UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE CIÊNCIAS - BAURU

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO

AJUSTES DE PARÂMETROS DO ANDAR E MODULAÇÃO DA ATIVAÇÃO CORTICAL EM FUNÇÃO DA ALTURA E PROFUNDIDADE DE OBSTÁCULOS EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

Aluna: **Marina Hiromi Kuroda**
Orientador: **Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri**

Bauru – SP
2022

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE CIÊNCIAS - BAURU

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO

AJUSTES DE PARÂMETROS DO ANDAR E MODULAÇÃO DA ATIVAÇÃO CORTICAL EM FUNÇÃO DA ALTURA E PROFUNDIDADE DE OBSTÁCULOS EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

Aluno: **Marina Hiromi Kuroda**
Orientador: **Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento - Interunidades, Câmpus de Bauru, Universidade Estadual Paulista, "Júlio de Mesquita Filho", como parte do processo para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento.

Bauru – SP
2022

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Bauru

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE MARINA HIROMI KURODA, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 07 dias do mês de outubro do ano de 2022, às 14:00 horas, por meio de Videoconferência, realizou-se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de MARINA HIROMI KURODA, intitulada **"Ajustes de parâmetros do andar e modulação da ativação cortical em função da altura e profundidade de obstáculos em indivíduos com doença de Parkinson"**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Professor Doutor FABIO AUGUSTO BARBIERI (Orientador(a) - Participação Virtual) do(a) Educacao Fisica / Faculdade de Ciencia da Universidade Estadual Paulis, Profa. Dra. PAULA FAVARO POLASTRI ZAGO (Participação Virtual) do(a) Departamento de Educação Física / UNESP - Faculdade de Ciências de Bauru - SP, Prof. Dr. LUIS AUGUSTO TEIXEIRA (Participação Virtual) do(a) Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano / Escola de Educação Física e Esporte - Universidade de São Paulo / SP, Profa. Dra. MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE (Participação Virtual) do(a) Departamento de Fisioterapia / Universidade de São Paulo - Faculdade de Medicina. 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.

Profa. Dra. PAULA FAVARO POLASTRI ZAGO

Kuroda, Marina Hiromi.
Ajustes de parâmetros do andar e modulação da ativação cortical em função da altura e profundidade de obstáculos em indivíduos com doença de Parkinson / Marina Hiromi Kuroda, 2022

60 f.

Orientador: Fabio Augusto Barbieri

Dissertação (Mestrado)– Universidade Estadual Paulista (Unesp). Faculdade de Ciências, Bauru, 2022

1. Doença de Parkinson. 2. Marcha. 3. Atividade Cortical. 4. Controle Motor. I. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências. II. Título.

Agradecimentos

Agradeço a Deus pela oportunidade que tenho de realizar a pesquisa, por me fornecer saúde, força e fé para finalizar essa etapa, e por me fornecer coragem e energia para as próximas etapas que virão.

Aos meus pais, Carlos e Sandra, que mesmo sem entender uma palavra desse estudo me deram todo o apoio e companheirismo para que eu conseguisse finalizar essa etapa da minha vida. Obrigada por serem meu porto seguro e meu ponto de respiro. À minha irmã, Melissa, companheira de profissão e mestranda, que sempre me apoiou, me incentivou, me deu puxões de orelha, e me aconselhou em tudo. Obrigada! Vocês foram, é e são essenciais, e os principais responsáveis por essa conquista! Amo vocês incondicionalmente!

Ao Vinicius, meu namorado, que nesses sete anos de namoro esteve presente em todos os momentos de surtos e inseguranças e mais ainda em comemorações. Obrigada por estar ao meu lado, me apoiando e sendo meu ponto de paz. Obrigada por sempre me lembrar de quem eu sou e do quanto eu sou capaz. Te amo muito!

Ao meu orientador, Fabio Barbieri, por todo conhecimento, os puxões de orelha, elogios e paciência que teve durante esses 4 anos de mestrado. Por toda a orientação científica fornecida e também pela amizade que foi construída nesse processo. Você foi um dos influenciadores para que eu me tornasse quem eu sou, academicamente, hoje. Obrigada!

À FAPESP (#18/03448-6) e a CNPq pelo apoio financeiro para a realização desse estudo e durante os 2 primeiros anos de realização do mestrado.

Agradeço aos membros do MOVI-LAB desde a época de 2019 até esta data, por estarem dispostos a ajudar e a contribuir significativamente nesse estudo. Tenho um carinho enorme por todos vocês, e com certeza, cada um contribuiu um pouquinho para que eu seja como sou hoje! Um agradecimento especial à equipe que, juntamente comigo, realizou a coleta de dados desse estudo, Felipe, Gabriel, Tiago, Vinicius e Murilo. Ainda, agradeço ao Carlos, Lucas e Aline por todo apoio científico, principalmente de estatística e escrita, do decorrer dessa dissertação (inclusive, no inglês!). Obrigada pessoal!

Aos participantes desse estudo, em especial os integrantes do ATIVA Parkinson, projeto que tanto amo fazer parte! Agradeço imensamente por poderem contribuir com a pesquisa e ao mesmo tempo, me ajudar a crescer no meio profissional e pessoal! E ainda, por ensinarem toda terça e quinta sobre a vida e como é importantíssimo vivermos ela a cada segundo! Muito muito obrigada!

Ao meu tio, Armando Tanimoto, que contribuiu fortemente com sugestões e críticas que agregaram nesse estudo. Obrigada! À Bianca Moreno, Isabelle Kanashiro, Bianca Plantier, Kelly Aya e Helen Iwamoto, amigas que estavam o todo tempo disponíveis para me ajudarem, mesmo sem entender nada, e me apoiarem em todas as situações. Vocês são incríveis, obrigada! E, um

agradecimento especial à minha psicóloga Adriana, que me acompanha a uns anos, e me orientou para os caminhos certos, me acalmou e me tranquilizou em diversos momentos. Muito obrigada Dri!

À todos, amigos, familiares e alunos do pilates, que com certeza contribuíram um “tiquinho” com a minha formação, na realização desse estudo e no meu crescimento profissional/pessoal, direta ou indiretamente, o meu muito obrigada!

Resumo

As pessoas com doença de Parkinson (DP) apresentam um risco aumentado de quedas em comparação com a população idosa em geral devido aos sintomas associados à patologia. As quedas geralmente ocorrem durante a deambulação, sendo o tropeço que antecede a ultrapassagem de um obstáculo o mais comum em quedas. Como tal, é importante entender os desafios e o aumento das demandas enfrentadas por pessoas com DP durante tarefas complexas do andar. A configuração de um obstáculo e as dimensões associadas afetam a complexidade e o desafio locomotor da tarefa. Aumentar a altura dos obstáculos resulta em maior desafio ao equilíbrio e obstáculos longos que não excedem o comprimento normal do passo são sugeridos para atuar como uma dica visual, solicitando o comprimento adequado do passo. Obstáculos de altura incremental (por exemplo, 15cm>30cm>45cm) resultam em uma mudança gradual nas adaptações da marcha. No entanto, pouco se sabe sobre as adaptações da marcha ao ultrapassar obstáculos de profundidade incremental. Os objetivos desta dissertação são: (a) investigar como pessoas com DP adaptam sua marcha em resposta a obstáculos de altura e profundidade; (b) explorar como as pessoas com DP adaptam a atividade cortical durante a aproximação e ultrapassagem de obstáculos com diferentes dimensões. Foram recrutadas 15 pessoas com DP (GDP) e 15 indivíduos neurologicamente sadios (GC). Todos os participantes foram convidados para uma única sessão durante a qual questionários demográficos, clínicos (somente participantes de DP) e de desempenho funcional foram obtidos. Os participantes completaram uma série de condições de caminhada utilizando obstáculos de diferentes alturas (5cm (A5), 15cm (A15) e 25cm (A25)) e profundidades (15cm (P15), 30cm (P30) e 45cm (P45)). Foram calculados os parâmetros espaço-temporais (comprimento, largura, velocidade, duplo suporte e distâncias horizontal e vertical) e a atividade cortical da fase de aproximação (três passos antes da ultrapassagem) e de ultrapassagem (passo de ultrapassagem com o membro de ultrapassagem e com o membro de suporte). Os parâmetros da marcha e as bandas de frequência da atividade cortical (frontal, motora, parietal e occipital) foram comparados por ANOVA de duas vias com fatores para grupo (GDP x GC) e condições (sem obstáculo x obstáculos altos x obstáculos profundos), com medidas repetidas para o último fator. Pessoas com DP apresentaram menor comprimento do passo e velocidade durante a aproximação do obstáculo A25; e maior velocidade do passo durante a tarefa de ultrapassagem em relação ao P45. Ainda, ao ultrapassar o A15, os participantes desse estudo apresentaram maior duração do passo e duplo suporte. O principal achado cortical foi que pessoas com DP apresentam maior ativação da banda beta na região occipital, o que pode indicar uma forma de compensação de processamento e planejamento das informações sensórias, sendo o obstáculos altos (15 e 25cm) mais desafiadores quanto ao planejamento e execução de ultrapassagem. Por outro lado, o obstáculo profundo (45cm) pode ter sido utilizado como uma dica externa. Dessa forma, é possível dizer que quando submetidos à tarefa de ultrapassagem de obstáculos, variando suas alturas e profundidades, pessoas com DP apresentam alterações cinemáticas. Entretanto, o aumento da atividade da região occipital e da banda β, indicam o déficit presente em pessoas com DP, em uma estratégia de realizar com sucesso a tarefa de ultrapassagem de obstáculo. As descobertas desta dissertação avançam na literatura para a produção de protocolos de reabilitação de pessoas com DP, utilizando como estratégia a ultrapassagem de obstáculos, tendo em vista que alterações cinemáticas e corticais estão presentes durante a tarefa, em uma tentativa de estimular as vias de planejamento e de execução de movimento.

Palavras-chave: Doença de Parkinson; Marcha; Atividade Cortical; Controle Motor; Neuromecânica; Adaptabilidade.

Abstract

People with Parkinson's disease (PD) have an increased risk of falls compared to the general elderly population due to the symptoms associated with the pathology. Falls usually occur during walking, with the tripping that precedes overcoming an obstacle being the most common cause of falls. As such, it is important to understand the challenges and increased demands faced by people with PD during complex walking tasks. The configuration of an obstacle and the associated dimensions affect the complexity and locomotor challenge of the task. Increasing the height of hurdles results in greater balance challenge, and long hurdles that do not exceed normal step length are suggested to act as a visual cue prompting for proper step length. Obstacles of incremental height (e.g. 15cm>30cm>45cm) result in a gradual change in gait adaptations. However, little is known about gait adaptations when overcoming obstacles of incremental depth. The objectives of this dissertation are: (a) to investigate how people with PD adapt their gait in response to height and depth obstacles; (b) explore how people with PD adapt cortical activity when approaching and overcoming obstacles with different dimensions. Fifteen people with PD (PDG) and 15 neurologically healthy individuals (CG) were recruited. All participants were invited to a single session during which demographic, clinical (PD participants only), and functional performance questionnaires were obtained. Participants completed a series of walking conditions using obstacles of different heights (5cm (A5), 15cm (A15) and 25cm (A25)) and depths (15cm (P15), 30cm (P30) and 45cm (P45)). The spatiotemporal parameters (length, width, speed, double support and horizontal and vertical distances) and the cortical activity of the approach phase (three steps before overtaking) and overtaking (overtaking step with the overtaking limb and with the supporting member). Gait parameters and frequency bands of cortical activity (frontal, motor, parietal and occipital) were compared by two-way ANOVA with factors for group (GDP x CG) and conditions (no obstacle x high obstacles x deep obstacles), with repeated measures for the last factor. People with PD showed shorter step length and speed when approaching obstacle A25; and higher step speed during the overtaking task compared to P45. Still, when surpassing the A15, the participants of this study presented longer duration of the step and double support. The main cortical finding was that people with PD have greater activation of the beta band in the occipital region, which may indicate a way of compensating for the processing and planning of sensory information, with tall obstacles (15 and 25 cm) being more challenging in terms of planning and overtaking execution. On the other hand, the deep obstacle (45cm) may have been used as an external cue. Thus, it is possible to say that when submitted to the task of overcoming obstacles, varying their heights and depths, people with PD present kinematic alterations. However, the increased activity of the occipital region and the β band, indicate the deficit present in people with PD, in a strategy to successfully perform the task of overcoming an obstacle. The findings of this dissertation advance in the literature for the production of rehabilitation protocols for people with PD, using as a strategy the overcoming of obstacles, considering that kinematic and cortical changes are present during the task, in an attempt to stimulate the planning pathways and movement execution.

Keywords: Parkinson’s disease; Gait; Cortical Activity; Motor Control; Neuromechanics; Adaptability.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Médias, desvio padrão de range das medidas antropométricas e clínicas da amostra. 30
Tabela 2. Valor de F e p das variáveis cinemáticas. **As diferenças significativas estão em negrito.** 31

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Delineamento experimental do presente projeto de pesquisa. Os números representam as dimensões dos obstáculos (largura x profundidade x altura); UPDRS-III: Escala Unificada de Avaliação da DP, parte III; H&Y: Hoehn&Yahr; MoCA: Montreal Cognitive Assessment; FSST: Four Square Step Test; : avaliação da atividade cortical; : avaliação cinemática da marcha. 24

Figura 2. Demonstração das áreas de análise cinemática na (A) tentativa sem obstáculo; (B) tentativas com obstáculos. 27

Figura 3. Valores de média e desvio padrão para a fase de aproximação nas variáveis de (A) comprimento, (B) largura, (C) duração e (D) velocidade do passo, assim como (E) duplo suporte. 32

Figura 4. Valores de média e desvio padrão para a fase de ultrapassagem, na perna de ultrapassagem nas variáveis de (A) comprimento, (B) largura, (C) duração e (D) velocidade do passo, assim como (E) duplo suporte.....33

Figura 5. Valores de média e desvio padrão para a fase de ultrapassagem, na perna de suporte nas variáveis de (A) comprimento, (B) largura, (C) duração e (D) velocidade do passo, assim como (E) duplo suporte. *interação significativa entre condições. 34

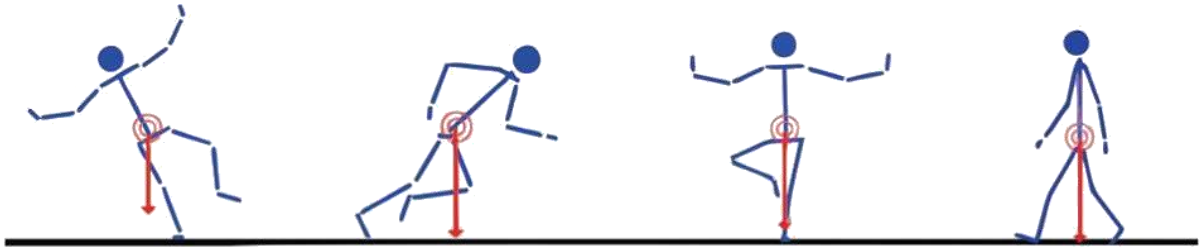
Figura 6. Valores de média e desvio padrão para a distância horizontal pé-obstáculo para a perna de ultrapassagem (A) e perna de suporte (B); e distância horizontal obstáculo-pé para a perna de ultrapassagem (C) e perna de suporte (D).....35

Figura 7. Valores de média e desvio padrão para a distância vertical para a perna de ultrapassagem (A) e perna de suporte (B).....36

Figura 8. Média e desvio padrão das bandas theta (θ), alfa (α), beta (β) e gama (γ) das regiões frontal, motor, parietal e occipital. *diferença significativa entre condições. 37

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 11
2 REVISÃO DA LITERATURA 15
2.1 Doença de Parkinson 15
2.2 Doença de Parkinson e locomoção 16
2.3 Locomoção, atividade cortical e Doença de Parkinson 18
3 OBJETIVOS E HIPÓTESES 22
4 MATERIAIS E MÉTODOS 23
4.1 *Participantes* 23
4.2 *Delineamento experimental* 23
4.3 *Avaliações clínicas* 24
4.4 *Tarefa locomotora* 25
4.5 *Análise cinemática* 26
4.6 *Atividade Cortical* 27
4.7 *Análise estatística* 28
5 RESULTADOS 30
5.1 Cinemática do andar 30
5.1.1 Fase de aproximação ao obstáculo 32
5.1.2 Fase de ultrapassagem 33
5.1.3 Distâncias horizontal e vertical do obstáculo 35
5.2 Atividade Cortical 37
6 DISCUSSÃO 38
6.1 Diferenças entre os grupos 38
6.2 Efeitos da manipulação do obstáculo 40
6.3 Aplicabilidade clínica 42
6.4 Limitações 42
7 CONCLUSÃO 44
REFERÊNCIAS 45
ANEXO I – PARECER COMITÊ DE ÉTICA 54
ANEXO II - ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO 57



MOVI-LAB

LABORATORIO DE PESQUISA EM MOVIMENTO HUMANO

ativa
PARKINSON
DEF - UNESP

1 INTRODUÇÃO

A capacidade de andar com segurança em nosso ambiente é fundamental para manter um bom nível de independência, mobilidade e qualidade de vida. As alterações da marcha são comuns em pessoas com doença de Parkinson (DP) (GALNA et al., 2015; HASS et al., 2012; MORRIS et al., 1996a) devido a uma série de deficiências motoras associadas à patologia, incluindo uma diminuição da amplitude (hipocinesia) e velocidade (bradicinesia) de movimento, rigidez axial e instabilidade postural (BLOEM et al., 2004; MORRIS; IANSEK; GALNA, 2008; PARK; KANG; HORAK, 2015; SHIBLEY et al., 2008). Tanto o controle temporal quanto o espacial da marcha são alterados em pessoas com DP, além daquele considerado normal do envelhecimento. Pessoas com DP andam mais devagar, com um comprimento de passo mais curto e um ritmo de passo mais lento em comparação com controles pareados por idade (CARPINELLA et al., 2007; GALNA et al., 2015; MORRIS et al., 1998, 1994, 1996b, 1996a). Andar sobre obstáculos aumenta as demandas de equilíbrio do sistema motor em comparação com a caminhada sem obstruções e, portanto, representa um risco aumentado de tropeços e quedas para pessoas com DP.

As quedas acidentais são uma das principais causas de mortalidade e lesões em idosos, especialmente em pessoas com DP. A DP afeta aproximadamente 1% dos adultos com idade ≥60 anos (DE LAU; BRETELER, 2006) e a prevalência de quedas é alta, com o dobro de pessoas com DP caindo em comparação com a população idosa geral. Supostamente, até dois terços das pessoas com DP caem em um determinado ano (ALLEN; SCHWARZEL; CANNING, 2013; GRAY; HILDEBRAND, 2000; HOSKOVCOVÁ et al., 2015; KOLLER et al., 1989; MORRIS et al., 2011; PLAYFER, 2001; STOLZE et al., 2004; WOOD et al., 2002, 2011) devido a uma série de fatores de risco associados à patologia (GRAY; GRIMSBY, 2004; HOSKOVCOVÁ et al., 2015; SOYUER et al., 2017; WOOD et al., 2002). Pessoas com DP geralmente caem durante o andar (MACTIER et al., 2015) e tropeçar constitui um evento pré-queda comum em pessoas com DP (GAZIBARA et al., 2014; STOLZE et al., 2004; WOOD et al., 2002). O tropeço não é seletivo ao ambiente e um número semelhante de tropeços foi observado em pessoas com DP ao andar em ambientes fechados e ao ar livre (GAZIBARA et al., 2017). Assim, tropeçar devido ao contato imprevisto com o solo ou obstáculo no caminho é um problema em muitas situações para pessoas com DP. Os obstáculos encontrados no ambiente variam em altura e profundidade, e modificações na marcha são necessárias para ajustar as características do passo, principalmente quando confrontados com vários obstáculos que podem ocorrer dentro de um determinado caminho.

As dimensões de um obstáculo estão associadas à magnitude das adaptações da marcha necessárias para passar por cima dele (MAIDAN et al., 2018; SIMIELI et al., 2017a). Em adultos jovens, há uma resposta gradual à altura do obstáculo, em que o apoio, o balanço e a duração do duplo apoio da perna de abordagem aumentam na presença de obstáculos com a maior alturas (YAMAJI; DEMURA; SUGIURA, 2011). No entanto, os componentes espaciais (comprimento e largura do passo) dos passos de ultrapassagem são menos suscetíveis a alterações com a variação da altura do obstáculo (YAMAJI; DEMURA; SUGIURA, 2011). Pessoas com DP aproximam-se de obstáculos altos mais lentamente (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; STEGEMÖLLER et al., 2012), adotam um passo mais largo (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; VITÓRIO et al., 2014) e aumentam a variabilidade dos passos de aproximação em comparação com indivíduos neurologicamente sadios (SIMIELI et al., 2017a). Eles também passam mais tempo em apoio de um único membro durante a ultrapassagem do obstáculo (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; STEGEMÖLLER et al., 2012) e demonstram uma maior excursão médio lateral de seu centro de massa (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2013). Semelhante aos adultos jovens (YAMAJI; DEMURA; SUGIURA, 2011), o aumento da altura de um obstáculo resulta em maiores adaptações da marcha na DP: aumento no comprimento do passo, maior elevação do membro e uma distância reduzida entre o calcanhar e o obstáculo ao negociar um obstáculo mais alto (ALCOCK et al., 2018; VITÓRIO et al., 2010). Um estudo anterior indicou que obstáculos altos exigiram as maiores adaptações espaço-temporais durante as etapas de aproximação e ultrapassagem em comparação com obstáculos longos em pessoas com DP (ALCOCK et al., 2018). Especulamos que o obstáculo com maior profundidade pode ter servido como uma dica visual para estes indivíduos, levando a um passo mais longo. Desta forma, espera-se que obstáculos mais profundos que os testados em Alcock et al. (2018) possam resultar em maior distúrbio da marcha, porém isso requer avaliação formal. É necessário mais trabalho para determinar se há uma resposta gradual na marcha ao superar obstáculos de maior profundidade.

Andar no ambiente doméstico e comunitário requer adaptações para a marcha que muitas vezes são comandadas por processos *online* e *feedforward*. Assim como pode exigir que os indivíduos superem vários obstáculos de forma, tamanho e cor variados em um único caminho. Há uma falta de compreensão sobre como a marcha é modificada ao deambular por vários obstáculos que variam em altura e profundidade, principalmente em pessoas com DP que podem achar isso um desafio maior. Os ajustes são essenciais para o implementar modificações na marcha em tempo real. Devido à neurodegeneração da DP, as áreas responsáveis pelo

planejamento, execução e ajustes (GRAYBIEL, 2005; GRILLNER et al., 2008), como o córtex frontal, motor, parietal e occipital (HAMACHER et al., 2015) apresentam-se sobrecarregadas (DIRNBERGER; JAHANSHAHI, 2013). Essa sobrecarga para planejar e executar o movimento ocasiona o *freezing* ou congelamento da marcha (PELICIONI et al., 2022), que é caracterizada por passos curtos e rápidos, facilitando a ocorrência de tropeços ou quedas. Durante uma tarefa desafiadora pessoas com DP apresentam ajustes motores mais arriscados (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; SIMIELI et al., 2017b; VITÓRIO et al., 2016), devido a deficiências visuais (EKKER et al., 2017; WEIL et al., 2016) e aumento da demanda do sistema locomotor para melhorar a localização espacial (PATLA; DAVIES; NIECHWIEJ, 2004). Com a sobrecarga na utilização de recursos executivos para controle dos movimentos, pessoas com DP apresentam uma maior ativação do córtex pré-frontal durante a ultrapassagem de obstáculos, afetando o desempenho efetivo do andar (ORCIOLI-SILVA et al., 2021; RANCHET et al., 2020). A mesma ativação ocorre em andar sem obstáculo em pessoas com DP, quando comparada com idosos neurologicamente saudáveis (MAIDAN et al., 2016a). Esse fato pode contribuir para o aumento do índice de quedas (RANCHET et al., 2020) e se correlacionar com menor severidade da doença e possível melhor performance do andar (MAIDAN et al., 2016a).

Considerando as informações apresentadas, a presença de obstáculos pode alterar tanto as características espaço-temporais da marcha (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; SIMIELI et al., 2017a; VITÓRIO et al., 2010) como a atividade cortical (MAIDAN et al., 2016a; ORCIOLI-SILVA et al., 2021; RANCHET et al., 2020) em pessoas com DP. Especificamente, embora a ultrapassagem de obstáculos altos e baixos seja descrita na literatura (MONTERO-ODASSO et al., 2012; SEGEV-JACUBOVSKI et al., 2011), as características cinemáticas e da ativação cortical durante a ultrapassagem de obstáculos com maior profundidade e altura ainda foram pouco exploradas em pessoas com DP. Entender como a altura e a profundidade de um obstáculo interferem na cinemática e na atividade cortical durante o andar avançará nosso conhecimento sobre o processamento de informações e planejamento de ações em indivíduos com DP. Ainda, poderá auxiliar na elaboração de estratégias para prevenção de quedas, incluindo desde as atividades de vida diária como subir no ônibus ou ultrapassar buracos e/ou poças nas vias, na construção de ambientes mais adequados para esta população, e na reabilitação e prevenção, com a elaboração de protocolos de treinamento eficientes para melhora da qualidade de vida e do andar.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Doença de Parkinson

A doença de Parkinson (DP) é considerada a segunda doença neurológica que mais atinge pessoas no mundo (KANDEL et al., 2014). É estimado que a população de indivíduos com DP acima de 50 anos aumente de 4,1 milhões em 2005 para 9,3 milhões em 2030 (DORSEY, 2007). A neurodegeneração pode ter início por volta de cinco anos antes da manifestação dos sintomas motores (CHASTAN et al., 2019), devido a isso, sintomas como constipação, movimentos rápidos dos olhos durante o sono e depressão podem ser sintomas iniciais da DP (BLOEM; OKUN; KLEIN, 2021). O início da DP se apresenta em torno dos 65 anos (BLOEM; OKUN; KLEIN, 2021). A DP não apresenta uma causa concreta para sua ocorrência. Fatores genéticos, do meio ambiente e suas interações (toxinas e mais recentemente, a COVID-19) podem aumentar o risco de desenvolver a DP (BLOEM; OKUN; KLEIN, 2021; MARINO et al., 2019).

Acredita-se que a neurodegeneração dos neurônios dopaminérgicos ocorre na substância negra compacta e parece resultar da combinação do acúmulo de alfa-sinucleína, proteína encontrada nos corpúsculos de Lewy (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020; BLOEM; OKUN; KLEIN, 2021), problemas de transportes sinápticos e neuroinflamações (KALIA; LANG, 2015). Existem dois meios mais utilizados para diagnóstico da DP, o Banco de Cérebros da Sociedade da Doença de Parkinson do Reino Unido (UKPDS-BB) que identifica histórico de doenças neurológicas, para exclusão da DP, e por fim, a identificação dos sintomas clássicos da DP (GIBB; LEES, 1988; MARINO et al., 2019) e o Critério de Diagnóstico Clínico da *Movement Disorders* (MDS), que inclui ainda a realização de testes de força e coordenação (MARINO et al., 2019; SURMEIER; OBESO; HALLIDAY, 2017).

Durante a marcha pessoas com DP apresentam, passos mais curtos, maior tempo de duplo suporte, assimetria e redução da velocidade (CHO et al., 2010; MONTEIRO et al., 2017; MYERS et al., 2018). Essas características influenciam diretamente na automatização da marcha, diminuindo-a (WU; HALLETT; CHAN, 2015) podendo levar ao aparecimento do *freezing* (PELICIONI et al., 2022), característica de pessoas com DP que apresentam congelamento da marcha (festinação e passos curtos são comuns durante esse congelamento) (GAO et al., 2020).

2.2 Doença de Parkinson e locomoção

A marcha é considerada uma habilidade natural (HAMACHER et al., 2015), e a presença de distúrbios na marcha, como passos mais curtos, com maior tempo de duplo suporte, assimetria e redução de velocidade (CHO et al., 2010; MONTEIRO et al., 2017; MYERS et al., 2018), podem levar ao aumento de ocorrência de tropeços e quedas em pessoas com DP. Durante a marcha, pessoas com DP podem apresentar tropeços antes da queda (GAZIBARA et al., 2017; MACTIER et al., 2015). Essas quedas ocorrem tanto em espaços controlados (ambientes fechados) como em espaços abertos, sendo comum o acontecimento de tropeços durante o andar, assim que o pé entra em contato com o solo (GAZIBARA et al., 2017). Ainda, no contato com objetos externos, para realizar a ultrapassagem, a prevalência de quedas torna-se maior, já que nem sempre o ambiente externo encontra-se livre de obstáculos. Os obstáculos mudam de altura, profundidade e largura, o que induz a pessoa a realizar ajustes motores e de equilíbrio para continuar a realizar a caminhada de forma segura (ALCOCK et al., 2018).

É visto que pessoas com DP apresentam déficits no planejamento e na execução motora devido ao comprometimento da função dos gânglios da base (MARSDEN, 1982). Nos estágios iniciais ocorre o prejuízo de balanço de braços, expressões faciais e até de fala (WU; HALLETT; CHAN, 2015). A redução do tempo de balanço, do comprimento da passada e da velocidade da marcha, somado ao aumento do tempo de duplo apoio influenciam na estabilidade postural da marcha de pessoas com DP (CHO et al., 2010; MYERS et al., 2018; ZANARDI et al., 2021), ocasionando maior ocorrência de quedas.

Tarefas complexas como a ultrapassagem de obstáculos, diferente da marcha sem obstáculos, exigem um controle de equilíbrio para avançar o corpo para frente e evitar tropeços e escorregões durante o percurso (MOLLAEI et al., 2017). Estas tarefas exigem maior informação cinestésica fornecida pela visão para localização espacial do indivíduo e do obstáculo (PATLA; DAVIES; NIECHWIEJ, 2004; PATLA; VICKERS, 1997), com intuito de controlar a posição de seu pé e identificar a altura necessária para realizar a tarefa (PATLA; DAVIES; NIECHWIEJ, 2004). O andar com obstáculo exige um aumento da demanda no sistema motor (ALCOCK et al., 2018) e pessoas com DP tendem a realizar com mais precaução (AMBIKE et al., 2021). Entretanto, a instabilidade na marcha se evidencia durante essas tarefas de maior desafio e complexidade (ADKIN; BLOEM; ALLUM, 2005; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; LATT et al., 2009), devido à dificuldade em manter e coordenar os movimentos, e associar o sistema visual e cinestésico, gerando um prejuízo no planejamento da ação (DEMIRCI et al., 1997).

Outros fatores como a força muscular e lentidão em realizar ajustes durante a marcha (SIMIELI et al., 2018; STEGEMÖLLER et al., 2012; VITÓRIO et al., 2010), somada a instabilidade postural e dificuldade de integração sensorial interferem na realização da tarefa de ultrapassagem. Como meio de compensação, pessoas com DP modificam o andar, aumentando o tempo em apoio simples (ALCOCK et al., 2018) e diminuindo o comprimento do passo antes da ultrapassagem, seguido de um aumento do passo durante a ultrapassagem (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; MOLLAEI et al., 2017). Assim, a pessoa com DP não consegue deixar o pé próximo ao obstáculo e está mais sujeita a pisar no obstáculo, e a pisar próximo ao obstáculo após a ultrapassagem (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010). Comportamento esse que não foi visto no estudo de Mollaei e colaboradores (2017), em que apesar de apresentarem menor velocidade durante a ultrapassagem, permaneceram mais próximo do obstáculo e puderam realizar a tarefa de forma mais segura (MOLLAEI et al., 2017).

Em idosos neurologicamente saudáveis, com a manipulação da altura do obstáculo, houve a presença de diminuição da velocidade da marcha e maior distância do pé em relação ao obstáculo durante a ultrapassagem (PAN et al., 2016). Indivíduos que possuem maior risco de queda apresentam um comportamento parecido com pessoas com DP ao realizar a ultrapassagem de obstáculos com largura do passo mais estreita, maior distância vertical do obstáculo (PAN et al., 2016) com diminuição do comprimento do passo e aumento do comprimento do passo durante a ultrapassagem, mas com diminuição da velocidade (BARBIERI et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; ORCIOLI-SILVA et al., 2018; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; STEGEMÖLLER et al., 2012; VITÓRIO et al., 2013).

A alteração da altura obstáculo a 10% do comprimento da perna não influenciou na distância do pé em relação ao obstáculo. Esta altura de obstáculo foi considerada como uma dica externa para a regulagem da distância do pé ao obstáculo (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010). Pessoas com DP apresentam um comportamento mais conservador, com diminuição da velocidade da marcha, que aumenta o tempo em apoio único durante a fase de balanço no momento da ultrapassagem (STEGEMÖLLER et al., 2012). Da mesma forma, quando a altura do obstáculo é metade do comprimento da perna, houve aumento da velocidade vertical antes e depois da ultrapassagem, em uma tentativa de diminuir o tempo em suporte simples (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006). Quando associado a tarefas visuais estáticas e dinâmicas, pessoas com DP posicionam o pé antes do obstáculo mais próximo deste, e apresentam uma largura do passo maior durante a ultrapassagem, com diminuição da velocidade na condição estática em comparação com a condição dinâmica (VITÓRIO et al., 2013).

Obstáculos mais altos (~15cm) exigem mais ajustes durante o andar, realizando o planejamento motor na fase de aproximação do obstáculo (SIMIELI et al., 2017a), causando uma diminuição da largura do passo, diminuição da velocidade (BARBIERI et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; VITÓRIO et al., 2010) e aumento da duração do passo, (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010). No momento da ultrapassagem, um aumento do comprimento do passo (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; STEGEMÖLLER et al., 2012) e da base de apoio, como uma estratégia para manter o equilíbrio e realizar efetivamente a tarefa (ALCOCK et al., 2018).

Em obstáculos mais baixos (~5cm), indivíduos com DP necessitam de pequenos ajustes que não exigem uma demanda motora alta, como diminuição da velocidade, permitindo que o movimento não tenha uma desaceleração brusca como visto em obstáculos mais altos (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006). No entanto, realizam o planejamento motor próximo ao obstáculo, restando pouco tempo para ajustes durante a tarefa, caso necessário (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; SIMIELI et al., 2017a). Apenas um estudo manipulou a profundidade (~15cm) do obstáculo, comparando com outros dois tipos de obstáculo (alto ~15cm, e com profundidade curta (~2cm)), e pessoas com DP apresentaram aumento da velocidade e do comprimento do passo durante a ultrapassagem quando comparado com os outros obstáculos. É sugerido que o obstáculo com maior profundidade pode agir como um estímulo visual externo (ALCOCK et al., 2018) por não causar maior deslocamento vertical do centro de massa, como no ocorrido com o obstáculo alto (ALCOCK et al., 2018).

2.3 Locomoção, atividade cortical e Doença de Parkinson

A utilização mínima de recursos cognitivos, caracteriza a marcha como automática (WU; HALLETT; CHAN, 2015). Existem duas vias para a realização de uma marcha, via direta: córtex motor, cerebelo e medula espinhal envolvidos no controle da marcha, e indireta: córtex pré-frontal, área motora suplementar e gânglios da base trabalham na regulagem do movimento em situações desafiadoras (AL-YAHYA et al., 2019; HAMACHER et al., 2015; LA FOUGÈRE et al., 2010; ZWERGAL et al., 2012). Áreas responsáveis pela orientação do corpo no espaço, planejamento e execução (córtex pré-frontal, área motora suplementar, córtex motor, parietal, córtex occipital e córtex visual) encontram-se mais ativas para a realização da marcha (HAMACHER et al., 2015). Por exemplo, uma maior ativação da área pré-frontal em tarefas simples está relacionada com a redução da automaticidade e dependência de recursos

executivos e cognitivos (ASSAD et al., 2022; DIRNBERGER; JAHANSHAHI, 2013; MAIDAN et al., 2016b; STAM et al., 2018).

Em pessoas neurologicamente saudáveis, o controle dos movimentos apresenta-se normal, quando relacionado aos gânglios da base (GB), responsáveis por regular a atividade motora e auxiliar o planejamento e execução de movimentos sequenciados sobre o tálamo, núcleo pedúnculo-pontino e região locomotora mesencefálica (TAKAKUSAKI et al., 2004; TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008). A dopamina influencia nos GB, sendo processada pelo tálamo, núcleo pedúnculo-pontino e região locomotora mesencefálica, seguindo para medula e córtex cerebral, onde haverá a regulação dos movimentos voluntários, ajustes de tônus muscular e ajuste de ritmo de marcha (TAKAKUSAKI et al., 2004; TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008). Entretanto, devido a degeneração dopaminérgica na substância negra, presente em pessoas com DP, ocorre um comprometimento no controle de estruturas envolvidas na marcha, aumentando a atividade inibitória (gabaérgica) (ORCIOLI-SILVA et al., 2021) dos GB, influenciando na velocidade de atividade cerebral, deixando-a mais lenta (HAN et al., 2013; ORCIOLI-SILVA et al., 2021; TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008). Ainda, a degeneração dopaminérgica causa disfunção na integração sensório-motora, o que resulta em alterações como a bradicinesia e a hipocinesia (TAKAKUSAKI et al., 2004; TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008).

A presença de rigidez, acinesia (falta ou ausência de movimento), bradicinesia (lentidão dos movimentos), tremor de repouso e instabilidade postural (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010) são características que ocorrem devido a neurodegeneração. A bradicinesia, neurofisiologicamente, é um aumento da atividade beta (anticinética) com diminuição da atividade gama (procinética). Sendo que, a atividade beta é considerada inativa, já que não aparece durante a medicação dopaminérgica (BLOEM; OKUN; KLEIN, 2021). Essas alterações podem ser causadas por áreas corticais menos conectadas ao gânglio da base, como forma de compensar a atividade cerebral deficitária (BLOEM; OKUN; KLEIN, 2021).

Considerando as ondas de frequência observadas no eletroencefalograma (EEG), em repouso, pessoas com DP apresentam um aumento na potência da banda θ (5 – 8 Hz) e α (8 – 12 Hz) e diminuição da potência da banda β (12 – 30 Hz) e γ (30 - 48Hz) quando comparada a indivíduos neurologicamente sadios (PALMER et al., 2010; STOFFERS et al., 2007, 2008). Ondas baixas (4 – 12Hz) como a onda α e θ estão relacionadas a estado de relaxamento e intuição, sendo vista em regiões occipitais, parietais e do hipocampo respectivamente. Ondas altas (14 – 50Hz) como a onda β e γ estão relacionadas a regiões frontal, motor e córtex, sendo associadas a resolução de problemas, cognição, processamento de informações e funções

motoras (JOSHI; NANAVATI, 2021; SINGER, 1993; TEPLAN, 2002). Assim, a DP parece reduzir a atividade do córtex cerebral, gerando prejuízo na programação motora e nos ajustes, causando uma atenuação das oscilações cerebrais entre as bandas α e β ao realizar uma tarefa motora (BURCIU; VAILLANCOURT, 2018; PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999).

A ultrapassagem de obstáculos aumenta a atividade do córtex pré-frontal em indivíduos neurologicamente sadios (STUART et al., 2019). Pessoas com DP aumentam a atividade do córtex pré-frontal, assim como ocorre redução do poder nas bandas α e β em áreas motora suplementar e córtex parietal e um aumento do poder da banda γ no córtex motor, parietal e córtex visual (ORCIOLI-SILVA et al., 2020, 2021). O aumento da banda β na região parietal envolve integração sensorial com processo de decisão em tarefas (ORCIOLI-SILVA et al., 2021). Por conta do aumento da atividade inibitória dos GB (TAKAKUSAKI et al., 2004), uma lentidão na atividade cerebral (HAN et al., 2013; ORCIOLI-SILVA et al., 2021; TAKAKUSAKI et al., 2004) e uma redução dessas bandas pode refletir uma disfunção cognitiva (STAM et al., 2018) e dependência de recursos executivos (DIRNBERGER; JAHANSHAHI, 2013).

De acordo com o que foi descrito, fica evidente as alterações na marcha em pessoas com DP e ainda, a sua modificação do andar durante a ultrapassagem do obstáculo, e seus efeitos na atividade cortical. Entretanto, não sabemos como é sua adaptação ao entrar em contato com diferentes dimensões de obstáculo, maiores e menores do que estudadas anteriormente, como obstáculos com altura de 5cm e 25cm (5cm a mais que estudos anteriores (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; VITÓRIO et al., 2013)) e como obstáculos com profundidades maiores que 15cm (ALCOCK et al., 2018). Ainda, como os obstáculos com alturas diferentes geram adaptações em relação aos obstáculos com diferentes profundidades.

A escolha da altura e da profundidade dos obstáculos foi influenciada por relatos diários de pessoas com DP que vivenciam a subida em ônibus (altura elevada) e passagem de poças de água/buracos na rua durante uma caminhada. Ainda, estudos anteriores (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; STEGEMÖLLER et al., 2012) que manipularam a altura do obstáculo em 15 cm (classificado como a guia de acordo com as normas ABNT) (SIMIELI et al., 2017a) verificaram que a altura de 15cm causa alterações no andar de pessoas com DP, e, possivelmente, uma altura maior de 25cm poderia gerar mais modificações. Assim como em relação a profundidade do obstáculo, que está presente no cotidiano das pessoas, em situações em que é necessário um aumento do comprimento do passo para ultrapassar obstáculo. No estudo de Lisa e colaboradores (2018), o obstáculo com

profundidade de 15cm foi utilizado como dica visual por pessoas com DP (ALCOCK et al., 2018), mas não sabemos o que causaria em profundidade a mais de 15cm, em torno de 30cm e 45cm. Além disso, não temos conhecimento do que o obstáculo mais alto pode apresentar de diferença de adaptação em relação ao obstáculo mais profundo e o que isso pode causar na pessoa com DP.

Entender como a pessoa com DP se adapta a manipulação da altura e da profundidade de um obstáculo irá aprimorar o conhecimento sobre o planejamento e execução em relação à uma ultrapassagem. Ainda, atuará na forma de segurança de ambientes tanto domésticos quanto comunitários, na prevenção de possíveis quedas, que são frequentes em pessoas com DP. Além disso, poderá fornecer guias para elaboração de protocolos de reabilitação e prevenção de quedas e lesões na área de fisioterapia e educação física, gerando eficiência na melhora da qualidade de vida e do andar na vida diária da pessoa com DP.

3 OBJETIVOS E HIPÓTESES

O objetivo deste estudo é entender se a manipulação de altura e profundidade do obstáculo modifica os ajustes motores e corticais durante a ultrapassagem de um obstáculo em pessoas com DP (GDP) e indivíduos neurologicamente sadios (GC). Para isso, manipulamos a altura (5cm, 15cm e 25cm) e a profundidade (15cm, 30cm e 45cm) de um obstáculo para verificar o comportamento de variáveis cinemáticas (comprimento, largura, velocidade e duração do passo, e, tempo de duplo suporte) e corticais (regiões frontal, motora, parietal e occipital) em pessoas com DP e indivíduos neurologicamente sadios.

Espera-se que pessoas com DP apresentem maiores alterações no andar durante a ultrapassagem de obstáculos com maior altura (25cm) e maior profundidade (45cm) quando comparado com o GC. Com isso, as hipóteses do estudo são que (i) GDP apresente alterações cinemáticas do andar como uma diminuição da velocidade durante a ultrapassagem nos obstáculos mais altos e aumento da velocidade e comprimento do passo durante a ultrapassagem dos obstáculos mais profundos quando comparadas com o GC; (ii) nos obstáculos com modificação da altura (5cm, 15cm e 25cm), o GDP aumente a atividade do córtex frontal assim como no GC, mas o GDP com diminuição da atividade do córtex parietal e occipital. No entanto, quando a profundidade (15cm, 30cm e 45cm) do obstáculo é manipulada, espera-se que ocorra um aumento para o córtex occipital em ambos os grupos, mas principalmente, no GDP, devido sua neurodegeneração dopaminérgica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os procedimentos foram realizados no Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-LAB) do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho UNESP – Campus Bauru.

Os participantes responderam uma anamnese para verificar se atendem aos critérios de inclusão, a fim de caracterizar a amostra. Com isso, o indivíduo foi informado sobre o procedimento do estudo e instruído a permissão de sua participação por meio de assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências, Universidade Estadual Paulista, Campus de Bauru (CAAE: 03879218.6.0000.5398) (ANEXO I).

4.1 *Participantes*

Participaram do estudo 15 indivíduos com diagnóstico de DP de característica idiopática (GDP) determinados pelo Banco de Cérebro de Londres (HUGHES et al., 1992) e 15 indivíduos neurologicamente sadios (GC). Os seguintes critérios de inclusão foram empregados: idade acima de 60 anos; ter a capacidade de caminhar independentemente. Os critérios de exclusão foram: histórico de problemas ortopédicos, cardiovasculares e de visão que podem interferir na marcha independente. Especificamente para o GDP, estes deveriam possuir classificação na H&Y no estágio 1 a 3, não ter realizado a *Deep Brain Stimulation*, estar em uso do medicamento a pelo menos 6 meses (MOORE et al., 2008) e sob o efeito da medicação no momento da coleta (estado ON). Os participantes, tanto GDP quanto do GC foram selecionados, junto a centros especializados da região de Bauru/SP, e pareados entre si (idade, sexo, massa corporal e estatura).

4.2 *Delineamento experimental*

Inicialmente foram realizadas a anamnese do participante e as análises clínicas, seguida da preparação para a realização do protocolo experimental. Marcadores para análise cinemática da marcha foram colocados e foi solicitado que o participante caminhasse, em sua velocidade preferida, por uma passarela em três condições de andar: (a) caminhada sem obstáculo (SO); (b) caminhada com obstáculos profundos: 15cm, 30cm e 45cm de profundidade (P15, P30 e P45, respectivamente), e (c) obstáculos altos: 5cm, 15cm e 25cm de altura (A5, A15 e A25, respectivamente). A ordem das tentativas foi realizada da seguinte forma: inicialmente com

tentativas sem obstáculo, seguidas de tentativas da condição (b) e da condição (c). A randomização foi realizada em qual condição com obstáculo seria realizada primeiro (modificação da profundidade (b) ou modificação da altura (c)). Para cada condição foram realizadas duas tentativas, assim como foi oferecido pausas para descanso entre as tentativas. A atividade cortical foi determinada continuamente durante as tentativas. A Figura 1 demonstra o delineamento experimental proposto.

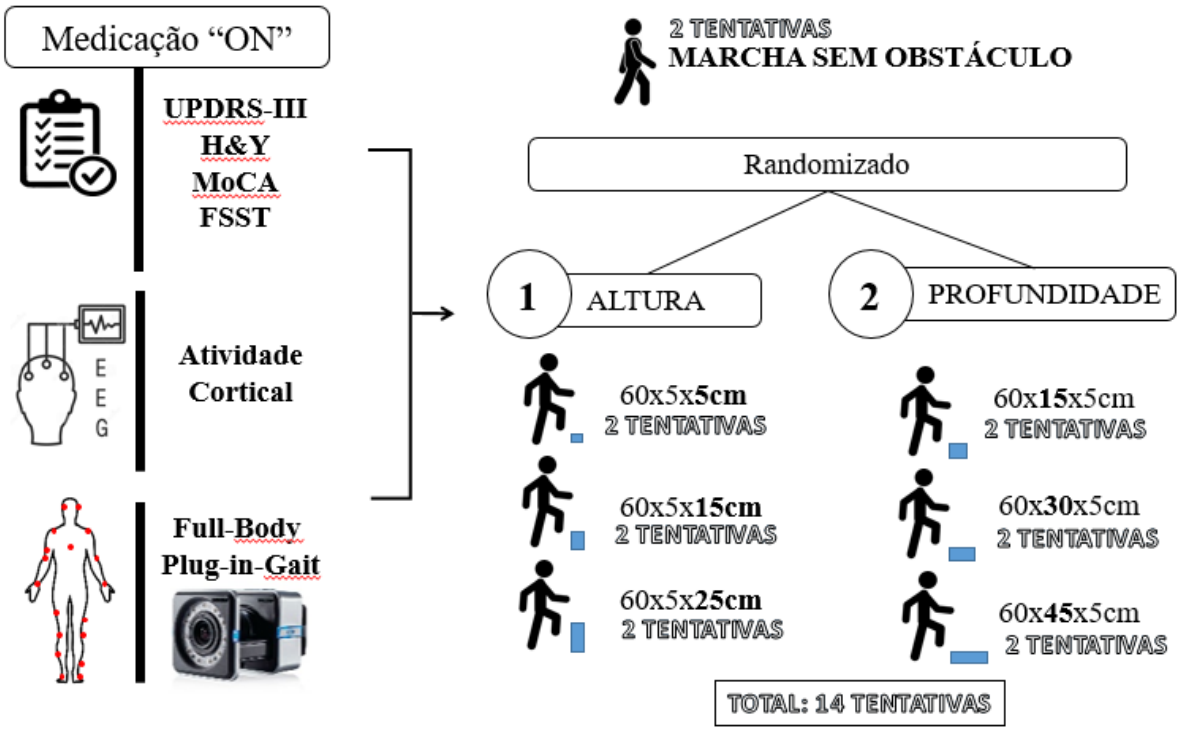


Figura 1. Delineamento experimental do presente projeto de pesquisa. Os números representam as dimensões dos obstáculos (largura x profundidade x altura); UPDRS-III: Escala Unificada de Avaliação da DP, parte III; H&Y: Hoehn&Yahr; MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*; FSST: *Four Square Step Test*; : avaliação da atividade cortical; : avaliação cinemática da marcha.

4.3 *Avaliações clínicas*

Para caracterização da amostra, foram obtidas informações de histórico da DP, características antropométricas (altura, peso, comprimento de membros) e realização de testes clínicos como de estado geral do paciente (por meio da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson - UPDRS) e de estadiamento da doença, por meio da escala de Hoehn & Yahr (H&Y). Ainda, medidas descritivas de cognição global e equilíbrio com o *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) e *Four Square Step Test* (FSST). Para obtenção do estado geral da DP, a UPDRS sessão motora (III), e a escala de Hoehn & Yahr (H&Y) foram realizados

juntamente com a anamnese do participante. O GDP estava em momento ON do medicamento em todos os testes.

A UPDRS é uma escala composta por 42 itens divididos em grupos: atividade mental, comportamento e humor, atividades de vida diária (pode ser autorreferida), exames motores e presença de outras complicações da terapia. A pontuação varia de 0 a 4, sendo que o valor máximo indica maior comprometimento pela doença e o valor mínimo, uma tendência a comprometimento (VAN HILTEN et al., 1994). Com os dados obtidos pela UPDRS, é possível classificar o estadiamento da doença no indivíduo através da escala de H&Y. Esta é classificada entre 1 a 5, sendo que nos estágios de 1 a 3 há uma incapacidade leve a moderada, e nos estágios 4 e 5 apresentam incapacidade grave (HOEHN; YAHR, 1967).

O *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) é um instrumento de triagem que avalia funções executivas, habilidades de linguagem de nível superior, memória e processamento visuoespacial complexo (ZADIKOFF et al., 2008). Geralmente é realizada em torno de 10 minutos, e leva em consideração o tempo de escolaridade do indivíduo. O MoCA é mais utilizado para detectar o início de comprometimentos cognitivos e se demonstrou mais sensível em comparação com o Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (CIESIELSKA et al., 2016). Um score abaixo de 26 pontos pode diagnosticar um comprometimento cognitivo (NASREDDINE et al., 2005).

Para a identificação da mobilidade do indivíduo, foi utilizado o *Four Square Step Test* - FSST, que é um teste em que varetas são colocadas no solo em formato de cruz, e são utilizadas como obstáculos pelos quais o indivíduo ultrapassa. A pessoa então, se mantém na mesma direção ao pisar nos diferentes quadrados, por exemplo: para frente, para direita, para trás e para esquerda, seguida de para direita, para frente, para esquerda e para trás ou seguindo uma numeração, 2, 3, 4, 1, 4, 3, 2 e 1 (DITE; TEMPLE, 2002; DUNCAN; EARHART, 2013). O tempo é calculado a partir do momento que o primeiro pé atinja o segundo quadrado e para quando o último pé volta a tocar o chão no primeiro quadrado. Foi instruído a pessoa que tente completar a sequência da forma mais rápida possível sem tocar nas varetas, sendo que ambos os pés devem tocar o chão em cada quadrado. Foram realizadas duas tentativas e utilizado o melhor tempo (DITE; TEMPLE, 2002).

4.4 *Tarefa locomotora*

O participante foi orientado a percorrer andando, em sua velocidade preferida, uma distância retilínea em uma passarela de 8,5m com 1,5m de largura. Nas tentativas que possuíam

obstáculo, este foi posicionado a 4,25m do local de início, e o participante foi instruído a ultrapassá-lo, evitando o contato com o obstáculo, e caminhar até o final da passarela. Foram utilizados obstáculos de espuma (60cm de largura) com diferentes alturas (5cm – A5, 15cm – A15 e 25cm – A25) e profundidades (15cm – P15, 30cm – P30 e 45cm – P45). A profundidade dos obstáculos com diferentes alturas e as alturas dos obstáculos com diferentes profundidades foi mantida a mesma. Em ambos os casos foi 5cm. Cada participante realizou 14 tentativas, sendo duas tentativas sem ultrapassagem do obstáculo e duas tentativas para cada condição com obstáculo. Não houve instrução sobre qual membro inferior deveria ser utilizado para ultrapassagem do obstáculo. Para efeito de segurança, um avaliador acompanhou todo o percurso com o participante durante a execução da tarefa.

4.5 *Análise cinemática*

Para coleta de dados cinemáticos foi utilizado um sistema de aquisição de dados da Vicon Motion System® com 10 câmeras (Bonita System Cameras) com frequência de coleta de 200 Hz. Marcadores passivos (39) foram posicionados nos acidentes ósseos dos participantes de acordo com o modelo Plug-in-Gait Full Body model (Vicon®) e dois marcadores posicionados no obstáculo, quando ele estava posicionado na passarela. A filtragem dos dados foi realizada através de um filtro passa baixa Buttherworth de 5ª ordem (zero-lag) e frequência de corte de 6 Hz. Foi analisada a média dos cinco passos realizados na parte central da passarela em cada tentativa. Nas tarefas com a ultrapassagem do obstáculo, a análise ocorreu na fase de aproximação – média dos três passos antes da ultrapassagem do obstáculo; e na fase de ultrapassagem – passo de ultrapassagem com o membro de ultrapassagem e com o membro de suporte (Figura 2).

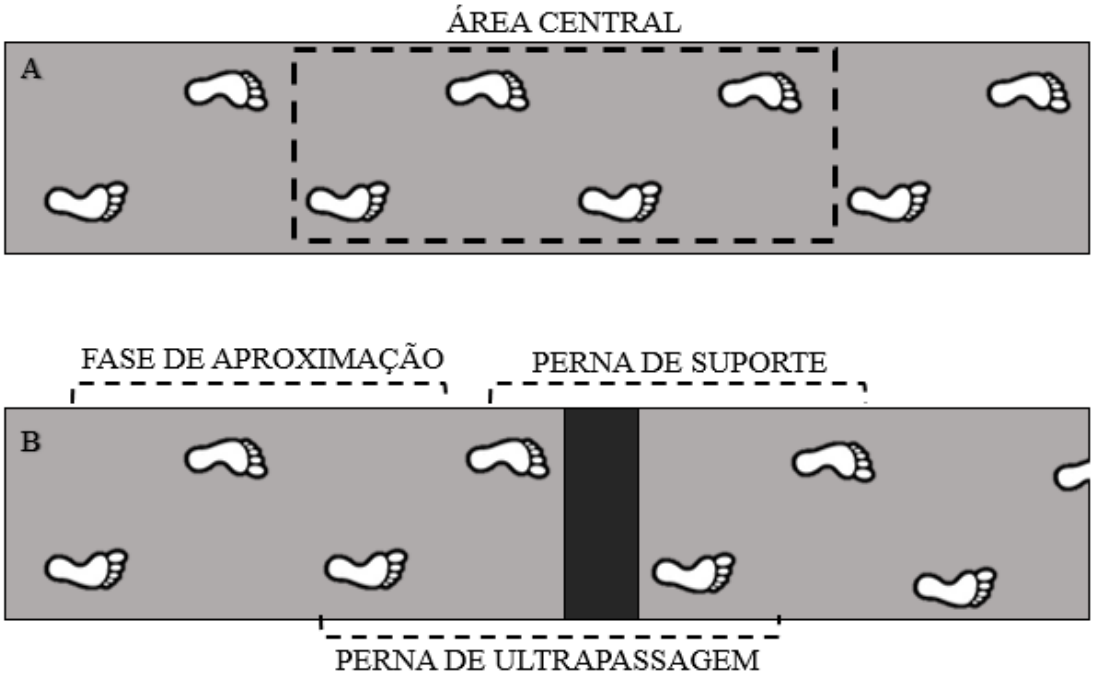


Figura 2. Demonstração das áreas de análise cinemática na (A) tentativa sem obstáculo; (B) tentativas com obstáculos.

Foram utilizados os marcadores no dorso do pé entre o segundo e terceiro metatarso e na região posterior do calcâneo, em ambos os pés dos participantes, para realização do cálculo dos parâmetros cinemáticos. Os seguintes parâmetros, em todas as condições, foram calculados para cada passo: comprimento (distância anteroposterior entre os marcadores no calcâneo de um membro inferior e o membro contralateral), largura (distância médio-lateral entre marcadores localizados na cabeça do 2º metatarso do membro inferior e o membro contralateral), duração (tempo entre o contato do calcanhar de um membro inferior com o solo até o contato do membro contralateral), velocidade (comprimento do passo dividido pela duração do passo) e tempo em duplo suporte (tempo em duplo suporte durante o passo normalizado pela duração do passo). Ainda, nas condições de obstáculo, foi calculada a distância vertical entre o pé de ultrapassagem e o obstáculo (momento em que o marcador do primeiro metatarso estava sobre o obstáculo) e as distâncias horizontais dos pés para obstáculo antes e após a ultrapassagem. Para a análise, foi utilizada a média das duas tentativas realizadas em cada condição.

4.6 *Atividade Cortical*

Os equipamentos de aquisição de dados cinemáticos e de atividade cortical foram sincronizados.

Os procedimentos sugeridos pelos fabricantes do sistema portátil de EEG (eegosportstm, ANT Neuro, Enschede, Netherlands) foram utilizados para aquisição de dados, com frequência de 1024 Hz. Para isso uma touca, posicionada de acordo com as normas do sistema internacional de posicionamento de eletrodos (posicionamento padrão 10/10) com 64 eletrodos ativos e um eletrodo para detecção do movimento ocular, foi conectada a um amplificador que registrou sinal em tempo real via Wi-Fi para o computador de controle.

Primeiramente, 64 eletrodos foram posicionados e importados para o EEGlab. Em seguida filtrados com um filtro passa-banda com uma frequência de corte de 1-50 Hz. A Análise Independente de Componentes (*Independent Component Analysis* - ICA) foi utilizada para remoção de componentes de artefatos (movimento dos olhos, piscar, músculos e outros artefatos em potencial) (CHAUMON; BISHOP; BUSCH, 2015; ORCIOLI-SILVA et al., 2021), assim como artefatos foram removidos por inspeção visual (OLIVEIRA et al., 2017). A análise da densidade espectral de potência (*Power Spectral Density* - PSD) foi realizada com as seguintes frequências de banda: teta (θ): 4-7 Hz; alfa (α): 8-12 Hz; beta (β): 13-30 Hz; gama (γ): 31–50 Hz (calculado representando 4 passos anteriores à ultrapassagem de obstáculos (ORCIOLI-SILVA et al., 2021)). As regiões de interesse (ROI) (1) frontal (F3, F4 e Fz), (2) motor (C3, C4 e FCz), (3) parietal (P3, P4 e PZ) e occipital (O1, O2 e OZ) foram utilizadas para análise (NINA et al., 2014; PRESACCO; FORRESTER; CONTRERAS-VIDAL, 2012). Essas regiões foram selecionadas por poder obter informações sobre regiões cerebrais relacionadas ao planejamento (área motora suplementar/córtex frontal) e execução motora (córtex motor) (ORCIOLI-SILVA et al., 2021), orientação espacial (córtex parietal) e visual (córtex occipital).

Os dados da atividade cortical foram analisados por regiões e por condições: sem obstáculo e com obstáculo (A5, A15, A25, P15, P30 e P45) para melhor entendimento de como a atividade cortical se comporta e se adapta com diferentes dimensões do obstáculo.

4.7 *Análise estatística*

O nível de significância (α) foi mantido em 0,05 para todas as análises e o software SPSS 15.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico. A normalidade e homogeneidade dos dados foram testadas por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Os parâmetros do andar e as bandas de frequência da atividade cortical (frontal, motor, parietal e occipital) foram comparados por meio da ANOVA de duas vias com fatores para grupo (DP x GC) e condições (SO x A5 x A15 x A25 x P15 x P30 x P45). Ainda, uma ANOVA de duas vias com fator grupo (DP x CG) e condição (A5 x A15 x A25 x P15 x

P30 x P45) foi realizada para comparar os parâmetros cinemáticos do andar para passos de ultrapassagem e suporte e para distâncias horizontal e vertical em relação ao obstáculo. Nos casos em que as interações foram significativas, as comparações entre pares foram realizadas por meio do *post-hoc* de Bonferroni.

5 RESULTADOS

A Tabela 1 demonstra as características da amostra. O GDP apresentou maior média em comparação com o GC no teste de mobilidade, FSST (p<0,001). Não houve tentativas em que ocorreu o toque no obstáculo.

Tabela 1. Médias, desvio padrão de range das medidas antropométricas e clínicas da amostra.

	GC	**GDP**	***t***	***p***
n	15 (7M/8F)	15 (7M/8F)	-	-
Idade (anos)	67,85 ± 2,93 (64-73)	67,53 ± 7,53 (53-81)	0,15	0,879
Estatura (cm)	164,07 ± 9,96 (149-182)	163,40 ± 8,10 (151-177)	0,2	0,844
Massa corporal (kg)	73,29 ± 17,03 (54,9-116,5)	70,78 ± 13,23 (44,75-93,4)	-0,828	0,413
MoCA (pts)	27,64 ± 1,44 (26-30)	26,80 ± 2,00 (24-30)	1,289	0,208
UPDRS III (pts)	-	29,3 ± 11,49 (15-53)	-	-
H&Y	-	I (1); II (10); III (4)		
FSST (s)	8,60 ± 1,07 (6,87-10,49)	10,46 ± 1,65 (7,8-13,83)	-3,6	**0,001***

Legenda: * p<0,05; M – masculino; F – feminino; GC – Grupo Controle; DP – Pessoas com Doença de Parkinson; MoCA – *Montreal Cognitive Assessment*; UPDRS-III – Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson; H&Y – Hoehn & Yahr; FSST – *Four Square Step Test*.

5.1 Cinemática do andar

Os valores da análise estatística da cinemática do andar estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Valor de F e p das variáveis cinemáticas. **As diferenças significativas estão em negrito.**

Variável		Grupo F(p)	Condição F(p)	Grupo*Condição F(p)
Comprimento do passo (cm)	**FA**	**6,95(0,01)**	1,445(0,206)	0,141(0,99)
	FU_U	1,07(0,304)	1,84(0,113)	0,42(0,831)
	FU_S	**9,09(0,003)**	0,41(0,840)	0,18(0,969)
Largura do passo (cm)	**FA**	1,328(0,252)	1,649(0,142)	0,689(0,659)
	FU_U	2,88(0,093)	0,985(0,432)	0,68(0,639)
	FU_S	3,88(0,052)	0,91(0,473)	0,29(0,971)
Duração do passo (s)	**FA**	2,695(0,104)	**2,838(0,014)**	1,171(0,328)
	FU_U	1,12(0,291)	**4,14(0,002)**	1,69(0,144)
	FU_S	0,85(0,359)	1,67(0,149)	**2,76(0,023)**
Velocidade do passo (cm/s)	**FA**	**12,618(0,001)**	1,02(0,411)	0,591(0,737)
	FU_U	2,69(0,104)	**3,41(0,007)**	0,76(0,580)
	FU_S	**4,65(0,034)**	0,61(0,686)	1,71(0,141)
Duplo suporte (%)	**FA**	2,624(0,108)	1,869(0,094)	1,351(0,242)
	FU_U	**8,69(0,004)**	1,12(0,353)	0,79(0,555)
	FU_S	0,08(0,773)	2,21(0,061)	**2,51(0,036)**
Distância Horizontal	**UPO**	0,84(0,362)	**3,61(0,005)**	0,18(0,968)
	SPO	0,02(0,886)	**5,07(0,001)**	0,68(0,633)
	UOP	6,38(0,013)	**7,76(0,001)**	0,92(0,468)
	SOP	**8,27(0,005)**	**3,42(0,007)**	0,04(0,999)
Distância Vertical	**UMET**	0,01(0,911)	**21,891(0,001)**	0,48(0,790)
	SMET	**4,16(0,044)**	**17,271(0,001)**	1,85(0,111)

Legenda: FA – fase de aproximação do obstáculo; FU_U – fase de ultrapassagem, perna de ultrapassagem; FU_S – fase de ultrapassagem, perna de suporte; UPO – perna de ultrapassagem pé-obstáculo; SPO – perna de suporte pé-obstáculo; UOP – perna de ultrapassagem obstáculo-pé; SOP – perna de suporte obstáculo-pé; UMET – Ultrapassagem Metatarso; SMET – Suporte Metatarso.

5.1.1 Fase de aproximação ao obstáculo

Os valores de média e desvio padrão DO QUE??? estão apresentados na Figura 3. A análise estatística indicou efeito principal de grupo para comprimento e velocidade do passo. O GDP apresentou menor comprimento ($p<0,01$) e velocidade ($p<0,001$) do passo em comparação com o GC. Houve efeito principal de condição para a variável duração do passo. Durante a condição do A25 foi observado uma maior duração do passo em relação a condição do P30 ($p<0,03$). Não houve interação entre os fatores grupo*condição.

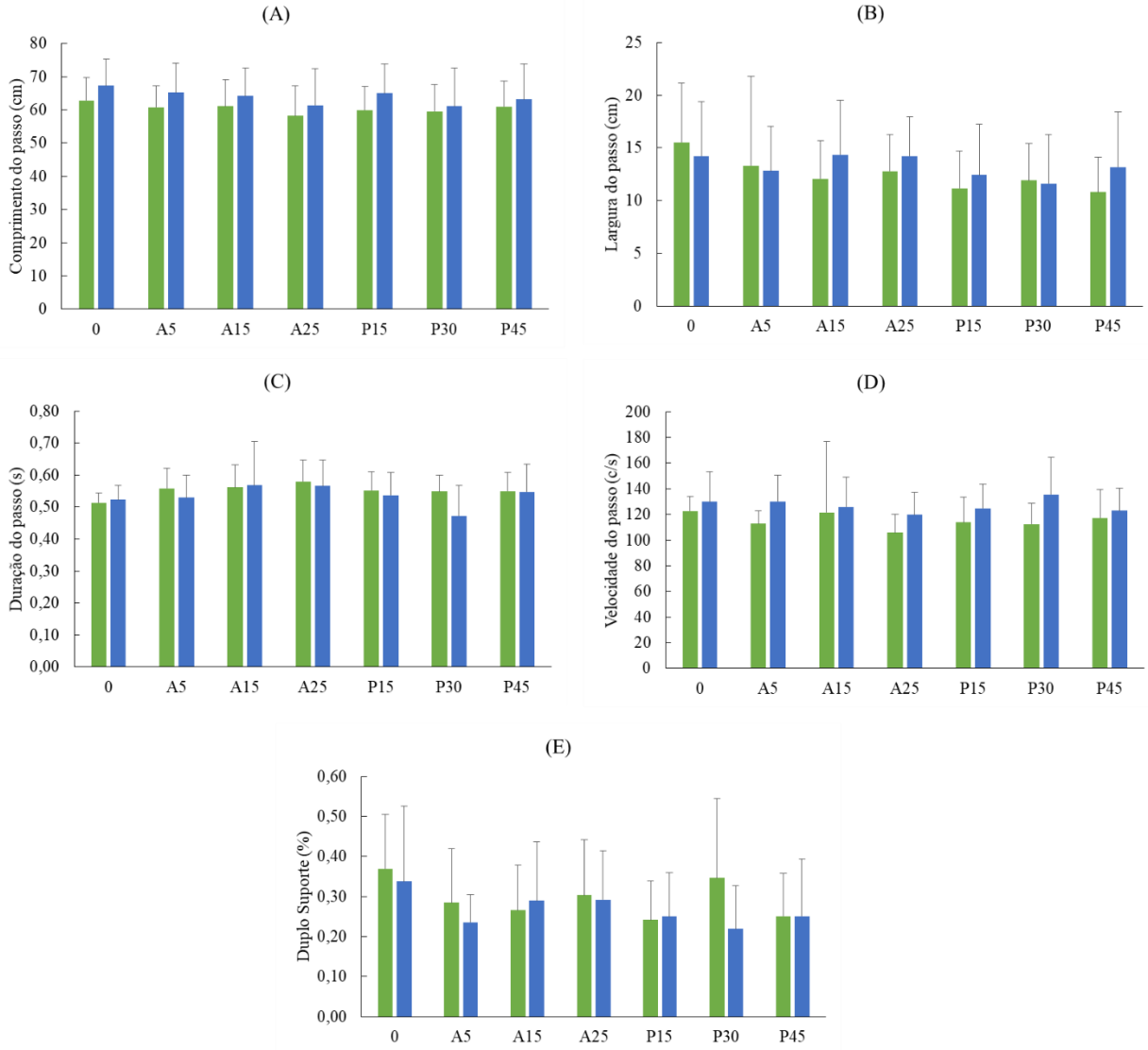


Figura 3. Valores de média e desvio padrão para a fase de aproximação nas variáveis de (A) comprimento, (B) largura, (C) duração e (D) velocidade do passo, assim como (E) duplo suporte.

0 – sem obstáculo; A5 – obstáculo com altura de 5 cm; A15 – obstáculo com altura de 15 cm; A25 – obstáculo com altura de 25 cm; P15 – obstáculo com profundidade de 15 cm; P30 – obstáculo com profundidade de 30 cm; P45 – obstáculo com profundidade de 45 cm.

5.1.2 Fase de ultrapassagem

Os valores de média e desvio padrão dos parâmetros cinemáticos durante a fase de ultrapassagem estão apresentados na Figura 4. A análise estatística para a perna de ultrapassagem indicou efeito principal de grupo para o tempo em duplo suporte. O GDP demonstrou maior tempo em duplo suporte quando comparado com o GC ($p<0,004$). Houve efeito principal de condição nas variáveis de duração e velocidade do passo. O A25 apresentou maior duração do passo em comparação com o A5, P15 e P30 ($p<0,005$, $p<0,025$ e $p<0,023$, respectivamente). Entretanto, o A25 demonstrou menor velocidade do passo quando comparada com o P30 e P45 ($p<0,012$ e $p<0,025$). A ANOVA não revelou interação entre os grupos e condições.

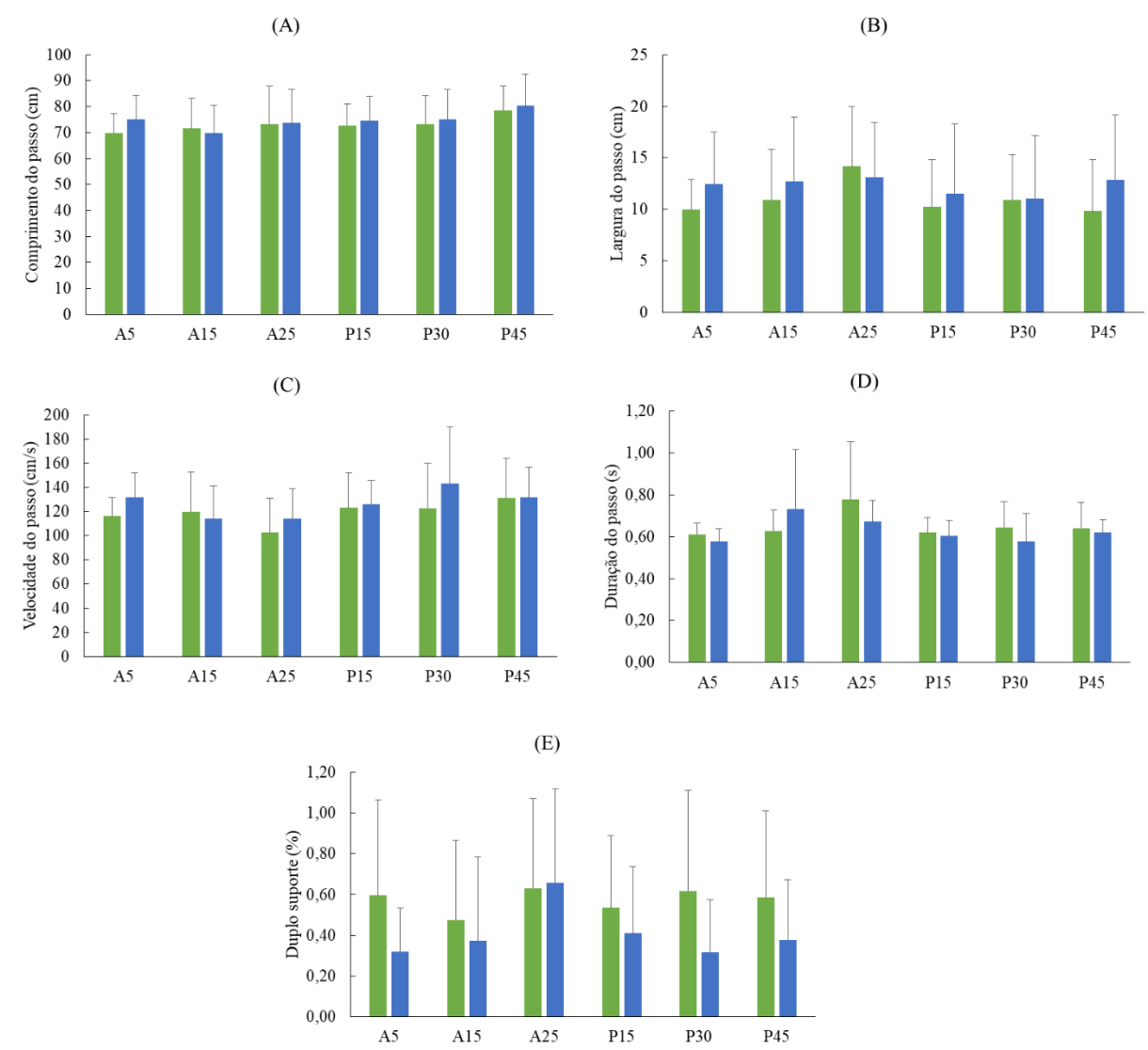


Figura 4. Valores de média e desvio padrão para a fase de ultrapassagem, na perna de ultrapassagem nas variáveis de (A) comprimento, (B) largura, (C) duração e (D) velocidade do passo, assim como (E) duplo suporte.

A5 – obstáculo com altura de 5 cm; A15 – obstáculo com altura de 15 cm; A25 – obstáculo com altura de 25 cm; P15 – obstáculo com profundidade de 15 cm; P30 – obstáculo com profundidade de 30 cm; P45 – obstáculo com profundidade de 45 cm.

Quando a perna de suporte realizou a ultrapassagem do obstáculo, a análise estatística apresentou efeito principal de grupos no comprimento e na velocidade do passo (Tabela 2). O GDP apresentou maior comprimento ($p<0,003$) e velocidade do passo ($p<0,034$) quando comparado com o GC. Não houve efeito principal de condições (Tabela 2). A ANOVA revelou interação nas variáveis de duração do passo e tempo em duplo suporte (Tabela 2 e Figura 5). O GDP apresentou menor duração do passo ($p<0,001$), maior velocidade do passo ($p<0,009$) e maior tempo de duplo suporte ($p<0,004$) em comparação com o GC. O GDP apresentou maior duração do passo no A25 em comparação com o A15 ($p<0,036$); e maior tempo em duplo suporte no A25 em relação ao A5, A15, P15 e P45 ($p<0,002$, $p<0,023$, $p<0,002$ e $p<0,005$, respectivamente).

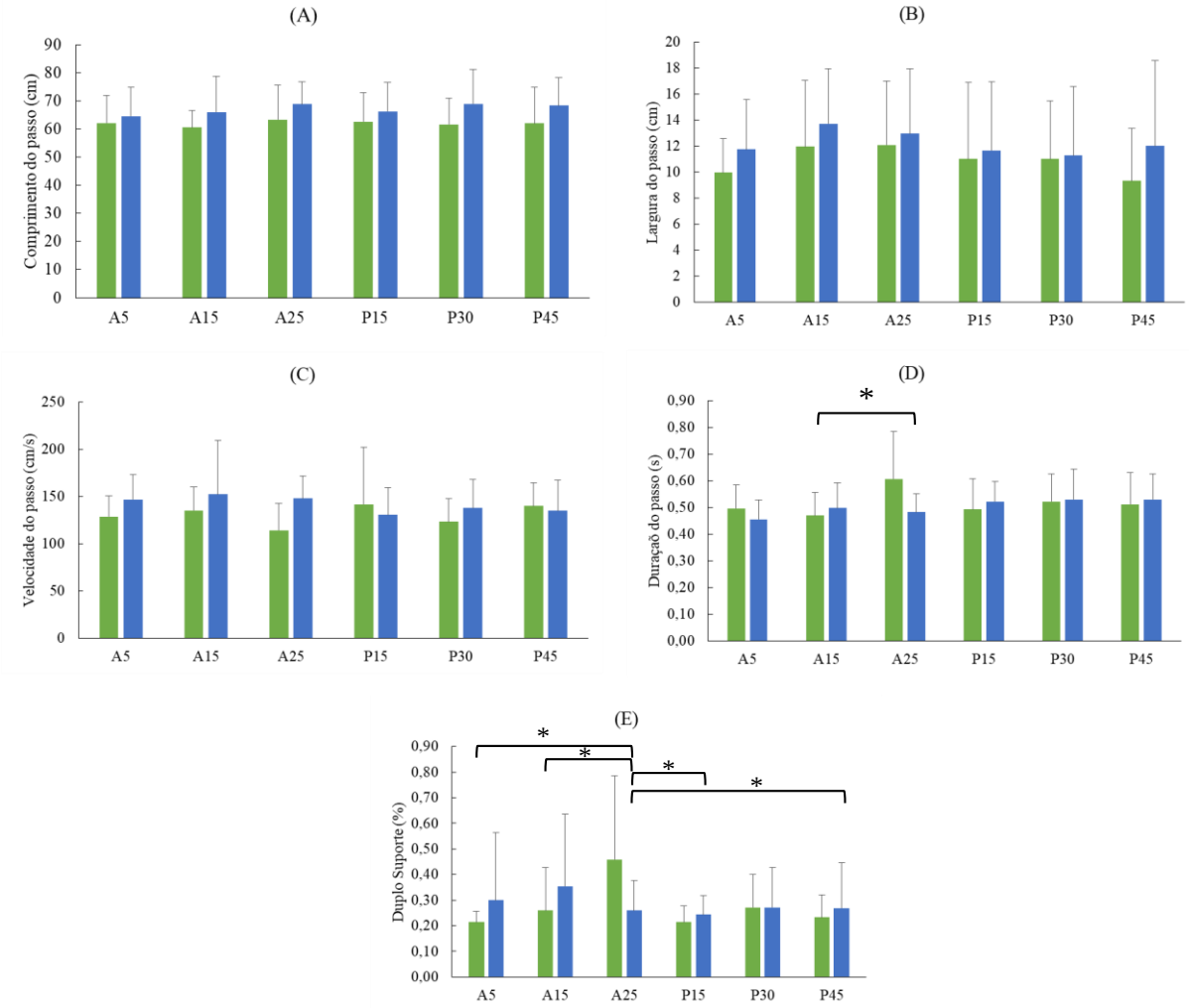


Figura 5. Valores de média e desvio padrão para a fase de ultrapassagem, na perna de suporte nas variáveis de (A) comprimento, (B) largura, (C) duração e (D) velocidade do passo, assim como (E) duplo suporte. *interação significativa entre condições.

A5 – obstáculo com altura de 5 cm; A15 – obstáculo com altura de 15 cm; A25 – obstáculo com altura de 25 cm; P15 – obstáculo com profundidade de 15 cm; P30 – obstáculo com profundidade de 30 cm; P45 – obstáculo com profundidade de 45 cm.

5.1.3 Distâncias horizontal e vertical do obstáculo

Os valores de média e desvio padrão da distância horizontal estão apresentados na figura 6. A análise estatística identificou efeito principal de grupo na distância horizontal (Tabela 2). O GDP apresentou maior distância horizontal para a perna de ultrapassagem e para a perna de suporte ($p<0,013$ e $p<0,005$, respectivamente). Houve efeito principal de condição para as distâncias horizontal pé-obstáculo para perna de suporte, assim como, houve efeito principal para as distâncias horizontal obstáculo-pé para a perna de ultrapassagem e para a perna de suporte (Tabela 2). A distância horizontal pé-obstáculo da perna de suporte no A5 demonstrou ser maior em comparação com o P30 e P45 ($p<0,004$ e $p<0,014$), e o A25 apresentou-se maior em relação ao P30 ($p<0,015$). A distância horizontal obstáculo-pé da perna de ultrapassagem do P30 foi menor que o A5, A15 e A25 ($p<0,001$, $p<0,010$ e $p<0,0001$, respectivamente), e o P45 revelou-se menor que o A5 e A25 ($p<0,006$ e $p<0,001$). A distância horizontal obstáculo-pé da perna de suporte apresentou o P45 menor em comparação com o A15 e A25 ($p>0,030$ ambas). A ANOVA não apresentou interação entre grupos e condições para a distância horizontal (Tabela 2).

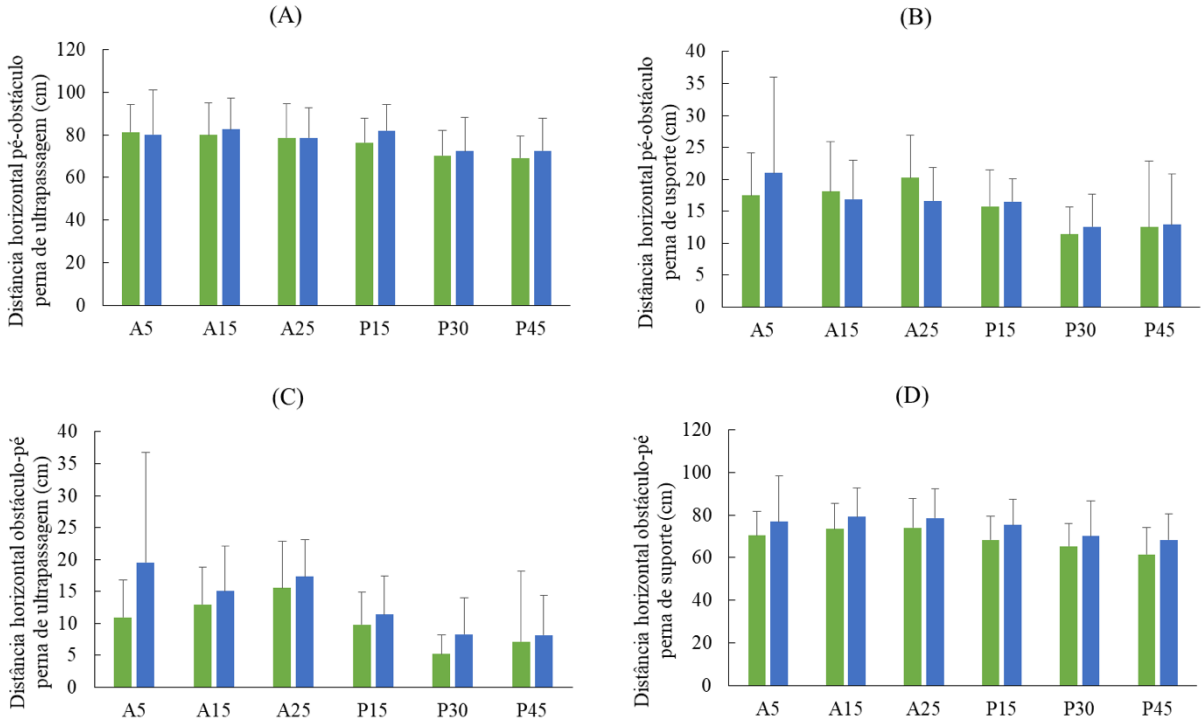


Figura 6. Valores de média e desvio padrão para a distância horizontal pé-obstáculo para a perna de ultrapassagem (A) e perna de suporte (B); e distância horizontal obstáculo-pé para a perna de ultrapassagem (C) e perna de suporte (D).

A5 – obstáculo com altura de 5 cm; A15 – obstáculo com altura de 15 cm; A25 – obstáculo com altura de 25 cm; P15 – obstáculo com profundidade de 15 cm; P30 – obstáculo com profundidade de 30 cm; P45 – obstáculo com profundidade de 45 cm.

Os valores de média e desvio padrão da distância vertical estão apresentados na figura 7. Houve efeito principal de grupos para a distância vertical (Tabela 2). O GDP apresentou menor distância vertical na perna de ultrapassagem ($p<0,001$) e na perna de suporte ($p<0,0001$), quando comparado com o GC. Houve efeito principal de condição para a distância vertical na perna de ultrapassagem e suporte (Tabela 2). O A25 apresentou maior distância vertical na perna de ultrapassagem em relação ao A5, oA15, P15, P30 e P45 ($p<0,0001$, para todos). No entanto, apesar de apresentar menor distância em relação ao A25, o A15 demonstrou maior distância vertical quando comparado com o A5 e o P15 ($p<0,0001$ e $p<0,011$, respectivamente). A mesma situação vista na perna de ultrapassagem foi vista na perna de suporte. O A25 foi maior em relação ao A5, A15, P15, P30 e P45 ($p<0,0001$, para todos), e apesar de ser menor em relação ao A25, o A15 revelou-se maior em relação ao A5 e P15 ($p<0,0001$ e $p<0,026$, respectivamente). A ANOVA não revelou interação significativa entre grupos e condições na distância vertical (Tabela 2).

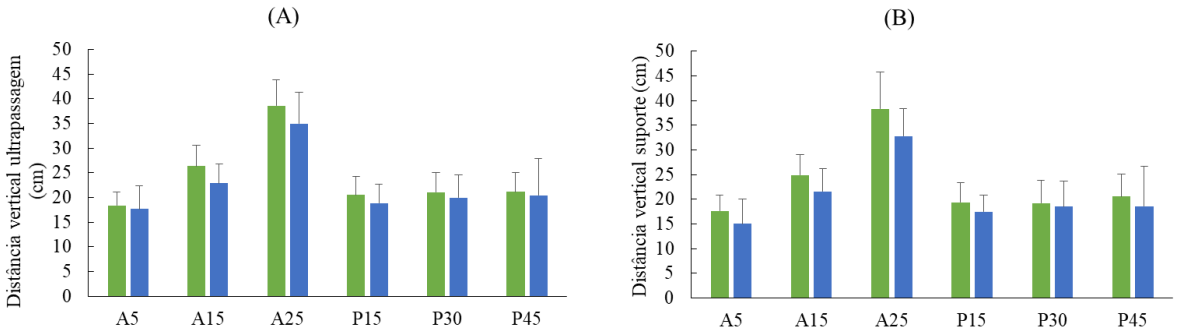


Figura 7. Valores de média e desvio padrão para a distância vertical para a perna de ultrapassagem (A) e perna de suporte (B).

A5 – obstáculo com altura de 5 cm; A15 – obstáculo com altura de 15 cm; A25 – obstáculo com altura de 25 cm; P15 – obstáculo com profundidade de 15 cm; P30 – obstáculo com profundidade de 30 cm; P45 – obstáculo com profundidade de 45 cm.

5.2 Atividade Cortical

A análise estatística indicou efeito principal de grupo na região occipital, na banda β (Figura 8). O GDP demonstrou maior ativação de frequência da banda β em comparação com o GC ($F_{(1,25)}$ = 79,46, p<0,0001). Houve efeito principal de condição na região occipital (Figura 8). A condição A5 gerou maiores alterações na região occipital, em relação a ativação da banda β em comparação com o P45 ($F_{(6,250)}$ = 3,29, p<0,027). A ANOVA não apresentou interação entre grupos e condições (Figura 8).

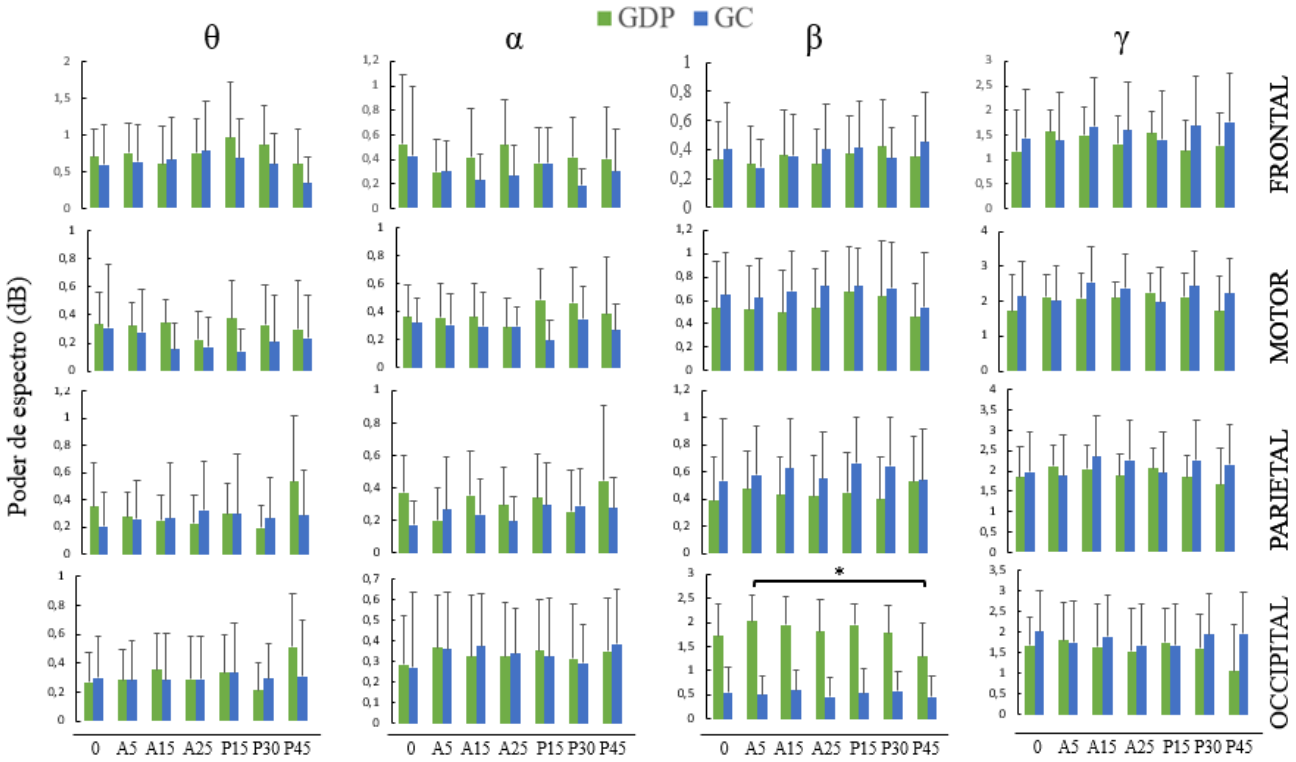


Figura 8. Média e desvio padrão das bandas theta (θ), alfa (α), beta (β) e gama (γ) das regiões frontal, motor, parietal e occipital. *diferença significativa entre condições.

GDP – grupo Doença de Parkinson; GC – grupo controle; 0 – sem obstáculo; A5 – obstáculo com altura de 5 cm; A15 – obstáculo com altura de 15 cm; A25 – obstáculo com altura de 25 cm; P15 – obstáculo com profundidade de 15 cm; P30 – obstáculo com profundidade de 30 cm; P45 – obstáculo com profundidade de 45 cm.

6 DISCUSSÃO

Esta dissertação teve como objetivo entender se a manipulação de altura e profundidade modifica os ajustes motores e corticais para a ultrapassagem de um obstáculo em pessoas com DP. A hipótese de que aconteceria uma alteração cinemática na marcha de pessoas com DP foi parcialmente comprovada. Nos parâmetros cinemáticos o A25 apresentou maior duração do passo na fase de aproximação e ultrapassagem, com menor velocidade e maior distância horizontal após a ultrapassagem, em relação aos outros obstáculos (A5, P15 e P30). A distância vertical foi maior quando comparada com as outras condições (A5, A15, P15, P30 e P45). Em relação ao obstáculo de maior profundidade (P45) esperava-se que houvesse um aumento da velocidade e comprimento do passo durante a ultrapassagem, o que foi parcialmente comprovado. Houve um aumento da velocidade durante a ultrapassagem do P45 na fase de ultrapassagem do obstáculo. Não houve aumento do comprimento do passo para essa fase. No entanto, o P45 apresentou menor distância vertical quando comparado com o A25.

A hipótese de que alterações corticais aconteceriam tanto em obstáculos mais altos quanto em obstáculos mais profundos não foi comprovada nesse estudo. Nos obstáculos mais altos, esperava-se que ocorresse alterações corticais em todas as áreas (frontal, parietal, occipital e motor) e nos obstáculos mais longos, sem a necessidade de áreas associadas a visão, como a occipital. Apenas o GDP apresentou maior ativação da banda beta em região occipital, e ainda, o A5 causou maior alteração em região occipital quando comparado com o P45.

A seguir foram apresentadas explicações para a diferença entre grupos nas tarefas de ultrapassagem de obstáculo e interpretações para os ajustes motores e corticais para a ultrapassagem de obstáculos com diferentes alturas e profundidades.

6.1 Diferenças entre os grupos

Durante a aproximação do obstáculo, o GDP apresentou diminuição do comprimento e da velocidade em relação ao GC. Esse achado condiz com a literatura (CHO et al., 2010; MONTEIRO et al., 2017; MYERS et al., 2018) e está relacionado a maior demanda de tempo para planejamento e execução do movimento. No entanto, quando analisada a fase de ultrapassagem, houve um aumento do comprimento do passo e da velocidade na perna de suporte, e um aumento da porcentagem em duplo suporte na perna de ultrapassagem. Os sintomas característicos da doença podem explicar essas alterações do andar (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; SIMIELI et al., 2017a). A presença de rigidez e instabilidade postural influenciam no andar e causam ajustes exacerbados como uma compensação à demanda

atencional que a tarefa exige (MORRIS et al., 1996b; SIMIELI et al., 2017a). Ainda, essas características podem ser relacionadas a ultrapassagem de obstáculos mais baixos (~5cm) (PIERUCCINI-FARIA et al., 2006; SIMIELI et al., 2017a), mas, como foram vistas durante a ultrapassagem do obstáculo mais alto deste estudo (25cm), podem significar, também, que o GDP realizou a tarefa com ajustes menos arriscados e/ou consideraram o obstáculo como um estímulo visual externo (ALCOCK et al., 2018), em uma estratégia de realizar a ultrapassagem de forma mais segura e efetiva.

O GDP apresentou maior ativação da banda β na região occipital quando comparado com o GC. Inesperadamente não obtivemos significância em relação as bandas α (que está associada a atividade motora (BURCIU; VAILLANCOURT, 2018)), θ (envolvida na detecção de erros e controle postural durante a percepção do ambiente (BOSCH et al., 2021; CHANG et al., 2016)) e γ (envolvida na facilitação de movimentos automáticos (JENKINSON; KÜHN; BROWN, 2013) e integração sensório-motora (CHANG et al., 2016)) em nenhuma das regiões analisadas, em nenhum dos grupos apresentados. Considerando que como o GC não apresentou qualquer diferença entre as regiões (frontal, motor e parietal) e bandas, a maior ativação do GDP na região occipital foi uma forma de compensar os déficits sensoriais periféricos desta população (HAMACHER et al., 2015). Possivelmente, esta foi uma estratégia para melhorar a precisão e ajustes dos movimentos durante uma tarefa que demanda de mais atenção, como a ultrapassagem de obstáculos.

A maior ativação da onda β das pessoas com DP está associada aos sintomas motores da DP. Especificamente, a maior atividade da onda β na região occipital pode estar relacionada ao núcleo subtalâmico (BROWN et al., 2001), uma das regiões responsáveis em realizar a modulação do movimento (CHOPEK; HULTBORN; BROWNSTONE, 2019). Assim, a presença dos sintomas motores na DP explicam a maior ativação de onda β encontrada nesse estudo.

A presença de dicas externas (visuais e/ou auditivas) estimulam a modulação da atividade β antes de realizar o movimento. Esse fator representa maior dependência visual para realizar a marcha (VAN DEN HEUVEL et al., 2018). Nesse estudo, a onda β apresentou maior ativação durante o andar em obstáculos que modificaram a altura, ou seja, os participantes necessitaram mais da visão para realizar a tarefa. Esse achado não condiz com o estudo de Kuhn e colaboradores (2004), onde a onda β encontra-se de forma reduzida durante o movimento (KÜHN et al., 2004). Ainda, devido ao fato de que os grupos não apresentaram nenhuma modificação cortical pode-se entender que não há uma alta demanda cortical em realizar o

planejamento para ultrapassar obstáculos, e com isso, os participantes apresentaram maior dependência visual.

6.2 Efeitos da manipulação do obstáculo

O A25, o obstáculo mais alto desse estudo, causou mudanças nas variáveis cinemáticas do andar. Esse obstáculo gerou um aumento da duração do passo, duplo suporte, distância horizontal e distância vertical. O aumento da duração do passo quando a perna de suporte ultrapassou o A25 condiz com estudos prévios que utilizaram alturas mais baixas (~15cm) (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010). Esse achado sugere que até uma altura de 15 cm, pessoas com DP apresentam o mesmo comportamento e a mesma estratégia para ultrapassagem de um obstáculo. O aumento da duração do passo pode estar relacionado aos sintomas de lentidão dos movimentos e déficits no planejamento apresentados pelo GDP, indicando uma estratégia para realizar a ultrapassagem de forma segura sem encostar no obstáculo.

As alterações presentes no A25 demonstram a busca por formas mais seguras e estáveis de realizar a ultrapassagem no GDP. A DP causa um déficit no planejamento, processamento, realização de ajustes e execução do movimento (ALCOCK et al., 2018; AMBIKE et al., 2021). Esse déficit causa compensações no andar como uma maior aproximação do pé ao obstáculo antes da ultrapassagem (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010), para aumentar o tempo de planejamento para realizar a ultrapassagem ou qualquer outro ajuste durante o caminho.

Mesmo sem levar em consideração os grupos, o A25 apresentou maior duração do passo em comparação com os outros obstáculos. Na fase de aproximação, demonstrou maior duração do passo do que o P30; e na fase de ultrapassagem, maior duração do passo do que o A5, P15 e P30. Esses resultados demonstram que o obstáculo mais alto causa, tanto em pessoas com DP como em pessoas neurologicamente sadias, alterações no andar quando relacionado com os outros obstáculos. Esse fator pode estar relacionado com o tempo de processamento de informações do meio externo para que ocorra ajustes do andar antes, durante e depois a ultrapassagem do obstáculo (MOLLAEI et al., 2017; PATLA; DAVIES; NIECHWIEJ, 2004). Ainda, considerando que foi maior que os obstáculos profundos P15 e P30, pode-se entender que o obstáculo com altura maior exige que a pessoa aumente a duração do passo para realizar a ultrapassagem, provavelmente pela demanda visual que é solicitada durante essa tarefa. Além disso, o A25 apresentou maior distância horizontal e em relação aos outros obstáculos. Essa

informação pode estar relacionada ao planejamento do movimento. Para que não ocorra o toque acidental ou tropeço no obstáculo (ALCOCK et al., 2018), os participantes do estudo apresentaram o comportamento de aumentar a distância vertical do pé em relação ao obstáculo, e aumentar a distância horizontal do pé ao obstáculo durante a ultrapassagem. Este resultado condiz com o estudo de Pan e colaboradores (2016), em que idosos possuem uma estratégia mais segura, com diminuição da velocidade, maior duração do passo e maior distância do pé em relação ao obstáculo na ultrapassagem na intenção de realizar a ultrapassagem de forma efetiva (PAN et al., 2016).

Nesse estudo, o A15 causou aumento da duração do passo, aumento da porcentagem de duplo suporte e diminuição da velocidade no GDP em comparação com o GC durante a ultrapassagem. Além disso, apresentou maior distância vertical em relação ao A5 e P15. Essa característica pode indicar que a altura de 15 cm seja considerada uma margem de segurança para altura do pé, por possuir relação com o cotidiano dessas pessoas ao descer o meio fio da rua, já que esta possui altura de 12 a 15cm, de acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) (SIMIELI et al., 2017a, 2018). Ainda, os participantes podem ter subestimado a altura de 15cm, levando em conta que, por estar presente no cotidiano, é considerado comum.

Todas as alturas (A5, A15 e A25) causaram algo a mais em comparação com os obstáculos com alteração de profundidade (P15, P30 e P45). No entanto, pelo fato dos obstáculos de profundidade modificada apresentarem a mesma altura (5cm), pode-se dizer que essa combinação de altura e profundidade não gerou alterações cinemáticas quando comparada com alturas maiores de 5cm com profundidade. Ainda, os participantes podem ter utilizado os obstáculos como dicas visuais externas e que, de certa forma, facilitaram o ajuste para realizar a tarefa (ALCOCK et al., 2018; GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010). É visto que um estímulo externo pode influenciar no andar e no movimento em pessoas com DP (GALNA; MURPHY; MORRIS, 2010; RUBINSTEIN; GILADI; HAUSDORFF, 2002). Alterações na distância horizontal e vertical do pé em relação ao obstáculo demonstram o quanto a altura interfere nos ajustes para realizar uma ultrapassagem, tanto com a perna de ultrapassagem, quanto na perna de suporte.

O maior obstáculo profundo (45cm) apresentou aumento na velocidade durante a ultrapassagem e uma diminuição da distância horizontal após a ultrapassagem. Essa característica pode estar relacionada com o uso desse obstáculo como uma dica visual externa, que leva ao posicionamento mais próximo do pé ao obstáculo em uma estratégia mais segura para se manter estável durante a tarefa. Com a profundidade maior, é necessário um aumento

no comprimento do passo e consequentemente, um aumento na velocidade durante a ultrapassagem para que não ocorra toques ou tropeços. Nessa condição, o meio utilizado pelos participantes foi retirar o pé antes de realizar a ultrapassagem e chegar com solo com o pé mais próximo do obstáculo. Pode-se considerar uma estratégia arriscada porque pode levar ao contato mais facilmente, e pessoas com DP possuem a tendência de aproximar o pé do obstáculo antes e após de realizar a ultrapassagem.

6.3 Aplicabilidade clínica

Clinicamente, o uso de obstáculos com maior altura (25 cm) podem ser úteis no tratamento de pessoas com DP como forma de intervenção para melhor ajustes durante o andar e aplicabilidade no dia-a-dia. Um programa de intervenção visando aspectos motores e cognitivos podem melhorar a automaticidade do movimento e promover mobilidade em pessoas com DP (RANCHET et al., 2020). Com isso, tanto ambientes fechados como clínicas e casas de repouso, quanto ambientes abertos em praças, ruas e meios de transportes, podem utilizar essa informação para melhor planejamento e segurança dessas pessoas.

No meio clínico, o uso de obstáculos mais profundos (por exemplo, 45 cm) ajudam também no planejamento e delineamento de protocolos com objetivo de prevenção de quedas e melhora do andar. A presença de obstáculos dessa profundidade está no cotidiano de qualquer pessoa que caminhe pela rua por meio de buracos, poças d'água e valetas. Incluir treinamentos envolvendo ultrapassagem de obstáculos irá ajudar idosos e idosos com DP a não somente desviar de obstáculos, mas também, poder ultrapassá-los sem maiores dificuldades.

6.4 Limitações

Esse estudo apresentou limitações. Uma delas é o número limitado de duas tentativas por condição. Pode ser que realizar mais vezes a ultrapassagem nos obstáculos mais altos e mais profundos possa gerar maiores ajustes motores. Outra limitação é que não utilizamos nenhum equipamento para avaliação e observação do comportamento visual, fator esse que pode influenciar na negociação com obstáculos em pessoas com DP (VITÓRIO et al., 2013) e que, nesse estudo, apresentou maior ativação em região responsável pela visão. Ainda, na análise da atividade cortical, em que não separamos a atividade em eventos para classificar o exato momento em que houve a ultrapassagem do obstáculo. Com relação aos grupos, em específico o GDP, não realizamos a análise separada em cada estágio da doença (verificada por meio da H&Y), o que poderia nos fornecer informações detalhadas da resposta as condições

propostas pelo estudo. Por fim, em relação ao tamanho dos obstáculos. A profundidade alterada de 45 cm pode ter sido um obstáculo que não gerou modificações suficientes devido à altura ser de 5 cm, e com isso, não sabemos como pessoas com DP se ajustam com obstáculos mais profundos com alturas acima de 5 cm.

7 CONCLUSÃO

Em conclusão, os achados desse estudo indicam que pessoas com DP apresentam alterações cinemáticas no andar com o obstáculo modificado na altura com 25 cm e modificado na profundidade com 45 cm, tornando-se uma tarefa mais desafiadora para pessoas com DP. A presença do obstáculo mais alto (25 cm) exige a busca por estratégias mais seguras para a sua ultrapassagem por pessoas com DP, já que estas apresentam o planejamento, processamento de informações e execução do movimento prejudicadas. Diferente do que foi visto no obstáculo mais profundo (45 cm), com maior velocidade do passo, na tentativa de realizar a ultrapassagem de forma efetiva sem tropeços. No entanto, o obstáculo de 15 cm gerou alterações cinemáticas entre os grupos, com maior duração do passo e duplo suporte, e menor velocidade no GDP, o que pode indicar que 15 cm seja a altura inicial para causar alterações no andar. Não houve alterações nas regiões de análise da atividade cortical, no entanto houve maior recrutamento da banda β apenas na condição com obstáculo alto de 5 cm, o que parece indicar um meio de compensar a falta de planejamento e processamento de informações. E ainda, ativação apenas da região occipital, área responsável pelo sistema visual. Essa informação condiz com o uso de um obstáculo mais profundo como uma dica visual externa, melhorando a estratégia para realizar a ultrapassagem sem tropeços ou quedas.

REFERÊNCIAS

ADKIN, A. L.; BLOEM, B. R.; ALLUM, J. H. J. Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 22, n. 3, p. 240–249, 2005.

AL-YAHYA, E. et al. Neural Substrates of Cognitive Motor Interference During Walking; Peripheral and Central Mechanisms. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 12, n. January, p. 1–13, 2019.

ALCOCK, L. et al. Gait & Posture Special Issue: Gait adaptations in response to obstacle type in fallers with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 61, n. January, p. 368–374, 2018.

ALLEN, N. E.; SCHWARZEL, A. K.; CANNING, C. G. Recurrent falls in parkinson's disease: A systematic review. **Parkinson's Disease**, v. 2013, 2013.

AMBIKE, S. et al. Step length synergy while crossing obstacles is weaker in patients with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 84, p. 340–345, 2021.

ASSAD, M. et al. Disease severity and prefrontal cortex activation during obstacle negotiation among patients with Parkinson's disease: Is it all as expected? **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 101, n. March, p. 20–26, 2022.

BALESTRINO, R.; SCHAPIRA, A. H. V. Parkinson disease. **European Journal of Neurology**, v. 27, n. 1, p. 27–42, 2020.

BARBIERI, F. A. et al. Obstacle Avoidance Increases Asymmetry of Crossing Step in Individuals With Parkinson's Disease and Neurologically Healthy Individuals. **Journal of Motor Behavior**, v. 50, n. 1, p. 17–25, 2018.

BLOEM, B. R. et al. Falls and freezing of Gait in Parkinson's disease: A review of two interconnected, episodic phenomena. **Movement Disorders**, v. 19, n. 8, p. 871–884, 2004.

BLOEM, B. R.; OKUN, M. S.; KLEIN, C. Parkinson's disease. **The Lancet**, v. 397, n. 10291, p. 2284–2303, 2021.

BOSCH, T. J. et al. Cortical and Cerebellar Oscillatory Responses to Postural Instability in Parkinson's Disease. **Frontiers in Neurology**, v. 12, n. November, p. 1–11, 2021.

BROWN, P. et al. Dopamine dependency of oscillations between subthalamic nucleus and pallidum in Parkinson's disease. **Journal of Neuroscience**, v. 21, n. 3, p. 1033–1038, 2001.

BURCIU, R. G.; VAILLANCOURT, D. E. Imaging of Motor Cortex Physiology in Parkinson's Disease. **Movement Disorders**, v. 33, n. 11, p. 1688–1699, 2018.

CARPINELLA, I. et al. Locomotor function in the early stage of Parkinson's disease. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 15, n. 4, p. 543–551, 2007.

CHANG, C. J. et al. Cortical modulation of motor control biofeedback among the elderly with high fall risk during a posture perturbation task with augmented reality. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 8, n. APR, p. 3389, 2016.

CHASTAN, N. et al. Prediagnostic markers of idiopathic Parkinson's disease: Gait, visuospatial ability and executive function. **Gait and Posture**, v. 68, n. December 2018, p. 500–505, 2019.

CHAUMON, M.; BISHOP, D. V. M.; BUSCH, N. A. A practical guide to the selection of independent components of the electroencephalogram for artifact correction. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 250, p. 47–63, 2015.

CHO, C. et al. Frequency-Velocity Mismatch: A Fundamental Abnormality in Parkinsonian Gait. **Journal of Neurophysiology**, v. 103, n. 3, p. 1478–1489, 2010.

CHOPEK, J. W.; HULTBORN, H.; BROWNSTONE, R. M. Multistable properties of human subthalamic nucleus neurons in Parkinson's disease. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 116, n. 48, p. 24326–24333, 2019.

CIESIELSKA, N. et al. Is the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) test better suited than the Mini-Mental State Examination (MMSE) in mild cognitive impairment (MCI) detection among people aged over 60? Meta-analysis. **Psychiatria Polska**, v. 50, n. 5, p. 1039–1052, 2016.

DE LAU, L. M. L.; BRETELER, M. M. B. Epidemiology of Parkinson's disease. **The Lancet. Neurology**, v. 5, n. 6, p. 525–535, jun. 2006.

DEMIRCI, M. et al. A Mismatch Between Kinesthetic and Visual Perception in Parkinson's Disease. **Ann Neurol**, v. 41, p. 781–788, 1997.

DIRNBERGER, G.; JAHANSHAHI, M. Executive dysfunction in Parkinson ' s disease : A review. p. 193–224, 2013.

DITE, W.; TEMPLE, V. A. A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 11, p. 1566–1571, 2002.

DORSEY, E. R. Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. **Neurology**, v. 68, n. 5, p. 384–6, 2007.

DUNCAN, R. P.; EARHART, G. M. Four Square Step Test performance in people with parkinson disease. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 37, n. 1, p. 2–8, 2013.

EKKER, M. S. et al. Ocular and visual disorders in Parkinson's disease: Common but frequently overlooked. **Parkinsonism & related disorders**, v. 40, p. 1–10, jul. 2017.

GALNA, B. et al. Progression of gait dysfunction in incident Parkinson's disease: Impact of

medication and phenotype. **Movement Disorders**, v. 30, n. 3, p. 359–367, 2015.

GALNA, B.; MURPHY, A. T.; MORRIS, M. E. Obstacle crossing in people with Parkinson's disease: Foot clearance and spatiotemporal deficits. **Human Movement Science**, v. 29, n. 5, p. 843–852, 2010.

GALNA, B.; MURPHY, A. T.; MORRIS, M. E. Obstacle crossing in Parkinson's disease: Mediolateral sway of the centre of mass during level-ground walking and obstacle crossing. **Gait and Posture**, v. 38, n. 4, p. 790–794, 2013.

GAO, C. et al. Freezing of gait in Parkinson's disease: Pathophysiology, risk factors and treatments. **Translational Neurodegeneration**, v. 9, n. 1, p. 1–22, 2020.

GAZIBARA, T. et al. Circumstances of falls and fall-related injuries among patients with Parkinson's disease in an outpatient setting. **Geriatric Nursing**, v. 35, n. 5, p. 364–369, 2014.

GAZIBARA, T. et al. Near-falls in people with Parkinson's disease: Circumstances, contributing factors and association with falling. **Clinical Neurology and Neurosurgery**, v. 161, n. July, p. 51–55, 2017.

GIBB, W. R.; LEES, A. J. The relevance of the Lewy body to the pathogenesis of idiopathic Parkinson's disease. **Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry**, v. 51, n. 6, p. 745–752, jun. 1988.

GRAY, J. C.; GRIMSBY, O. Chapter 5 - Interrelationship of the Spine, Rib Cage, and Shoulder. In: DONATELLI, R. A. (Ed.). . **Physical Therapy of the Shoulder (Fourth Edition)**. Fourth Edi ed. Saint Louis: Churchill Livingstone, 2004. p. 133–185.

GRAY, P.; HILDEBRAND, K. Fall Risk Factors in Parkinson's Disease. **Journal of Neuroscience Nursing**, v. 32, n. 4, p. 222–228, ago. 2000.

GRAYBIEL, A. M. The basal ganglia: Learning new tricks and loving it. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 15, n. 6, p. 638–644, 2005.

GRILLNER, S. et al. Neural bases of goal-directed locomotion in vertebrates-An overview. **Brain Research Reviews**, v. 57, n. 1, p. 2–12, 2008.

HAMACHER, D. et al. Brain activity during walking: A systematic review. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 57, p. 310–327, 2015.

HAN, C. X. et al. Investigation of EEG abnormalities in the early stage of Parkinson's disease. **Cognitive Neurodynamics**, v. 7, n. 4, p. 351–359, 2013.

HASS, C. J. et al. Quantitative normative Gait data in a large cohort of ambulatory persons with parkinson's disease. **PLoS ONE**, v. 7, n. 8, p. 4–8, 2012.

HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism : onset , progression , and mortality. v. 17, n. May, 1967.

HOSKOVCOVÁ, M. et al. Predicting falls in Parkinson disease: What is the value of instrumented testing in off medication state? **PLoS ONE**, v. 10, n. 10, p. 1–13, 2015.

HUGHES, A. J. et al. Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 55, n. 3, p. 181–184, 1 mar. 1992.

JENKINSON, N.; KÜHN, A. A.; BROWN, P. Gamma oscillations in the human basal ganglia. **Experimental Neurology**, v. 245, p. 72–76, 2013.

JOSHI, V.; NANAVATI, N. A review of EEG signal analysis for diagnosis of neurological disorders using machine learning. **Journal of Biomedical Photonics and Engineering**, v. 7, n. 4, p. 1–17, 2021.

KALIA, L. V.; LANG, A. E. Parkinson's disease. **The Lancet**, v. 386, n. 9996, p. 896–912, 2015.

KANDEL, E. et al. **Princípios de Neurociências - 5.ed.** [s.l.] AMGH Editora, 2014.

KIM, J. et al. The four square step test for assessing cognitively demanding dynamic balance in parkinson's disease patients. **Journal of Movement Disorders**, v. 14, n. 3, p. 208–213, 2021.

KOLLER, W. C. et al. Falls and Parkinson's disease. **Clinical neuropharmacology**, v. 12, n. 2, p. 98–105, abr. 1989.

KÜHN, A. A. et al. Event-related beta desynchronization in human subthalamic nucleus correlates with motor performance. **Brain**, v. 127, n. 4, p. 735–746, 2004.

LA FOUGÈRE, C. et al. Real versus imagined locomotion: A [18F]-FDG PET-fMRI comparison. **NeuroImage**, v. 50, n. 4, p. 1589–1598, 2010.

LATT, M. D. et al. Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: A comparison of fallers and nonfallers. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 64, n. 6, p. 700–706, 2009.

LIN, C. L.; HSIEH, Y. W.; CHEN, H. Y. Age-related differences in alpha and beta band activity in sensory association brain areas during challenging sensory tasks. **Behavioural Brain Research**, v. 408, n. March, p. 113279, 2021.

MACTIER, K. et al. The relationship between real world ambulatory activity and falls in incident Parkinson's disease: Influence of classification scheme. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 21, n. 3, p. 236–242, 2015.

MAIDAN, I. et al. The Role of the Frontal Lobe in Complex Walking among Patients with Parkinson's Disease and Healthy Older Adults: An fNIRS Study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 30, n. 10, p. 963–971, 2016a.

MAIDAN, I. et al. Altered brain activation in complex walking conditions in patients with

Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 25, p. 91–96, 2016b.

MAIDAN, I. et al. Age-associated changes in obstacle negotiation strategies: Does size and timing matter? **Gait and Posture**, v. 59, n. September 2017, p. 242–247, 2018.

MARINO, B. L. B. et al. Parkinson's Disease: A Review from Pathophysiology to Treatment. **Mini-Reviews in Medicinal Chemistry**, v. 20, n. 9, p. 754–767, 2019.

MARSDEN, C. D. The mysterious motor function of the basal ganglia: the Robert Wartenberg Lecture. **Neurology**, v. 32, n. 5, p. 514–539, maio 1982.

MCKEE, K. E.; HACKNEY, M. E. The Four Square Step Test in individuals with Parkinson's disease: association with executive function and comparison with older adults. **NeuroRehabilitation**, v. 35, n. 2, p. 279–289, jan. 2014.

MOLLAEI, N. et al. Different protocols for analyzing behavior and adaptability in obstacle crossing in parkinson's disease. **Clinical Interventions in Aging**, v. 12, p. 1843–1857, 2017.

MONTEIRO, E. P. et al. Aspectos biomecânicos da locomoção de pessoas com doença de Parkinson: revisão narrativa. **Revista Brasileira de Ciencias do Esporte**, v. 39, n. 4, p. 450–457, 2017.

MONTERO-ODASSO, M. et al. Gait and cognition: A complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 60, n. 11, p. 2127–2136, 2012.

MOORE, S. T. et al. Locomotor response to levodopa in fluctuating Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 184, n. 4, p. 469–478, 2008.

MORRIS, M. et al. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. **Movement Disorders**, v. 13, n. 1, p. 61–69, 1998.

MORRIS, M. E. et al. The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. **Brain**, v. 117, n. 5, p. 1169–1181, 1994.

MORRIS, M. E. et al. Stride length regulation in Parkinson's disease: Normalization strategies and underlying mechanisms. **Brain**, v. 119, n. 2, p. 551–568, 1996a.

MORRIS, M. E. et al. Temporal stability of gait in Parkinson's disease. **Physical Therapy**, v. 76, n. 7, p. 763–789, 1996b.

MORRIS, M. E. et al. Falls and mobility in Parkinson's disease: Protocol for a randomised controlled clinical trial. **BMC Neurology**, v. 11, 2011.

MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; GALNA, B. Gait festination and freezing in Parkinson's disease: Pathogenesis and rehabilitation. **Movement Disorders**, v. 23, n. SUPPL. 2, 2008.

MYERS, P. S. et al. Effects of exercise on gait and motor imagery in people with Parkinson disease and freezing of gait. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 53, n. May, p. 89–95,

2018.

NASREDDINE, Z. S. et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 53, n. 4, p. 695–699, abr. 2005.

NINA, B. et al. Slowing of EEG background activity in Parkinson's and Alzheimer's disease with early cognitive dysfunction. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 6, n. OCT, p. 1–6, 2014.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia Avaliação e Tratamento**. 5ª edição ed. Barueri: [s.n.].

OLIVEIRA, A. S. et al. A channel rejection method for attenuating motion-related artifacts in EEG recordings during walking. **Frontiers in Neuroscience**, v. 11, n. APR, p. 1–17, 2017.

ORCIOLI-SILVA, D. et al. Walking behavior over multiple obstacles in people with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 58, n. September, p. 510–515, 2017.

ORCIOLI-SILVA, D. et al. Objective measures of unobstructed walking and obstacle avoidance in Parkinson's disease subtypes. **Gait and Posture**, v. 62, n. February, p. 405–408, 2018.

ORCIOLI-SILVA, D. et al. Is Cortical Activation During Walking Different Between Parkinson's Disease Motor Subtypes? **The Journals of Gerontology: Series A**, v. XX, n. Xx, p. 1–7, 2020.

ORCIOLI-SILVA, D. et al. Cortical Activity Underlying Gait Improvements Achieved With Dopaminergic Medication During Usual Walking and Obstacle Avoidance in Parkinson Disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 35, n. 5, p. 406–418, 2021.

PALMER, S. J. et al. θ, β But not α-band EEG connectivity has implications for dual task performance in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 16, n. 6, p. 393–397, 2010.

PAN, H. F. et al. Strategies for obstacle crossing in older adults with high and low risk of falling. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 5, p. 1614–1620, 2016.

PARK, J.-H.; KANG, Y.-J.; HORAK, F. B. What Is Wrong with Balance in Parkinson's Disease? **Journal of Movement Disorders**, v. 8, n. 3, p. 109–114, 2015.

PATLA, A. E. et al. Visual Control of Locomotion: Strategies for Changing Direction and for Going over Obstacles. **Journal of experimental psychology. Human perception and performance**, v. 17, n. 3, p. 603–634, 1991.

PATLA, A. E.; DAVIES, T. C.; NIECHWIEJ, E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. **Experimental Brain Research**, v. 155, n. 2, p. 173–185, 2004.

PATLA, A. E.; VICKERS, J. N. Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? **NeuroReport**, v. 8, n. 17, p. 3661–3665, 1997.

PELICIONI, P. H. S. et al. Cortical activation during gait adaptability in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 91, p. 247–253, 2022.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. **Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principlesClinical Neurophysiology**, 1999. Disponível em: <https://www.studiemeesters.nl/studietips/de-likertschaal-voor-enquetevragen-scriptieonderzoek/>

PIERUCCINI-FARIA, F. et al. Parâmetros cinemáticos da marcha com obstáculos em idosos com Doença de Parkinson, com e sem efeito da levodopa: um estudo piloto. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n. 2, p. 233–239, 2006.

PLAYFER, J. R. Falls and Parkinson's disease. **Age and Ageing**, v. 30, n. 1, p. 3–4, 1 jan. 2001.

PRESACCO, A.; FORRESTER, L. W.; CONTRERAS-VIDAL, J. L. Decoding Intra-Limb and Inter-Limb Kinematics During Treadmill Walking From Scalp Electroencephalographic (EEG) Signals. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 20, n. 2, p. 212–219, 2012.

RANCHET, M. et al. Changes in Prefrontal Cortical Activity During Walking and Cognitive Functions Among Patients With Parkinson's Disease. **Frontiers in Neurology**, v. 11, n. December, p. 1–13, 2020.

RUBINSTEIN, T. C.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J. M. The power of cueing to circumvent dopamine deficits: a review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. **Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society**, v. 17, n. 6, p. 1148–1160, nov. 2002.

SEGEV-JACUBOVSKI, O. et al. The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk? **Expert Review of Neurotherapeutics**, v. 11, n. 7, p. 1057–1075, 9 jul. 2011.

SHIBLEY, R. et al. Quality of life in Parkinson's disease: The relative importance of the symptoms. **Movement Disorders**, v. 23, n. 10, p. 1428–1434, 2008.

SIMIELI, L. et al. The variability of the steps preceding obstacle avoidance (approach phase) is dependent on the height of the obstacle in people with Parkinson's disease. **PLoS ONE**, v. 12, n. 9, p. 1–15, 2017a.

SIMIELI, L. et al. Gaze and motor behavior of people with PD during obstacle circumvention. **Gait and Posture**, v. 58, n. April, p. 504–509, 2017b.

SIMIELI, L. et al. Variability of crossing phase in older people with Parkinson's disease is dependent of obstacle height. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, p. 1–7, 2018.

SINGER, W. Cortical Activity and and Learning. p. 349–374, 1993.

SOYUER, F. et al. İdiopatik Parkinson Hastalarında Düşme Sıklığının, Sosyo-Demografik Ve Klinik Faktörlerleİlişkisi. **Turk Noroloji Dergisi**, v. 23, n. 1, p. 9–14, 2017.

STAM, C. J. et al. Clinical correlates of quantitative EEG in Parkinson disease. **Neurology**, v. 91, n. 19, p. 871–883, 2018.

STEGEMÖLLER, E. L. et al. Postural instability and gait impairment during obstacle crossing in parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 4, p. 703–709, 2012.

STOFFERS, D. et al. Slowing of oscillatory brain activity is a stable characteristic of Parkinson's disease without dementia. **Brain**, v. 130, n. 7, p. 1847–1860, 2007.

STOFFERS, D. et al. Increased cortico-cortical functional connectivity in early-stage Parkinson's disease: An MEG study. **NeuroImage**, v. 41, n. 2, p. 212–222, 2008.

STOLZE, H. et al. Falls in frequent neurological diseases: Prevalence, risk factors and aetiology. **Journal of Neurology**, v. 251, n. 1, p. 79–84, 2004.

STUART, S. et al. Cortical activity during walking and balance tasks in older adults and Parkinson's disease: a structured review. **Maturitas**, v. 113, p. 53–72, 2019.

SURMEIER, D. J.; OBESO, J. A.; HALLIDAY, G. M. Parkinson's Disease Is Not Simply a Prion Disorder. **The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience**, v. 37, n. 41, p. 9799–9807, out. 2017.

TAKAKUSAKI, K. et al. Role of basal ganglia-brainstem pathways in the control of motor behaviors. **Neuroscience Research**, v. 50, n. 2, p. 137–151, 2004.

TAKAKUSAKI, K.; TOMITA, N.; YANO, M. Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. **Journal of Neurology**, v. 255, n. SUPPL. 4, p. 19–29, 2008.

TEPLAN, M. Fundamentals of EEG measurement. **Measurement science review**, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002.

VAN DEN HEUVEL, M. R. C. et al. Incongruent visual feedback during a postural task enhances cortical alpha and beta modulation in patients with Parkinson's disease. **Clinical Neurophysiology**, v. 129, n. 7, p. 1357–1365, 2018.

VAN HILTEN, J. J. et al. Rating impairment and disability in Parkinson's disease: Evaluation of the unified Parkinson's disease rating scale. **Movement Disorders**, v. 9, n. 1, p. 84–88, 1994.

VITÓRIO, R. et al. Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease.

Gait and Posture, v. 31, n. 1, p. 143–146, 2010.

VITÓRIO, R. et al. Influence of visual feedback sampling on obstacle crossing behavior in people with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 38, n. 2, p. 330–334, 2013.

VITÓRIO, R. et al. Disease severity affects obstacle crossing in people with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 40, n. 1, p. 266–269, 2014.

VITÓRIO, R. et al. Synchrony of gaze and stepping patterns in people with Parkinson's disease. **Behavioural Brain Research**, v. 307, p. 159–164, 2016.

WEIL, R. S. et al. Visual dysfunction in Parkinson's disease. **Brain : a journal of neurology**, v. 139, n. 11, p. 2827–2843, nov. 2016.

WOOD, B. H. et al. Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: A prospective multidisciplinary study. **Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry**, v. 72, n. 6, p. 721–725, 2002.

WOOD, J. M. et al. Risk of falls, injurious falls, and other injuries resulting from visual impairment among older adults with age-related macular degeneration. **Investigative Ophthalmology and Visual Science**, v. 52, n. 8, p. 5088–5092, 2011.

WU, T.; HALLETT, M.; CHAN, P. Motor automaticity in Parkinson's disease. **Neurobiology of Disease**, v. 82, p. 226–234, 2015.

YAMAJI, S.; DEMURA, S.; SUGIURA, H. Influence of degraded visual acuity from light-scattering goggles on obstacle gait. **Health**, v. 03, n. 02, p. 99–105, 2011.

ZADIKOFF, C. et al. A comparison of the mini mental state exam to the Montreal cognitive assessment in identifying cognitive deficits in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 23, n. 2, p. 297–299, 2008.

ZANARDI, A. P. J. et al. Gait parameters of Parkinson's disease compared with healthy controls: a systematic review and meta-analysis. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, p. 1–13, 2021.

ZWERGAL, A. et al. Aging of human supraspinal locomotor and postural control in fMRI. **Neurobiology of Aging**, v. 33, n. 6, p. 1073–1084, 2012.

ANEXO I – PARECER COMITÊ DE ÉTICA

UNESP - FACULDADE DE CIÊNCIAS CAMPUS BAURU - JÚLIO DE MESQUITA FILHO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Desafios encontrados em tarefas complexas durante o andar em pessoas com Doença de Parkinson: Manipulação das características e configurações do obstáculo

Pesquisador: Fabio Augusto Barbieri
Área Temática:
Versão: 3
CAAE: 03879218.6.0000.5398
Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.315.486

Apresentação do Projeto:
A hipótese geral desse projeto de pesquisa é que pessoas com DP irão apresentar um comportamento mais arriscado quando comparados aos seu pares sem doença, na ultrapassagem de obstáculo, principalmente em obstáculos com maiores alturas e profundidade maiores.

Objetivo da Pesquisa:
Investigar como pessoas com Doença de Parkinson adaptam o andar em relação a diferentes obstáculos com diferentes alturas e profundidade e compará-las com idosos neurologicamente sadios.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:
Riscos: a avaliação não trará grandes riscos para a integridade do paciente, visto que os obstáculos que serão utilizados, serão de espuma e o contato com ele, não impedirá a progressão do pé que está realizando a ultrapassagem. Entretanto, o risco de queda durante a tarefa existe. Por esse motivo, um membro da equipe acompanhará o participante durante todo o percurso da tentativa para qualsquer imprevistos que possam acontecer durante o
procedimento e para garantir a segurança do participante.
Benefícios: são benefícios da participação no estudo, ter conhecimento sobre o grau de acometimento da doença, além de conhecimento sobre as capacidades funcionais como equilíbrio,

Endereço: Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01
Bairro: CENTRO CEP: 17.033-360
UF: SP Município: BAURU
Telefone: (14)3103-9400 Fax: (14)3103-9400 E-mail: cepesquisa@fc.unesp.br

UNESP - FACULDADE DE CIÊNCIAS CAMPUS BAURU - JÚLIO DE MESQUITA FILHO

Continuação do Parecer: 3.315.486

mobilidade e acuidade visual. Além disso, os participantes desse estudo saberão sobre as características e estratégias do andar empregadas durante o andar sem ultrapassagem de obstáculos e com ultrapassagem de obstáculos em diferentes condições.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O pesquisador pretende filtrar e processar os dados. Os resultados principais serão extraídos dos dados visuais, do andar e da atividade muscular e serão organizados em um único banco de dados. A distribuição dos dados será checada e uma estatística apropriada será empregada de acordo com os objetivos do estudo.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O atual TCLE apresente de forma adequada os riscos e benefícios para o participante da pesquisa e declara abertamente que a deslocação deste ao local de avaliação correrá por conta do pesquisador. Apresenta também o endereço do CEP/FC. Resgatam-se assim as pendências anteriores.

Recomendações:

Nada a recomendar

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendência nem inadequações.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto considerado aprovado por estar em conformidade com os parâmetros legais, metodológicos e éticos analisados pelo colegiado deste CEP.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1243408.pdf	02/04/2019 14:51:54		Aceito
Outros	Carta_Resposta_Plataforma_Lisa.docx	02/04/2019 14:48:34	Fabio Augusto Barbieri	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	LISA.docx	02/04/2019 14:47:25	Fabio Augusto Barbieri	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_2.docx	02/04/2019 14:46:58	Fabio Augusto Barbieri	Aceito

Endereço: Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01
Bairro: CENTRO CEP: 17.033-360
UF: SP Município: BAURU
Telefone: (14)3103-9400 Fax: (14)3103-9400 E-mail: cepesquisa@fc.unesp.br

UNESP - FACULDADE DE CIÊNCIAS CAMPUS BAURU - JÚLIO DE MESQUITA FILHO

Continuação do Parecer: 3.315.466

Folha de Rosto	docdigitalizado.pdf	26/11/2018 23:14:11	Fabio Augusto Barbieri	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

BAURU, 09 de Maio de 2019

Assinado por:
Mário Lázaro Camargo
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01
Bairro: CENTRO **CEP:** 17.033-360
UF: SP **Município:** BAURU
Telefone: (14)3103-9400 **Fax:** (14)3103-9400 **E-mail:** cepesquisa@fc.unesp.br

ANEXO II - ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO

1 Atividades desenvolvidas durante o período de mestrado

Neste tópico será relatado as atividades de pesquisa, ensino e extensão que foram realizadas durante o período de mestrado.

1.1 Pesquisa

No início do mestrado (2019) foi desenvolvido um projeto de dissertação de mestrado que foi interrompido pela pandemia do COVID-19 no momento de início de coletas de dados. A população alvo do projeto eram idosos com doença de Parkinson, considerados grupo de risco pelo governo na contenção da pandemia, e era necessário uma intervenção, o que aproximaria o contato entre as pessoas. Esses fatores impossibilitaram a sua realização no ano de 2020. Com isso, após discussões, foi definido que seria utilizado dados presentes no Banco de Dados do Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano – MOVI-LAB, localizado no Campus de Bauru, com a mesma população mencionada, que é o projeto que encontra-se acima.

Durante esses anos dedicados ao mestrado foram desenvolvidos diversos projetos de pesquisa no laboratório de pesquisa em movimento humano. Estive presente na maioria dos projetos durante a coleta de dados dos mesmos, sendo estes projetos relacionados a DP, idosos neurologicamente saudáveis, pessoas com esclerose múltipla e com adultos jovens. Nessas coletas aprendi, realizei o manuseio e as análises sobre todos os equipamentos disponíveis no laboratório, em específico, nas câmeras da VICON para análise cinemática; a eletromiografia (EMG) para análise muscular; e a eletroencefalografia (EEG) para análise cortical. Ainda, a forma de analisar e de interpretar os dados provenientes desses equipamentos, somado com a análise no software MATLAB foram desenvolvidos e aprimorados nesses anos do mestrado. Em especial, houve um estudo desenvolvido no ano de 2022 que procurou identificar a percepção de pessoas com DP e Esclerose Múltipla em relação a pandemia da COVID-19, e essa, exclusivamente, foi realizada totalmente de forma online.

Dentre esses projetos, alguns artigos foram desenvolvidos e publicados:

- Santinelli FB, Sebastião E, **Kuroda MH**, Moreno VC, Pilon J, Vieira LHP, Barbieri FA. Cortical activity and gait parameter characteristics in people with multiple sclerosis during unobstructed gait and obstacle avoidance. Gait Posture. 2021 May; 86:226-232. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.03.026.

- Simieli L, Santinelli FB, Costa EC, **Kuroda MH**, Oliveira LR, Penedo T, Pilon J, Silveira APB, Assis ISA, Tardelli E, Okamoto E, Barbieri FA. Perception of COVID-19 Pandemic by Brazilian People With Parkinson's Disease and Multiple Sclerosis. Front Psychol. 2022 May 19;13:718313. doi: 10.3389/fpsyg.2022.718313.
- Marques NR, **Kuroda MH**, Moreno VC, Zámuner AR, Barbieri FA. Effects of automatic mechanical peripheral stimulation on gait biomechanics in older adults with Parkinson's disease: a randomized crossover clinical trial. Aging Clin Exp Res. 2022 Jun;34(6):1323-1331. doi: 10.1007/s40520-022-02075-2.

A pandemia proporcionou melhor acesso a eventos que antes eram realizados fora do Brasil e que, atualmente, são realizados de forma online (pagos ou não) ou de forma híbrida. Eventos como *International Parkinson and Movement Disorder Society Virtual Congress 2020 e International Foot and Ankle Biomechanics Virtual Meeting 2021* aconteceram e proporcionaram a experiência de assistir palestras com nomes renomados e adquirir conhecimentos novos. Assim como, em outros eventos X Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2020; Congresso Acadêmico Unifesp Virtual 2020 - Ciência e Universidade: Transformações para a Sociedade, 2020; XIX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2021 e XI Congresso Brasileiro de Comportamento Motor , 2022 que forneceram experiências e conhecimentos novos, mesmo de forma online.

Em seguida, algumas apresentações de trabalho:

KALVA-FILHO, C.A.; COSTA E.C.; CORRADINI J.R.; **KURODA M.H.;** BARBIERI, F.A. Efeitos da hipóxia normobárica aplicada de maneira intermitente em pessoas com doença de Parkinson: Uma revisão sistemática. In: I Simpósio Capixaba de Fisiologia e biomecânica aplicada ao Exercício Físico. Vitória, ES, 2021.

KURODA, M.H.; SANTINELLI, F.B.; MORENO, V.C.; PILON, J.; BARBIERI, F.A. Influência do exercício (TC6) nos parâmetros espaço-temporais de indivíduos com Esclerose Múltipla e neurologicamente sadios. X Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2020, Online.

SANTINELLI, F.B.; **KURODA, M.H.**; SILVEIRA, A.P.B.; MORENO, V.C.; BARBIERI, F.A. A stretching-exercise protocol is able to improve gait performance in young adults:

preliminary results. In: 6o Encontro Paulista de Comportamento Motor, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), 2019.

SANTINELLI, F. B.; ALCOCK, L.; **KURODA, M. H.**; MORENO, V. C.; MORETTO, G. F.; BARBIERI, F. A. Toe Clarence and Horizontal Distance in Different Types of Obstacles Manipulating Depth and Height in Elderly People With Parkinson Disease and Healthy. In: XI Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana, 2019, Rio Claro. Anais do XI Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana, 2019.

KURODA, M.H.; MORENO, V.C. IMPACTO DA ESTIMULAÇÃO PERIFÉRICA MECÂNICA AUTOMÁTICA NA VARIABILIDADE DO ANDAR EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON. In: XI Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana, 2019, Rio Claro. Anais do XI Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana, 2019.

MORENO, V.C.; SANTINELLI, F.B.; PALUCCI, L.H.; **KURODA, M.H.;** BARBIERI, F.A. Velocidade de processamento de informação pode influenciar o desempenho no TUG em pessoas com Esclerose Múltipla. In: X Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2020, Online.

1.2 Ensino

Ao longo destes 4 anos de mestrado (devido a pandemia), tive a oportunidade de ministrar a aula de “Locomoção” na disciplina de Controle Motor da graduação em Educação Física pela UNESP/Bauru e realizar o estágio docência na disciplina de “Processos de Produção de Conhecimento Científico em Educação Física II”. Apesar de ambos acontecerem durante a pandemia e por isso, na forma online, houve aprendizado e nervosismo. A didática de explicar uma aula para alunos, sanar suas dúvidas e ainda, corrigir trabalhos, permitiu maior conhecimento e segurança sobre o assunto e sobre lidar com pessoas. Ainda, lecionar uma disciplina relacionada ao que estudo é um desafio por esclarecer temas que são comuns no meu cotidiano, mas não nos dos alunos.

Atividades desenvolvidas durante as disciplinas da pós-graduação também foram de grande importância para a didática e prática em salas de aula (presencial ou não). O aprendizado

mais específico em biomecânica e estatística, assim como, em análises de dados foram essenciais para o desenvolvimento desse estudo.

1.3 Extensão

Desde a matrícula há a vinculação com o projeto de extensão “Ativa Parkinson Multidisciplinar” que fornece atividade física gratuita para indivíduos com doença de Parkinson. O projeto proporciona uma vivência com a população que é o foco de pesquisa, demonstrando os seus sinais, sintomas e sua evolução. A oportunidade de vivenciar a evolução da doença de forma específica em cada pessoa e, ainda, poder ajudar com a prática de exercícios físicos torna-se gratificante. Pelo fato de ser fisioterapeuta, possuo o contato com as pessoas como primordial.

No laboratório de pesquisa em movimento humano – MOVI-LAB, semanalmente são realizadas reuniões com cunho científico, com intuito de agregar mais conhecimento àqueles que não possuem e aprimorar o conhecimento daqueles que já possuem o básico. Com isso, também durante as reuniões conseguimos incrementar as análises e realizar treinamentos de didática e fala. Essas reuniões permitem uma melhor discussão sobre variados temas envolvidos com a biomecânica e controle motor (relacionados a análise cinemática, cortical e muscular; oficinas de revisão sistemática e outros tipos de análise). Ainda, quinzenalmente, reuniões com cunho científico relacionado apenas a Doença de Parkinson, seus sintomas e prognósticos são realizados, com intuito de aprofundar e entender melhor a evolução dessa doença que ainda não possui cura.