
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO

**EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVA NA ASSIMETRIA E ATIVIDADE
CORTICAL DURANTE O ANDAR EM PESSOAS COM DOENÇA DE
PARKINSON**

Discente: Julia Raquel Corradini

Orientador: Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri

Coorientadores: Prof. Dr. Lucas Galdino Bandeira dos Santos e Profa. Dra. Carolina
Rodrigues Alves Silveira

**Bauru – SP
2023**



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO

**EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVA NA ASSIMETRIA E ATIVIDADE
CORTICAL DURANTE O ANDAR EM PESSOAS COM DOENÇA DE
PARKINSON**

Discente: Julia Raquel Corradini

Orientador: Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri

Coorientadores: Prof. Dr. Lucas Galdino Bandeira dos Santos e Profa. Dra. Carolina
Rodrigues Alves Silveira

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento – Interunidades, Câmpus de Bauru, Universidade Estadual Paulista, “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento.

Bauru – SP

2023

Corradini, Julia Raquel.

Efeitos da dupla tarefa cognitiva na assimetria e atividade cortical durante o andar em pessoas com doença de Parkinson / Julia Raquel Corradini, 2023

87 f.

Orientador: Fabio Augusto Barbieri

Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual Paulista (Unesp). Faculdade de Ciências, Bauru, 2023

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




UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Bauru



ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE JULIA RAQUEL CORRADINI, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 27 dias do mês de setembro do ano de 2023, às 09:00 horas, por meio de Videoconferência, realizou-se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de JULIA RAQUEL CORRADINI, intitulada **Efeitos da dupla tarefa cognitiva na assimetria e atividade cortical durante o andar em pessoas com doença de Parkinson**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Profa. Dra. PAULA FAVARO POLASTRI ZAGO (Participação Virtual) do(a) Departamento de Educação Física / UNESP - Faculdade de Ciências de Bauru - SP, Prof. Dr. FELIPE PIVETTA CARPES (Participação Virtual) do(a) Centro de Ciências da Saúde de Uruguaiana/Laboratório de Neuromecânica. / Universidade Federal do Pampa, Prof. Dr. DANIEL BOARI COELHO (Participação Virtual) do(a) Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Laboratório de Biomecânica e Controle Motor / Universidade Federal do ABC. 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.

Documento assinado digitalmente
 PAULA FAVARO POLASTRI ZAGO
Data: 02/10/2023 17:28:07-0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Profa. Dra. PAULA FAVARO POLASTRI ZAGO

Impacto potencial desta pesquisa

Esta presente dissertação se enquadra nos Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS) #3 – Saúde e Bem-Estar. O ODS #3 tem o foco principal na saúde da população. Estudar e entender o comportamento locomotor de pessoas com doença de Parkinson em tarefas desafiadoras que estão presentes no cotidiano está diretamente relacionado à promoção de saúde e bem-estar. Com isso, estudos que avancem neste contexto são importantes para auxiliar no tratamento da DP, aprimorando os programas de reabilitação e exercício físico. Desta forma, buscando a promoção de bem-estar e mais qualidade de vida para esta população.

Potential impact of this research

This present dissertation fits into the Sustainable Development Goals (SDG) #3 – Health and Well-Being. SDG #3 has the main focus on population health. Studying and understanding the locomotor behavior of people with Parkinson's disease in challenging tasks that are present in everyday life is directly related to the promotion of health and well-being. Therefore, studies that advance in this context are important to assist in the treatment of PD, improving rehabilitation and physical exercise programs. In this way, seeking to promote well-being and better quality of life for this population.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha família, Luis Fernando, Neusa, Ana Luísa e Kakau. Vocês sempre foram (e serão) a base de tudo.

Ao meu orientador Prof. Dr. Fabio Barbieri e aos meus coorientadores Carol Silveira e Lucas Galdino por toda a ajuda.

Aos membros do MOVI-LAB por todos esses anos de parceria.

Aos participantes do projeto Ativa Parkinson que fizeram parte desta pesquisa.

Aos órgãos de financiamento: CAPES, FAPESP, CNPq pelo apoio financeiro a esta pesquisa.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.



ativa
PARKINSON
DEF - UNESP

Resumo

Pessoas com DP manifestam dificuldade na locomoção, sendo a assimetria uma marca registrada do andar. Certos aspectos durante o andar podem depender da função cognitiva e da atenção. A locomoção com tarefa dupla concomitante exige alocar simultaneamente recursos cognitivos suficientes para o andar e tarefas cognitivas. Além disso, aumentar a complexidade (carga cognitiva) durante o andar com desvio de obstáculo aumenta a exigência do sistema cognitivo para auxiliar no controle locomotor. Assim, o objetivo geral deste estudo foi investigar os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria e atividade cortical em pessoas com doença de Parkinson. Para isto, foram desenvolvidos dois estudos. No primeiro estudo 15 pessoas com DP e 15 pessoas neurologicamente saudáveis andaram e desviaram de um obstáculo 20 vezes no total de acordo com o lado (direito e esquerdo) e tarefa dupla (com e sem). Os parâmetros espaço-temporais, índice de assimetria, distância de segurança (médio-lateral e horizontal), *lead in* e *lead out* foram analisados. No segundo estudo, 14 pessoas com DP e 14 pessoas neurologicamente saudáveis andaram e desviaram de um obstáculo sem tarefa cognitiva e com tarefa cognitiva em três níveis (fácil, moderado e difícil). Os parâmetros espaço-temporais e a conectividade cortical foram analisados. Para os parâmetros cinemáticos foi utilizado a Vicon Motion System, e para a atividade cortical um eletroencefalograma (eegoportstm, ANT Neuro, Enschede, *Netherlands*). O nível de significância foi definido em 0,05. Nossos principais achados apontam que a assimetria do andar com tarefa dupla é fase-dependente. A assimetria dos parâmetros espaço-temporais aumentou na fase de aproximação e as distâncias médio-lateral e horizontal diminuiu na fase de desvio. Além disso, pessoas com DP exibiram menor conectividade na região frontal comparado ao grupo controle em todos os níveis de tarefa dupla cognitiva. Por fim, a presença da tarefa dupla cognitiva altera os parâmetros espaço-temporais de pessoas com DP, independente do nível de carga cognitiva.

Palavras-chaves: doença de Parkinson, tarefa dupla, locomoção, assimetria, conectividade cortical, controle motor.

Abstract

People with PD experience difficulty in locomotion, with asymmetry being a hallmark of gait. Certain aspects during walking may depend on cognitive function and attention. Concurrent dual-task locomotion requires simultaneously allocating sufficient cognitive resources to walking and cognitive tasks. Furthermore, increasing the complexity (cognitive load) during obstacle avoidance walking increases the demand on the cognitive system to assist with locomotor control. Thus, the general objective of this study was to investigate the effects of cognitive dual tasking on asymmetry and cortical activity in people with Parkinson's disease. For this, two studies were developed. In the first study, 15 people with PD and 15 neurologically healthy elderly people walked and avoided an obstacle 20 times in total according to the side (right and left) and dual task (with and without). The spatio-temporal configurations, asymmetry index, safety distance (medium-lateral and horizontal), lead in and lead out were analyzed. In the second study, 14 people with PD and 14 neurologically healthy elderly people walked and deviated from a goal without a cognitive task and with a cognitive task at three levels (easy, moderate and difficult). Spatiotemporal configurations and cortical connectivity were applied. For cinematic configurations, the Vicon Motion System was used, and for cortical activity an electroencephalogram (eegsportstm, ANT Neuro, Enschede, Netherlands). The significance level was set at 0.05. Our main results indicate that the asymmetry of walking with dual tasks is phase dependent. The asymmetry of the space-time parameters increased in the approach phase and the medio-lateral and horizontal distances decreased in the deviation phase. Furthermore, people with PD would exhibit lower connectivity in the frontal region compared to the control group at all levels of cognitive dual tasking. Finally, the presence of the cognitive dual task changes the spatiotemporal parameters of people with PD, regardless of the level of cognitive load.

Keywords: Parkinson's disease, dual task, locomotion, asymmetry, cortical connectivity, motor control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Duas perspectivas para o desenvolvimento da assimetria na DP (adaptado de DJALDETTI; ZIV; MELAMED, 2006). SN: substância negra.....	20
Figura 2. Ilustração da situação de tarefa dupla de acordo com o modelo bottleneck. (SZAMEITAT et al., 2002).	22
Figura 3. Ilustração da tarefa locomotora com desvio de obstáculo para o lado direito (círculo preto = obstáculo).....	30
Figura 4. Ilustração da distância de segurança (distância horizontal e distância médio-lateral). A linha preta pontilhada representa a passarela (8,5m) e o círculo preto representa o obstáculo.....	32
Figura 5. Porcentagem das estratégias de lead in e lead out de acordo com o lado e o grupo durante o desvio de obstáculo sem e com TD. (• - diferença significativa entre os lados do desvio do obstáculo).....	34
Figura 6. Resultados da assimetria dos parâmetros espaço-temporais na fase de aproximação e fase de desvio durante o desvio de obstáculo na condição sem TD e com TD no GDP e no GC.	37
Figura 7. Valores de assimetria para a distância horizontal e médio-lateral durante o desvio de obstáculo na condição sem TD e com TD no GDP e GC (# - diferença significativa entre as condições).....	38
Figura 8. Ilustração das fases de análise. Fase de aproximação e fase de desvio do obstáculo.....	47
Figura 9. Média e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais durante o desvio de obstáculo nas condições: Sem TD, fácil, moderada e difícil no GC e no GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).....	50
Figura 10. Média e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais durante o desvio de obstáculo nas condições: Sem TD, fácil, moderada e difícil no GC e no GDP. (# - diferença significativa entre as condições).....	51
Figura 11. Média e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais durante o desvio de obstáculo nas condições: Sem TD, fácil, moderada e difícil no GC e no GDP. (* - diferença significativa interação tarefa*grupo).	52
Figura 12. Média e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região frontal do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).	54
Figura 13. Médias e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região frontocentral do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).....	55
Figura 14. Médias e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região frontoparietal do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).....	56
Figura 15. Médias e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região centroparietal do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Médias e desvios padrão das características demográficas e clínicas do grupo DP (GDP) e do grupo controle (GC).	33
Tabela 2. Porcentagem das estratégias Lead in e Lead out do grupo pessoas com doença de Parkinson nas condições sem e com tarefa dupla cognitiva (Grupo pessoas com doença de Parkinson = GDP; Tarefa dupla = TD).	33
Tabela 3. Porcentagem das estratégias Lead in e Lead out do grupo controle nas condições sem e com tarefa dupla cognitiva (Grupo controle = GC; Tarefa dupla = TD).	34
Tabela 4. Médias e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais do GDP e GC na fase de aproximação e fase de desvio para o lado mais e menos afetado e lado preferido e não preferido, respectivamente, durante o desvio de obstáculo sem TD e com TD....	35
Tabela 5. Médias e desvios padrão das distâncias de segurança (médio-lateral e horizontal) para o lado menos afetado e mais afetado no GDP e para o lado preferido e não preferido para o GC durante o desvio de obstáculo na condição sem TD e com TD.	38
Tabela 6. Médias e desvios padrão das características demográficas e clínicas do grupo DP (GDP) e do grupo controle (GC). UPDRS – Escala Unificada de Avaliação da doença de Parkinson.	45
Tabela 7. Exemplos das condições com tarefa dupla cognitiva.	46
Tabela 8. Somatória da amplitude do erro do número-alvo da tarefa cognitiva (GDP: Grupo pessoas com doença de Parkinson e GC: Grupo Controle).	50
Tabela 9. Valores da média e desvios-padrão dos parâmetros espaço-temporais em todas as condições durante a fase de aproximação (passo n3, passo n2, passo n1) e fase de desvio (passo n e passo nn).	53
Tabela 10. Médias e desvios padrão da conectividade cortical nas regiões frontal, central, parietal, frontocentral esquerda, frontocentral direita, frontoparietal esquerda, frontoparietal direita, centroparietal esquerda e centroparietal direita no GC e GDP....	58
Tabela 11. Retrospectiva dos achados e perspectivas futuras.	66

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	xiii
INTRODUÇÃO GERAL	xiii
1. Introdução geral	14
1.1. A Doença de Parkinson e Locomoção	15
1.2. Assimetria na doença de Parkinson: efeitos no andar	19
1.3. Tarefa dupla cognitiva e locomoção na doença de Parkinson	21
1.4. Objetivos e delineamento	24
CAPÍTULO 2	26
QUAL A INFLUÊNCIA DA TAREFA DUPLA COGNITIVA NA ASSIMETRIA DURANTE O ANDAR COM DESVIO DE OBSTÁCULO EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON?	26
2. Estudo 1 – Qual a influência da tarefa dupla cognitiva na assimetria durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com doença de Parkinson?	27
2.1. Introdução	27
2.2. Materiais e método	28
2.2.1. Participantes e avaliação clínica	28
2.2.2. Avaliação do andar com e sem tarefa dupla cognitiva	29
2.2.3. Coleta e análise dos dados	31
2.2.4. Análise estatística	32
2.3. Resultados	32
2.3.1. Performance da TD	33
2.3.2. Estratégias para desviar do obstáculo – <i>lead in e lead out</i>	33
2.3.3. Parâmetros espaço-temporais nas fases de aproximação e desvio	34
2.3.4. Distância de segurança (distância médio-lateral e horizontal)	38
2.4. Discussão	39
2.5. Conclusão	41
CAPÍTULO 3	42
EFEITOS DA CARGA COGNITIVA NA CONECTIVIDADE CORTICAL E NOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DURANTE O ANDAR COM DESVIO DE OBSTÁCULO EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON	42
3. Estudo 2 – Efeitos da carga cognitiva na conectividade cortical e nos parâmetros espaço-temporais durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com doença de Parkinson.	43
3.1. Introdução	43
3.2. Materiais e método	44

3.2.1 Participantes e avaliação clínica.....	44
3.2.2. Avaliação do andar com e sem tarefa dupla cognitiva.....	45
3.2.3. Coleta e análise dos dados.....	46
3.2.3.1. Parâmetros espaço-temporais do andar.....	47
3.2.3.2. Conectividade cortical.....	47
3.2.4. Análise estatística.....	49
3.3. Resultados.....	49
3.3.1. Parâmetros espaço-temporais na fase de aproximação e fase de desvio.....	50
3.3.2. Conectividade cortical.....	54
3.3.2.1 Região frontal.....	54
3.3.2.2 Região frontocentral.....	54
3.3.2.3. Região frontoparietal.....	55
3.3.2.4. Região centroparietal.....	56
3.4. Discussão.....	61
3.4.1. Efeito da DP nos parâmetros espaço-temporais e na conectividade durante o andar com desvio de um obstáculo.....	61
3.4.2. Mudanças espaço-temporais durante o andar com desvio de um obstáculo.....	62
3.4.3. Conectividade cortical não foi influenciada pelo nível de dificuldade da tarefa cognitiva durante o andar com desvio de um obstáculo.....	63
3.5. Conclusão.....	63
CAPÍTULO 4.....	64
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	64
4. Considerações finais.....	65
5. Referências.....	68
ANEXO I – PARECER COMITÊ DE ÉTICA.....	79
ANEXO II – Mini Exame do Estado Mental (MEEM).....	82
ANEXO III – Avaliação Cognitiva de Montreal – (MoCA) – Versão Experimental Brasileira.....	83
6. Atividades desenvolvidas durante o período de mestrado.....	84
6.1 Pesquisa.....	84
6.2 Ensino.....	86
6.3 Extensão.....	86

CAPÍTULO 1
INTRODUÇÃO GERAL

1. Introdução geral

A doença de Parkinson (DP) afeta 1-2 a cada 1000 indivíduos no mundo (TYSNES & STORSTEIN, 2017). No Brasil, a DP acomete 3,3% da população acima dos 64 anos (BARBOSA et al., 2006). A DP é caracterizada pela degeneração assimétrica das células dopaminérgicas da substância negra do mesencéfalo (LEWIS et al., 2009). A DP provoca desequilíbrio dos sinais que são processados pelos núcleos da base e enviados, via tálamo, ao córtex motor (BLANDINI et al., 2000). Estes desequilíbrios, possivelmente, geram e propagam ritmos neurais inadequados (ARBUTHNOTT & GARCIA-MUNOZ, 2009), afetando o controle motor. Além disso, indicado pela *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS), mais da metade das pessoas com DP apresentam unilateralidade no comprometimento motor (UITTI et al., 2005; STEWART et al., 2009).

Pessoas com DP manifestam dificuldade na locomoção, principalmente quando necessitam realizar outra tarefa concomitante ao andar (KELLY et al., 2012). Isto é um problema relevante, visto que a locomoção é fundamental para as atividades diárias (VELU; DE SA, 2013). Alguns estudos sugerem que as pessoas com DP apresentam capacidade de tarefa dupla prejudicada quando comparado ao grupo controle (FOLEY, et al., 2013). Ainda, estes estudos indicam que tarefas mais difíceis que desafiam a memória de trabalho ou a função executiva prejudicam o andar na DP mais do que tarefas cognitivas simples (RAFFEGEAU et al., 2019). Bond e Morris (2000) reportaram redução na velocidade do andar e comprimento do passo quando pessoas com DP transportavam uma bandeja com copos de plástico em cima, mas não quando a bandeja era carregada sem nada em cima. Yogev e colaboradores (2005) indicaram que estas alterações no padrão locomotor é uma resposta à dupla tarefa na DP e está relacionado às demandas de atenção adicionais. Ainda, o efeito da dificuldade da tarefa dupla na locomoção de pessoas com DP pode ser explicado, em partes, devido o córtex pré-frontal dorsolateral, uma região que desempenha um papel importante na função executiva, ser influenciado por vias dopaminérgicas (HEDDEN & GABRIELI, 2010). A DP, com as vias deficitárias, pode acabar interferindo na capacidade de operar planos cognitivos e motores simultaneamente (SALAZAR et al., 2017).

Tarefas locomotoras desafiadoras, como desviar de um obstáculo concomitantemente à uma tarefa dupla exemplificam ainda mais situações naturais cotidianas. Por exemplo, andar e desviar de um obstáculo falando ao celular ao mesmo tempo, e andar e desviar de um buraco na rua enquanto conversa com uma pessoa são

tarefas diárias corriqueiras. A execução adequada destas situações mais desafiadoras é importante para uma vida com mais autonomia e independência. A capacidade de realizar uma segunda tarefa durante a locomoção é benéfica e vantajosa, pois permite a comunicação entre as pessoas, procurar um objeto no bolso, transportar objetos de um local para o outro e monitorar o ambiente para evitar desequilíbrios (O'SHEA et al., 2002). Embora as funções biomecânicas durante a locomoção sejam exploradas, ainda é necessário avançar sobre as lacunas dos processos neurais durante o andar. Entender como os indivíduos processam as informações e direcionam recursos atencionais é importante para compreender aspectos relacionados ao planejamento e programação locomotora. Dessa maneira, avançar no conhecimento científico relacionado aos efeitos da tarefa dupla no andar em pessoas com DP pode auxiliar no entendimento de quais áreas do cérebro estão envolvidas nestas situações. Com isto, estudos que avancem neste contexto são importantes para auxiliar no tratamento da DP, aprimorando os programas de reabilitação e exercício físico. Sendo assim, a questão geral que norteou esta dissertação foi investigar os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria e atividade cortical durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP.

1.1. A Doença de Parkinson e Locomoção

A DP é a segunda desordem neurodegenerativa mais frequente posterior à doença de Alzheimer (LEE & GILBERT, 2016). Mundialmente, nos anos de 1990 foi estimado 2,5 milhões de diagnósticos da DP, em comparação com 6,1 milhões em 2016 (DORSEY et al., 2018) isto é, a prevalência mais que duplicou. Além disso, até 2040, o número de pessoas com DP está projetado para exceder 12 milhões. (DORSEY & BLOEM, 2018).

A prevalência da DP também aumenta conforme a faixa etária. A idade média da doença desde o diagnóstico é de 60 anos (LEES et al., 2009), no entanto, há um equívoco de que a DP afeta somente os idosos. No estudo de Bloem e colaboradores (2021), foi reportado que a idade de início desde o diagnóstico para mais de 15% dos indivíduos afetados é inferior aos 65 anos e, 5 a 10% é inferior aos 50 anos de idade.

Embora a doença afete ambos os sexos, estudos epidemiológicos revelaram que a DP é mais comum no sexo masculino, sendo cerca de 1,4 vezes mais frequente em homens do que em mulheres (DORSEY et al., 2018). Além disso, o sexo feminino tem outras vantagens sobre os homens, sendo a idade de início 2,1 anos mais tarde e uma taxa mais lenta no comprometimento motor (BLOEM et al., 2021; LEE & GILBERT, 2016).

Apesar da DP ser considerada idiopática, alguns fatores parecem ser relevantes, como a genética e fatores ambientais (ARMSTRONG & OKUN, 2020; BLOEM et al., 2021). Exposições a pesticidas, herbicidas e metais pesados parecem estar relacionados a um risco maior como mostram alguns estudos epidemiológicos (KOULI et al., 2018 & ELBAZ et al., 2009 & SIMON et al., 2020 & GOLDMAN, 2014 & TANNER et al., 2014).

O diagnóstico definitivo é determinado exclusivamente baseado na identificação *post mortem*, com alterações neuropatológicas marcantes no cérebro (BLOEM et al., 2021), principalmente na região dos núcleos da base. Estes núcleos são uma rede complexa altamente organizadas, onde diferentes partes são ativas para funções e circunstâncias específicas (OBESO et al., 2008). Eles formam estruturas subcorticais interconectadas, incluindo o estriado (caudado e putâmen), globo pálido *pars externa* (GPe) e *pars interna* (GPi), núcleo subtalâmico (STN), substância negra *pars compacta* (SNc) e *pars reticulata* (SNr). O sistema dopaminérgico inerva as estruturas dos núcleos da base, bem como seus alvos de projeção, como o tálamo e o tronco cerebral (OBESO et al., 2008). Em termos patológicos, a DP é caracterizada pela morte e/ou disfunção dos neurônios dopaminérgicos na substância negra localizada no mesencéfalo e associada pelo acúmulo de corpos de Lewy (ARMSTRONG & OKUN, 2020; SIMON et al., 2020; BLOEM et al., 2021; TAKAKUSAKI et al., 2004). Esta deficiência dopaminérgica leva a uma cascata de alterações funcionais (OBESO et al., 2008), causando um desequilíbrio entre a via direta (excitatória) e a via indireta (inibitória) nos núcleos da base (BLOEM et al., 2021).

Os sinais e sintomas motores se manifestam apenas quando há uma redução de 50-70% dos neurônios nigrais (OBESO et al., 2000; TAKAKUSAKI et al., 2004). Os sintomas motores comuns da DP incluem a bradicinesia: caracterizada pela lentidão dos movimentos e diminuição na amplitude ou velocidade conforme os movimentos são continuados; rigidez: resistência involuntária, independente da velocidade do movimento; tremor em repouso: tremor de 4 a 6 Hz em um membro totalmente em repouso e, a instabilidade postural, a qual geralmente se evidencia nos estágios finais da DP (ARMSTRONG & OKUN, 2020; POSTUMA et al., 2015; JANKOVIC, 2008).

Além destes sintomas, os comprometimentos provenientes dos núcleos da base na DP levam a alterações no andar e no equilíbrio (HAUSDORFF, 2009). A locomoção requer a ativação de três processos neurais (TAKAKUSAKI et al., 2008):

- i) processos de iniciação da marcha: derivados de comandos locomotores voluntariamente provocados decorrentes do córtex cerebral e comandos locomotores desencadeados emocionalmente decorrentes do sistema límbico-hipotálamo;
- ii) processos de regulação da locomoção: derivados de circuitos neurais, envolvendo o córtex cerebral, o gânglio basal e o cerebelo, que ajustam a locomoção de acordo com mudanças no ambiente e na tarefa;
- iii) processo básico de execução da locomoção: controlados automaticamente no tronco encefálico e na medula espinhal, que inclui os geradores de padrão central de locomoção e os sistemas de controle de tônus muscular.

Os distúrbios do andar na DP podem ser classificados em duas categorias: contínuo e episódico. Os distúrbios contínuos do andar dizem respeito às alterações do padrão locomotor. Normalmente, as pessoas com DP se adaptam e compensam com mudanças no comportamento motor (GILADI et al., 2013). Enquanto que, os distúrbios episódicos do andar são imprevisíveis, ocorrem ocasionalmente, surgindo de forma aleatória e inexplicável. Neste caso, as pessoas com DP não conseguem se adaptar a essas mudanças transitórias, como por exemplo, as festinações, hesitações iniciais e o congelamento da marcha (GILADI et al., 2013; HAUSDORFF, 2009).

Os efeitos da DP no andar é uma condição progressiva, isto é, as alterações locomotoras estão associadas à progressão da doença (estágios: leve, leve a moderado e avançado) (MIRELMAN et al., 2019). De forma geral, as pessoas com DP apresentam deambulação mais lenta, controle postural prejudicado, amplitude reduzida do balanço do braço, aumento da assimetria tanto dos membros superiores quanto inferiores, duplo suporte mais longo (maior tempo com ambos os pés no chão), comprimento do passo mais curto, velocidade do passo reduzida, problemas com o início da marcha e redução do equilíbrio (HAUSDORFF, 2009; DI BIASE et al., 2020; CHEN et al., 2013; BARBIERI et al., 2018; SIMIELI et al., 2017; PEREIRA et al., 2019).

A locomoção é uma ação motora complexa, e necessita da participação de uma ampla gama de regiões corticais, expressando-se em modulações de frequências de redes neurais (NWOGO et al., 2022). A contribuição das áreas corticais para a locomoção na DP tem sido o foco de algumas pesquisas. Alguns estudos recentes têm utilizado como método o eletroencefalograma (EEG) com o intuito de analisar a atividade cortical durante o movimento (HAMACHER et al., 2015). O EEG mede e registra a atividade elétrica cerebral (JOSHI & NANAVATI, 2021), isto é, consiste nas variações de

voltagem captadas, utilizando amplificadores para aquisição do sinal e posterior armazenagem em computadores (GOMES, 2015).

Cada lobo cerebral (frontal, parietal, occipital e temporal) exibe uma variedade de funções (JOSHI & NANAVATI, 2021). Por exemplo, o lobo frontal está envolvido na resolução de problemas, raciocínio e planejamento. Já o lobo parietal está associado à compreensão sensorial, sensações e percepções de estímulos. O lobo occipital abrange aspectos do processamento visual e, o lobo temporal a lidar com o reconhecimento de estímulos auditivos, fala e percepções (SIULY et al., 2016; JOSHI & NANAVATI, 2012).

Normalmente, os estudos investigam o EEG pela análise da frequência (delta, teta, alfa, beta e gama) (LUFT & ANDRADE, 2006), demonstrando ótima resolução temporal em relação ao fNIRS (BOCKOVÁ & REKTOR, 2018). As análises dos ritmos cerebrais medidos pelo EEG fornecem informações espectrais dos ritmos corticais, além da sincronização regional ou cerebral total (conectividade) da atividade cortical (GERAEDTS et al., 2018). A oscilação de frequência mais baixa, denominada de faixa delta (δ - 0,5 a 4 Hz) é observada durante o sono, anestésias e coma. Já as faixas theta (θ - 4 a 8 Hz) e alfa (α - 8 a 13 Hz) estão relacionadas ao estado de relaxamento e sonolência (SINGER, 1993; SIULY et al., 2016). Os padrões da onda α , geralmente, podem ser observadas no lobo occipital ao ser induzida com o fechar dos olhos. Por outro lado, é suprimida ao abri-los (TEPLAN, 2002; KHOSLA et al., 2020). Ondas mais altas, como a onda beta (β - 13 a 30 Hz) e a onda gamma (γ - 30 a 80 Hz) estão associadas ao processamento e resolução de problemas, foco, funções motoras e memória (JOSHI & NANAVATI, 2021; SIULY et al., 2016). Recentemente, vários estudos têm utilizado o eletroencefalograma (EEG) ou a Espectroscopia Funcional de Infravermelho Próximo (fNIRS) para examinar as oscilações neurais durante o andar. No entanto, o fNIRS tem uma série de desvantagens comparado ao EEG, como por exemplo sua baixa resolução temporal e apenas algumas áreas cerebrais registradas (BEURSKENS et al., 2016). Ainda assim, estudos que implementam estas técnicas de análise fornecem informações importantes sobre a interação entre as funções motoras e cognitivas. Uma das formas de técnica de análise do EEG é a coerência espectral. A coerência espectral tem sido considerada para investigar a existência de interconexões entre duas áreas corticais, podendo ser intra-hemisféricas (dentro do mesmo hemisfério cerebral) ou inter-hemisféricas (ANGHINAH et al., 2005). Com isso, a coerência do EEG é utilizada para avaliar o grau de conectividade funcional entre regiões cerebrais (TERAMOTO et al.,

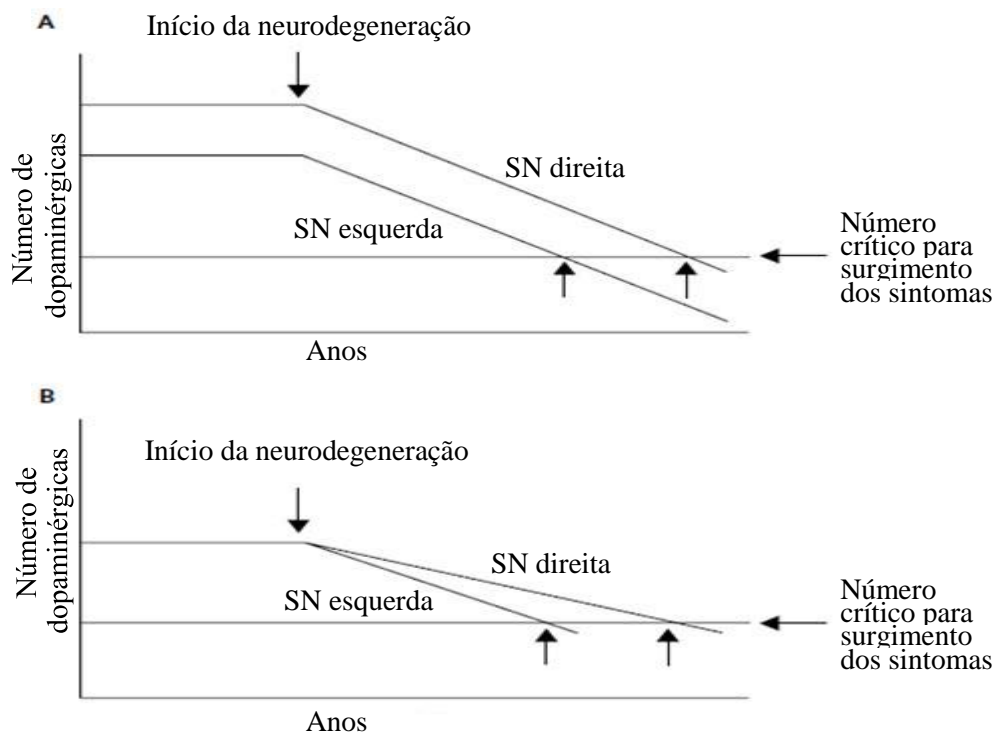
2016). O EEG possibilita uma magnitude de bandas de frequências e têm sido fortemente relacionadas à excitação, esforço mental, alocação de atenção e prontidão (POSSTI et al., 2021). Estas métricas espectrais podem ser analisadas para avaliar o nível de recrutamento de recursos cognitivo-motores que são acionados durante as demandas das tarefas, representando a magnitude do esforço cognitivo-motor (SHAW et al., 2018). Além disso, a atividade cortical e subcortical nas diferentes áreas do cérebro durante o andar parecem ser altamente sensíveis às manipulações impostas pelo ambiente, como a complexidade da tarefa locomotora (MONTERO-ODASSO et al., 2012; SEGEV-JACUBOVSKI et al., 2011).

1.2. Assimetria na doença de Parkinson: efeitos no andar

Os sinais e sintomas motores surgem de forma assimétrica, provenientes da degeneração assimétrica dos neurônios dopaminérgicos presentes na substância negra (KNABLE et al., 1995; TATSCH et al., 1997). No início da doença, a expressão desses sinais e sintomas estão presentes de forma unilaterais (DJALDETTI et al., 2006; KEMPSTER, 1989; UTTI, 2005; KALIA & LANG, 2015), sendo que com a evolução da doença os sintomas podem se tornar bilaterais, mas com predomínio das alterações no lado de início da doença (DJALDETTI et al., 2006; VERREYNT et al., 2011).

Existem duas teorias bem descritas na literatura para explicar a unilateralidade entre os sinais e sintomas (Figura 1): (i) um número desigual de células dopaminérgicas nigrais dos hemisférios esquerdo e direito desde o nascimento e (ii) a maior vulnerabilidade de um lado da substância negra ser mais suscetível, fazendo com que este lado degenera primeiro e alcance mais rápido o nível crítico (DJALDETTI et al., 2006). Esta primeira teoria sugere uma diferença no número de neurônios dopaminérgicos entre os hemisférios esquerdo e direito desde o nascimento da pessoa. Com isso, o processo degenerativo na DP em ambos os hemisférios é acometido de forma correspondente, entretanto, devido à diferença basal no número de células, um hemisfério atinge o ponto crítico primeiro. A segunda teoria sugere que ambos os hemisférios possuam uma quantidade de neurônios dopaminérgicos equivalentes, porém, por motivos ainda não muito bem entendidos, possivelmente estruturais, metabólicos e ambientais, o processo degenerativo de um lado da substância negra é mais suscetível à degeneração (DJALDETTI et al., 2006).

Figura 1. Duas perspectivas para o desenvolvimento da assimetria na DP (adaptado de DJALDETTI; ZIV; MELAMED, 2006). SN: substância negra.



Especialmente em pessoas com DP, a assimetria provavelmente está ligada ao déficit estrutural e/ou funcional dos circuitos nigro-estriato-cortical contralaterais (DE LA FUENTE-FERNÁNDEZ et al., 2000; TATSCH et al., 1997). Ainda, a literatura tem reportado que o comprometimento nos membros contralaterais de indivíduos com DP ocorrem de acordo com o grau de lesão cerebral nas regiões que contêm dopamina em cada hemisfério cerebral (KEMPSTER et al., 1989; KUMAR et al., 2003) e a significativa diferença na captação estriatal entre os lados em ambos os núcleos, caudado e putâmen (KNABLE et al., 1995; TATSCH et al., 1997).

A unilateralidade dos sintomas é utilizada para diferenciá-la de outras doenças neurodegenerativas (DJALDETTI et al., 2006, STEWART et al., 2009), afetando tanto os membros superiores quanto os inferiores. Com isso, a locomoção é ajustada de forma assimétrica por esta população. Estudos anteriores demonstraram que a locomoção, especialmente nos parâmetros temporais em idosos com DP são assimétricos em algumas situações, como em ambiente controlado, em linha reta e sem a presença de um obstáculo quando comparados aos idosos neurologicamente saudáveis (PLOTNIK et al., 2005; YOGEV et al., 2007). Além disso, algumas pesquisas indicaram maior assimetria nos parâmetros espaço-temporais e nas estratégias de desviar ou ultrapassar um obstáculo, como no comprimento (ROEMMICH et al., 2014), duração da passada (NANHOE-

MAHABIER et al., 2011; BARBIERI et al., 2018), na distância vertical para obstáculo (*toe-clearance*) da perna de abordagem e suporte (ORCIOLI et al., 2020) e distância de segurança para o obstáculo (BARBIERI et al., 2018), quando o obstáculo é desviado para o lado mais afetado ou ultrapassado com o membro mais afetado pela DP.

Este comportamento assimétrico pode ser explicado pela i) degeneração assimétrica de neurônios dopaminérgicos na substância negra (KEMPSTER et al., 1989; KUMAR et al., 2003), ii) interrupção cognitiva (VERREYNT et al., 2011) no lado mais afetado pela DP e iii) maior absorção dopaminérgica pelo lado menos afetado pela DP, que poderia melhorar a atividade cerebral deste lado (MARTINU et al., 2014). Entretanto, ainda existe uma lacuna na literatura sobre a assimetria da locomoção em outras manipulações impostas pelo ambiente, como por exemplo, em situações de tarefa dupla cognitiva concomitante.

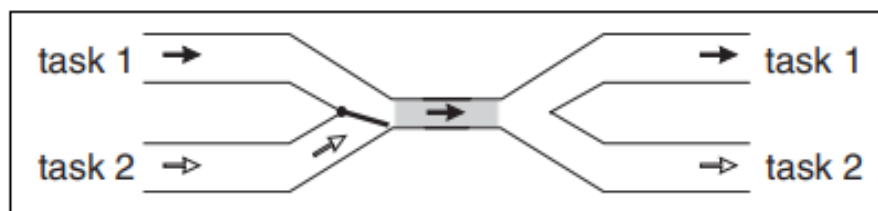
1.3. Tarefa dupla cognitiva e locomoção na doença de Parkinson

A dupla tarefa pode ser caracterizada como a execução simultânea de duas tarefas com objetivos diferentes e geralmente envolvem conjuntos de tarefas motoras e/ou cognitivas (MCISAAC et al., 2015; VERVOORT et al., 2016). De acordo com o tipo de tarefa secundária, a locomoção em tarefa dupla pode ser classificada como motora ou cognitiva. A primeira refere-se à realização de tarefas motoras como carregar ou manipular objetos durante o andar, enquanto a tarefa dupla cognitiva implica na realização de tarefas de atenção, como rastreamento mental, fluência verbal, memória, entre outros (KELLY et al., 2012).

Três teorias buscam explicar o motivo da dificuldade em tarefas de divisão de atenção: a *bottleneck*, a capacidade limitada de compartilhamento e o *cross-talk* (PASHLER, 1994). O primeiro modelo preconiza que os processadores só podem atuar apenas em uma entrada por vez. Com isso, se ambas as tarefas requerem um desses processadores simultaneamente, apenas uma poderá ter acesso a ele. Uma vez que este processador está “ocupado” com uma tarefa, o processamento da outra tarefa deve ser suspenso até que o processador esteja livre (TOMBU & JOLICOEUR, 2003). Em outras palavras, duas tarefas simultâneas resultam em mecanismos de processamento que se limitam a operar apenas uma tarefa por vez, o qual provoca um “afunilamento” em dado momento. Em tais situações, o processamento de uma tarefa é interrompido enquanto o mecanismo de “gargalo” está processando a outra tarefa (SZAMEITAT et al., 2002).

Algumas evidências apontam que esse gargalo pode refletir uma limitação estrutural inerente à arquitetura cognitiva (ou seja, uma limitação básica devido à arquitetura cognitiva/neural). Alternativamente, o gargalo pode refletir o adiamento estratégico, induzido por instruções para enfatizar uma tarefa sobre a outra (RUTHRUFF et al., 2001).

Figura 2. Ilustração da situação de tarefa dupla de acordo com o modelo bottleneck. (SZAMEITAT et al., 2002).



Já a segunda teoria, intitulada capacidade limitada de compartilhamento, defende a ideia que o processamento de mediação do desempenho na tarefa 1 e na tarefa 2 ocorre em paralelo, mas que há uma quantidade limitada de capacidade de processamento (TOMBU & JOLICOEUR, 2003). Com isso, é possível que ambas as tarefas ocorram em paralelo. No entanto, devido a capacidade ser limitada, podem ser processadas mais lentamente (RUTHRUFF, et al., 2003). Em outros termos, existe a capacidade de processar diversas informações simultaneamente, desde que seu processamento não exceda a quantidade de recursos disponíveis. Isto é, como os recursos são limitados, a tarefa 1 e a tarefa 2 devem compartilhar a capacidade de processamento disponível (TOMBU & JOLICOEUR, 2003). Quando o processamento exige mais recursos do que aqueles disponíveis, podemos observar duas resultantes: i) o desempenho simultâneo da tarefa será prejudicado e ii) alguma tarefa deverá ser priorizada ou executadas sequencialmente (MCDOWD, 2007). Como a atenção é dividida entre as duas tarefas, isso depende de alguns elementos, incluindo, por exemplo, a complexidade e importância da tarefa (WU & HALLETT, 2009).

Outra possibilidade, denominada *cross-talk*, é que a interferência depende do conteúdo da informação a ser processada. Esta teoria parte do princípio que não há uma interferência prejudicial ou que afete o desempenho, inclusive, que poderia ser mais fácil executar duas tarefas simultâneas desde que envolva entradas semelhantes, isto é, que o mesmo conjunto de mecanismos de processamento pode ser “ligado” e utilizado para

ambos (PASHLER, 1994), ou seja, a similaridade reduz a interferência da dupla tarefa, usufruindo do mesmo “caminho” e aumentando a eficiência do processamento, fazendo com que menos recursos atencionais sejam utilizados (WU & HALLETT, 2009).

O recurso atencional disponível se distingue e pode ser influenciado por diversos fatores como a familiaridade com as duas tarefas, faixa etária, estado neurológico, prática, fadiga e estresse (MCDOWD, 2007).

O desempenho de tarefa dupla parece ter efeitos marcantes na locomoção em pessoas com DP. Alguns estudos reportaram um desempenho prejudicado em pessoas com DP quando comparados ao grupo controle em diversas categorias de tarefa dupla durante a locomoção como no teste de Stroop (BROWN & MARSDEN, 1991), tarefa motora (transferência de moedas), tarefa cognitiva (subtração de dígitos) (O’SHEA et al., 2002), tarefa de movimentos dos dedos, tarefa de contagem visual de letras (WU & HALLETT, 2008) e tarefas de rastreamento e recuperação de dígitos (DALRYMPLE-ALFORD et al., 1994). Ainda, a presença da tarefa dupla cognitiva durante o andar em pessoas com DP influencia os padrões dos parâmetros espaço-temporais como a diminuição da velocidade e do comprimento do passo (RAFFEGEAU et al., 2019; ROCHESTER et al., 2004; MARINHO et al., 2014; GALLETLY & BRAUER, 2005). Isto pode ser explicado pelo fato do córtex pré-frontal dorsolateral, uma região que desempenha um papel importante na função executiva, ser influenciado por vias dopaminérgicas e informações provenientes dos núcleos da base (PLOTNIK et al., 2011). Além disso, os comprometimentos cognitivos na DP apresentam déficits na velocidade de processamento e na memória de trabalho (STEGEMÖLLER et al., 2014). Yogeve e colaboradores (2007) sugerem que a regulação esquerda-direita da locomoção necessita de recursos cognitivos, e, portanto, pode ser alterado durante as condições de tarefa dupla.

Wu e colaboradores (2008), encontraram maior ativação no córtex pré-frontal, giro frontal médio, córtex parietal, lobo temporal e cerebelo em idosos com DP comparados ao grupo controle durante a execução de uma tarefa de toques dos dedos concomitante ao relato de letras. No estudo de Orcioli-Silva e colaboradores (2020), idosos com DP alteraram a ativação cortical de áreas motoras e sensório-motoras para manter o equilíbrio durante o andar com desvio de obstáculo. Estas modulações corticais parecem resultar de uma maior demanda cognitiva devido à automaticidade do andar estar prejudicada (STUART et al., 2019). Além disso, estas alterações corticais parecem estar relacionadas com a duração da DP (HAWKES et al., 2010).

Alguns estudos têm analisado a onda beta (β) nas áreas sensório-motoras, motoras e frontais (KHANNA & CARMENA, 2017; SINGH et al., 2020; POSSTI et al., 2021). O estudo de Possti e colaboradores (2021) investigou alterações na atividade cortical durante a locomoção concomitante a uma tarefa dupla (TD) em indivíduos com DP, e os resultados encontrados foram muito interessantes, indicando que: i) indivíduos com DP tiveram um aumento na potência da banda beta na condição com TD comparada com a condição sem TD e, ii) o grupo DP demonstrou um aumento na potência da banda beta em ambas condições (com e sem TD) comparados ao grupo controle. Estas modulações neurais parecem estar relacionadas aos déficits da DP. Ainda, essa ativação aumentada parece refletir em tentativas compensatórias em superar a ativação neural ineficiente em indivíduos com DP durante tarefas mais exigentes (MAIDAN et al., 2016).

A gravidade da interferência da dupla tarefa durante o andar está relacionada ao nível de dificuldade da tarefa secundária (ROCHESTER et al., 2004). A literatura, especialmente as pesquisas experimentais, utilizam a interferência cognitivo-motora com uma ampla gama de tarefas cognitivas simultâneas (por exemplo, cálculos de subtrações, reagir a estímulos auditivos ou visuais, atenção sustentada, recitar palavras, entre outros). Entretanto, o nível da dificuldade da tarefa, ou seja, a carga cognitiva, ainda não são bem compreendidos. Conforme a teoria da capacidade limitada de compartilhamento, a interferência ocorre apenas se os recursos disponíveis forem excedidos. Contudo, não se sabe em qual nível de dificuldade resulta em um declínio no desempenho em uma ou ambas as tarefas. Além disso, pouco se sabe sobre o comportamento da atividade cortical durante tarefas mais desafiadoras, como desviar de um obstáculo concomitante a uma tarefa dupla cognitiva e, permanece uma lacuna na literatura sobre as manipulações dos níveis de tarefa dupla cognitiva (carga cognitiva). As modulações dos circuitos neurais são pouco compreendidas. A maior parte da literatura tem avançado a relação da locomoção e da tarefa dupla em termos biomecânicos, sendo as redes corticais pouco exploradas.

1.4. Objetivos e delineamento

A partir do contexto apresentado, o objetivo geral desta dissertação foi investigar os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria e atividade cortical durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP. Para responder aos questionamentos da pesquisa e avançar sobre as lacunas existentes na literatura, dois estudos foram desenvolvidos. O

primeiro estudo (Capítulo 2) buscou averiguar como a tarefa dupla cognitiva influencia na assimetria durante o andar com desvio de obstáculo (fases de aproximação e desvio) em pessoas com DP. No segundo estudo (Capítulo 3) foram analisados os efeitos dos níveis da tarefa dupla cognitiva (nível fácil, moderado e difícil) na conectividade cortical (região frontal, central, parietal, frontocentral esquerda e direita, frontoparietal esquerda e direita e centroparietal esquerda e direita) e nos parâmetros espaço-temporais durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP.

CAPÍTULO 2

QUAL A INFLUÊNCIA DA TAREFA DUPLA COGNITIVA NA ASSIMETRIA DURANTE O ANDAR COM DESVIO DE OBSTÁCULO EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON?

2. Estudo 1 – Qual a influência da tarefa dupla cognitiva na assimetria durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com doença de Parkinson?

Artigo publicado na Revista Human Movement Science.

Artigo na íntegra em anexo.

2.1. Introdução

A assimetria no andar é uma marca registrada em pessoas com DP, e parece estar relacionada com as lesões na região dos núcleos da base (WICHMANN & DELONG, 2014). A maior degeneração nos núcleos da base e uma distribuição reduzida da taxa de disparo em todo o circuito cortical-núcleos da base-talâmico no lado do cérebro mais afetado são possíveis explicações para a assimetria na DP (DJALDETTI et al., 2006; JOHNSON-FREY, 2004). Pouco se sabe sobre os mecanismos que contribuem para o andar assimétrico. Algumas evidências recentes apontam uma alteração da integridade microestrutural dos tratos de fibras da substância branca no corpo caloso como um potente papel substancial (FLING et al., 2018). Essa transmissão transcalosal através do corpo caloso desempenha uma função fundamental na produção do comportamento motor integrado para projetar respostas motoras coordenadas adequadas em ambos os lados do corpo (FLING & SEIDLER, 2012; GOOIJERS & SWINNEN, 2014).

Ainda, a assimetria parece estar relacionada às exigências ambientais (BARBIERI et al., 2018; ORCIOLI-SILVA et al., 2020). Tarefas locomotoras mais desafiadoras, como desviar de um obstáculo e tarefa dupla cognitiva são aspectos relevantes que devem ser considerados. Estes tipos de tarefas podem provocar o uso excessivo das funções cognitivas, superando o uso dos recursos disponíveis, aumentando a assimetria do andar (FLING et al., 2018; PLOTNIK et al., 2009). Por outro lado, se tarefas locomotoras desafiadoras aumentam a atenção (por exemplo, aumentando a atividade do córtex pré-frontal e a hiperconectividade entre o lobo parietal inferior e o córtex pré-motor), os efeitos da tarefa dupla cognitiva juntamente com o desvio de obstáculo podem usufruir de recursos cognitivos semelhantes, otimizando os recursos cognitivos e, conseqüentemente melhorando o controle do andar, regulando a assimetria. (VERVOORT et al., 2016). Dado o que se sabe sobre a interação entre o andar e a função cognitiva, se faz necessário compreender se a assimetria do andar é sensível a carga cognitiva. Contudo, há poucos indícios na literatura que mostrem as relações e

associações da assimetria e tarefa dupla cognitiva durante o andar com desvio de obstáculo.

A maioria dos estudos têm analisado a assimetria do andar em linha reta (FLING et al., 2018; PLOTNIK et al., 2005; YOGEV et al., 2007), enquanto um número limitado de pesquisas investigou o andar durante tarefas desafiadoras (ORCIOLI-SILVA et al., 2020). Apesar dos estudos mencionados avançarem no conhecimento sobre a assimetria, há poucas evidências sobre as fases do andar com desvio de obstáculo (fase de aproximação e fase de desvio) para analisar a assimetria, o que pode demonstrar resultados diferentes considerando o objetivo de cada uma dessas fases. Ainda não está claro se as fases do andar modulam a assimetria de forma semelhante, portanto, a assimetria do andar em pessoas com DP continua sendo uma questão em aberto que precisa ser mais aprofundada. Com isso, o objetivo do estudo 1 foi investigar os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria durante o andar com desvio de obstáculo (fase de aproximação e fase de desvio) em pessoas com DP. Esperamos que: i) o grupo DP aumentará a assimetria do andar comparados ao grupo controle, principalmente nas condições com TD, considerando os estudos anteriores (BARBIERI et al., 2018; ORCIOLI-SILVA et al., 2020) e ii) os participantes aumentarão a assimetria do andar durante a fase de aproximação (parâmetros espaço-temporais), pois esta é uma fase de planejamento para evitar o obstáculo que exige alocar recursos cognitivos significativos para realizar as tarefas motoras e cognitivas, superando os recursos disponíveis.

2.2. Materiais e método

2.2.1. Participantes e avaliação clínica

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 – Campus Bauru. Os indivíduos foram informados sobre o procedimento do estudo e forneceram consentimento através da 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#45435615.7.1001.5398).

30 indivíduos: 15 pessoas com DP (GDP) e 15 pessoas neurologicamente saudáveis (grupo controle - GC) pareados por sexo, idade, estatura e massa corporal foram

recrutados (Tabela 1). Os participantes de ambos os grupos incluídos no estudo deveriam andar sem auxílio, isto é, ter a marcha independente, ter a audição e visão normais ou corrigidas para normal, não ter doença ortopédica ou neurológica (além da DP), serem capazes de compreender as instruções e que não tivessem sinais de comprometimento cognitivo, avaliado pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (≥ 24 pontos) corrigido pela escolaridade (BRUCKI et al., 2003).

Além disso, para ser incluído no estudo, pessoas com DP deveriam ter a doença de característica idiopática determinados pelo *London Brain Bank* (HUGHES et al., 1992) por um neurologista, pontuação ≤ 3 *Hoehn & Yahr scale* (H&Y) (HOEHN & YAHR, 1967), e estivessem sob tratamento medicamentoso há pelo menos seis meses antes da coleta de dados.

O GDP foi avaliado aproximadamente 45 a 60 minutos após a primeira ingestão da dose dopaminérgica do dia. A coleta de dados durou no máximo uma hora com o intuito do paciente estar sob efeito da medicação (estado ON). Para a caracterização da amostra, um especialista em distúrbios do movimento registrou informações como idade, sexo, estatura, massa corporal e o MEEM de todos os participantes. Além disso, para o GDP também foi mensurado a *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS) parte III – motora e o estágio evolutivo da doença através da H&Y.

Para o GC foi determinada a preferência pedal dos participantes através de um teste de chute em uma bola (BERETTA et al., 2015). O membro utilizado para chutar a bola foi considerado o lado preferido. Para o GDP, o lado menos e mais afetado dos membros foi determinado com base nas diferenças da pontuação da UPDRS nos itens 20-23 e 25-26 (STEWART et al., 2009). A pontuação foi confirmada pela diferença das pontuações obtidas entre o hemisfério direito e esquerdo, nos itens 20, 21, 22, 23, 25 e 26. O lado de maior pontuação é aquele com maior comprometimento e que a doença se iniciou (UITTI et al., 2005; BOONSTRA et al., 2014; BARBIERI et al., 2018).

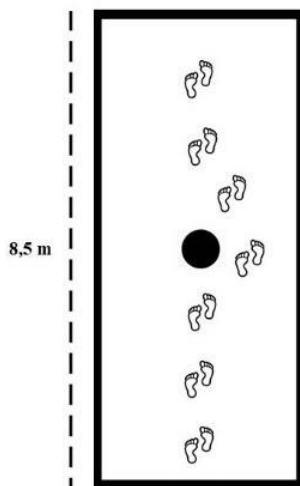
2.2.2. Avaliação do andar com e sem tarefa dupla cognitiva

Os participantes caminharam em sua velocidade preferida em uma passarela (8,5m x 3,5m), e desviaram de um obstáculo (0,35m de diâmetro x 1,30m de altura) posicionado a 5m de distância da posição inicial e no centro da passarela. Além disso, foram posicionados alinhados com o obstáculo e instruídos a contorná-lo, evitando o

contato. Por fim, ao chegar no término da passarela, deveriam retornar e desviar do obstáculo (Figura 3).

Foram realizadas cinco tentativas nas quatro condições seguintes: Andar com desvio de obstáculo para o lado direito com (1) e sem TD (2); e andar com desvio de obstáculo para o lado esquerdo com (3) e sem TD (4). Os participantes não foram instruídos sobre qual lado deveriam desviar o obstáculo. Quando tivessem realizado cinco tentativas para uma condição, foi instruído a desviar do outro lado.

Figura 3. Ilustração da tarefa locomotora com desvio de obstáculo para o lado direito (círculo preto = obstáculo).



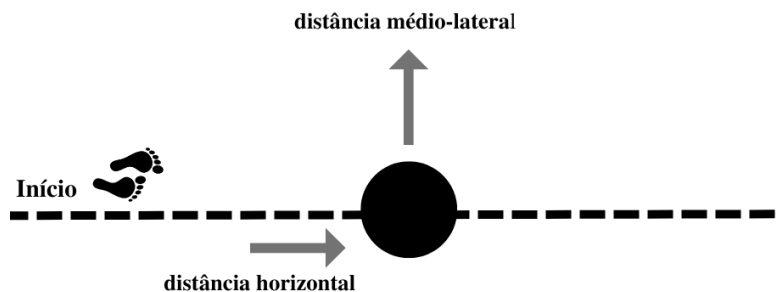
Nas condições com TD, os participantes contavam mentalmente o número de vezes que um número-alvo foi mencionado em uma gravação de áudio (PEREIRA et al., 2019). Eles foram instruídos a não contar em voz alta ou utilizar os dedos. A gravação de áudio foi uma série de números de um dígito, com duração em torno de 12 segundos, com aproximadamente dez números apresentados em frequências variadas (para evitar o uso como uma pista auditiva). Os participantes recebiam um novo número-alvo no início e relatavam no final de cada tentativa. O número-alvo foi randomizado entre as condições, assim como o número de vezes que foi mencionado na sequência, variando de 1 a 9. O desempenho da TD foi anotado, considerando se eles informavam o número de vezes correto ou incorreto que o número-alvo foi falado no áudio.

2.2.3. Coleta e análise dos dados

Para coleta de dados espaço-temporais foi utilizado um sistema de aquisição de dados da Vicon Motion System® com 8 câmeras (Bonita System Cameras) com frequência de coleta de 200 Hz. Marcadores passivos (39) foram posicionados nos participantes seguindo o *Gait Full Body model* (Vicon®). Além disso, quatro marcadores reflexivos foram posicionados no obstáculo. Os dados foram filtrados através de um filtro passa baixa *Butterworth* de 5ª ordem (zero-lag) e frequência de corte de 6 Hz. O *software Nexus* (Vicon) foi empregado para calcular as coordenadas do centro de massa (CoM). Os marcadores posicionados em ambos os pés (segundo metatarso e calcanhar) foram utilizados para calcular os parâmetros dos passos.

Os dados do andar com desvio de obstáculo foram analisados em duas fases: fase de aproximação – a última passada antes do desvio de obstáculo (isto é, antes do passo de desvio), e a fase de desvio – passada imediatamente após a fase de aproximação, durante o desvio de obstáculo – dois primeiros passos (SIMIELI et al., 2017; BARBIERI et al., 2018; PEREIRA et al., 2019). Os seguintes parâmetros foram calculados: i) parâmetros espaço-temporais da passada (para cada fase): comprimento, largura, duração, velocidade e tempo em duplo suporte (porcentagem da duração da passada); ii) parâmetros de segurança: distância horizontal – distância em que os participantes começaram a desviar do obstáculo, definido como cinco vezes o valor do desvio padrão do deslocamento ântero-posterior do CoM (SIMIELI et al., 2017) e distância médio-lateral – definido como a maior distância médio-lateral do CoM ao obstáculo. Essa distância foi calculada a partir do momento em que os participantes começaram a desviar do obstáculo (SIMIELI et al., 2017) (Figura 4); iii) estratégias para desviar do obstáculo: “*lead out*” – membro de abordagem longe do obstáculo e “*lead in*” – membro de abordagem próximo do obstáculo (VALLIS & MCFADYEN, 2003; SIMIELI et al., 2017). Os parâmetros foram agrupados de acordo com o lado mais e menos afetado para o GDP e o lado preferido e não preferido para o GC. A assimetria foi avaliada comparando i) parâmetros do passo: um lado do passo vs outro lado do passo; ii) parâmetros de segurança e estratégias para desviar do obstáculo: desvio do obstáculo para um lado vs desvio para outro lado. A assimetria foi calculada pela fórmula: $100 \times \left| \frac{\text{lado mais afetado ou não preferido}}{\text{lado menos afetado ou preferido}} \right|$, onde valores próximos de zero representam simetria (PLOTNIK et al., 2005).

Figura 4. Ilustração da distância de segurança (distância horizontal e distância médio-lateral). A linha preta pontilhada representa a passarela (8,5m) e o círculo preto representa o obstáculo.



2.2.4. Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas no programa SPSS Windows (Versão 25, IBM, Armonk, NY, USA). O nível de significância foi estabelecido em 0,05. Testes-t foram realizados para comparar o MEEM entre os grupos. Testes de Mann-Whitney U e Wilcoxon Rank Sum foram utilizados para comparar a performance da TD (GDP x GC) e as condições de DT (desvio de obstáculo para o lado direito com TD x desvio de obstáculo para o lado esquerdo com TD), respectivamente. As estratégias de *Lead-in* e *Lead out* foram comparadas através do Teste Chi-Square de acordo com os grupos separadamente para as quatro condições. ANOVAs de duas vias considerando os fatores de grupo e condições para os parâmetros espaço-temporais e para os parâmetros de segurança foram aplicados. O tamanho do efeito foi estimado usando *partial eta squared* (η^2), sendo $\eta^2 < 0,01$, $0,02$ a $0,012$, $> 0,13$ como tamanho do efeito pequeno, médio e grande, respectivamente (COHEN, 2013). Além disso, se as interações foram significativas, testes Post hoc de Tukey para cada fator foram realizadas, e o nível de significância foi ajustado utilizando a correção de Bonferroni.

2.3. Resultados

Dez indivíduos do GDP apresentaram o lado esquerdo como o membro menos afetado. Para o GC, apenas um indivíduo apresentou preferência pedal do membro esquerdo. Não houve diferença significativa a pontuação do MEEM ($t_{28} = 0,39$, $p = 0,67$) (Tabela 1). Todos os participantes concluíram a tarefa locomotora sem tocar no obstáculo (sem contato com o obstáculo).

Tabela 1. Médias e desvios padrão das características demográficas e clínicas do grupo DP (GDP) e do grupo controle (GC).

	GDP	GC
Idade (anos)	68 ± 5 (52-80)	65 ± 9 (56-77)
Massa corporal (kg)	69.1 ± 10.1 (47.3-86)	69.4 ± 15.7 (51-88)
Estatura (m)	1.60 ± 0.06 (1.41-1.70)	1.59 ± 0.08 (1.52-1.74)
Duração da doença (meses)	72 ± 24 (24-156)	--
UPDRS III (pts)	24.7 ± 11.8 (11-48)	--
H&Y (score)	1.97 ± 0.67 (1-3)	--
MEEM (pts)	28.0 ± 2.5 (21-30)	27.2 ± 1.4 (24-29)

Legenda: Valores mínimos e máximos apresentados entre parênteses; UPDRS – Escala Unificada de Avaliação da doença de Parkinson; H&Y - Hoehn e Yahr; MEEM - Mini-Exame do Estado Mental.

2.3.1. Performance da TD

O GDP apresentou pior performance quando desviou do obstáculo para o lado menos afetado (14 erros vs 8 erros – a soma de erros para o lado menos afetado vs lado mais afetado) ($Z = -1,89$; $p < 0,05$). Não houve diferença na performance da TD entre os lados que o obstáculo foi desviado para o GC (6 erros vs 9 erros – a soma dos erros para o lado preferido vs lado não preferido).

2.3.2. Estratégias para desviar do obstáculo – *lead in e lead out*

As tabelas 2 e 3 apresentam a porcentagem das estratégias *lead in e lead out* para desviar do obstáculo durante o andar. O GDP utilizou estratégia semelhante entre os lados para desviar do obstáculo sem TD, no entanto, nas condições com TD, eles utilizaram mais a estratégia *lead in* para desviar do obstáculo para o lado menos afetado ($\chi^2(1, N = 15) = 3,85$, $p < 0,05$). Não houve diferenças significativas quando realizaram a tarefa para o lado mais afetado.

Tabela 2. Porcentagem das estratégias Lead in e Lead out do grupo pessoas com doença de Parkinson nas condições sem e com tarefa dupla cognitiva (Grupo pessoas com doença de Parkinson = GDP; Tarefa dupla = TD).

GDP – CONDIÇÃO SEM TD			
MENOS AFETADO		MAIS AFETADO	
LEAD OUT	LEAD IN	LEAD OUT	LEAD IN

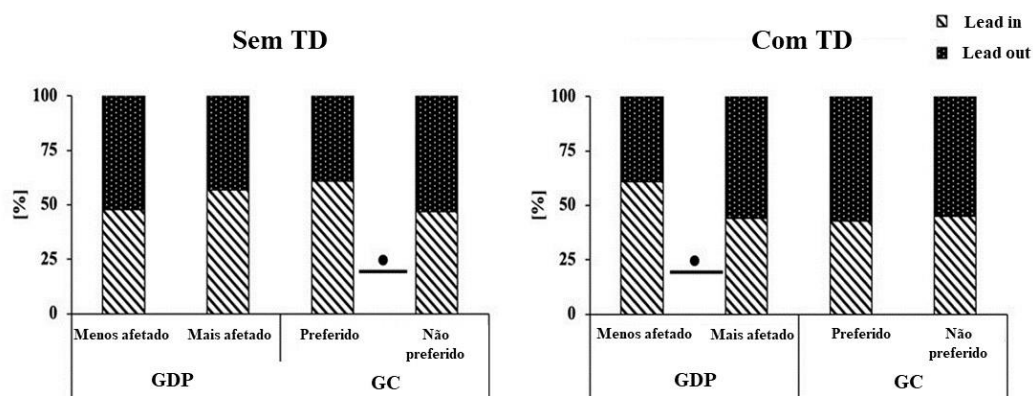
52%	48%	43%	57%
GDP – CONDIÇÃO COM TD			
LEAD OUT 39%	LEAD IN 61%	LEAD OUT 56%	LEAD IN 44%

Inesperadamente, a TD não teve efeitos na estratégia de desvio de obstáculo para ambos os lados no GC. No entanto, na condição sem TD, o GC usou mais a estratégia *lead in* para desviar do obstáculo para o lado preferido ($X^2(1, N = 15) = 3,86, p < 0,05$). Sem diferenças significativas quando realizaram a tarefa para o lado não preferido.

Tabela 3. Porcentagem das estratégias Lead in e Lead out do grupo controle nas condições sem e com tarefa dupla cognitiva (Grupo controle = GC; Tarefa dupla = TD).

GC – CONDIÇÃO SEM TD			
PREFERIDO		NÃO PREFERIDO	
LEAD OUT 39%	LEAD IN 61%	LEAD OUT 54%	LEAD IN 46%
GC - CONDIÇÃO COM TD			
LEAD OUT 57%	LEAD IN 43%	LEAD OUT 55%	LEAD IN 45%

Figura 5. Porcentagem das estratégias de lead in e lead out de acordo com o lado e o grupo durante o desvio de obstáculo sem e com TD. (• - diferença significativa entre os lados do desvio do obstáculo).



2.3.3. Parâmetros espaço-temporais nas fases de aproximação e desvio

Os valores médios dos parâmetros espaço-temporais, antes do cálculo da assimetria estão apresentados na tabela 4.

Tabela 4. Médias e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais do GDP e GC na fase de aproximação e fase de desvio para o lado mais e menos afetado e lado preferido e não preferido, respectivamente, durante o desvio de obstáculo sem TD e com TD.

	GDP				CG			
	SEM TD		COM TD		SEM TD		COM TD	
	Menos afetado	Mais afetado	Menos afetado	Mais afetado	Preferido	Não preferido	Preferido	Não preferido
FASE DE APROXIMAÇÃO								
Comprimento (cm)	91,8 ± 15,8	92,0 ± 15,0	95,0 ± 18,3	101,4 ± 15,6	109,9 ± 12,9	106,9 ± 16,3	111,1 ± 15,1	113,6 ± 13,8
Largura (cm)	19,6 ± 4,4	19,7 ± 4,8	18,6 ± 6,1	19,0 ± 4,6	15,1 ± 7,7	18,0 ± 4,9	21,0 ± 3,8	20,4 ± 6,9
Duração (s)	1,0 ± 0,09	1,0 ± 0,1	1,1 ± 0,2	1,1 ± 0,3	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	1,2 ± 0,2	1,2 ± 0,2
Velocidade (cm/s)	85,5 ± 15,3	87,4 ± 14,0	86,9 ± 22,4	93,0 ± 23,7	105,1 ± 21,4	100,3 ± 22,6	95,6 ± 22,7	97,2 ± 18,8
Tempo em duplo suporte (%)	38,03 ± 5,5	37,9 ± 6,4	38,3 ± 21,1	40,3 ± 18,3	40,0 ± 2,7	40,5 ± 3,8	33,2 ± 14,7	34,1 ± 17,3
FASE DE DESVIO								
Comprimento (cm)	91,3 ± 14,2	91,8 ± 16,8	93,3 ± 14,9	99,2 ± 17,1	111,9 ± 14,1	106,4 ± 13,4	107,0 ± 11,6	107,3 ± 15,5
Largura (cm)	18,2 ± 4,2	18,4 ± 3,9	15,5 ± 5,2	17,4 ± 6,4	16,9 ± 6,1	19,0 ± 5,5	21,2 ± 8,1	20,4 ± 10,5
Duração (s)	1,0 ± 0,09	1,0 ± 0,1	1,1 ± 0,1	1,2 ± 0,2	1,1 ± 0,1	1,0 ± 0,1	1,1 ± 0,2	1,2 ± 0,3
Velocidade (cm/s)	85,5 ± 13,8	86,1 ± 14,7	89,1 ± 20,6	88,7 ± 21,9	103,3 ± 16,7	98,6 ± 16,4	94,1 ± 19,5	94,1 ± 25,8
Tempo em duplo suporte (%)	37,4 ± 6,5	39,2 ± 6,7	45,2 ± 22,9	43,7 ± 20,6	39,5 ± 3,4	39,9 ± 4,3	37,4 ± 20,2	33,8 ± 19,9

Legenda: GDP = grupo pessoas com doença de Parkinson; GC = grupo controle; TD = tarefa dupla.

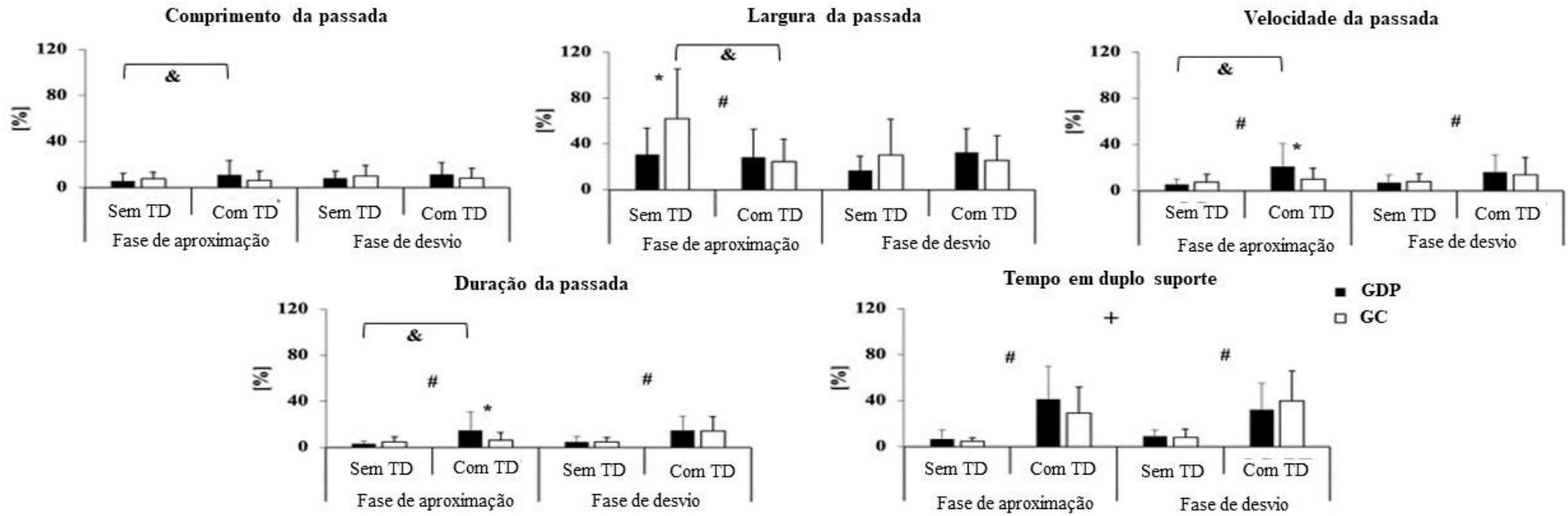
Para efeito principal de grupo, a ANOVA revelou diferença para o tempo em duplo suporte – fase de aproximação ($F_{1,28} = 4.18$, $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,13$). O GDP apresentou maior assimetria do tempo em duplo suporte comparado ao GC (Figura 6). A ANOVA não apontou efeito principal de grupo para mais nenhum dos parâmetros espaço-temporais analisados.

Para efeito principal de condição, a ANOVA revelou para os seguintes parâmetros: i) largura da passada ($F_{1,28} = 7,25$, $p < 0,01$, $\eta^2 = 0,20$) na fase de aproximação, ii) duração da passada (fase de aproximação: $F_{1,28} = 10,06$, $p < 0,004$, $\eta^2 = 0,26$; fase de desvio: $F_{1,28} = 15,54$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,35$), iii) velocidade da passada (fase de aproximação: $F_{1,28} = 9,43$, $p < 0,005$, $\eta^2 = 0,25$; fase de desvio: $F_{1,28} = 5,66$, $p < 0,02$, $\eta^2 = 0,16$) e iv) tempo em duplo suporte (fase de aproximação: $F_{1,28} = 37,55$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,57$; fase de desvio $F_{1,28} = 30,75$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,52$). Nas condições com TD, houve maior assimetria para os parâmetros da duração da passada, velocidade da passada e tempo em duplo suporte em ambas as fases (aproximação e desvio). No entanto, ainda nas condições com TD, houve menor assimetria na largura da passada durante a fase de aproximação (Figura 6).

A ANOVA indicou interação entre grupo*condição para o comprimento da passada ($F_{1,28} = 4,21$, $p < 0,04$, $\eta^2 = 0,13$), largura da passada ($F_{1,28} = 5,77$, $p < 0,02$, $\eta^2 = 0,17$), duração da passada ($F_{1,28} = 5,90$, $p < 0,02$, $\eta^2 = 0,17$) e velocidade da passada ($F_{1,28} = 4,90$, $p < 0,03$, $\eta^2 = 0,14$) durante a fase de aproximação.

O post hoc indicou que o GDP teve maior assimetria no comprimento da passada ($p < 0,03$), duração da passada ($p < 0,001$) e velocidade da passada ($p < 0,001$) durante o desvio de obstáculo nas condições com TD comparado as condições sem TD. O GC diminuiu a assimetria da largura da passada ($p < 0,001$) nas condições com TD vs sem TD. Além disso, o GDP comparado ao GC teve menor assimetria na largura da passada ($p < 0,02$) na condição sem TD e maior assimetria na duração da passada ($p < 0,05$) e velocidade da passada ($p < 0,05$) nas condições com TD.

Figura 6. Resultados da assimetria dos parâmetros espaço-temporais na fase de aproximação e fase de desvio durante o desvio de obstáculo na condição sem TD e com TD no GDP e no GC.



Legenda: (+ - diferença significativa entre os grupos; # - diferença significativa entre as condições; * e & - interação entre grupo*condição: * - GDP vs GC, & - Sem TD vs Com TD).

2.3.4. Distância de segurança (distância médio-lateral e horizontal)

Os valores médios das distâncias de segurança, antes do cálculo da assimetria estão apresentados na tabela 5.

Tabela 5. Médias e desvios padrão das distâncias de segurança (médio-lateral e horizontal) para o lado menos afetado e mais afetado no GDP e para o lado preferido e não preferido para o GC durante o desvio de obstáculo na condição sem TD e com TD.

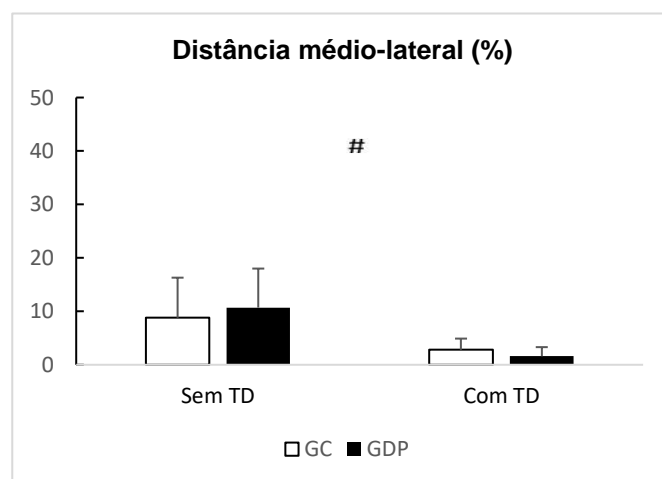
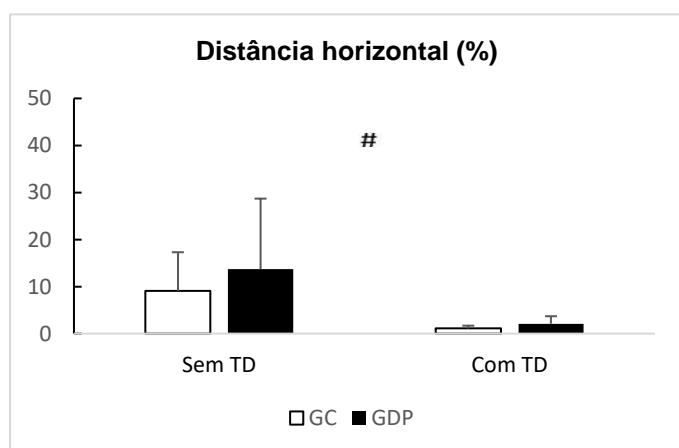
	GDP				GC			
	Sem TD		Com TD		Sem TD		Com TD	
	Menos afetado	Mais afetado	Menos afetado	Mais afetado	Preferido	Não preferido	Preferido	Não preferido
Distância médio-lateral (cm)	49,3 ± 8,3	45,7 ± 9,4	65,24 ± 10,3	65,0 ± 10,5	47,6 ± 5,5	46,5 ± 6,7	48,2 ± 7,2	47,8 ± 7,3
Distância horizontal (cm)	1,55 ± 22	1,40 ± 21	1,77 ± 20	1,74 ± 24	1,59 ± 10	1,46 ± 12	1,77 ± 17	1,78 ± 14

Não houve efeito significativo principal para grupo.

A ANOVA revelou efeito principal para condição para distância médio-lateral ($F_{1,28} = 26,08$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,48$) e para a distância horizontal ($F_{1,28} = 18,63$, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,40$).

Nas condições com TD, os participantes diminuíram a assimetria na distância médio-lateral e distância horizontal (Figura 7).

Figura 7. Valores de assimetria para a distância horizontal e médio-lateral durante o desvio de obstáculo na condição sem TD e com TD no GDP e GC (# - diferença significativa entre as condições).



2.4. Discussão

Este estudo teve como objetivo investigar os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria durante o andar com desvio de obstáculo, de acordo com as fases (aproximação e desvio) em pessoas com DP. Esperávamos que, i) o grupo DP aumentaria a assimetria do andar comparados ao grupo controle, principalmente nas condições com TD e, ii) os participantes aumentariam a assimetria do andar durante a fase de aproximação (parâmetros espaço-temporais). Nossos achados confirmaram a segunda hipótese, que revelaram que a condição com TD aumentou a assimetria durante a fase de aproximação (em ambos os grupos – efeito principal de condição). Nossos achados corroboram com alguns estudos anteriores, indicando aumento na assimetria dos parâmetros espaço-temporais (BARBIERI et al., 2018; ORCIOLI-SILVA et al., 2020). Considerando a teoria da capacidade limitada de compartilhamento (TOMBU & JOLICOEUR, 2003), pode-se compreender que a locomoção com tarefa dupla em um contexto desafiador pode desviar a atenção do andar, comprometendo a simetria.

As bases neurais alteradas na DP sublinharam o aumento da assimetria no andar (DJALDETTI et al., 2006). Por exemplo, Fling e colaboradores (2018) apresentaram que a integridade microestrutural diminuída dos tratos de substância branca no corpo caloso conectando a área motora pré-suplementar e as áreas motoras suplementares desempenha um papel essencial para o andar assimétrico. Além disso, a degeneração dos neurônios dopaminérgicos nigrais nos núcleos da base está associada a diversos déficits motores (por exemplo, equilíbrio e movimentos sequenciais rítmicos) e sensoriais (por exemplo, o processamento visuoespacial) (MAGRINELLI et al., 2016) que podem contribuir pela assimetria em pessoas com DP. Por outro lado, indivíduos neurologicamente saudáveis apresentaram maior assimetria da largura da passada durante a fase de aproximação na condição sem TD em comparação ao grupo DP. Estes resultados corroboram com estudos anteriores que afirmam o andar assimétrico também em idosos saudáveis (ICHIHASHI et al., 2019), o que pode indicar que o andar assimétrico não está apenas relacionado com os déficits da DP, mas também com o processo de envelhecimento.

A novidade deste estudo é a redução da assimetria nos parâmetros da distância de segurança (distância médio-lateral e horizontal) durante o andar com desvio de obstáculo nas condições com TD. O desvio de obstáculo é caracterizado pela dependência visual no obstáculo, principalmente por pessoas com DP (PEREIRA et al., 2019). O obstáculo pode ser utilizado como uma pista visual, sendo assim, aumentando a atenção e otimizando os recursos cognitivos (VERVOORT et al., 2016) e, regulando a assimetria. Pessoas com DP aumentam a atividade do córtex pré-frontal durante o desvio de obstáculo (ORCIOLI et al., 2020), o que parece indicar o uso excessivo de recursos cognitivos para melhorar o controle da locomoção durante o desvio de obstáculo. Assim,

nossas descobertas acrescentam ao conhecimento anterior, demonstrando que o andar com controle direcionado a um objetivo pode reduzir a assimetria do andar em pessoas com DP. Estudos anteriores mostraram uma correlação entre o controle do movimento direcionado a um objetivo e a hiperconectividade entre o lobo parietal inferior direito e o córtex pré-motor (VERVOORT et al., 2016). O lobo parietal inferior integra informações espaciais e sensoriais para alcançar a execução motora adequada (DEIBER et al., 1991), enquanto que o córtex pré-motor é importante para a orientação espacial (NUTT et al., 2011). Sendo assim, o aumento da ativação entre o lobo parietal inferior direito e o córtex pré-motor parecem indicar maior consciência durante o andar.

Uma explicação alternativa para a assimetria reduzida nos parâmetros de distância de segurança (distância médio-lateral e horizontal) é de uma estratégia mais conservadora (menos arriscada) para evitar o contato com o obstáculo. Os participantes desviaram do obstáculo com maior distância para lidar com a maior demanda cognitiva (condição com TD). Os indivíduos aumentaram de 11% para 19% e 3% para 29,8% na distância horizontal (grupo controle – sem TD: 152cm, e com TD: 177cm; grupo DP – sem TD 147cm, e com TD: 175cm – valores médios dos lados) e distância médio-lateral (grupo controle – sem TD 47,1cm, e com TD 48cm; grupo DP – sem TD 47,5 cm, e com TD 65,1 cm – valores médios dos lados). A estratégia conservadora de uma distância corporal ao obstáculo é utilizada como critério pelo aparelho locomotor para planejar as adaptações motoras que são ajustadas de acordo com o tempo necessário para adquirir as informações visuais e planejar os próximos “contratempos” (GÉRIN-LAJOIE et al., 2018). Estes achados têm aplicabilidade prática para os profissionais da saúde. Fazer uso e incorporar atividades de controle do movimento direcionado a metas e objetivos em programas de treinamento para pessoas com DP pode auxiliar em um potencial para reduzir a assimetria e “preparar” as pessoas com DP para o andar em contextos mais desafiadores durante a vida diária.

Um achado que já era esperado, foi que durante a fase de aproximação com TD, houve maior assimetria em pessoas com DP. Este resultado corrobora com estudos anteriores em diferentes tarefas locomotoras, tanto no andar em linha reta (BARBIERI et al., 2018) quanto no desvio de obstáculo simples e duplos (ORCIOLI-SILVA et al., 2020). A alocação de recursos cognitivos significativos para planejar o desvio de obstáculo e realizar uma tarefa cognitiva indica superar os recursos disponíveis. As tarefas utilizam simultaneamente a função executiva frontal, que é controlada principalmente pelo córtex pré-frontal dorsolateral e influenciada por vias dopaminérgicas e informações dos núcleos da base (HEDDEN & GABRIELI, 2010). De acordo com a teoria da capacidade limitada de compartilhamento (TOMBU & JOLICOEUR, 2003), quando duas tarefas que utilizam os mesmos recursos são executadas simultaneamente, o

desempenho de uma delas ou de ambas pode ser comprometido. Em nosso caso, a simetria do andar foi prejudicada. Além disso, pessoas que possuem déficits motores, cognitivos ou ambos podem ter dificuldades em regular o ritmo da marcha e coordenar os movimentos simétricos das pernas durante a locomoção (YOGEV et al., 2007). Por outro lado, o aumento da assimetria durante a fase de aproximação pode ser considerado uma estratégia funcional do sistema para realizar a tarefa de forma eficiente.

Para nossa surpresa, o desempenho da TD foi reduzido durante o desvio de obstáculo para o lado menos afetado comparado ao lado mais afetado em pessoas com DP. Além disso, eles utilizaram mais a estratégia “*lead in*” ao desviar o obstáculo para o lado menos afetado durante a condição com TD. Este foi um resultado inesperado com uma explicação difícil. Especula-se que os participantes com DP priorizaram a tarefa do andar em detrimento da tarefa cognitiva. A maior demanda cognitiva durante a fase de aproximação pode explicar a priorização do andar (PEREIRA et al., 2019).

Por fim, embora este estudo avance em algumas lacunas na literatura, algumas limitações são evidenciadas. Apesar do tamanho do efeito dos nossos resultados significativos tenha sido grande, um número maior de participantes poderia fortalecer nossas descobertas. Uma ressalva importante para interpretar nosso estudo é que não foi analisado os mecanismos neurais, impedindo certas descobertas subjacentes a tarefa dupla cognitiva e o andar em contextos desafiadores. Outra limitação que deve ser considerada é que analisamos os efeitos de uma tarefa locomotora desafiadora específica (desviar de um obstáculo) com uma tarefa dupla cognitiva específica, sem a manipulação de cargas cognitivas diferentes.

2.5. Conclusão

Este estudo identificou que os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria durante o andar com desvio de obstáculo foram “fases-dependentes”. Enquanto a assimetria dos parâmetros espaço-temporais aumentou durante a fase de aproximação, as distâncias de segurança (médio-lateral e horizontal) para o obstáculo mostraram assimetria reduzida. Como o obstáculo é utilizado como uma pista visual durante o desvio de obstáculo, o que leva a um controle do andar direcionado a um objetivo, nossos achados oferecem uma base para considerar que o controle do movimento direcionado a um objetivo pode regular a assimetria do andar em pessoas com DP.

CAPÍTULO 3

**EFEITOS DA CARGA COGNITIVA NA CONECTIVIDADE CORTICAL E NOS
PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DURANTE O ANDAR COM DESVIO DE
OBSTÁCULO EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON**

3. Estudo 2 – Efeitos da carga cognitiva na conectividade cortical e nos parâmetros espaço-temporais durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com doença de Parkinson.

3.1. Introdução

O controle neural do andar é mediado por uma ampla gama de regiões do cérebro, especialmente aquelas associadas à ativação do lobo frontal e pré-frontal (MIRELMAN et al., 2014). Por exemplo, o córtex pré-frontal e seus circuitos relacionados estão envolvidos no planejamento, organização, execução e ajustes durante a locomoção com tarefa dupla (MAIDAN et al., 2016). Sendo o cérebro composto por redes neurais dinâmicas e complexas, a conectividade entre as regiões é calculada considerando uma média das ativações entre áreas cerebrais distintas (GAN et al., 2023). Especificamente, a conectividade funcional é representada pelas interações de ativação entre regiões cerebrais, inclusive com a possibilidade de quantificar interações entre regiões espacialmente distantes que estão envolvidas em uma determinada tarefa (ROGERS et al., 2007).

Evidências sobre a contribuição de áreas corticais para diferentes tarefas incluindo a locomoção em pessoas com DP e outras doenças neurodegenerativas têm sido crescentes na literatura. Os padrões de conectividade do EEG são, por exemplo, uma ferramenta promissora para detectar riscos de comprometimento cognitivo na DP (BOCKOVÁ & REKTOR, 2018). Além disso, a DP está ligada a várias alterações em sinais eletrofisiológicos, desde mudanças nos padrões de atividade cortical detectados pelo EEG à distúrbios complexos na conectividade funcional nos níveis córtico-subcortical e córtico-cortical (BOCKOVÁ & REKTOR, 2018). No estudo de Yuvaraj e colaboradores (2015) sobre a conectividade inter-hemisférica (utilizando coerência) durante o processamento de emoções, eles encontraram que pessoas com DP mostraram menor coerência nas bandas de frequência delta, alfa, beta e gamma durante o processamento de emoções comparados ao grupo controle. Ainda, sugeriram uma possível existência de desconexões funcionais entre áreas corticais, o que poderia ser interpretado como uma “síndrome de desconexão” para DP.

Em situações de tarefas locomotoras desafiadoras, como por exemplo, caminhar e simultaneamente monitorar a ocorrência de números alvos enunciados através de alto-falante, pessoas com DP no estado ON da medicação dopaminérgica mostraram um aumento na ativação do córtex pré-frontal comparado a tarefa locomotora simples (ORCIOLI-SILVA et al., 2020). Uma possível explicação para essa ativação aumentada é a disfunção dos núcleos da base que afeta a automaticidade do movimento (WU et al., 2015; STUART et al., 2019), resultando na necessidade

de recrutamento de recursos atencionais para o controle do andar e possivelmente criando uma sobrecarga em recursos cognitivos no contexto de tarefas locomotoras desafiadoras (RANCHET, et al., 2020). No estudo de Szewczyk-Krolkowski e colaboradores (2014), a conectividade funcional foi analisada dentro dos núcleos da base, e os participantes com DP apresentaram conectividade funcional reduzida. No estudo de Peterson e colaboradores (2015), a conectividade estrutural durante o andar com tarefa dupla foi examinada em pessoas com DP com e sem congelamento da marcha (*freezing*), e revelou-se que a interferência da tarefa dupla em indivíduos com DP que experienciam congelamento da marcha está associada à uma redução da conectividade estrutural dentro do núcleo pedunculopontino. No entanto, a interferência da tarefa dupla na conectividade durante o andar são poucos explorados. Especialmente, os diferentes níveis de carga cognitiva. Investigar a modulação das oscilações corticais durante o andar com tarefa dupla cognitiva pode elucidar insights relacionados entre a cognição e a locomoção. De acordo com a teoria capacidade limitada de compartilhamento existe a possibilidade de executar duas tarefas simultâneas, desde que seu processamento não exceda o recurso disponível (TOMBU & JOLICOEUR, 2003). Ou seja, não é qualquer tarefa dupla que esgota a reserva cognitiva (STERN, 2009). Entretanto, há poucas evidências sobre os diferentes níveis de carga cognitiva que esgote o recurso disponível, prejudicando o andar. Por isso, faz-se necessário estudos que avancem na manipulação de tarefa dupla com diferentes níveis de carga cognitiva.

Desta forma, o objetivo deste estudo foi investigar os efeitos dos níveis da tarefa dupla cognitiva (fácil, moderado e difícil) na conectividade cortical (região frontal, central, parietal, frontocentral esquerda e direita, frontoparietal esquerda e direita e centroparietal esquerda e direita) nas bandas de frequência alpha, delta, theta, lowgamma (lgamma) e highgamma (hgamma) e nos parâmetros espaço-temporais durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP e seus pares neurologicamente saudáveis. Esperamos que: i) a presença da tarefa dupla cognitiva altere o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP, principalmente na tarefa de nível difícil, ii) pessoas com DP apresentarão conectividade cortical reduzida comparada aos seus pares neurologicamente saudáveis em todas as condições, e iii) a conectividade cortical irá aumentar durante a realização de tarefa dupla cognitiva difícil comparado ao andar sem tarefa dupla e com tarefa dupla cognitiva fácil, especialmente nas pessoas com DP.

3.2. Materiais e método

3.2.1 Participantes e avaliação clínica

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-LAB) do Departamento de Educação Física da UNESP– Campus Bauru. Os participantes forneceram o consentimento para participação no estudo através do termo de comprometimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética local (CAAE: 78660517.2.0000.5398)

Participaram deste estudo 14 pessoas com DP (GDP) e 14 pessoas neurologicamente saudáveis (Grupo Controle - GC). As avaliações clínicas e cognitivas foram as mesmas realizadas no estudo 1 desta dissertação, além da Avaliação Cognitiva de Montreal (MoCA) (ROMANN et al., 2012). Ainda, os mesmos critérios de inclusão e exclusão do Estudo 1 foram implementados.

O MoCA é um instrumento para rastreio cognitivo que avalia algumas capacidades cognitivas. Por exemplo, funções executivas, habilidades de linguagem de nível superior, memória e processamento visuo-espacial complexo (ZADIKOFF et al., 2008). A máxima pontuação desse teste são 30 pontos, sendo que uma pontuação abaixo de 26 pontos pode indicar um comprometimento cognitivo (NASREDDINE et al., 2005).

Tabela 6. Médias e desvios padrão das características demográficas e clínicas do grupo DP (GDP) e do grupo controle (GC).

	GDP	GC
Idade (anos)	69±5	67 ±5
Massa corporal (kg)	74,8±15,2	75,6±12,5
Estatura (m)	1,66 ±0,1	1,65 ±0,1
UPDRS III (pts)	29,2±11,2	--
H&Y (score)	2,2±0,3	--
MEEM (pts)	28,2 ±1,1	27,8±2,2
MoCA (pts)	27,2±1,5	26,7±1,6

Legenda: UPDRS – Escala Unificada de Avaliação da doença de Parkinson. H&Y - Hoehn e Yahr; MEEM - Mini-Exame do Estado Mental; MoCA – Avaliação Cognitiva de Montreal.

3.2.2. Avaliação do andar com e sem tarefa dupla cognitiva

Os participantes foram instruídos a evitarem realizar qualquer tipo de atividade física extenuante nas 48 horas antecedentes ao dia da avaliação e não ingerir bebida com cafeína no dia da coleta.

Os participantes foram instruídos a andar em sua velocidade preferida sob uma passarela retilínea (8,5m x 3,5m de largura), desviar de um obstáculo (0,35m de diâmetro e 1,3 de altura), evitando o contato, e retornar a mesma linha que estava no início. O obstáculo foi posicionado na metade da passarela. O GDP realizou as condições no período ON da medicação.

A locomoção foi avaliada em duas condições do andar com desvio de obstáculo: condição sem tarefa dupla cognitiva e condição com tarefa dupla cognitiva (níveis diferentes). Para iniciarem cada tentativa, os participantes seguiram a instrução: “prepara, vai!”. Nas tentativas com tarefa dupla cognitiva foi utilizado um áudio gravado anteriormente, onde os participantes deveriam caminhar enquanto ouviam números aleatórios (0 a 9) durante 25 segundos. Em todas as condições foi mantida a quantidade de números que eram apresentados. O intervalo temporal diferente entre os números randomizados foram feitos para evitar a sincronização do andar e que utilizassem como dica auditiva. Imediatamente antes de iniciar o andar, os participantes ouviram qual número-alvo eles deveriam contar mentalmente (rastreamento mental) e determinar quantas vezes este número-alvo ocorreu. Os participantes respondiam no final de cada tentativa o total de ocorrências do número-alvo. Por exemplo, foi pedido para o participante que ele contasse mentalmente, sem usar os dedos da mão ou em voz alta, quantas vezes o número 4 aparecia na sequência que foi falada durante a tarefa locomotora, por exemplo, 0 4 2 4 1 5 6 7 7 2 4 2. Após o término da tentativa foi perguntado quantas vezes o número 4 ocorreu no áudio (exemplo: 3).

Os participantes realizaram três tentativas do andar com desvio de obstáculo sem tarefa dupla cognitiva e três tentativas do andar com desvio de obstáculo com tarefa dupla cognitiva em cada uma das seguintes condições: (a) Tarefa fácil: sequência com somente um mesmo número - participante teve que informar quantas vezes um número-alvo apareceu; (b) Tarefa moderada: sequência com seis números distintos - participante teve que informar quantas vezes um número indicado apareceu e (c) Tarefa difícil: sequência com seis números distintos - participante teve que informar quantas vezes dois números-alvos apareceram. A ordem das condições foi randomizada.

Tabela 7. Exemplos das condições com tarefa dupla cognitiva.

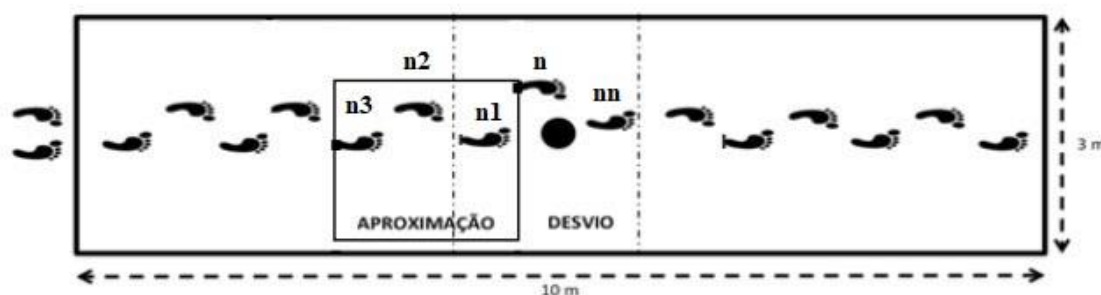
Condição	Áudio	Número-alvo	Resposta da tarefa
Tarefa fácil	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1	1	12
Tarefa moderada	0 5 2 4 1 1 5 6 2 1 2 5	5	3
Tarefa difícil	3 2 4 0 7 1 2 3 0 7 0 2	4 e 2	4

3.2.3. Coleta e análise dos dados

3.2.3.1. Parâmetros espaço-temporais do andar

Para a coleta de dados espaço-temporais do andar foi utilizado um sistema de aquisição de dez câmeras infravermelha (Vicon Motion System®) com uma taxa de amostragem em 200 Hz. Marcadores (39) foram posicionados nos participantes seguindo o modelo *Plug-in-Gait Full Body* e cinco marcadores posicionados no obstáculo. A análise ocorreu em dois momentos: fase de aproximação – três passos antes do desvio do obstáculo e fase de desvio – dois passos durante o desvio do obstáculo.

Figura 8. Ilustração das fases de análise. Fase de aproximação e fase de desvio do obstáculo.



Marcadores posicionados em ambos os pés dos participantes (no dorso do pé entre o segundo e terceiro metatarso e na região posterior do calcâneo) foram utilizados. Os seguintes parâmetros espaço-temporais de interesse foram calculados: comprimento, largura, duração, velocidade do passo e o tempo em duplo suporte. Foram calculados 5 passos: passo n3 (3 passos antes do desvio; passo n2 (2 passos antes do desvio); passo n1 (1 passo antes do desvio) - fase de aproximação. E, passo n (passo do desvio) e passo nn (1 passo após o desvio) - fase de desvio.

O software MATLAB® foi utilizado para o processamento dos dados espaço-temporais. Os dados do andar foram filtrados através de um filtro Butterworth, passa baixa de 5ª ordem (zero lag), com ponto de corte em 6 Hz.

3.2.3.2. Conectividade cortical

Os equipamentos de aquisição de dados cinemáticos e da atividade cortical foram sincronizados manualmente para cada tentativa.

Para a coleta de dados do comportamento da atividade cortical foi utilizado um eletroencefalograma (EEG) móvel (sem fio), seguindo os procedimentos sugeridos pelos fabricantes (eegsportstm, ANT Neuro, Enschede, Netherlands), com uma taxa de amostragem em 1024 Hz. Para isso, uma touca (WaveGuard™) 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 o sinal em tempo real via Wi-Fi para o computador de controle. O baseline (60 segundos) foi registrado com o participante sentado em uma cadeira, e sendo instruído a “não pensar em nada”.

O software de fonte aberta EEGLab foi empregado para a análise do EEG (DELORME et al., 2011). Os dados dos 64 eletrodos foram importados para o EEGLab. Primeiramente, foram excluídos os canais bipolares (canal 65 ao 88) e do olho (canal 32). Os dados foram filtrados com um filtro passa-banda com frequência de corte de 1 a 100 Hz. Após isso, os canais com valores muito elevados (400) e baixa identificação de sinal foram removidos. Além disso, foi utilizado um plug-in denominado “trimOutlier” para remover canais e pontos de dados discrepantes. (https://sccn.ucsd.edu/eeglab/plugin_uploader/plugin_list_all.php). A taxa de amostragem foi definida para 512 Hz, localizado na área *Tools > Change Sampling Rate* do EEGLab e o dado re-referenciado para a média comum. Além disso, para inspecionar canais ruins, também foi usufruído o *Plot > Channel spectra and Maps > channel properties* para verificar eletrodos com características de artefatos. Após estes procedimentos, a Análise Independente de Componentes (*Independent Component Analysis - ICA*) foi rodada. Com o ICA realizado, na aba *Tools > Inspect/label componentes by map*, foi inspecionado o mapa topográfico, amplitude e PSD para remover os artefatos, como por exemplo, atividades musculares, piscadas e movimentos dos olhos, mordidas e outros artefatos potenciais.

A *Magnitude Square Coherence* (MSC) ou coerência espectral foi utilizada para medir a associação linear entre dois sinais no domínio da frequência e assim estimar a conectividade cortical.

Sendo:

$$MSC(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)}$$

Onde $P_{xy}(f)$ é a densidade espectral cruzada entre os sinais x e y . E, $P_{xx}(f)$ e $P_{yy}(f)$ são as densidades espectrais de potência dos sinais x e y , respectivamente. A densidade espectral cruzada foi calculada como a Transformada de Fourier da correlação cruzada entre os sinais x e y . Sendo assim, a MSC varia de 0 a 1, representando um nível de associação linear e física entre dois sinais. O valor de 1 significa uma associação forte, enquanto 0 sugere nenhuma associação. Com isso, a MSC indica a força da relação linear entre eles. Foram analisadas as seguintes regiões de interesse:

- i) Coerência inter-hemisférica: frontal, central e parietal;
- ii) Coerência intra-hemisférica: frontocentral esquerda e direita, frontoparietal esquerda e direita e centroparietal esquerda e direita.

Os eletrodos utilizados foram as médias dos sinais:

- Frontal esquerda: FP1, AF3, F1;
- Frontal direita: FP2, AF4, F2;
- Central esquerda: C1 e C3;
- Central direita: C2 e C4;
- Parietal esquerda: P1 e P3;
- Parietal direita: P2 e P4.

As bandas de frequência analisadas foram: Delta (1 a 4 Hz), Theta (4 a 8 Hz), Alpha (8 a 13 Hz), Low-gamma (30 a 55 Hz) e High-gamma (65 a 100 Hz).

3.2.4. Análise estatística

Os dados de interesse espaço-temporais foram analisados estatisticamente no software SPSS 21.0® com nível de significância mantido em 0,05. Os dados da avaliação clínica foram apresentados como valor médio e desvio padrão. Os dados das escalas cognitivas foram comparados entre os grupos através do teste não paramétrico de Wilcoxon. Os parâmetros espaço-temporais e a conectividade cortical foram analisados por meio de ANOVAs (grupo X condição), com medidas repetidas para condição. Além disso, testes Post hoc de Tukey, com níveis de significância ajustados, foram utilizados quando interação significativa entre os fatores foi indicada. A performance da tarefa dupla cognitiva foi analisada pelo teste não-paramétrico Kruskal-Wallis.

3.3. Resultados

Não houve efeito significativo de grupo para as condições fácil ($Z = -,238$; $p > 0,80$), moderado ($Z = -1,071$ $p > 0,28$) e difícil ($Z = -1,252$, $p > 0,21$) na performance da tarefa dupla cognitiva. A Tabela 8 descreve a somatória da amplitude do erro da resposta do número-alvo. Ou seja, qual a distância da resposta correta até a resposta incorreta que o participante relatou. Por exemplo: se a resposta correta era 2 (indicando o número de vezes que o número-alvo apareceu) e o participante relatou 4, o valor da amplitude foi 2.

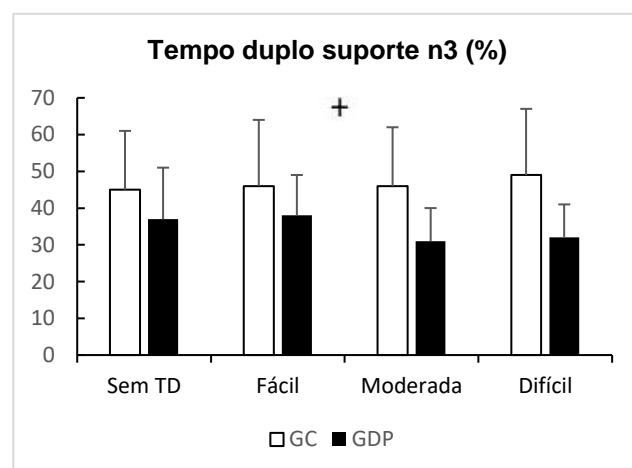
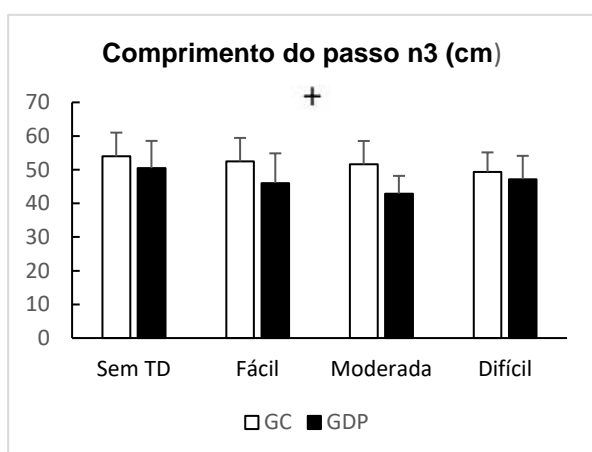
Tabela 8. Somatória da amplitude do erro do número-alvo da tarefa cognitiva (GDP: Grupo pessoas com doença de Parkinson e GC: Grupo Controle).

	Nível fácil	Nível moderado	Nível difícil
GDP	8	9	19
GC	7	3	9

3.3.1. Parâmetros espaço-temporais na fase de aproximação e fase de desvio

A ANOVA revelou efeito principal de grupo para o comprimento do passo (passo n3: $F_{1,25} = 5,18$, $p < 0,03$) e tempo em duplo suporte (passo n3: $F_{1,25} = 7,15$, $p < 0,01$) na fase de aproximação. O GC apresentou maior comprimento do passo e tempo em duplo suporte comparado ao GDP. A ANOVA não apontou efeito principal de grupo para mais nenhum dos parâmetros espaço-temporais analisados.

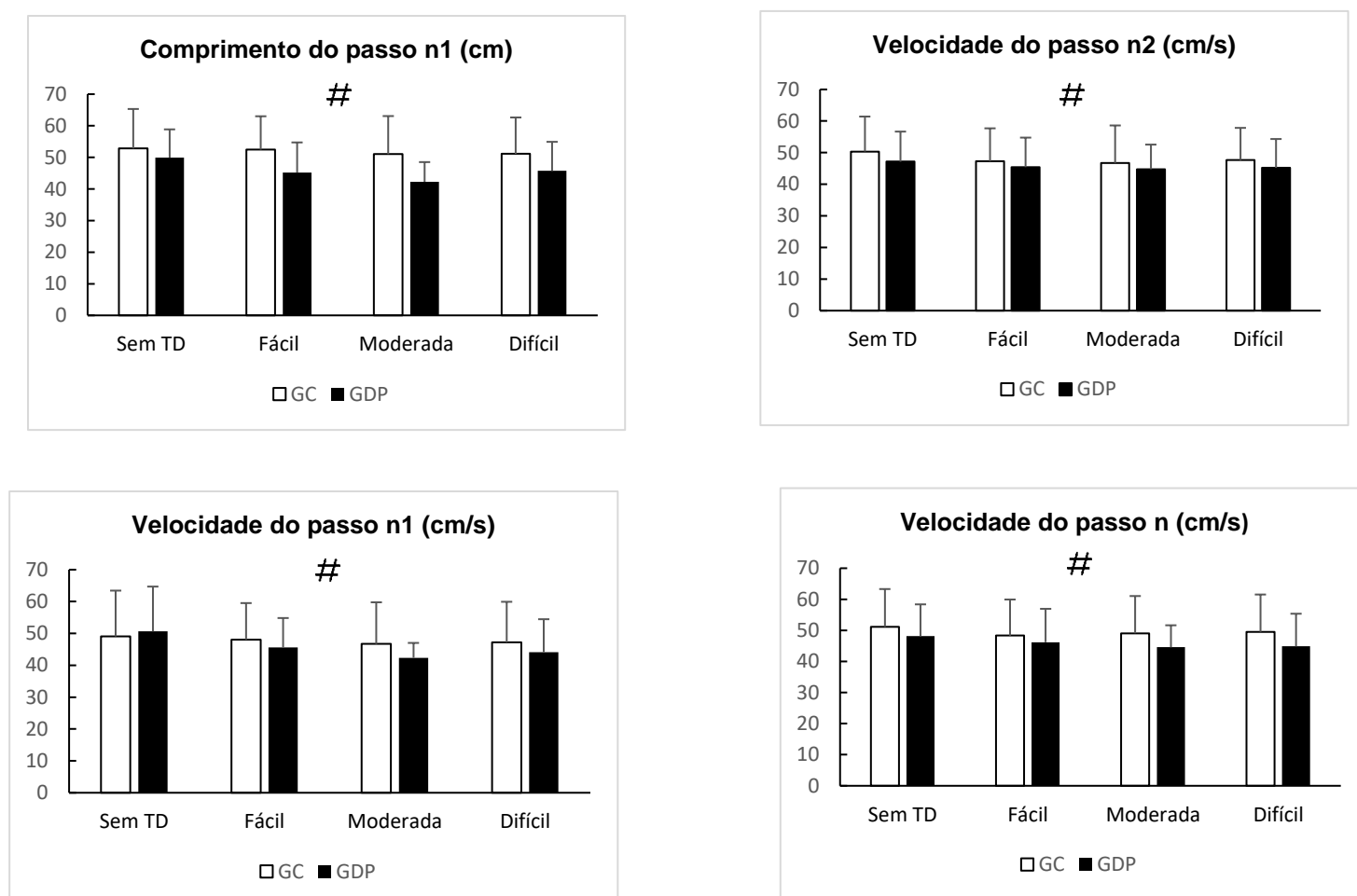
Figura 9. Médias e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais durante o desvio de obstáculo nas condições: Sem TD, fácil, moderada e difícil no GC e no GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).



Para efeito principal de condição, a ANOVA indicou diferença significativa para os seguintes parâmetros: comprimento do passo (passo n3: $F_{3,75} = 6,17$, $p < 0,002$ e passo n1: $F_{3,75} = 4,81$, $p < 0,004$) e velocidade do passo (passo n2: $F_{3,75} = 3,46$, $p < 0,02$ e passo n1: $F_{3,75} = 5,29$, $p < 0,02$) na fase de aproximação, e velocidade do passo (passo n: $F_{3,75} = 2,99$, $p < 0,03$) na fase de desvio. Nas condições sem tarefa dupla cognitiva, houve maior comprimento do passo comparada a tarefa dupla cognitiva nível moderado (passo n3: $p < 0,003$ e passo n1: $p < 0,01$) e difícil (passo n3: $p < 0,002$ e passo n1: $p < 0,02$). Além disso, o post hoc indicou que nas condições sem tarefa

dupla cognitiva, os participantes apresentaram maior velocidade comparada a tarefa nível fácil (passo n2: $p < 0,04$ e passo n: $p > 0,01$) e nível moderado (passo n1: $p < 0,04$).

Figura 10. Média e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais durante o desvio de obstáculo nas condições: Sem TD, fácil, moderada e difícil no GC e no GDP. (# - diferença significativa entre as condições).



Para interação tarefa*grupo, a ANOVA revelou efeitos para os seguintes parâmetros: comprimento do passo (passo n3: $F_{3,75} = 2,88$, $p < 0,04$ e passo nn: $F_{3,75} = 2,85$, $p < 0,04$) e largura do passo (passo nn: $F_{3,75} = 2,89$, $p < 0,04$). O GDP teve menor comprimento do passo (passo n3: $p < 0,04$) na tarefa cognitiva nível fácil comparado ao GC. Além disso, o GDP teve menor comprimento do passo (passo n3: $p < 0,001$, passo nn: $p < 0,009$) e largura do passo (passo nn: $p < 0,03$) na tarefa cognitiva nível moderado comparado ao GC.

Figura 11. Média e desvios padrão dos parâmetros espaço-temporais durante o desvio de obstáculo nas condições: Sem TD, fácil, moderada e difícil no GC e no GDP. (* - diferença significativa interação tarefa*grupo).

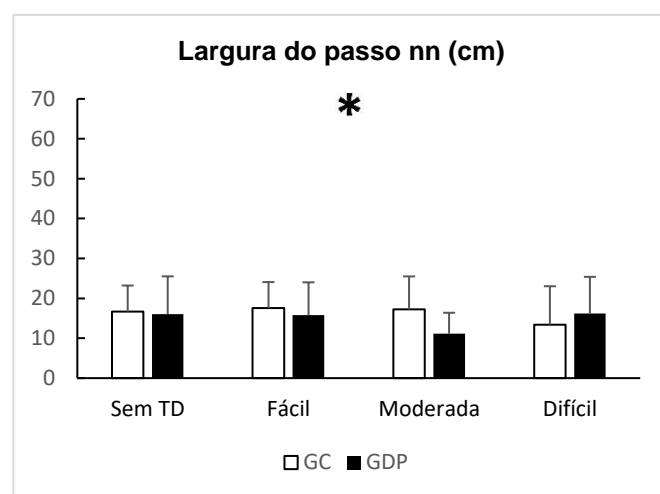
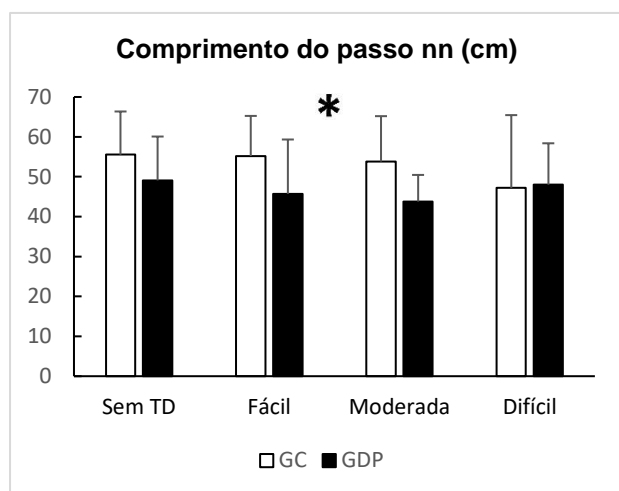


Tabela 9. Valores das médias e desvios-padrão dos parâmetros espaço-temporais em todas as condições durante a fase de aproximação (passo n3, passo n2, passo n1) e fase de desvio (passo n e passo nn).

GDP GC								
FASE DE APROXIMAÇÃO	SEM TD	FÁCIL	MODERADO	DIFÍCIL	SEM TD	FÁCIL	MODERADO	DIFÍCIL
Comprimento do passo n3 (cm)	50,46 ±8,10	46,05 ±8,81	42,89 ±5,28	47,19 ±6,93	53,96 ±7,05	52,46 ±6,98	51,59 ±6,94	49,37 ±5,77
Comprimento do passo n2 (cm)	42,81 ±10,79	42,12 ±11,08	42,24 ±7,47	42,19 ±13,01	43,26 ±16,69	46,79 ±13,74	46,27 ±12,82	48,51 ±12,56
Comprimento do passo n1 (cm)	49,92 ±8,94	45,20 ±9,53	42,24 ±6,27	45,77 ±9,15	52,81 ±12,51	52,45 ±10,56	51,04 ±12,03	51,12 ±11,51
Largura do passo n3 (cm)	14,95 ±4,98	16,29 ±7,13	14,23 ±6,02	16,18 ±7,13	19,07 ±6,89	16,99 ±5,18	16,25 ±5,55	19,95 ±10,43
Largura do passo n2 (cm)	23,98 ±11,75	18,72 ±7,68	16,46 ±4,83	18,38 ±7,09	23,78 ±12,18	21,96 ±7,31	26,31 ±13,40	18,46 ±7,43
Largura do passo n1 (cm)	17,73 ±8,09	18,11 ±8,95	15,04 ±7,04	18,72 ±8,77	24,70 ±8,12	21,38 ±8,61	20,71 ±7,02	19,95 ±11,50
Duração do passo n3 (s)	0,99 ±0,21	1,10 ±0,29	1,05 ±0,11	1,07 ±0,16	0,95 ±0,20	1,02 ±0,16	0,99 ±0,22	1,01 ±0,17
Duração do passo n2 (s)	1,49 ±0,27	1,49 ±0,37	1,49 ±0,30	1,43 ±0,40	1,67 ±0,48	1,59 ±0,38	1,58 ±0,56	1,39 ±0,32
Duração do passo n1 (s)	1,03 ±0,09	1,11 ±0,28	0,98 ±0,07	1,05 ±0,10	1,10 ±0,11	1,10 ±0,11	1,11 ±0,12	1,10 ±0,12
Velocidade do passo n3 (cm/s)	55,63 ±25,31	47,11 ±13,71	37,91 ±8,26	39,46 ±6,04	51,84 ±34,61	50,65 ±20,64	70,87 ±81,51	41,82 ±13,56
Velocidade do passo n2 (cm/s)	47,16 ±9,51	45,41 ±9,35	44,76 ±7,79	45,20 ±9,12	50,36 ±11,07	47,31 ±10,39	46,75 ±11,86	47,66 ±10,18
Velocidade do passo n1 (cm/s)	50,63 ±14,07	45,63 ±9,21	42,35 ±4,67	44,11 ±10,35	49,09 ±14,35	48,02 ±11,51	46,70 ±13,07	47,18 ±12,75
Duplo suporte n3 (%)	0,37 ±0,14	0,38 ±0,11	0,31 ±0,09	0,32 ±0,09	0,45 ±0,16	0,46 ±0,18	0,46 ±0,16	0,49 ±0,18
Duplo suporte n2 (%)	0,36 ±0,21	0,38 ±0,18	0,40 ±0,012	0,32 ±0,14	0,36 ±0,25	0,34 ±0,08	0,35 ±0,08	0,33 ±0,08
Duplo suporte n1 (%)	0,33 ±0,07	0,36 ±0,09	0,32 ±0,07	0,34 ±0,09	0,35 ±0,13	0,35 ±0,10	0,35 ±0,12	0,34 ±0,08
FASE DE DESVIO	SEM TD	FÁCIL	MODERADO	DIFÍCIL	SEM TD	FÁCIL	MODERADO	DIFÍCIL
Comprimento do passo n (cm)	42,97 ±9,24	43,18 ±11,84	42,02 ±8,14	42,65 ±9,89	42,80 ±16,37	48,20 ±14,11	47,30 ±11,06	49,47 ±11,43
Comprimento do passo nn (cm)	49,09 ±10,99	45,71 ±13,63	43,79 ±6,67	48,02 ±10,37	55,54 ±10,82	55,19 ±10,06	53,83 ±11,36	47,22 ±18,23
Largura do passo n (cm)	17,05 ±9,07	15,24 ±7,07	16,35 ±3,84	17,19 ±8,01	19,22 ±7,14	19,31 ±6,59	18,42 ±4,16	16,13 ±7,40
Largura do passo nn (cm)	16,03 ±9,49	15,81 ±8,21	11,15 ±5,24	16,20 ±9,19	16,69 ±6,53	17,60 ±6,48	17,23 ±8,27	13,43 ±9,61
Duração do passo n (s)	1,50 ±0,29	1,49 ±0,36	1,53 ±0,26	1,44 ±0,37	1,68 ±0,52	1,59 ±0,46	1,56 ±0,59	1,38 ±0,32
Duração do passo nn (s)	4,54 ±13,15	4,14 ±11,63	0,96 ±0,06	1,03 ±0,09	1,07 ±0,09	1,10 ±0,12	1,12 ±0,13	9,05 ±20,19
Velocidade do passo n (cm/s)	48,15 ±10,22	46,19 ±10,75	44,57 ±7,07	44,86 ±10,50	51,14 ±12,16	48,32 ±11,61	49,07 ±11,98	49,52 ±12,02
Velocidade do passo nn (cm/s)	47,07 ±16,34	43,50 ±15,94	45,66 ±5,84	46,85 ±10,53	52,67 ±12,22	50,73 ±11,68	49,17 ±13,54	41,82 ±21,83
Duplo suporte n (%)	0,35 ±0,21	0,36 ±0,17	0,40 ±0,12	0,34 ±0,13	0,34 ±0,22	0,31 ±0,08	0,38 ±0,26	0,30 ±0,05
Duplo suporte nn (%)	0,35 ±0,07	0,37 ±0,13	0,36 ±0,08	0,39 ±0,10	0,32 ±0,09	0,33 ±0,09	0,32 ±0,07	0,34 ±0,08

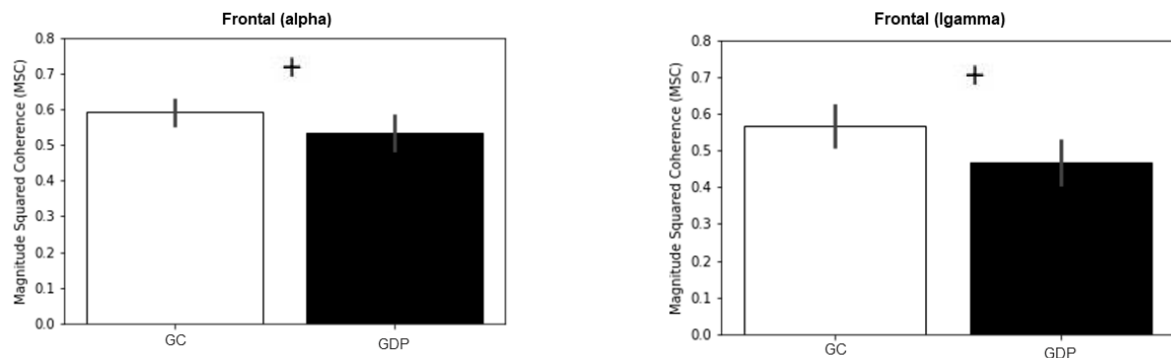
3.3.2. Conectividade cortical

Três participantes foram excluídos das análises do comportamento da atividade cortical devido a problemas técnicos do equipamento não ter armazenado os dados do eletroencefalograma.

3.3.2.1 Região frontal

A ANOVA indicou efeito principal para grupo para as bandas de frequências: alpha ($F_{1,192} = 4,050$, $p < 0,04$) e lgamma ($F_{1,92} = 5,00$, $p < 0,02$). O GC apresentou maior conectividade nas ondas alpha e lgamma comparado ao GDP.

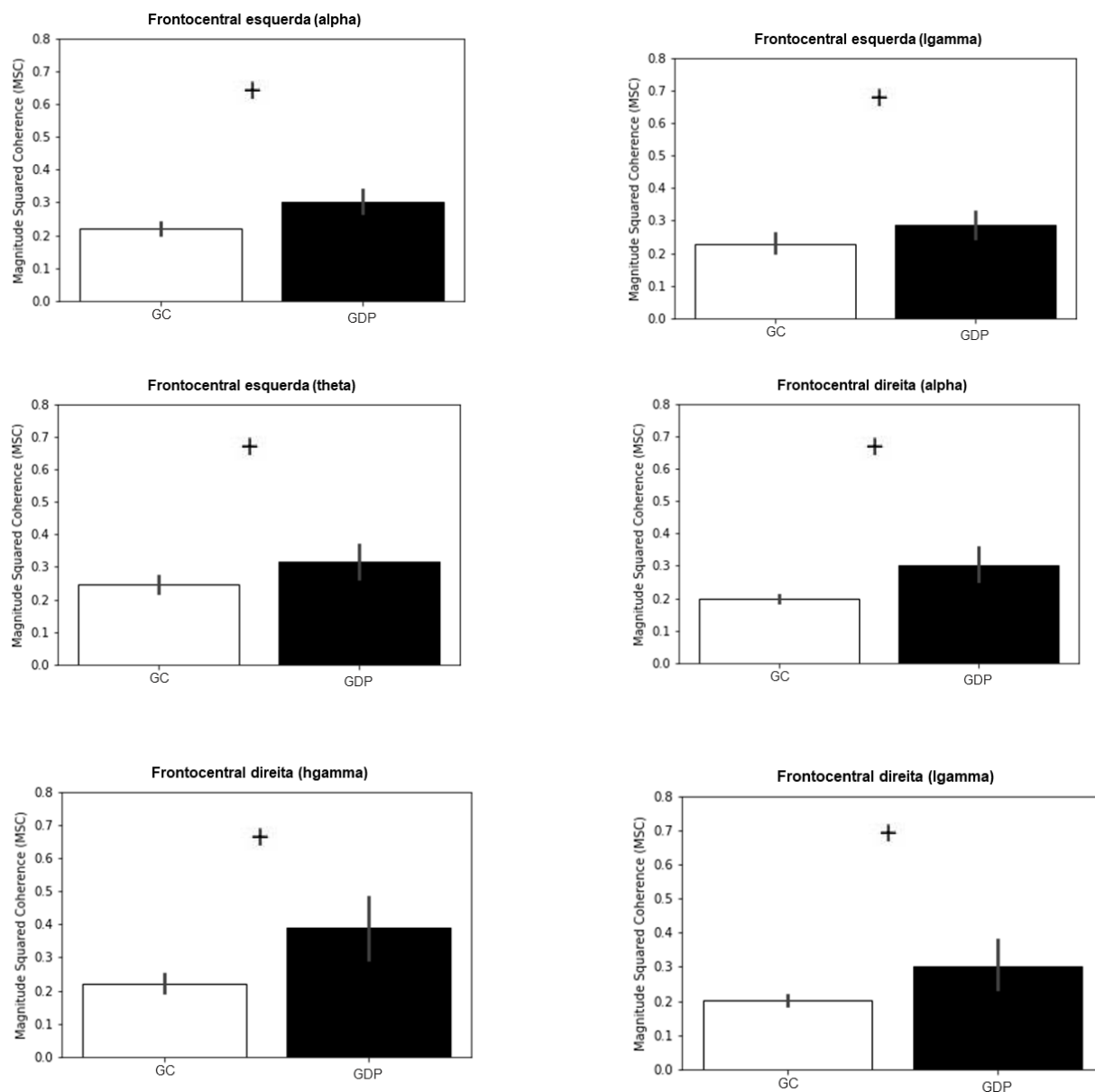
Figura 12. Média e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região frontal do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).



3.3.2.2 Região frontocentral

A ANOVA indicou efeito principal para grupo intra-hemisférica esquerda nas bandas de frequência: alpha ($F_{1,192} = 16,734$, $p < 0,0001$), lgamma ($F_{1,92} = 4,950$, $p < 0,02$) e theta ($F_{1,92} = 6,285$, $p < 0,01$), e também para intra-hemisférica direita nas bandas de frequência: alpha ($F_{1,192} = 17,116$, $p < 0,0001$), hgamma ($F_{1,92} = 12,720$, $p < 0,0001$) e lgamma ($F_{1,92} = 7,631$, $p < 0,006$). Em todas as bandas de frequência, o GDP apresentou maior conectividade comparado ao GC.

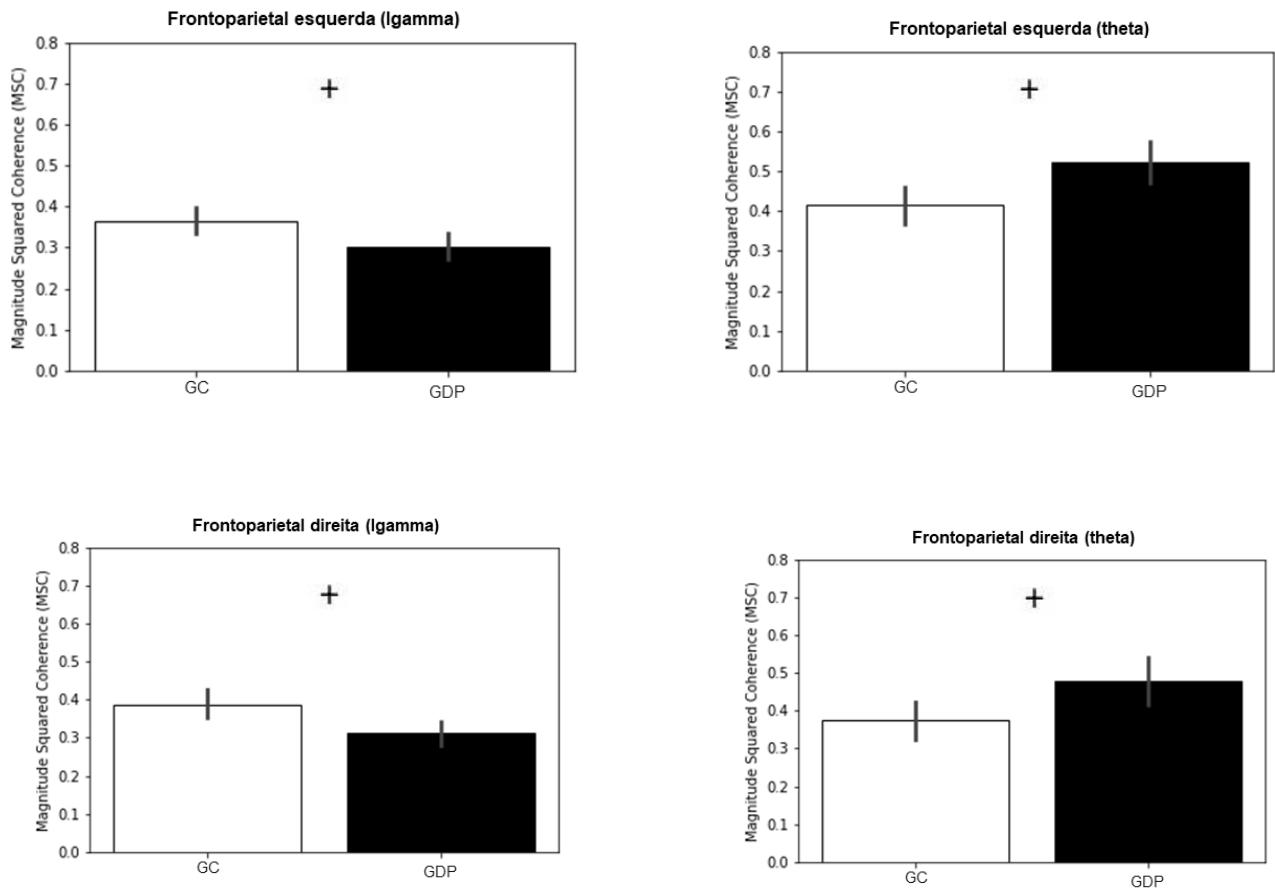
Figura 13. Médias e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região frontocentral do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).



3.3.2.3. Região frontoparietal

A ANOVA apresentou efeito principal para grupo intra-hemisférica esquerda nas bandas de frequência: lgamma ($F_{1,92} = 7,756$, $p < 0,006$) e theta ($F_{1,92} = 8,244$, $p < 0,005$). E, para a intra-hemisférica direita nas mesmas bandas de frequência: lgamma ($F_{1,92} = 7,754$, $p < 0,006$) e theta ($F_{1,92} = 6,774$, $p < 0,01$). Na banda de frequência lgamma, o GC apresentou maior conectividade comparado ao GDP, enquanto que, na banda de frequência theta, o GDP revelou maior conectividade que o GC.

Figura 14. Médias e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região frontoparietal do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).



3.3.2.4. Região centroparietal

A ANOVA revelou efeito principal para grupo intra-hemisférica esquerda nas bandas de frequência hgamma ($F_{1,92} = 7,775$, $p < 0,006$). O GDP apresentou maior conectividade comparado ao GC. Para a intra-hemisférica direita, o ANOVA revelou nas seguintes bandas de frequência: alpha ($F_{1,192} = 19,298$, $p < 0,0001$), delta ($F_{1,92} = 8,300$, $p < 0,004$), lgamma ($F_{1,92} = 4,239$, $p < 0,04$) e theta ($F_{1,92} = 17,698$, $p < 0,0001$). Em todas as bandas de frequência, o GC apresentou maior conectividade comparado ao GDP.

Figura 15. Médias e desvios padrão da conectividade cortical (coerência) na região centroparietal do GC e do GDP. (+ - diferença significativa entre os grupos).

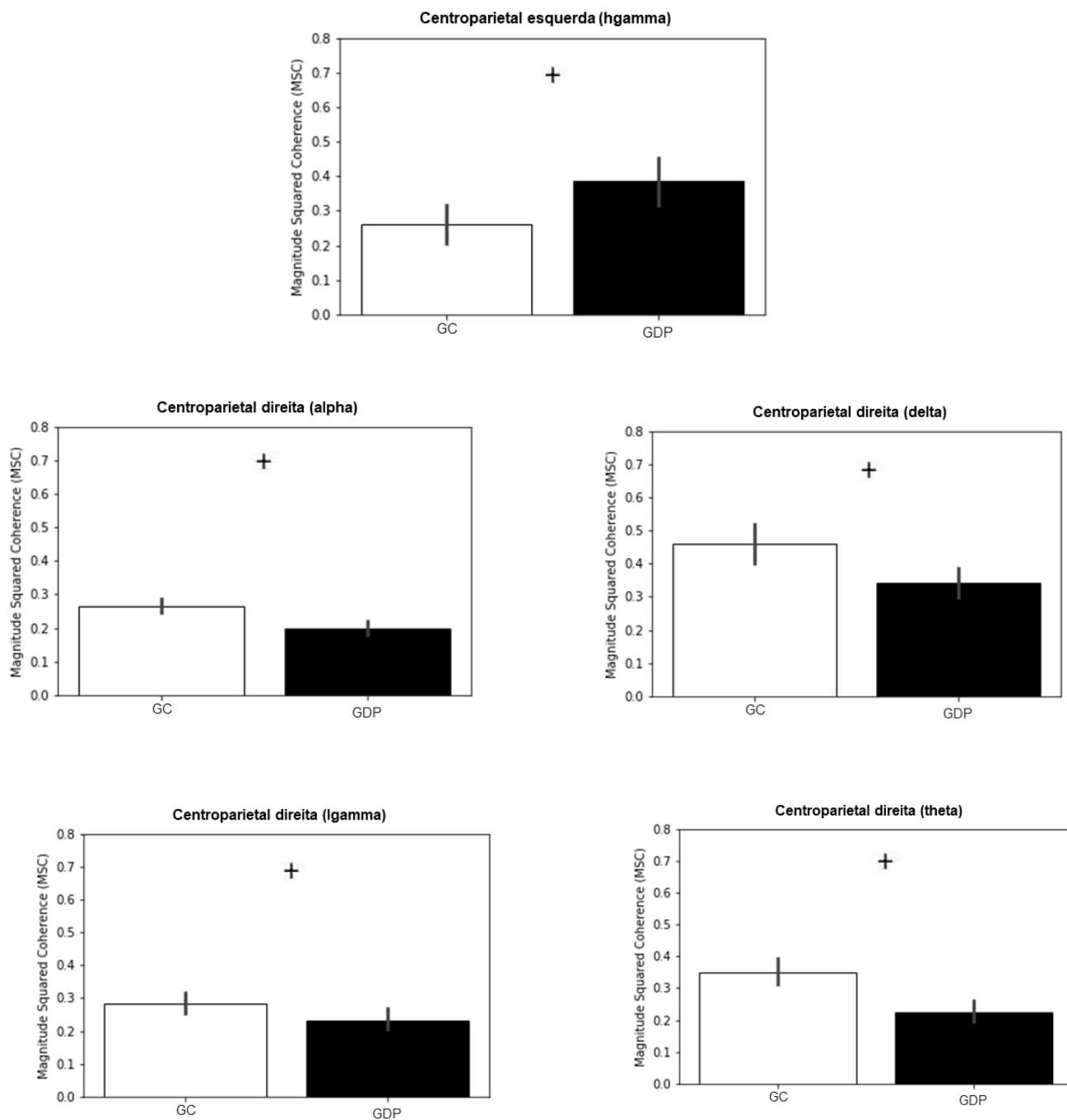


Tabela 10. Médias e desvios padrão da conectividade cortical nas regiões frontal, central, parietal, frontocentral esquerda, frontocentral direita, frontoparietal esquerda, frontoparietal direita, centroparietal esquerda e centroparietal direita no GC e GDP.

		GC				GDP			
		Condições do nível da tarefa dupla							
Regiões corticais	Bandas de frequência	Sem TD	Fácil	Moderado	Difícil	Sem TD	Fácil	Moderado	Difícil
Frontal	Delta	0,52 ± 0,22	0,56 ± 0,22	0,55 ± 0,26	0,56 ± 0,24	0,58 ± 0,27	0,55 ± 0,29	0,54 ± 0,28	0,59 ± 0,27
	Theta	0,54 ± 0,21	0,54 ± 0,22	0,52 ± 0,25	0,54 ± 0,23	0,60 ± 0,28	0,62 ± 0,24	0,61 ± 0,28	0,63 ± 0,24
	Alpha	0,61 ± 0,17	0,58 ± 0,21	0,60 ± 0,19	0,59 ± 0,18	0,53 ± 0,21	0,54 ± 0,23	0,53 ± 0,23	0,54 ± 0,23
	Low-gamma	0,58 ± 0,19	0,55 ± 0,23	0,57 ± 0,24	0,57 ± 0,23	0,46 ± 0,20	0,48 ± 0,24	0,44 ± 0,21	0,49 ± 0,25
	High-gamma	0,50 ± 0,25	0,47 ± 0,24	0,51 ± 0,32	0,50 ± 0,31	0,47 ± 0,30	0,52 ± 0,27	0,44 ± 0,31	0,49 ± 0,29
Central	Delta	0,25 ± 0,09	0,26 ± 0,10	0,25 ± 0,10	0,25 ± 0,07	0,28 ± 0,17	0,29 ± 0,19	0,28 ± 0,14	0,26 ± 0,19
	Theta	0,18 ± 0,05	0,21 ± 0,08	0,21 ± 0,06	0,19 ± 0,06	0,20 ± 0,09	0,22 ± 0,07	0,20 ± 0,07	0,21 ± 0,08
	Alpha	0,16 ± 0,03	0,17 ± 0,04	0,17 ± 0,04	0,17 ± 0,04	0,17 ± 0,04	0,18 ± 0,07	0,16 ± 0,05	0,18 ± 0,06
	Low-gamma	0,19 ± 0,05	0,21 ± 0,05	0,20 ± 0,07	0,19 ± 0,05	0,18 ± 0,04	0,20 ± 0,08	0,17 ± 0,07	0,18 ± 0,08
	High-gamma	0,26 ± 0,13	0,39 ± 0,23	0,32 ± 0,18	0,31 ± 0,21	0,33 ± 0,21	0,39 ± 0,29	0,28 ± 0,24	0,31 ± 0,25
Parietal	Delta	0,50 ± 0,23	0,51 ± 0,23	0,54 ± 0,24	0,54 ± 0,23	0,59 ± 0,24	0,57 ± 0,22	0,58 ± 0,24	0,59 ± 0,23
	Theta	0,41 ± 0,19	0,41 ± 0,18	0,41 ± 0,20	0,37 ± 0,15	0,48 ± 0,22	0,46 ± 0,23	0,47 ± 0,26	0,48 ± 0,21
	Alpha	0,28 ± 0,12	0,28 ± 0,11	0,27 ± 0,13	0,26 ± 0,11	0,29 ± 0,21	0,29 ± 0,22	0,31 ± 0,21	0,28 ± 0,21

	Low-gamma	0,32 ± 0,14	0,30 ± 0,13	0,32 ± 0,15	0,30 ± 0,12	0,26 ± 0,19	0,27 ± 0,18	0,26 ± 0,19	0,25 ± 0,20
	High-gamma	0,43 ± 0,28	0,49 ± 0,24	0,53 ± 0,28	0,45 ± 0,32	0,38 ± 0,26	0,44 ± 0,26	0,42 ± 0,28	0,43 ± 0,28
Frontocentral esquerda	Delta	0,28 ± 0,12	0,28 ± 0,13	0,29 ± 0,13	0,30 ± 0,12	0,35 ± 0,17	0,37 ± 0,18	0,32 ± 0,18	0,27 ± 0,14
	Theta	0,23 ± 0,09	0,26 ± 0,11	0,26 ± 0,11	0,23 ± 0,08	0,32 ± 0,16	0,34 ± 0,20	0,32 ± 0,18	0,29 ± 0,18
	Alpha	0,22 ± 0,10	0,21 ± 0,09	0,23 ± 0,11	0,22 ± 0,12	0,29 ± 0,17	0,30 ± 0,20	0,31 ± 0,17	0,31 ± 0,17
	Low-gamma	0,25 ± 0,13	0,23 ± 0,12	0,23 ± 0,11	0,21 ± 0,11	0,26 ± 0,13	0,30 ± 0,14	0,29 ± 0,15	0,30 ± 0,15
	High-gamma	0,29 ± 0,20	0,35 ± 0,23	0,35 ± 0,23	0,31 ± 0,19	0,32 ± 0,20	0,32 ± 0,23	0,26 ± 0,24	0,29 ± 0,22
	Delta	0,31 ± 0,20	0,34 ± 0,20	0,32 ± 0,22	0,34 ± 0,20	0,32 ± 0,24	0,32 ± 0,24	0,31 ± 0,25	0,33 ± 0,24
Frontocentral direita	Theta	0,24 ± 0,12	0,25 ± 0,16	0,25 ± 0,14	0,25 ± 0,13	0,28 ± 0,25	0,31 ± 0,25	0,26 ± 0,25	0,31 ± 0,24
	Alpha	0,20 ± 0,05	0,20 ± 0,06	0,21 ± 0,07	0,20 ± 0,07	0,29 ± 0,26	0,31 ± 0,25	0,30 ± 0,25	0,30 ± 0,25
	Low-gamma	0,22 ± 0,07	0,20 ± 0,06	0,20 ± 0,05	0,19 ± 0,04	0,30 ± 0,27	0,31 ± 0,25	0,30 ± 0,27	0,30 ± 0,26
	High-gamma	0,22 ± 0,08	0,26 ± 0,16	0,21 ± 0,09	0,20 ± 0,08	0,43 ± 0,31	0,38 ± 0,35	0,38 ± 0,35	0,37 ± 0,26
	Delta	0,45 ± 0,25	0,45 ± 0,25	0,45 ± 0,28	0,48 ± 0,24	0,57 ± 0,22	0,53 ± 0,22	0,54 ± 0,22	0,55 ± 0,21
Frontoparietal esquerda	Theta	0,43 ± 0,18	0,42 ± 0,19	0,40 ± 0,21	0,41 ± 0,17	0,53 ± 0,19	0,50 ± 0,17	0,52 ± 0,21	0,54 ± 0,17
	Alpha	0,36 ± 0,11	0,34 ± 0,10	0,34 ± 0,12	0,33 ± 0,10	0,36 ± 0,12	0,36 ± 0,12	0,39 ± 0,13	0,36 ± 0,13
	Low-gamma	0,39 ± 0,12	0,35 ± 0,10	0,36 ± 0,14	0,36 ± 0,11	0,30 ± 0,11	0,31 ± 0,11	0,28 ± 0,11	0,31 ± 0,12
	High-gamma	0,38 ± 0,26	0,40 ± 0,24	0,42 ± 0,29	0,40 ± 0,28	0,28 ± 0,27	0,35 ± 0,26	0,36 ± 0,23	0,39 ± 0,23
	Delta	0,41 ± 0,22	0,44 ± 0,21	0,44 ± 0,26	0,40 ± 0,23	0,54 ± 0,25	0,49 ± 0,26	0,47 ± 0,24	0,53 ± 0,24
Frontoparietal direita	Theta	0,38 ± 0,19	0,39 ± 0,18	0,38 ± 0,22	0,35 ± 0,16	0,47 ± 0,21	0,49 ± 0,22	0,47 ± 0,24	0,49 ± 0,19
	Alpha	0,35 ± 0,13	0,35 ± 0,13	0,35 ± 0,12	0,34 ± 0,12	0,33 ± 0,13	0,36 ± 0,13	0,35 ± 0,14	0,35 ± 0,14

	Low-gamma	0,40 ± 0,14	0,37 ± 0,15	0,40 ± 0,16	0,38 ± 0,14	0,31 ± 0,10	0,31 ± 0,13	0,31 ± 0,10	0,32 ± 0,12
	High-gamma	0,40 ± 0,20	0,40 ± 0,25	0,43 ± 0,29	0,42 ± 0,23	0,38 ± 0,24	0,43 ± 0,23	0,38 ± 0,27	0,40 ± 0,25
Centroparietal esquerda	Delta	0,28 ± 0,12	0,24 ± 0,11	0,28 ± 0,13	0,28 ± 0,14	0,31 ± 0,07	0,33 ± 0,10	0,29 ± 0,10	0,33 ± 0,10
	Theta	0,25 ± 0,08	0,21 ± 0,09	0,23 ± 0,10	0,25 ± 0,10	0,25 ± 0,06	0,27 ± 0,12	0,26 ± 0,12	0,27 ± 0,10
	Alpha	0,21 ± 0,07	0,19 ± 0,05	0,20 ± 0,05	0,19 ± 0,06	0,21 ± 0,06	0,21 ± 0,07	0,23 ± 0,08	0,22 ± 0,08
	Low-gamma	0,23 ± 0,11	0,22 ± 0,06	0,24 ± 0,09	0,23 ± 0,09	0,24 ± 0,04	0,23 ± 0,06	0,21 ± 0,04	0,22 ± 0,05
	High-gamma	0,22 ± 0,15	0,26 ± 0,23	0,26 ± 0,22	0,29 ± 0,23	0,46 ± 0,21	0,40 ± 0,23	0,33 ± 0,27	0,37 ± 0,27
	Delta	0,46 ± 0,22	0,49 ± 0,21	0,44 ± 0,26	0,46 ± 0,25	0,35 ± 0,15	0,36 ± 0,12	0,34 ± 0,16	0,32 ± 0,18
Centroparietal direita	Theta	0,36 ± 0,17	0,37 ± 0,17	0,34 ± 0,17	0,35 ± 0,16	0,20 ± 0,11	0,24 ± 0,11	0,23 ± 0,13	0,23 ± 0,11
	Alpha	0,28 ± 0,12	0,26 ± 0,12	0,26 ± 0,12	0,26 ± 0,11	0,19 ± 0,09	0,22 ± 0,09	0,19 ± 0,10	0,19 ± 0,10
	Low-gamma	0,27 ± 0,12	0,29 ± 0,13	0,29 ± 0,12	0,28 ± 0,13	0,24 ± 0,11	0,25 ± 0,13	0,21 ± 0,09	0,24 ± 0,11
	High-gamma	0,35 ± 0,22	0,43 ± 0,27	0,39 ± 0,24	0,38 ± 0,26	0,39 ± 0,27	0,35 ± 0,26	0,33 ± 0,21	0,31 ± 0,19

3.4. Discussão

O presente estudo teve como objetivo investigar os efeitos dos níveis da tarefa dupla cognitiva na conectividade cortical e nos parâmetros espaço-temporais durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP e seus pares neurologicamente saudáveis. Apesar da tarefa dupla concomitante ao andar ser bem explorada no âmbito da literatura, este é o primeiro estudo que investigou os efeitos de diferentes níveis da dupla tarefa cognitiva durante o andar na conectividade cortical em pessoas com DP. Os resultados dos parâmetros espaço-temporais alinharam-se com a literatura sobre os efeitos da dupla tarefa durante o andar. Os dados de conectividade cortical, de maneira geral, comprovaram que pessoas com DP tem menor conectividade que seus pares neurologicamente sadios independente das condições de tarefa locomotora, com exceção das regiões frontocentral onde maior conectividade foi observada. Entretanto, a conectividade cortical parece não ser influenciada pelo nível de dificuldade da tarefa cognitiva.

3.4.1. Efeito da DP nos parâmetros espaço-temporais e na conectividade durante o andar com desvio de um obstáculo

Os resultados dos parâmetros espaço-temporais mostraram uma redução do comprimento do passo e tempo em duplo suporte no grupo DP comparado aos seus pares neurologicamente saudáveis. Estes resultados reforçam com a literatura que indicam que pessoas com DP demonstram diminuir o comprimento do passo ao realizar tarefa dupla cognitiva simultaneamente ao andar (ROCHESTER et al., 2004). Este comportamento locomotor pode estar relacionado a uma estratégia conservadora e segura (ROCHESTER et al., 2014), buscando estabilidade e cautela durante o andar.

Os resultados encontrados revelaram diferenças significativas interessantes para a conectividade entre os grupos. Na região inter-hemisférica frontal, as pessoas com DP apresentaram menor conectividade funcional comparada aos seus pares. Isto foi demonstrado nas bandas de frequência alpha e lowgamma. Como a DP é uma doença assimétrica, estes resultados podem ser indicadores de um desequilíbrio nas forças de ativações dos hemisférios direito e esquerdo (CRONIN-GOLOMB, 2010). Além disso, Fling e colaboradores (2016) revelaram que a conectividade estrutural do corpo caloso é reduzida em pessoas com DP, portanto, nossos resultados apoiam que a comunicação inter-hemisférica é reduzida na DP.

Outro resultado relevante deste estudo foi encontrado na região frontocentral em ambos os hemisférios cerebrais. Pessoas com DP exibiram maior conectividade nas bandas de frequência alpha, lowgamma e theta (hemisfério esquerdo) e alpha, highgamma e lowgamma (hemisfério direito) comparado ao grupo controle. No estudo de Yu e colaboradores (2007) foi demonstrada uma hiper-conectividade entre áreas motoras corticais e o cerebelo em pessoas com DP comparado ao grupo controle. Esses resultados foram interpretados como um mecanismo compensatório, devido a redução da produção motora decorrente da via estriato-tálamo-cortical, resultante a disfunção dos núcleos da base (YU et al., 2007; VERVOORT et al., 2016). No presente estudo, esse mecanismo compensatório poderia ser representado por uma maior contribuição das áreas frontais na ativação de áreas motoras para gerar o padrão locomotor necessário para a execução da tarefa.

3.4.2. Mudanças espaço-temporais durante o andar com desvio de um obstáculo

Os resultados mostraram que os efeitos da carga cognitiva concomitante afetam os parâmetros espaço-temporais do andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP e pessoas neurologicamente saudáveis. De acordo com Wu & Hallett (2009), a interferência da dupla tarefa ocorre por uma competição por recursos de atenção ou competição por mecanismos de processamento de informações. Quando isso ocorre, a performance normalmente é prejudicada apresentando um aumento de erros ou tempo de reação. Consistente com pesquisas anteriores (YOGEV et al., 2005; STEGEMÖLLER et al., 2014; RAFFEGEAU et al., 2019), nossos resultados demonstraram que a presença da tarefa dupla cognitiva diminuiu o comprimento do passo e velocidade do passo. Especificamente, verificamos uma diminuição do comprimento do passo nas tarefas nível moderado e difícil e menor velocidade do passo nas tarefas nível fácil e moderado. Yogev e colaboradores explicaram que esta mudança na velocidade do andar é uma resposta protetora frente às tarefas duplas e está relacionada ao aumento da demanda de atenção durante a execução. Ao contrário de alguns estudos (ROCHESTER et al., 2014) que mostraram que a interferência da dupla tarefa durante o andar é dependente do nível da demanda da tarefa, nossos resultados parecem indicar que independente do nível da tarefa dupla cognitiva, o andar manifesta modificações espaço-temporais. Isto é, a presença da tarefa cognitiva, independente do nível, altera o padrão locomotor.

Entretanto, os resultados da performance da tarefa dupla são bem diferentes quando observamos a tarefa nível simples comparada a tarefa nível difícil. Por exemplo,

o grupo DP teve uma amplitude de erro de 8 vezes na condição nível fácil, enquanto que na condição nível difícil erraram 19 vezes. Isto parece indicar uma estratégia de priorização do andar ou “*posture first*”, (YOGEV-SELIGMANN & HAUSDORFF & GILADI, 2012). Esta teoria preconiza que em condições de tarefa dupla durante o andar, as pessoas priorizam o equilíbrio em detrimento da tarefa cognitiva (YOGEV-SELIGMANN et al., 2012).

3.4.3. Conectividade cortical não foi influenciada pelo nível de dificuldade da tarefa cognitiva durante o andar com desvio de um obstáculo

Inesperadamente, não houve efeito condição na conectividade cortical para ambos os grupos. Possíveis explicações para estes resultados são que idosos neurologicamente saudáveis e pessoas com DP não tem capacidade de adaptar a conectividade cortical para modificar e/ou manter a performance do andar, visto que há piora no desempenho da locomoção, devido aos déficits de envelhecimento e doença. Além disso, como a tarefa foi analisada como um todo, o cálculo da conectividade, utilizando a coerência, não foi capaz de detectar alterações influenciadas pelo nível de dificuldade da tarefa cognitiva.

Apesar dos achados interessantes, este estudo possui algumas limitações. O tamanho da amostra limita a generalização dos nossos resultados. Além disso, utilizamos o equipamento eletroencefalograma, portanto, limitando regiões cerebrais mais profundas. Ainda, para estudos futuros, sugerimos uma bateria de tarefas cognitivas com domínios cognitivos diferentes, como por exemplo, memória, função executiva, processamento visuo-espacial e com diferentes níveis de complexidade.

3.5. Conclusão

De acordo com os nossos achados, podemos concluir que a tarefa dupla cognitiva altera os parâmetros espaço-temporais do andar em pessoas com DP e neurologicamente saudáveis independentemente do nível de dificuldade. A conectividade cortical não foi afetada diferentemente pelo nível de dificuldade da tarefa em ambos os grupos: pessoas com DP e neurologicamente saudáveis. Contudo, a conectividade cortical entre grupos foi distinta, independentemente da tarefa locomotora, com o grupo DP apresentando menor conectividade na área frontal e centroparietal e maior conectividade nas áreas frontocentrais comparado ao grupo controle.

CAPÍTULO 4
CONSIDERAÇÕES FINAIS

4. Considerações finais

O objetivo geral desta dissertação foi investigar os efeitos da tarefa dupla cognitiva na assimetria e atividade cortical durante o andar com desvio de obstáculo em pessoas com DP. A Tabela 11 apresenta uma retrospectiva dos achados da literatura, os principais achados desta dissertação e a indicação de possíveis futuros estudos.

Tabela 11. Retrospectiva dos achados e perspectivas futuras.

Literatura vigente	Principais achados desta dissertação	Perspectivas futuras
	1º estudo	
Tarefa dupla cognitiva aumenta a assimetria do andar (PLOTNIK & GILADI & HAUSDORFF, 2009).	A assimetria do andar com dupla tarefa na doença de Parkinson é fase-dependente.	<p>É necessário mais investigações à respeito da tarefa dupla cognitiva durante o andar, levando em consideração:</p> <ul style="list-style-type: none"> ✓ Tamanho da amostra ✓ Diferentes níveis de acometimento da DP; <ul style="list-style-type: none"> ✓ Bateria de cargas cognitivas ✓ Equipamento que analise regiões cerebrais mais profundas durante o andar ✓ Nivelar a dificuldade da tarefa cognitiva para cada participante
Interferência da dupla tarefa correlaciona-se com a assimetria da conectividade estrutural do núcleo pedunculopontino. (PETERSON et al., 2015)	Assimetria dos parâmetros espaço-temporais aumenta durante o andar com tarefa dupla na fase de aproximação.	
A DP apresenta alterações da conectividade funcional nas redes relacionadas a tarefa dupla. (VERVOORT et al., 2016)	Assimetria da distância médio-lateral e horizontal diminui durante o andar com tarefa dupla na fase de desvio.	
	O controle do movimento direcionado a um objetivo parece regular a assimetria em pessoas com DP.	
	<p style="text-align: center;">2º estudo</p> <p>A presença da tarefa dupla cognitiva altera o padrão locomotor em pessoas com DP, independente da carga cognitiva</p> <p>Pessoas com DP apresentaram menor conectividade na região frontal comparado ao grupo controle.</p> <p>Pessoas com DP apresentaram maior conectividade na região frontocentral comparado ao grupo controle.</p>	

Esta presente dissertação evidenciou algumas contribuições científicas acerca do comportamento locomotor em pessoas com DP e a relação com a atenção e cognição. Apesar deste estudo ser caracterizado uma pesquisa básica, é possível sugerir algumas intervenções e estratégias para profissionais da saúde, bem como Profissionais de Educação Física e Fisioterapeutas. É importante que as futuras prescrições abranjam intervenções locomotoras que objetivem a melhora nos parâmetros espaço-temporais, incluindo exercícios físicos e treinamentos com tarefa dupla, tanto motora como carregar ou manipular objetos, quanto cognitivas como tarefas de atenção (sustentada, dividida, seletiva), rastreamento mental, fluência verbal, memória, entre outros. Além disso, treinar o andar em ambientes mais desafiadores, como com obstáculos, diminuição do equilíbrio, mudanças de direção, entre outros. O recurso atencional disponível se distingue e pode ser influenciado por diversos fatores, inclusive o treinamento. Por isto, é de grande relevância protocolos de intervenções com foco no andar, visto que estas situações estão presentes na vida diária.

5. Referências

- ABBRUZZESE, G. et al. Rehabilitation for Parkinson's disease: Current outlook and future challenges. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 22, n. 1, p. S60-S64, 2016.
- ADAMSOM, M. B. et al., Medication status and dual-tasking on turning strategies in Parkinson disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 15, p. 206 – 212, 2019.
- ALMEIDA, O. P. Mini mental state examination and the diagnosis of dementia in Brazil. **Arquivos de neuropsiquiatria**, v. 56, n. 3B, p. 605–612, 1998.
- ANGHINAH, R. et al. Estudo da coerência do eletroencefalograma na banda de frequência alfa em indivíduos adultos normais. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 63, n. 1, p. 83-86, 2005.
- ARBUTHNOTT, G.; GARCIA-MUNOZ, M. Dealing with the devil in the detail – some thoughts about the next model of the basal ganglia. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 15, n. SUPPL. 3, 2009.
- ARMSTRONG, M. J.; OKUN, M. S. Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease A Review. **JAMA REVIEW**. v. 323, n. 6, p. 548 – 560, 2020.
- BAKER, S. N. et al. The role of synchrony and oscillations in the motor output. **Experimental Brain Research**, v. 128, n. 1–2, p. 109–117, 1999.
- BALTADJIEVA, R. Marked Alterations in the Gait Timing and Rhythmicity of Patients With De Novo Parkinson's Disease. **Eur J Neurosci**, v.24, n.6, p.1815-20, 2006.
- BARBIERI, F. A. et al. Effects of disease severity and medication state on postural control asymmetry during challenging postural tasks in individuals with Parkinson's disease. **Human Movement Science**, v. 46, p. 96–103, 2016.
- 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 Behaviour**, v. 50, n. 1, p. 17-25, 2018.
- BARBIERI, F. A. et al. Obstacle circumvention during walking to least and most affected side in people with Parkinson's disease. **Behavioural Brain Research**, v. 346, 2018.
- BARBOSA, M. T. et al. Parkinsonism and Parkinson's disease in the elderly: A community- based survey in Brazil (the Bambui study). **Mov Disord**, v.21, n.6, p.800-808, 2006.
- BEHRMAN, A.L. et al. Verbal instructional sets to normalise the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 65, 1998.
- BERETTA, V. S. et al. Challenging postural tasks increase asymmetry in patients with Parkinson's disease. **PLoS ONE**, v. 10, n. 9, p. 1–11, 2015.
- BERTOLI, M. et al. Objective measures to investigate turning impairments and freezing of gait in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.74, p. 187-193, 2019.
- BEURSKENS, R. et al. Neural Correlates of Dual-Task Walking: Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults. **Neural Plasticity**, v. 2016, 2016.
- BLANDINI, F. et al. Functional changes of the basal ganglia circuitry in Parkinson's disease. **Progress in Neurobiology**, v. 62, n. 1, p. 63–88, 2000.
- BLOEM, B.R. et al. The Multiple Tasks Test: development and normal strategies. **Gait & Posture**, v.14, n.3, p. 191- 202, 2001.
- BLOEM, B. R. et al. The “posture second” strategy: A review of wrong priorities in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 248, n. 1–2, p. 196–204, 2006.
- BLOEM, B. R.; OKUN, M. S.; KLEIN, C. Parkinson's disease. **The Lancet**. v. 397, n. 12, p. 2284-2303, 2021.

- BOCKOVÁ, M.; REKTOR, I. Impairment of brain functions in Parkinson's disease reflected by alterations in neural connectivity in EEG studies: a viewpoint, **Clinical Neurophysiology**, 2018.
- BOND, J. M.; MORRIS, M. Goal-directed secondary motor tasks: their effects on gait in subjects with Parkinson disease. **Arch Phys Med Rehabil**, v.81, n.1, p. 111- 116, 2000.
- BOONSTRA, T. A. et al. Asymmetries in reactive and anticipatory balance control are of similar magnitude in Parkinson's disease patients. **Gait & Posture**, v. 43, p. 108–113, 2016.
- BOONSTRA, T. A. et al. Parkinson's disease patients compensate for balance control asymmetry. **Journal of Neurophysiology**, v. 112, n. 12, p. 3227-3239, 2014.
- BRAAK, H. et al. Stages in the development of Parkinson's disease-related pathology. **Cell Tissue Res**. v. 318, p. 121-134, 2004.
- BRANTLEY, J. A. et al. Noninvasive EEG correlates of overground and stair walking. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 2016, p. 5729–5732, 2016.
- BRUCKI, S. M. D. et al. Sugestões para o uso do Mini Exame do Estado Mental no Brasil. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 61, n. 3-B, p. 777-781, 2003.
- BROWN R. G.; MARSDEN C. D. Dual task performance and processing resources in normal subjects and patients with Parkinson's disease. **Brain**, v. 114, p. 215-231, 1991.
- BRYANT, M. S. et al. Acute and Long-Term Effects of Multidirectional Treadmill Training on Gait and Balance in Parkinson's Disease. **PM&R: the journal of injury, function and rehabilitation**, v. 8, n. 12, p. 1151-1158, 2016.
- CHEN, P. H. et al. Gait Disorders in Parkinson's Disease: Assessment and Management. **International Journal of Gerontology**, v. 7, n. 4, p. 189 – 193, 2013.
- CHUNG, J. W. et al. Beta-band Oscillations in the Supplementary Motor Cortex Are Modulated by Levodopa and Associated With Functional Activity in the Basal Ganglia. **Neuroimage Clin**, v.19, p. 559-571, 2018.
- CLARK, D. J. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, 2015.
- COHEN, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. In **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**, Routledge, 2013.
- COIFMAN, R. R.; WICKERHAUSER, M. V. Entropy-based algorithms for best basis selection. **IEEE Transactions on Information Theory**, v. 38, p. 713–718, 2008.
- CRÉMERS, J. et al. Brain activation pattern related to gait disturbances in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 27, n. 12, p. 1498–1505, 2012.
- DALRYMPLE-ALFORD, J. C. et al. A central executive deficit in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 57, p. 360-367, 1994.
- DEIBER, M. P. et al. Cortical areas and the selection of movement: A study with positron emission tomography. **Experimental Brain Research**, v. 84, n. 2, p. 393–402, 1991.
- DE LA FUENTE-FERNÁNDEZ, R. et al. Nigrostriatal dopamine system and motor lateralization. **Behav Brain Res**, v. 112, n. 1–2, p. 63–68, 2000.
- DE LAU, L.M.; BRETELER, M.M. Epidemiology of Parkinson's disease. **Lancet Neurol**, v. 5, n.6, p.525-535, 2006.
- DELORME, A. et al. EEGLAB, SIFT, NFT, BCILAB, and ERICA: New tools for advanced EEG processing. **Computational Intelligence and Neuroscience**, v. 2011, 2011.

- DELORME, A.; MAKEIG, S. EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 134, p. 9–21, 2004.
- DI BIASE, L. et al. Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. **Sensors**, v. 20, n. 12, 2020.
- DJALDETTI, R.; ZIV, I.; MELAMED, E. The mystery of motor asymmetry in Parkinson's disease. **Lancet Neurology**, v. 5, n. 9, p. 796–802, 2006.
- DORSEY, E. R.; BLOEM, B. The Parkinson Pandemic - A Call to Action. **JAMA Neurology**, v.1, v.75, 2018.
- DORSEY, E. R. et al. Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **Lancet Neurol.** v. 17, n. 11, p. 939-953, 2018.
- EARHART, G. M. et al. Perception of active and passive turning in Parkinson Disease. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 21, n. 2, p. 116-122, 2007.
- ELBAZ, A. et al. Professional exposure to pesticides and Parkinson disease. **Ann Neurol**, v. 66, n.4, p. 494-504, 2009.
- FAHN, S.; ELTON, R.; UPDRS, Development Comit Members of the. (1987). The unified parkinson's disease rating scale. In S. Fahn, C. D. Marsden, D. B. Calne & M. Goldstein. **Recent developments in Parkinson's disease**. v. 2, p. 153-163.
- FIORILLI, G. et al. Agility and change of direction in soccer: differences according to the player ages. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 57, n. 12, p. 1597- 1604, 2017.
- FLING, B.W.; CURTZE, C.; HORAK, F.B. Gait asymmetry in People With Parkinson's Disease is linked to reduced integrity of callosal sensorimotor regions. **Frontiers in Neurology**, v.9, p.215, 2018.
- FLING, B.W.; SEIDLER, R.D. Fundamental differences in callosal structure, neurophysiologic function, and bimanual control in young and older adults. **Cereb Cortex**, v.22, n.11, p. 2643-52, 2012.
- FOLEY, J. A. et al. Dual task performance in Parkinson's disease. **Behavioural Neurology**, v. 27, n. 2, p. 183-191, 2013.
- FOLTYNIE, T. et al. The cognitive ability of an incident cohort of Parkinson's patients in the UK. The CamPaIGN Study. **Brain**, v. 127, p. 550-60, 2004.
- FRAZZITTA, G. et al. Asymmetry and freezing of gait in Parkinsonian patients. **J Neurol**, v. 260, n.1, p. 71-76, 2013.
- FUKUYAMA, H.; OUCHI, Y.; MATSUZAKI, S. Brain functional activity during gait in normal subjects: a spect study. **Neurosci Lett**, v. 228, p. 183-186, 1997.
- GALLETLY, R.; BRAUER, S. G. Does the type of concurrent task affect preferred and cued gait in people with Parkinson's disease? **Australian Journal of Physiotherapy**, Melbourne, v. 51, p. 175–180, 2005.
- GAN, C. et al. Dynamic functional connectivity reveals hyper-connected pattern and abnormal variability in freezing of gait of Parkinson's disease. **Neurobiology of Disease**, v. 185, 2023.
- GERAEDTS, V. J. et al. Clinical correlates of quantitative EEG in Parkinson disease: A systematic review. **Neurology**, v. 91, n. 19, p. 871-883, 2018.
- GÉRIN-LAJOIE, M. et al. Characteristics of personal space during obstacle circumvention in physical and virtual environments. **Gait and Posture**, v. 27, n. 2, p. 239–247, 2008.
- GHASSEMI, N. H. et al. Turning Analysis during Standardized Test Using On-Shoe Wearable Sensors in Parkinson's Disease. **Sensors**, 2019.

- GILADI, N. et al. Classification of Gait Disturbances: Distinguishing Between Continuous and Episodic Changes. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1469-1473, 2013.
- GILAT, M. et al. Dopamine depletion impairs gait automaticity by altering cortico-striatal and cerebellar processing in Parkinson's disease. **NeuroImage**, v. 152, p. 207–220, 2017.
- GOLDMAN, S. M. et al. Environmental Toxins and Parkinson's Disease. **Annual Review of Pharmacology and Toxicology**, v. 54, p. 141-164, 2014.
- GOMES, M. M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. **Rev Bras Neurol**, v. 51, n.1, p. 12-17, 2015.
- GOOIJERS, J.; SWINNEN, S.P. Interactions between brain structure and behavior: the corpus callosum and bimanual coordination. **Neurosci Biobehav Rev**, v.43, p.1-19, 2014.
- GRASSO, R. et al. A. Eye–head coordination for the steering of locomotion in humans: an anticipatory synergy. **Neurosci Lett**, v.253, n.2, p.115-8, 1998.
- HAMACHER, D. et al. Brain activity during walking: A systematic review. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 57, p. 310–327, 2015.
- HAMMOND, C.; BERGMAN, H.; BROWN, P. Pathological synchronization in Parkinson's disease: networks, models and treatments. **Trends in Neurosciences**, v.30, n.7, 2007.
- HANAKAWA, T. et al. Mechanisms underlying gait disturbance in Parkinson's disease: a single photon emission computed tomography study. **Brain**, v. 122, p. 1271–1282, 1999.
- 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.
- HAUSDORFF, J. M. et al. Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractallike scaling. **Chaos**, v.19, n.2, 2009.
- HAWKES, C. H. et al. A timeline for Parkinson's disease. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 16, p. 79–84, 2010.
- HEDDEN, T.; GABRIELI, J. D. E. Shared and selective neural correlates of inhibition, facilitation, and shifting processes during executive control. **NeuroImage**, v. 51, n. 1, p. 421–431, 2010.
- HERMAN, T.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J. M. Neuroimaging as a window into gait disturbances and freezing of gait in patients with Parkinson's disease. **Current Neurology and Neuroscience Reports**, v. 13, n. 12, 2013.
- HERZOG, W. et al. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. **Medicine Science of Sports and Exercise**, v. 21, n. 1, p. 110-114, 1989.
- HOEHN, M.M.; YAHR, M.D. Parkinsonism: Onset, progression, and mortality. **Neurology**, v. 17, n. 5, p. 427- 442, 1967.
- 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, and psychiatry**, v. 55, n. 3, p. 181–4, 1992.
- HUGHES, A. J. et al. The accuracy of diagnosis of parkinsonian syndromes in a specialist movement disorder service. **Brain**, v. 125, n. Pt 4, p. 861-70, 2002.
- ICHIHASHI, N. et al. Gait asymmetry assessment for older adults by measuring circular gait speed, **Geriatr. Gerontol Int**, v. 19, n. 8, p. 736 – 739, 2019.
- JANKOVIC, J. Gait disorders, **Neurologic Clinics**, v. 33, n. 1, p. 249-268, 2015.
- JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 79, n. 4, p. 368-376, 2008.
- JOHNSON-FREY, S. H. The neural bases of complex tool use in humans. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 8, n. 2, p. 71–78, 2004.

- 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.
- KELLY, V. E. et al. A review of dual-task walking deficits in people with Parkinson's disease: motor and cognitive contributions, mechanisms, and clinical implications. **Parkinson's Disease**. v. 2012, p. 1-14, 2012.
- KEMPSTER, P. A et al. Asymmetry of substantia nigra neuronal loss in Parkinson's disease and its relevance to the mechanism of levodopa related motor fluctuations. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 52, n. 1, p. 72–76, 1989.
- KHANNA, P.; CARMENA, J. M. Beta band oscillations in motor cortex reflect neural population signals that delay movement onset. **Elife**, p. 2-31, 2017.
- KHOSLA, A. et al. A comparative analysis of signal processing and classification methods for different applications based on EEG signals. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, v. 40, n. 2, p. 649-690, 2020.
- KOULI A, et al. Parkinson's Disease: Etiology, Neuropathology, and Pathogenesis. In: Stoker TB, Greenland JC, eds. **Parkinson's Disease: Pathogenesis and Clinical Aspects**. Brisbane, Australia: Codon Publications, 2018.
- KNABLE, M.B. et al. Lateralized differences in iodine uptake in the basal ganglia in asymmetric Parkinson's disease. **J Nucl Med**, v. 36, n.7, p. 1216-1225, 1995.
- KUMAR, A. et al. Correlates of levodopa responses in asymmetric Parkinson's disease. **Brain**, v. 126, n. 12, p. 2648–2655, 2003.
- LEE, A.; GILBERT, R. M. Epidemiology of Parkinson Disease. **Neurologic Clinics**, v. 34, p. 955-965, 2016.
- LEES, A.; HARDY, J.; REVESZ, T.; Parkinson's disease. **The Lancet**. v. 373, n. 13, p. 2055-2066, 2009.
- LEWIS, S. J. G.; BARKER, R. A. A pathophysiological model of freezing of gait in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 15, n. 5, p. 333–338, 2009.
- LINDENBERGER, U.; MARSISKE, M.; BALTES, P. B. Memorizing while walking: Increase in dual-task costs from young adulthood to old age. **Psychology and Aging**, v. 15, p. 417-436, 2000.
- LUFT, C.; ANDRADE, A. A pesquisa com EEG aplicada à área de aprendizagem motora. **Rev. Port. Cien. Desp**, v.6, n.1, 2006.
- MAGRINELLI, F. et al. Pathophysiology of motor dysfunction in Parkinson's disease as the rationale for drug treatment and rehabilitation. **Parkinson's Disease**, v. 2016, p. 1 – 18, 2016.
- 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, 2016.
- 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. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 30, n. 10, p. 963-971, 2016.
- MALOUIN, F. et al. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. **Hum Brain Mapp**, v.19, p.47-62, 2003.
- MARINHO, M. S. et al. Dupla-tarefa na doença de Parkinson: uma revisão sistemática de ensaios clínicos aleatorizados. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**. v. 17, n.1, p. 191-199, 2014.
- MARTÍNEZ, M. et al. Kinematic and Kinetic Patterns Related to Free-Walking in Parkinson's Disease. **Sensors**, v. 18, n. 12, p. 4224-4239, 2018.

- MARTINU, K.A. et al. Asymmetrical effect of levodopa on the neural activity of motor regions in PD. **PLoS One**, v. 9, 2014.
- MC DOWD, J. M. An Overview of Attention: Behavior and Brain. **JNPT**, v. 31, n. 3, p. 98–103, 2007.
- MCISAAC, et al. Building a framework for a dual task taxonomy. **BioMed Research International**, v. 2015, 2015.
- MELAMED, E.; POEWE, W. Taking Sides: Is Handedness Involved in Motor Asymmetry of Parkinson's Disease?. **Movement Disorders**, v. 27, n. 2, p. 171-173, 2012.
- MILLER-PATTERSON, C. et al. Motor asymmetry over time in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 393, p.14-17, 2018.
- MIRELMAN, A. et al. Gait impairments in Parkinson's disease. **Lancet Neurol.** v. 18, n.7, p. 697-708, 2019.
- MIRELMAN, A. et al. Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults. **J Neuroeng Rehabil.** v. 11, n. 85, p. 1-7, 2014.
- 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.
- MUSLIMOVIC, D. et al. Cognitive profile of patients with newly diagnosed Parkinson disease. **Neurology**, v. 25, p. 1239-45, 2005.
- NANHOE-MAHABIER, W. et al. Walking patterns in Parkinson's disease with and without freezing of gait. **Neuroscience**, v. 19, p. 217-224, 2011.
- 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.
- NUTT, J. G. et al. Milestones in gait, balance, and falling. **Movement Disorders**, v. 26, n. 6, p.1166–1174, 2011.
- NWOGO, R. et al. Abnormal neural oscillations during gait and dual-task in Parkinson's disease. **Front. Syst. Neurosci.** v. 16, p. 1-16, 2022.
- OBESO, J. A. et al. Functional Organization of the basal ganglia: therapeutic implications for Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 23, n. 3, p. S548–S559, 2008.
- OBESO, J. A. et al. Pathophysiology of the basal ganglia in Parkinson's disease. **Trends in Neuroscience**, v.23, n. 10, p. 8-19. 2000.
- OBESO, J. A. et al. The basal ganglia in Parkinson's disease: current concepts and unexplained observations. **Annals of Neurology**, v. 64, p. S30–S46, 2008.
- ORCIOLI-SILVA, D. et al. Double obstacles increase gait asymmetry during obstacle crossing in people with Parkinson's disease and healthy older adults: A pilot study. **Scientific Reports**, v. 10, n. 2272, 2020.
- ORCIOLI-SILVA, D. et al. Is cortical activation during walking different between Parkinson disease motor subtypes?. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, p. 1, 2020.
- ORCIOLI-SILVA, D. et al. Levodopa Facilitates Prefrontal Cortex Activation During Dual Task Walking in Parkinson Disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 34, n. 7, p. 589-599, 2020.
- O'SHEA, S. et al., Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. **Phys Ther**, v. 82, n. 9, p. 888-897, 2002.
- PAHAPILL, P. A; LOZANO, A M. The pedunculopontine nucleus and Parkinson's disease. **Brain**, v. 123 Pt 9, p. 1767–1783, 2000.

- 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.
- PASHLER, H. Dual task interference in simple tasks: data and Theory. **Psychol Bull**, v. 116, p. 220-244, 1994.
- PATLA, A. E.; BALLARD, T. Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. **Exp Brain Res**, v. 129, n.4, p. 629-634, 1999.
- PEREIRA, V. A. I. et al. Parkinson's patients delay fixations when circumventing an obstacle and performing a dual cognitive task. **Gait & Posture**, v. 73, p. 291-298, 2019.
- PETERSON, D. S. et al. Dual-task interference and brain structural connectivity in people with Parkinson's disease who freeze. **Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 86, n. 7, p. 786 – 792, 2015.
- PETZINGER, G.M. et al. Exercise-enhanced neuroplasticity targeting motor and cognitive circuitry in Parkinson's disease. **Lancet Neurol**, v. 12 p. 716-26, 2013.
- PFURTSCHELLER, G. et al. Postmovement Beta Synchronization in Patients With Parkinson's Disease. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 15, n. May, p. 243–250, 1998.
- PFURTSCHELLER, G.; SILVA, F.H.L. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clin Neurophysiol**, v.110, n.11, p. 1842-1857, 1999.
- PLOTNIK, M. et al. Bilateral coordination of gait and Parkinson's disease: the effects of dual tasking. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.80, n.3, 2009.
- PLOTNIK, M. et al. Effects of cognitive function on gait and dual tasking abilities in patients with Parkinson's disease suffering from motor response fluctuations. **Exp Brain Res**, v. 208, n. 2, p. 169-179, 2011.
- PLOTNIK, M. et al. Is freezing of gait in Parkinson's disease related to asymmetric motor function? **Ann Neurol**, v. 57, n.5, p. 656-663, 2005.
- POSSTI, D. et al. Changes in the EEG spectral power during dual-task walking with aging and Parkinson's disease: Initial findings using Event-Related Spectral Perturbation analysis. **J. Neurol**. v. 268, p. 161–168, 2021.
- POSTUMA, R. B. et al. MDS clinical diagnostic criteria for Parkinson's disease. **Mov Disord**, v. 30, n. 12, p. 1591-1601, 2015.
- POTGIESER, A. R. E.; DE JONG, B. M. Different distal-proximal movement balances in right- and left-hand writing may hint at differential premotor cortex involvement. **Human Movement Science**, v. 30, n. 6, p. 1072–1078, 2011.
- 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.
- PROTZAK, J.; GRAMANN, K. EEG beta-modulations reflect age-specific motor resource allocation during dual-task walking. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, p. 16110-16121, 2021.
- RAFFEAGEAU, T. E. et al. A meta-analysis: Parkinson's disease and dual-task walking. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 62, p. 28-35, 2019.
- RANCHET, M. et al. Changes in Prefrontal Cortical Activity During Walking and Cognitive Functions Among Patients With Parkinson's Disease. **Front. Neurol**, v. 11, n. 601686, 2020.
- REDGRAVE, P. et al. Goal-directed and habitual control in the basal ganglia: Implications for Parkinson's disease. **Nature Reviews Neuroscience**, v.11, n. 11, p. 760 - 772, 2010.

- REIS, T. **Doença de Parkinson**. Porto Alegre: Pallotti, 2004.
- RICCIARDI, L. et al. Working on asymmetry in Parkinson's disease: randomized, controlled pilot study. **Neurological Sciences**, v. 36, n. 8, p. 1337-1343, 2015.
- ROCHESTER, L. et al. Attending to the task: interference effects of functional tasks on walking in Parkinson's disease and the roles of cognition, depression, fatigue, and balance. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 85, n. 10, p. 1578-1585, 2004.
- ROCHESTER, L. et al. The nature of dual-task interference during gait in incident Parkinson's disease. **Neuroscience**, v. 265, p. 83 – 94, 2014.
- ROEMMICH, R.T. et al. Locomotor adaptation and locomotor adaptive learning in Parkinson's disease and normal aging. **Clin Neurophysiol**, v. 125, p. 313-319, 2014.
- ROGERS, B. P. et al. Assessing Functional Connectivity in the Human Brain by FMRI. **Magn Reson Imaging**, v. 25, n. 10, p. 1347 – 1357, 2007.
- ROMANN, A. J. et al. Cognitive assessment instruments in Parkinson's disease patients undergoing deep brain stimulation. **Dementia & Neuropsychology**, v. 6, n. 1, p. 2–11, 2012.
- RUTHRUFF, E. et al. Dual-task interference with equal task emphasis: Graded capacity sharing or central postponement? **Perception & Psychophysics**, v. 65, n. 5, p. 801-816, 2003.
- RUTHRUFF, E. et al. Processing bottlenecks in dual-task performance: Structural limitation or strategic postponement? **Psychonomic Bulletin & Review**, v. 8, n. 1, p. 73-80, 2001.
- SALA, S.D. et al. Dual-Task Paradigm: A Means To Examine the Central Executive. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 769, p. 161–172, 1995.
- SALAZAR, R. D. et al. Dual Tasking in Parkinson's Disease: Cognitive Consequences While Walking. **Neuropsychology**, v. 31, n. 6, p. 613-623, 2017.
- 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, 2011.
- SHAW, E. P. et al. Measurement of attentional reserve and mental effort for cognitive workload assessment under various task demands during dual-task walking. **Biological Psychology**, v. 134, p. 39-51, 2018.
- SIMIEMI, L. et al. Gaze and motor behavior of people with PD during obstacle circumvention. **Gait & Posture**, 2017.
- SIMON, D. K.; TANNER, C. M.; BRUNDIN, P. Parkinson Disease Epidemiology, Pathology, Genetics, and Pathophysiology. **Clin Geriatr Med**, v. 36, n.1, p. 1-12, 2020.
- SINGER, W. Cortical Activity and and Learning. **Annu. Rev. Physiol**, v. 55, p. 349–374, 1993.
- SINGH, A. et al. Frontal theta and beta oscillations during lower-limb movement in Parkinson's Disease. **Clin. Neurophysiol**, v. 131, n. 3, p. 694 – 702, 2020.
- SIULY, S. et al. EEG Signal Analysis and Classification: Techniques and Applications. **Springer International Publishing**, 2016.
- SPILDOOREN, J. et al. Freezing of Gait in Parkinson's Disease: The Impact of Dual-Tasking and Turning. **Movement Disorders**, v. 25, n. 15, p. 2563-2570, 2010.
- STEGEMÖLLER, E. L. et al. Associations Between Cognitive and Gait Performance During Single- and Dual-Task Walking in People With Parkinson Disease. **Physical Therapy**, v. 94, n. 6, p. 757-766, 2014.
- STEWART, K. C. et al. Side onset influences motor impairments in Parkinson disease. **Parkinsonism Relat Disord**, v. 15, n.10, p. 781-783, 2009.
- 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.

- 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.
- STUART, S. et al. Pre-frontal Cortical Activity During Walking and Turning Is Reliable and Differentiates Across Young, Older Adults and People With Parkinson's Disease. **Front Neurol**, v. 10, 2019.
- STUART, S.; MANCINI, M. Prefrontal Cortical Activation With Open and Closed-Loop Tactile Cueing When Walking and Turning in Parkinson Disease: A Pilot Study. **J Neurol Phys Ther**, v. 44, n. 2, p. 121-131, 2020.
- SZAMEITAT, A.J. et al. Localization of executive functions in dual-task performance with fMRI. **J Cog Neuroscience**, v.14, p. 1184-1199, 2002.
- SZEWCZYK-KROLIKOWSKI, K. et al. Functional connectivity in the basal ganglia network differentiates PD patients from controls. **Neurology**, v. 83, n. 3, p. 208-214, 2014.
- 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. et al. Role of basal ganglia-brainstem systems in the control of postural muscle tone and locomotion, **Progress in Brain Research**, 2004.
- TAKAKUSAKI, K. et al. 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.
- TAMÁS, G. et al. Delayed beta synchronization after movement of the more affected hand in essential tremor. **Neuroscience Letters**, v. 405, n. 3, p. 246–251, 2006.
- TAMÁS, G. et al. Impairment of post-movement beta synchronisation in parkinson's disease is related to laterality of tremor. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 4, p. 614–623, 2003.
- TANNER, C. M. et al. The disease intersection of susceptibility and exposure: chemical exposures and neurodegenerative disease risk. **Alzheimers Dement**, v. 10, p. 213-225, 2014.
- TATSCH, K. et al. Relationship between clinical features of Parkinson's disease and presynaptic dopamine transporter binding assessed with and single-photon emission tomography. **Eur J Nucl Med**, v. 24, p. 415-421, 1997.
- TEASDALE, N. et al. Temporal movement control in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, London, v. 53, n. 10, p. 862 – 868, 1990.
- TEPLAN, M. Fundamentals of EEG measurement. **Measurement science review**, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002.
- TERAMOTO, H. et al. Relation between Resting State Front-Parietal EEG Coherence and Executive Function in Parkinson's Disease. **BioMed Research International**, v. 2016, 2016.
- TOMBU, M.; JOLICOEUR, P. A central capacity sharing model of dual-task performance. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 29, n. 1, p. 3-18, 2003.
- TROPINI, G. et al. Altered directional connectivity in Parkinson's disease during performance of a visually guided task. **NeuroImage**, v. 56, p. 2144-2156, 2011.
- TYSNES, O. B.; STORSTEIN, A. Epidemiology of Parkinson's disease. **J Neural Transm (Vienna)**, v. 124, n. 8, p. 901-905, 2017.
- UITTI, R. J. et al. Parkinson disease: Handedness predicts asymmetry. **Neurology**, v. 64, n. 11, p. 1925-1930, 2005.
- VALLIS, L.; MCFADYEN, B. Locomotor adjustments for circumvention of an obstacle in the travel path. **Exp Brain Res**, v. 152, p. 409–414, 2003.

- VARSHNEY, V. P. et al. Detection of inter-hemispheric functional connectivity in motor cortex with coherence analysis. **Journal of the European Optical Society**, v. 7, 2012.
- VELU, P. D.; DE SA, V. R. Single-trial classification of gait and point movement preparation from human EEG. **Frontiers in Neuroscience**, v. 7, n. 7, p. 1–11, 2013.
- VERREYNT, N. et al. Cognitive differences between patients with left-sided and right-sided Parkinson's disease. a review. **Neuropsychology Review**, v. 21, n. 4, p. 405–424, 2011.
- VERVOORT, et al. Dual-task-related neural connectivity changes in patients with parkinson' disease. **Neuroscience**, v. 11, p. 317-336, 2016.
- 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.
- WICHMANN, T.; DELONG, M.R. Cap. 43: Núcleos da base. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.; SIEGELBAUM, S.A.; HUDSPETH, A.J. **Princípios de Neurociências**. 5.ed. Porto Alegre: AMGH, p.853-866, 2014.
- WILLIAMS-GRAY, C. H. et al. Evolution of cognitive dysfunction in an incidente Parkinson's disease cohort. **Brain**, v. 130, p. 1787-1798, 2007.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. v. 4, 2009.
- WU, T. et al. Motor automaticity in Parkinson's disease. **Neurobiology of Disease**, v. 82, p. 226-234, 2015.
- WU, T. et al. Neural correlates of dual task performance in patients with Parkinson's disease. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 79, n. 7, p. 760-766, 2008.
- WU, T.; HALLETT, M. Dual task interference in Parkinson's disease. **Eur Neurol Rev**, v. 4, p. 34-37, 2009.
- WU, T.; HALLETT, M. Neural correlates of dual task performance in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 79, p. 760-766, 2008.
- YANG, B. et al. Feature extraction for EEG-based brain-computer interfaces by wavelet packet best basis decomposition. **Journal of Neural Engineering**, v. 3, n. 4, p. 251–6, 2006.
- YOGEV, G. et al. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? **Eur J Neurosci**, v. 22, n. 5, p. 1248–1256, 2005.
- YOGEV, G. et al. Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: When does the bilateral coordination of gait require attention? **Experimental Brain Research**, v. 177, n. 3, p. 336-346, 2007.
- YOGEV-SELIGMANN, G.; et al. Effects of explicit prioritization on dual task walking in patients with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 35, p. 641-646, 2012.
- YOGEV-SELIGMANN, G.; HAUSDORFF, J. M.; GILADI, N. Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. **Movement Disorders**, v. 27, n. 6, p. 765–770, 2012.
- YU, H. et al. Role of Hyperactive Cerebellum and Motor Cortex in Parkinson's Disease. **Neuroimage**, v. 35, n. 1, p. 222-233, 2007.
- YUVARAJ, R. et al. Inter-hemispheric EEG coherence analysis in Parkinson's disease: Assessing brain activity during emotion processing. **J Neural Transm**, v. 122, n. 2, p. 237-252, 2015.
- 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.
- ZAEPFFEL, M. et al. Modulations of EEG beta power during planning and execution of grasping movements. **PLoS One**, v. 8, n. 3, e60060, 2013.

ZGALJARDIC, D.J. et al. A review of the cognitive and behavioral sequelae of Parkinson's disease: relationship to frontostriatal circuitry. **Cognitive and Behavioral Neurology**, v. 16, p. 193-210, 2003.

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: EFEITO DA MEDICAÇÃO, TAREFA DUPLA E ASSIMETRIA NO COMPORTAMENTO DA ATIVIDADE DO CÓRTEX CEREBRAL DURANTE A LOCOMOÇÃO EM IDOSOS COM DOENÇA DE PARKINSON

Pesquisador: Fabio Augusto Barbieri

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 78660517.2.0000.5398

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.422.821

Apresentação do Projeto:

O Projeto abarca três estudos sobre a locomoção em idosos com Doença de Parkinson (DP), para compreensão do efeito da medicação utilizada por tal população, realização de tarefa dupla ao andar e assimetria no comportamento da atividade do córtex durante a locomoção.

Objetivo da Pesquisa:

Compreensão de fatores que possam dificultar ou facilitar a atividade de locomoção de pessoas com Doença de Parkinson; compreender atividade cerebral e efeitos de medicamento e da assimetria na locomoção e na realização de tarefa concomitante.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Há riscos de queda, mas a equipe prevê tais riscos e planeja acompanhar a atividade, com profissional próximo ao participante. Os achados dos estudos poderão contribuir de forma significativa para a população com DP, na medida em que puder favorecer a locomoção e a segurança ao mover-se.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante, com projeto consistente e bem elaborado, que poderá melhorar a qualidade de vida de pessoas com DP.

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: 2.422.821

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos bem elaborados e de acordo com a resolução 466.

Recomendações:

Orientar o participante e o cuidador sobre horários de início e de término de cada etapa do estudo e avaliar com os mesmos as necessidades relacionadas à permanência no laboratório para estudo. Aqueles cujo efeito da medicação será analisada precisam ser informados sobre horário e administração do remédio no dia de pesquisa.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Estudo adequado e cuidadoso, que poderá ser aperfeiçoado se observadas as recomendações.

Considerações Finais a critério do CEP:

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

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1000636.pdf	03/10/2017 10:10:19		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE03_ls.doc	03/10/2017 10:07:57	Fabio Augusto Barbieri	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE02_ls.doc	03/10/2017 10:07:45	Fabio Augusto Barbieri	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE01_ls.doc	03/10/2017 10:07:32	Fabio Augusto Barbieri	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado.docx	02/10/2017 17:46:17	Fabio Augusto Barbieri	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	02/10/2017 17:45:34	Fabio Augusto Barbieri	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

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: 2.422.821

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BAURU, 07 de Dezembro de 2017

Assinado por:
Mário Lázaro Camargo
(Coordenador)

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 – Mini Exame do Estado Mental (MEEM)

MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

(Folstein, Folstein & McHugh, 1.975)

Paciente: _____

Data da Avaliação: ____/____/____ Avaliador: _____

ORIENTAÇÃO

- Dia da semana (1 ponto)()
- Dia do mês (1 ponto)()
- Mês (1 ponto)()
- Ano (1 ponto)()
- Hora aproximada (1 ponto)()
- Local específico (apartamento ou setor) (1 ponto)()
- Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto)()
- Bairro ou rua próxima (1 ponto)()
- Cidade (1 ponto)()
- Estado (1 ponto)()

MEMÓRIA IMEDIATA

- Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta()
Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO

- (100 - 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto)()
(alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

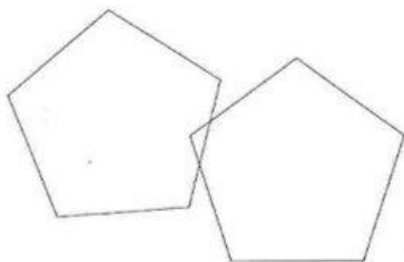
EVOCAÇÃO

- Pergunte pelas 3 palavras ditas anteriormente (1 ponto por palavra)()

LINGUAGEM

- Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos)()
- Repetir "nem aqui, nem ali, nem lá" (1 ponto)()
- Comando: "pegue este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão (3 pts)()
- Ler e obedecer: "feche os olhos" (1 ponto)()
- Escrever uma frase (1 ponto)()
- Copiar um desenho (1 ponto)()

ESCORE: (___/30)



ANEXO III – Avaliação Cognitiva de Montreal – (MoCA) – Versão Experimental Brasileira

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)
Versão Experimental Brasileira

Nome: _____ Data de nascimento: ____/____/____
Escolaridade: _____ Data de avaliação: ____/____/____
Sexo: _____ Idade: _____

VISUOESPACIAL / EXECUTIVA							Pontos		
<p style="text-align: center;">[]</p>	<p style="text-align: center;">[]</p>	Copiar o cubo			Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)		[] / 5		
<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>[]</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>[]</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>[]</p> </div> </div>							[] / 3		
MEMÓRIA	Leia a lista de palavras, O sujeito de repeti-la, faça duas tentativas. Evocar após 5 minutos.	1ª tentativa 2ª tentativa	Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Sem Pontuação	
ATENÇÃO	Leia a sequência de números (1 número por segundo)	O sujeito deve repetir a sequência em ordem direta [] 2 1 8 5 4 O sujeito deve repetir a sequência em ordem indireta [] 7 4 2						[] / 2	
Leia a série de letras. O sujeito deve bater com a mão (na mesa) cada vez que ouvir a letra "A". Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros.								[] / 1	
[] F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B									
Subtração de 7 começando pelo 100 [] 93 [] 86 [] 79 [] 72 [] 65 4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 correta 0 ponto								[] / 3	
LINGUAGEM	Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje. []	O gato sempre se esconde embaixo do Sofá quando o cachorro está na sala. []						[] / 2	
Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto). [] _____ (N ≥ 11 palavras)								[] / 1	
ABSTRAÇÃO	Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta [] trem - bicicleta [] relógio - régua							[] / 2	
EVOCAÇÃO TARDIA	Deve recordar as palavras SEM PISTAS	Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS		[] / 5
OPCIONAL	Pista de categoria Pista de múltipla escolha								
ORIENTAÇÃO	[] Dia do mês [] Mês [] Ano [] Dia da semana [] Lugar [] Cidade							[] / 6	
© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmiento Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman (UNIFESP-SP 2007)							TOTAL Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade [] / 30		

6. Atividades desenvolvidas durante o período de mestrado

A seguir apresento as atividades de pesquisa, ensino e extensão que tive a oportunidade de vivenciar durante o período do Mestrado Acadêmico no Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento - Interunidades.

6.1 Pesquisa

Artigo publicado como primeira autora:

CORRADINI, J.R. ; SILVEIRA, A.P.B. ; PEREIRA, V.I.A. ; KURODA, M.H. ; FARIA, M.H. ; SIMIELI, LUCAS ; TAVARES, J. M. R. S. ; BARBIERI, F.A. . Dual tasking reduces gait asymmetry of trajectory deviation during obstacle circumvention in people with Parkinson's disease. *Human Movement Science*, v. 83, p. 102938, 2022.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102938>

Participação em eventos

- 1** - X Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2020.
- 2** - Ciclo de Palestras Online: Conhecimento, Saúde e Qualidade de Vida em Tempos de COVID-19: Importância da Atividade Física em Tempos de COVID-19, 2020.
- 3** - Ciclo de Palestras Online: Conhecimento, Saúde e Qualidade de Vida em Tempos de COVID-19: Distúrbios de Sono em tempos de COVID-19, 2020.
- 4** - IV Simpósio de Atividade Física e Saúde da Região Sudeste. 2020.
- 5** - VI Ciclo de Palestras sobre Atividade Física, Envelhecimento e Doenças Neurodegenerativas, 2020.
- 6** - I Simpósio Online: A Experiência Biomecânica Brasileira, 2021.
- 7** - XIX Congresso Brasileiro de Biomecânica – (CBB), 2021.
- 8** - II Workshop: Envelhecimento e Exercício Físico, 2021.
- 9** - Ciclo de Palestras do Programa de Educação Tutorial – “Ciência à beira da piscina”, 2021.

10 - VII Ciclo de Palestras sobre Atividade Física, Envelhecimento e Doenças Neurodegenerativas, 2021.

11 - XI Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2022.

12 - VIII Ciclo de Palestras sobre Atividade Física, Envelhecimento e Doenças Neurodegenerativas, 2022.

13 - XX Congresso Brasileiro de Biomecânica – (CBB), 2023.

Resumos publicados em anais de congressos (primeiro autor e coautor)

CORRADINI, J. R.; PEREIRA, V. A.; SIMIELI, L.; KALVA-FILHO, C. A.; BARBIERI, F. A. O desvio de obstáculo durante o andar de idosos com doença de Parkinson: influência de uma tarefa concomitante cognitiva. In: X Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, v. 14. 2020. Brazilian Journal of Motor Behaviour, 2020.

CORRADINI, J. R.; CIOLA, A. P. S. ; PEREIRA, V. A. I. ; KURODA, M. H. ; FARIA, M. H. ; SIMIELI, L. ; TAVARES, J. M. R. S. ; BARBIERI, F. A. . Gait asymmetry and dual tasking during obstacle circumvention in people with Parkinson's disease. In: XIX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2021, Belo Horizonte. Brazilian Journal of Motor Behavior, 2021. v. 15. p. 155-155.

KALVA-FILHO, C. A.; KURODA, M. H.; COSTA, E. C.; **CORRADINI, J. R.**; BARBIERI, F. A. Is the hypoxia exposure beneficial for people with Parkinson's disease? A scope review. In: MDS Virtual Congress, 2021. Movement Disorders, 2021. v. 36. p. p. S215.

KALVA-FILHO, C. A. ; COSTA, E. C. ; **CORRADINI, J.** ; KURODA, M. ; 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, 2021, Vitória. I Simpósio Capixaba de Fisiologia e Biomecânica aplicada ao Exercício Físico, 2021.

CORRADINI, J. R.; IMAIZUMI, L. F. I.; PILON, J.; SIMIELI, L.; BARBIERI, F. A. A dificuldade da tarefa dupla cognitiva durante o andar com desvio de obstáculo afeta

similarmente idosos com doença de Parkinson e saudáveis. In: XI Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2022, Manaus. Brazilian Journal of Motor Behavior, 2022.

CIOLA, A. P. S.; **CORRADINI, J. R.**; SANTINELLI, F. B.; BARBIERI, F. A. Assimetria na locomoção de indivíduos com doença de Parkinson: uma revisão sistemática. In: XI Congresso Brasileiro de Comportamento Motor, 2022, Manaus. Brazilian Journal of Motor Behavior, 2022.

6.2 Ensino

Durante o período do mestrado, tive a oportunidade de realizar três estágios docência.

O estágio docência foi uma etapa fundamental para melhorar o processo de formação como professor, proporcionando experiências e vivências em sala de aula. Ainda, foi adquirido e aperfeiçoado diversos conceitos como elaboração de um cronograma, planejamento de aulas, organização de ideias, apresentações dos conteúdos, didática pedagógica, relação professor-aluno, possibilidades de normas adotadas para critérios de avaliações, entre outros.

Um dos estágios docência (obrigatório) de acordo com a Resolução UNESP nº4 de 22/01/97, foi realizado na Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP (Câmpus Bauru), curso de Educação Física, na disciplina Processos de Produção do Conhecimento Científico em Educação Física I, sob supervisão do Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri. (1º Semestre de 2021).

Os outros dois estágios docência, ambos na mesma Universidade citada:

II Disciplina: Aprendizagem Motora, sob supervisão do Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Tosi, 2021.

III Disciplina: Medidas e Avaliação em Educação Física, sob supervisão do Prof. Dr. Anderson Zago, 2022.

6.3 Extensão

Membro do Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-LAB), onde participei semanalmente de reuniões do laboratório com cunho científico. Estas reuniões possibilitam discussões sobre diversos conceitos e temas acerca da linha de pesquisa, como biomecânica, controle motor e desempenho esportivo. Além disso são apresentados desenvolvimento de projetos de pesquisa, artigos científicos, métodos de análise de dados, entre outros.

Durante todo este período, também fui membro do Projeto de Extensão “Exercício Físico para pessoas com doença de Parkinson – ATIVA PARKINSON”, vinculado ao Laboratório de Pesquisa em Movimento Humano (MOVI-LAB) da UNESP – Bauru. Além disso, fui coordenadora deste projeto no ano de 2022. O projeto proporciona uma experiência prática com a população alvo da minha pesquisa. Esta oportunidade foi excelente para vivenciar tudo o que aprendemos na teoria. Além disso, quinzenalmente, são realizadas reuniões do projeto com cunho científico e discussões sobre a doença, sobre as aulas realizadas, casos especiais visto que este é um grupo muito heterogêneo, e também tentar entender melhor sobre a progressão da doença.

Por fim, nos anos de 2021 (forma remota) e 2023 (presencial), dentre a equipe do laboratório, fui a principal responsável organizadora em realizar o Evento “Casa Aberta”. Este evento, juntamente ao Dia Nacional da Biomecânica (NBD) e Sociedade Brasileira de Biomecânica (SBB), incentiva laboratórios de pesquisa a abrirem suas portas para a comunidade e mostrar como é a biomecânica na prática. Tem como objetivo expor o ambiente acadêmico, mostrando como é feita uma pesquisa, o uso e função de equipamentos, rotina de trabalho, linhas de pesquisa, a importância destas pesquisas, impacto delas no cotidiano e vida da sociedade e, por fim, como tudo isso está integrado na biomecânica.