/s1388-2457(99)00195-9

EDMUNDS, K. J.; PETERSEN, H.; HASSAN, M.; YASSINE, S.; OLIVIERI, A.; BAROLLO, F.; FRIÐRIKSDÓTTIR, R.; EDMUNDS, P.; GÍSLASON, M. K.; FRATINI, A.; GARGIULO, P. Cortical recruitment and functional dynamics in postural control adaptation and habituation during vibratory proprioceptive stimulation. **Journal of neural engineering**, [s. l.], v. 16, n. 2, p. 026037, 2019. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1088/1741-2552/ab0678

FORSSBERG, H.; NASHNER, L. M. Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. **The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience**, [s. l.], v. 2, n. 5, p. 545–552, 1982. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1523/jneurosci.02-05-00545.1982

FREITAS JÚNIOR, P.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciencias do Desporto/Portuguese Journal of Sport Sciences**, [s. l.], v. 2006, n. 1, p. 94–105, 2006. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.5628/rpcd.06.01.94>

GREENE, P. H. Problems of organization of motor systems. In: **Progress in Theoretical Biology**. [s.l.]: Elsevier, 1972. p. 303–338.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and ageing**, [s. l.], v. 35 Suppl 2, n. suppl_2, p. ii7–ii11, 2006. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1093/ageing/afl077>

HORAK, F. B.; DIENER, H. C.; NASHNER, L. M. Influence of central set on human postural responses. **Journal of neurophysiology**, [s. l.], v. 62, n. 4, p. 841–853, 1989. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1152/jn.1989.62.4.841

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. Postural orientation and equilibrium. In: L.B. ROWELL, J. T. S. (Ed.). . New York: Oxford University: Handbook of physiology, 1996. p. 255–296.

HU, M. H.; WOOLLACOTT, M. H. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. **Journal of gerontology**, [s. l.], v. 49, n. 2, p. M52-61, 1994. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1093/geronj/49.2.m52>

HÜLSDÜNKER, T.; MIERAU, A.; NEEB, C.; KLEINÖDER, H.; STRÜDER, H. K. Cortical processes associated with continuous balance control as revealed by EEG spectral power. **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 592, p. 1–5, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2015.02.049>

JACOBS, J. V.; FUJIWARA, K.; TOMITA, H.; FURUNE, N.; KUNITA, K.; HORAK, F. B. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 119, n. 6, p. 1431–1442, 2008. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2008.02.015>

JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Cortical control of postural responses. **Journal of neural transmission (Vienna, Austria)**, [s. l.], v. 114, n. 10, p. 1339–1348, 2007. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00702-007-0657-0>

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M.; SIEGELBAUM, S. A.; HUDSPETH, A. J. **Principles of neural science, fifth edition**. 5. ed. [s.l.] : McGraw-Hill Education/Medical, 2012.

KLEINER, A. F. R.; SCHLITTLER, D. X. C.; SANCHEZ-ARIAS, M. D. R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatossensorial e auditivo para o controle postural. **Revista Neurociências**, v. 19, n. 2, p. 349–357, 2011.

LAESSOE, U.; VOIGT, M. Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations. **Gait & posture**, [*s. l.*], vol. 28, no. 1, p. 62–68, 2008. Available at: http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.001.

LEDIN, T.; JANSSON, E.; MÖLLER, C.; ÖDKVIST, L. M. Chronic toxic encephalopathy investigated using dynamic posturography. **American journal of otolaryngology**, [s. l.], v. 12, n. 2, p. 96–100, 1991. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/0196-0709(91)90043-f>

LEE, D.; LISHMAN, J. Vision - The most efficient Source of Proprioceptive Information for balance control. **Journal of Human Movement Studies**, [s. l.], p. 83–94, 1975.

MACPHERSON, J. M.; HORAK, F. B.; KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M.; SIEGELBAUM, S. A. Chapter 41: Posture. In: **Principles of Neural Science**. New York, NY: McGraw-Hill, 2013. p. 935–959.

MAGNUS, R. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. **J Physiol**, [s. l.], v. 11, p. 28–121, 1910.

MAKI B, E.; MCILROY, W. E. The role of limb movements in maintaining upright stance: the ‘“change-in-support”’ strategy. **Phys Ther**, [s. l.], v. 77, p. 488–507, 1997.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. **Neurologic clinics**, [s. l.], v. 23, n. 3, p. 751–83, vi– vii, 2005. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ncl.2005.01.002>

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. **Journal of neural transmission (Vienna, Austria)**, [s. l.], v. 114, n. 10, p. 1279–1296, 2007. Disponível em:

MCGAUGH, J. L. Memory--a century of consolidation. **Science (New York, N.Y.)**, [s. l.], v. 287, n. 5451, p. 248–251, 2000. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1126/science.287.5451.248>

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**, [s. l.], v. 9, p. 272, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.3389/fnbeh.2015.00272>

MOCHIZUKI, G.; BOE, S.; MARLIN, A.; MCILROY, W. E. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. **Neuroscience**, [*s. l.*], vol. 170, no. 2, p. 599–609, 2010. Available at: http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2010.07.008.

MOCHIZUKI, G.; SIBLEY, K. M.; CHEUNG, H. J.; CAMILLERI, J. M.; MCILROY, W. E. Generalizability of perturbation-evoked cortical potentials: Independence from sensory, motor and overall postural state. **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 451, n. 1, p. 40–44, 2009. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2008.12.020

MOCHIZUKI, G.; SIBLEY, K. M.; CHEUNG, H. J.; MCILROY, W. E. Cortical activity prior to predictable postural instability: is there a difference between self-initiated and externally-initiated perturbations? **Brain research**, [s. l.], v. 1279, p. 29–36, 2009. b. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.brainres.2009.04.050>

TJERNSTRÖM, F.; FRANSSON, P.-A.; HAFSTRÖM, A.; MAGNUSSON, M. Adaptation of postural control to perturbations--a process that initiates long-term motor memory. **Gait & posture**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 75–82, 2002. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00175-8>

MOCHIZUKI, G.; SIBLEY, K. M.; ESPOSITO, J. G.; CAMILLERI, J. M.; MCILROY, W. E. Cortical responses associated with the preparation and reaction to full-body perturbations to upright stability. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, [s. l.], v. 119, n. 7, p. 1626–1637, 2008. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2008.03.020

MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C.; ZATSIORSKY, V. M.; LATASH, M. L. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. **Journal of applied biomechanics**, [s. l.], v. 22, n. 1, p. 51–60, 2006. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1123/jab.22.1.51>

NASHNER, L. M.; CORDO, P. J. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 43, n. 3–4, p. 395–405, 1981. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/bf00238382>

NORRIE, R. G.; MAKI, B. E.; STAINES, W. R.; MCILROY, W. E. The time course of attention shifts following perturbation of upright stance. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 146, n. 3, p. 315–321, 2002. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-002-1172-z>

PAYNE, A. M.; TING, L. H. Worse balance is associated with larger perturbation-evoked cortical responses in healthy young adults. **Gait & posture**, [s. l.], v. 80, p. 324–330, 2020. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.018>

PETERSON, S. M.; FERRIS, D. P. Group-level cortical and muscular connectivity during perturbations to walking and standing g balance. **NeuroImage**, [*s. l.*], vol. 198, p. 93–103, 2019. Available at: http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.05.038.

POLASTRI, P. F.; BARELA, J. A.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Dynamics of inter-modality re-weighting during human postural control. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 223, n. 1, p. 99–108, 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-012-3244-z>

QUANT, S.; ADKIN, A. L.; STAINES, W. R.; MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. The effect of a concurrent cognitive task on cortical potentials evoked by unpredictable balance perturbations. **BMC neuroscience**, [s. l.], v. 5, p. 18, 2004. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2202-5-18>

QUANT, S.; ADKIN, A. L.; STAINES, W. R.; MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. The effect of a concurrent cognitive task on cortical potentials evoked by unpredictable balance perturbations. **BMC neuroscience**, [s. l.], v. 5, p. 18, 2004. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2202-5-18>

RIECKE, B. E. Consistent left-right reversals for visual path integration in virtual reality: More than a failure to update one's heading? **Presence (Cambridge, Mass.)**, [s. l.], v. 17, n. 2, p. 143–175, 2008. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1162/pres.17.2.143>

SANTOS, M. J.; ARUIN, A. S. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 184, n. 4, p. 547–559, 2008. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-007-1123-9>

SCHMIDT, R. A. **Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1982.

SCHONER, G.; DIJKSTRA, T. M. H.; JEKA, J. J. Action-perception patterns emerge from coupling and adaptation. **Ecological psychology: a publication of the International Society for Ecological Psychology**, [s. l.], v. 10, n. 3, p. 323–346, 1998. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1207/s15326969eco103&4_9>

SHERRINGTON, C. S. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. **The journal of physiology**, [s. l.], v. 40, n. 1–2, p. 28–121, 1910. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1113/jphysiol.1910.sp001362>

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. **The journals of gerontology. Series A,**

**Biological sciences and medical sciences**, [s. l.], v. 55, n. 1, p. M10-6, 2000. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/55.1.m10>

SIBLEY, K. M.; MOCHIZUKI, G.; FRANK, J. S.; MCILROY, W. E. The relationship between physiological arousal and cortical and autonomic responses to postural instability. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 203, n. 3, p. 533–540, 2010. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-010-2257-8>

SOAMES, R. W.; ATHA, J. Three-dimensional ballistocardiographic responses to changes of posture. **Clinical physics and physiological measurement: an official journal of the Hospital Physicists' Association, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik and the European Federation of Organisations for Medical Physics**, [s. l.], v. 3, n. 3, p. 169–177, 1982. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1088/0143-0815/3/3/001>

SOLIS-ESCALANTE, T.; STOKKERMANS, M.; COHEN, M. X.; WEERDESTEYN, V. Cortical responses to whole-body balance perturbations index perturbation magnitude and predict reactive stepping behavior. **The European journal of neuroscience**, [*s. l.*], vol. 54, no. 12, p. 8120–8138, 2021. Available at: http://dx.doi.org/10.1111/ejn.14972.

SOLIS-ESCALANTE, T.; VAN DER CRUIJSEN, J.; DE KAM, D.; VAN KORDELAAR, J.; WEERDESTEYN, V.; SCHOUTEN, A. C. Cortical dynamics during preparation and execution of reactive balance responses with distinct postural demands. **NeuroImage**, [*s. l.*], vol. 188, p. 557–571, 2019. Available at: http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2018.12.045.

SOZZI, S.; NARDONE, A.; SCHIEPPATI, M. Specific posture-stabilising effects of vision and touch are revealed by distinct changes of body oscillation frequencies. **Frontiers in neurology**, [*s. l.*], vol. 12, p. 756984, 2021. Available at: http://dx.doi.org/10.3389/fneur.2021.756984.

STAINES, W. R.; MCILROY, W. E.; BROOKE, J. D. Cortical representation of whole-body movement is modulated by proprioceptive discharge in humans. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 138, n. 2, p. 235–242, 2001. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1007/s002210100691

STOFFREGEN, T. A.; VILLARD, S.; KIM, C.; ITO, K.; BARDY, B. G. Coupling of head and body movement with motion of the audible environment. **Journal of experimental psychology. Human perception and performance**, [s. l.], v. 35, n. 4, p. 1221–1231, 2009. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1037/a0014251

TAUBE, W.; SCHUBERT, M.; GRUBER, M.; BECK, S.; FAIST, M.; GOLLHOFER, A. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)**, [s. l.], v. 101, n. 2, p. 420–429, 2006. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1152/japplphysiol.01447.2005>

VARGHESE, J. P.; BEYER, K. B.; WILLIAMS, L.; MIYASIKE-DASILVA, V.; MCILROY, W. E. Standing still: is there a role for the cortex? **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 590, p. 18–23, 2015. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2015.01.055

VARGHESE, J. P.; MARLIN, A.; BEYER, K. B.; STAINES, W. R.; MOCHIZUKI, G.; MCILROY, W. E. Frequency characteristics of cortical activity associated with perturbations to upright stability. **Neuroscience letters**, [s. l.], v. 578, p. 33–38, 2014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2014.06.017>

VARGHESE, J. P.; STAINES, W. R.; MCILROY, W. E. Activity in functional cortical networks temporally associated with postural instability. **Neuroscience**, [s. l.], v. 401, p. 43–58, 2019. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.01.008>

WALTER W, G.; ALDRIDGE, J., V.; MCCALLUM, W.; WINTER A, L. Contingent negative variation: an electric sign of sensori-motor association and expectancy in man. **Nature**, [s. l.], v. 203, p. 380–384, 1964.

WEERDESTEYN, V.; LAING, A. C.; ROBINOVITCH, S. N. Automated postural responses are modified in a functional manner by instruction. **Experimental brain research**, [s. l.], v. 186, n. 4, p. 571–580, 2008. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-007-1260-1>

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, [s. l.], v. 3, n. 4, p. 193–214, 1995. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9>

WOLPAW, J. R. Windows on the brain: Neuropsychology???S technological frontiers. **The journal of nervous and mental disease**, [s. l.], v. 180, n. 10, p. 668, 1992. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1097/00005053-199210000-00014

WOOLLACOTT, M. Anticipatory Postural Responses. In: **Encyclopedia of Neuroscience**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008. p. 134–135.

YAMAGIWA, S.; GOTODA, N.; YAMAMOTO, Y. **Space Perception by Acoustic Cues Influences Auditory-induced Body Balance Control**. [s.l: s.n.].