

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS - RIO CLARO**

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE

**HEMODINÂMICA NO CÓRTEX PRÉ-FRONTAL DURANTE O ANDAR COM
MANIPULAÇÃO DO BALANÇO DOS BRAÇOS DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA
DE PARKINSON.**

VINICIUS CAVASSANO ZAMPIER

Dissertação apresentada ao curso de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade - Interunidades, área de concentração em Biodinâmica da Motricidade Humana, como requisito para a obtenção do título de Mestre.

Rio Claro/SP
2019

VINICIUS CAVASSANO ZAMPIER

**HEMODINÂMICA NO CÓRTEX PRÉ-FRONTAL DURANTE O ANDAR COM
MANIPULAÇÃO DO BALANÇO DOS BRAÇOS DE INDIVÍDUOS COM
DOENÇA DE PARKINSON.**

Dissertação apresentada ao curso de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade - Interunidades, área de concentração em Biodinâmica da Motricidade Humana, como requisito para a obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Coorientador: Prof. Dr. Rodrigo Vitório

Rio Claro

2019

Z26

Zampier, Vinicius Cavassano

Hemodinâmica no córtex pré-frontal durante o andar com manipulação do balanço dos braços de indivíduos com doença de Parkinson / Vinicius Cavassano Zampier. -- Rio Claro, 2019
59 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro

Orientadora: Lilian Teresa Bucken Gobbi

Coorientador: Rodrigo Vítório

1. Doença de Parkinson. 2. Hemodinâmica do córtex pré-frontal. 3. Coordenação entre os membros. 4. Balanço dos braços. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

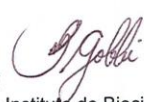
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: **HEMODINÂMICA NO CÓRTEX PRÉ-FRONTAL DURANTE O ANDAR COM MANIPULAÇÃO DO BALANÇO DOS BRAÇOS DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON**

AUTOR: VINICIUS CAVASSANO ZAMPIER

ORIENTADORA: LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE, área: Biodinâmica da Motricidade Humana pela Comissão Examinadora:


Prof. Dra. LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Prof. Dr. LUIS MOCHIZUKI
Escola de Artes, Ciências e Humanidades / Universidade de São Paulo - SP


Prof. Dr. PAULO ROBERTO PEREIRA SANTIAGO
Universidade de São Paulo - SP / Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto - SP

Rio Claro, 20 de dezembro de 2019

AGRADECIMENTOS

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

Ao programa de atividade física para pacientes com doença de Parkinson, que possibilitou a seleção dos participantes do estudo.

À minha família (pai, mãe, irmão e namorada), pelo apoio incondicional em todos os momentos desta etapa, pelos conselhos e carinho nos momentos difíceis. Serei eternamente grato a todo o apoio que me deram nesse processo, não teria conseguido sem a ajuda de vocês.

À professora, orientadora e amiga Lilian Teresa Bucken Gobbi, por todos os ensinamentos, conselhos e oportunidades que me proporcionou durante este processo. Gostaria de agradecer também ao professor Luis Mochizuki, pela ajuda na análise dos dados deste estudo, e a todos os membros do LEPLO, não teria conseguido sem a ajuda de vocês.

RESUMO

Além de apresentar déficits na movimentação dos membros inferiores, indivíduos com doença de Parkinson (PD) apresentam redução do balanço dos braços durante o andar, que estão relacionados com prejuízos na coordenação entre os membros durante o andar. Pacientes com DP e idosos neurotípicos são capazes de aumentar a amplitude e a frequência do balanço dos braços, a partir de instruções, e essa alteração no padrão de movimento dos braços ameniza os déficits no andar, causados pelo envelhecimento e pela DP. Estes resultados favorecem a especulação do envolvimento do córtex pré-frontal quando o foco de atenção é dirigido para o comportamento dos membros superiores. Desta forma, os objetivos do presente estudo foram investigar a atividade cortical pré-frontal durante a realização do andar quando indivíduos com DP e idosos neurotípicos são instruídos a aumentar a amplitude e a frequência do balanço dos braços e verificar se essa manipulação do movimento dos membros superiores promove melhoras na coordenação entre os membros. Quinze idosos com DP e 13 idosos neurotípicos - grupo controle (GC) foram convidados. Para rastreo do quadro clínico (apenas para os pacientes), cognitivo e medicamentoso, a Unified Parkinson's Disease Rating Scale, o Mini-Exame do Estado Mental e uma anamnese foram empregados. Na sequência, os participantes foram instruídos a percorrer um circuito de 26,8 m de comprimento, em três condições experimentais, cinco tentativas para cada condição: andar em velocidade preferida (VP), andar com aumento da amplitude de movimento dos membros superiores (AB) e andar com aumento da frequência de movimento dos membros superiores (FB). Para o registro das variáveis relacionadas ao andar, foi utilizado um tapete com sensores de pressão. Para verificar a coordenação entre os membros, acelerômetros foram posicionados nos punhos, nos tornozelos e sobre a 5ª vertebra lombar, para registrar a aceleração dos segmentos corporais durante o andar. Os dados da atividade do córtex pré-frontal foram registrados por meio da técnica de espectroscopia funcional por infravermelho próximo, que registra a atividade hemodinâmica cerebral pelo *software Oxysoftm®*. Para a comparação entre os grupos (DP x GC) e as condições (VP x AB x FB), a ANOVA two-way com medidas repetidas para o fator condição foi utilizada, com o post hoc de Bonferroni caso houvesse interação entre os fatores. Os resultados mostraram que idosos com DP e neurotípicos apresentam padrões de coordenação e do andar diferentes e são capazes de modular, através da instrução com foco no movimento dos membros superiores, seus padrões de coordenação entre os membros, sem necessidade de envolver o córtex pré-frontal para manter o desempenho da tarefa. Considerando estes resultados, conclui-se que idosos com DP e idosos neurotípicos não necessitam recrutar recursos cognitivos para aumentar a amplitude ou a frequência de movimento dos braços e para manter o padrão de coordenação entre os membros superiores e inferiores durante o andar.

Palavras-chaves: Doença de Parkinson. Oxi-Hemoglobina. Coordenação inter-membros. Andar.

ABSTRACT

In addition to presenting deficits in lower limb movement, patients with Parkinson's disease (PD) present reduction and asymmetry in arm swing during walking which are related to an impaired coordination between limbs during walking. Studies show that both PD patients and neurotypical elderly can follow instructions and increase the amplitude and frequency of the arm swing and this change in upper limb movement pattern are related to improvements in gait deficits caused by aging and PD symptoms. These results favor the speculation of prefrontal cortex involvement when the attentional focus is directed to upper limb behavior. The aims of the present study were to investigate prefrontal cortical activity during walking when PD patients and neurotypical elderly were instructed to increase the amplitude and frequency of arm swing and to verify if this manipulation of the upper limb movement improves the inter-limb coordination during walking. Fifteen PD patients and 13 neurotypical elderly - control group (GC) were recruited. For clinical and cognitive assessment, the Unified Parkinson's Disease Rating Scale, the Mini-Mental State Exam and an anamnesis were employed. Participants were instructed to walk over a 26.8 m pathway under three experimental conditions with five attempts for each condition: usual walking (UW), walking increasing the arm swing amplitude (IAA) and walking increasing the arm swing frequency (IAF). A carpet with pressure sensors was used to record walking variables. Accelerometers were placed on the wrists, ankles and on the 5th lumbar vertebra to record the acceleration of body segments during walking and to verify the coordination between limbs. Prefrontal cortex activity data were recorded using the near infrared functional spectroscopy technique that records cerebral hemodynamic activity using the Oxysofttm software. For the comparison between the groups (PD x CG) and conditions (UW x IAA x IAF), ANOVA two-way with repeated measures for the condition factor was used, with the Bonferroni post hoc if there was interaction between the factors. The results suggested that neurotypical elderly and PD have different coordination and walking patterns and are able to modulated, by means of the instruction of focusing on upper limb movement, their inter-limb coordination patterns without involving the prefrontal cortex to maintain task performance. Considering these results, is possible to conclude that neurotypical elderly and PD patients do not need to recruit cognitive resources to increase the amplitude or frequency of arm swing to maintain the inter-limb coordination pattern during walking.

Keywords: Parkinson's disease. Oxi-Hemoglobin. Inter-limb coordination. Walk.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Médias e desvios-padrão da idade, das características antropométricas e das avaliações clínicas por grupo	33
Tabela 2. Médias e desvios-padrão referentes aos efeitos principais de grupo e condição do comprimento e velocidade da passada e tempo em duplo suporte por grupo e por condição	34
Tabela 3. Médias e desvios-padrão referentes aos efeitos principais de grupo e condição da Latência e da FRC entre o movimento dos punhos e tornozelos contralaterais.....	38

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ambiente experimental.....	26
Figura 2: Posicionamento dos acelerômetros. (Acelerômetros posicionados nos punhos (1), tornozelos (2) e 5ª vértebra lombar (3)).....	27
Figura 3: Sinais de aceleração do punho e tornozelo e sinal da FRC de um participante em uma tentativa em diferentes momentos da análise	29
Figura 4: Organização dos emissores e receptores do sistema fNIRS	30
Figura 5. Alteração nas concentrações de oxi-Hb (linha vermelha) e desoxi-Hb (linha azul) de um participante durante uma tentativa.....	32
Figura 6. Médias e desvios-padrão referentes à interação entre grupo e condição na duração da fase de duplo suporte por grupo e por condição.....	34
Figura 7. Médias e desvios-padrão referentes à concentração relativa de oxi-hemoglobina no hemisfério direito nos períodos inicial e final por grupo e por condição.....	35
Figura 8. Médias e desvios-padrão referentes à concentração relativa de oxi-Hb no hemisfério esquerdo nos períodos inicial e final por grupo e por condição .	36
Figura 9. Médias e erros-padrão referentes à interação dos fatores da latência entre a movimentação dos punhos e tornozelos contralaterais por grupo e por condição.....	37
Figura 10. Médias e erros-padrão referentes à variabilidade da FRC entre os punhos e tornozelos contralaterais por grupo e por condição	38

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1 Doença de Parkinson (DP)	15
2.2 Mecanismos do andar na DP.....	17
2.3 Atividade cortical.....	19
3. OBJETIVO	22
4. HIPÓTESES	22
5 MATERIAIS E MÉTODOS	23
5.1 Participantes.....	23
5.2 Avaliação clínica	24
5.3 Avaliação do andar	25
5.4 Atividade cortical.....	30
5.5 Análise estatística.....	32
6. RESULTADOS.....	33
7. DISCUSSÃO	39
8. CONCLUSÃO	43
9. REFERÊNCIAS	44
APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO....	50
ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	53
ANEXO 2: UNIFIED PARKINSON'S DISEASE RATING SCALE.....	58
ANEXO 3: MINI EXAME DO ESTADO MENTAL	59

1. INTRODUÇÃO

Vem crescendo no Brasil o número de idosos e a expectativa de vida. Estima-se que no ano de 2020 haverá cerca de 20 milhões de idosos no Brasil e, em 2050, a expectativa de vida será de 81 anos de idade (LIMA- COSTA; VERAS, 2003; IBGE, 2010). O processo de envelhecimento é responsável pelo surgimento de uma série de alterações fisiológicas e motoras (HAYWOOD; GETCHELL, 2010). Dentre elas está o declínio na capacidade dos sistemas musculoesquelético e nervoso dos indivíduos, que acarreta déficits locomotores e prejuízos na qualidade de vida (PAPÁLEO NETTO, 1996; FARINATTI, 2002).

Esse aumento na expectativa de vida gera aumento na incidência de doenças relacionadas à idade, podendo se destacar a doença de Parkinson (DP). A DP é uma patologia do sistema nervoso central cujos sinais e sintomas surgem devido à degeneração progressiva e assimétrica dos neurônios dopaminérgicos, responsáveis pela produção de dopamina (neurotransmissor responsável pela regulação da atividade do córtex), localizados na substância negra parte compacta dos núcleos da base (SAITO et al., 2000; WICHMANN; DELONG, 2014). Essa degeneração provoca desequilíbrio no envio dos sinais que são processados nos núcleos da base e enviados, via tálamo, ao córtex motor (BALDINI et al., 2000).

Esse desequilíbrio na regulação da atividade do córtex leva indivíduos com DP a apresentar sinais e sintomas motores como tremor, rigidez, bradicinesia, hipometria, instabilidade postural e déficits no andar (LEWEK et al., 2010). Estudos relacionados à DP, que verificaram os efeitos dos sinais e sintomas da DP nas variáveis do andar, observaram diminuição no comprimento do passo e na velocidade do andar e maior tempo em duplo suporte (MORRIS et al., 2005; SOFUWA et al., 2005; YANG et al., 2008). Porém, além de apresentarem déficits na movimentação dos membros inferiores, indivíduos com DP apresentam redução e assimetria no balanço do braço durante o andar (LEWEK et al., 2010; HUANG et al., 2012).

Estudos mostram que a redução do movimento dos braços está relacionada com comprometimentos no andar e no equilíbrio, sendo que idosos com DP com reduzido movimento dos braços apresentam diminuição no

comprimento e na velocidade da passada (FORD et al., 2007) e, além disso, faz com que o indivíduo procure estratégias para equilibrar o momento angular gerado pelo corpo e reduzir o deslocamento lateral do centro de massa (CoM), que podem não ser tão eficientes quanto o balanço dos braços (YAKOVENKO et al., 2011). Além disso, a redução da movimentação dos membros superiores durante o andar promove prejuízos na coordenação entre os membros, agravando ainda mais os déficits no andar e aumentando o risco de quedas (FORD et al., 2007; HUANG et al., 2012).

A coordenação entre os membros durante o andar é influenciada pela velocidade do andar. Em situações que exigem aumento da velocidade do andar, indivíduos alteram seus padrões de coordenação (WINOGRODZKA et al., 2005). Estudos que verificaram a coordenação entre os membros durante o andar observaram que o aumento da velocidade do andar promove aumento no ângulo formado entre as fases de movimento dos braços e das pernas, o que significa aumento da mobilidade entre esses segmentos (EMMERIK et al., 1992). No estudo realizado por Zampier e colaboradores, no ano de 2018, foi possível observar que quando indivíduos com DP e idosos neurotípicos foram instruídos a alterar seus padrões de coordenação, durante o andar, aumentando a amplitude ou a frequência de movimento dos braços durante o andar, houve melhoras em parâmetros espaço-temporais do andar que normalmente são prejudicados pelos efeitos do envelhecimento e da DP (LEWEK et al., 2010). Porém, ainda não se sabe quais são as alterações que ocorrem entre os padrões de movimento dos braços e das pernas, quando idosos com DP e neurotípicos são instruídos a aumentar a amplitude e frequência de movimento dos braços durante o andar, que justifiquem essas melhoras observadas.

Apesar de grande parte dos estudos relacionados à DP terem focados principalmente no registro e na descrição de medidas comportamentais (cinemática, dinâmica e eletromiografia), estudos recentes sugerem que o córtex cerebral é ativo durante o andar, principalmente em idosos com DP (HAMACHER et al., 2015; STUART et al., 2018). Estudos relacionados à atividade do córtex verificaram que indivíduos com DP, que apresentam déficits posturais e comprometimentos no andar, possuem atividade cortical anormal na região frontal (JIANG et al., 2016). Contudo, especula-se que existam diferenças entre o grau de acometimento motor de indivíduos com quadros de patologia

cerebral, que apresentam o mesmo nível de progressão da patologia (GUZZETTI et al., 2019). Essas diferenças podem ocorrer devido a diferentes conexões neurais, formadas a partir de experiências vividas ao longo da vida e fazem com que alguns indivíduos tenham a capacidade de lidar com os comprometimentos, causados por danos cerebrais, de maneira diferente de outros (STERN, 2009).

A utilização dessas capacidades tem sido relacionada com um aumento na complexidade da tarefa que, conseqüentemente, gera aumento no fluxo sanguíneo em diferentes regiões do cérebro (STERN, 2009). Entretanto, não está claro se a instrução com o foco na movimentação dos braços durante o andar faz com que idosos com DP e neurotípicos utilizem essa capacidade para adequar a movimentação dos braços de acordo com a instrução e manter ou melhorar a coordenação entre os membros.

A ativação do córtex cerebral humano, em especial as áreas pré-frontais durante o andar, tem sido investigada por meio de técnicas de neuroimagem (ex: *positron emission tomography* (PET), *functional magnetic resonance imaging* (fMRI); BAKKER et al., 2008; PETERSON et al., 2014) e espectroscopia funcional por infravermelho próximo (fNIRS; BEURSKENS et al., 2014; HOLTZER et al., 2015). A fNIRS avalia as mudanças nas concentrações de oxihemoglobina do córtex, por meio de optodos posicionados no escalpo. Tais técnicas mostram que áreas do córtex cerebral são ativadas durante a realização do andar, sendo em adultos jovens o córtex pré-frontal (BEURSKENS et al., 2014) e, em idosos, o córtex pré-frontal e o recrutamento de áreas cerebrais adicionais, com o intuito de manter a performance da tarefa (REUTER-LORENZ, 2002). Estes estudos evidenciam diferenças na ativação cortical de jovens e idosos que podem explicar os déficits locomotores apresentados pelos idosos.

Até o momento, estudos como o de Maidan et al. (2016), que investigaram a atividade cortical pré-frontal de idosos com DP e neurotípicos durante o andar usual e andar adaptativo (com a presença de obstáculos), verificaram que os comprometimentos no andar, relacionados à movimentação dos membros inferiores, estão associados ao aumento na atividade de áreas pré-frontais. Porém, há uma escassez de estudos que verificam os efeitos das alterações na movimentação dos membros superiores na atividade cortical de idosos neurotípicos e com DP.

Sabendo-se que há tanto influência do balanço dos braços no desempenho do andar de indivíduos com DP e idosos neurotípicos (ZAMPIER et al., 2018), como ativação das áreas pré-frontais do córtex durante o andar (LEWEK et al., 2010; BEURSKENS et al., 2014) e que idosos com DP, que apresentam o mesmo grau de desenvolvimento da doença, podem mostrar diferentes níveis de acometimento motor (STERN. 2009), estudos relacionados à atividade do córtex durante a realização de tarefas locomotoras, como o andar aumentando a amplitude e frequência do movimento dos braços, são necessários para ajudar a entender se os comprometimentos nas estruturas dos núcleos da base e motores, causados pela DP e pelo envelhecimento, fazem com que idosos com DP e neurotípicos utilizem recursos disponíveis em áreas superiores do córtex para suprir os déficits subcorticais e adequar os padrões de movimento de acordo com a demanda da tarefa. Além disso, estudos dessa natureza são necessários para ajudar a compreender os prejuízos do envelhecimento e da DP nos padrões de coordenação durante o andar e as estratégias adotadas por idosos com DP para tornar a locomoção mais independente e eficiente. O presente estudo, em continuidade aos achados de 2017, pretendeu aprofundar o entendimento do envolvimento do córtex pré-frontal no planejamento e execução das condições de balanço dos membros superiores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A presente revisão de literatura aborda assuntos relacionados a epidemiologia, progressão e efeitos dos comprometimentos causados pela DP (BARBOSA et al., 2006; BRAAK et al., 2004). Os estudos selecionados nessa revisão mostram a ideia de que apesar dos comprometimentos motores causados pelo envelhecimento e pela circuitaria deficitária da DP, indivíduos são capazes de modular seus padrões de movimento durante o andar, a partir de instruções, e melhorar variáveis locomotoras que normalmente são prejudicadas pela DP e pelo envelhecimento (ZAMPIER et al., 2018; WINOGRODZKA et al., 2005). Além disso, nesta secção são abordados os mecanismos subjacentes a essas melhoras que comprovam e discutem o fato de que indivíduos com DP e idosos neurotípicos são capazes de lidar com acometimentos motores e manter e até melhorar o desempenho na realização de uma tarefa locomotora (STERN, 2009).

2.1 Doença de Parkinson (DP)

Inicialmente, o presente item aborda aspectos gerais da DP, como definições e epidemiologia, e apresenta evidências sobre sua fisiopatologia e a progressão do quadro clínico dos pacientes. Em seguida, são abordados os efeitos dos sinais e sintomas da DP no andar, com destaque na movimentação dos membros superiores e na coordenação entre os membros.

Nota-se um forte impacto social da DP. Uma vez que vem crescendo o número de idosos em todo o mundo (LUTZ et al., 2001), há também aumento na incidência de doenças neurodegenerativas relacionadas à idade, como a DP que é a segunda doença neurodegenerativa mais comum em todo o mundo (BARBOSA et al., 2006). Atingindo principalmente a população acima de 50 anos de idade (VAN DEN EEDEN et al., 2003), a prevalência da DP no mundo varia de 57 (0,057%) a 230 (0,23%) casos para cada grupo de 100.000 pessoas (MUANGPAISAN et al., 2011). Já no Brasil, a porcentagem de indivíduos diagnosticados com DP idiopática é de 3,3% na população acima de 64 anos (BARBOSA et al., 2006).

A DP idiopática é definida como uma patologia multissistêmica, que ocorre devido à formação de nutrientes de Lewy em locais específicos do cérebro que

apresentam pré-disposição para tal fenômeno (BRAAK et al., 2004). Estudos mostram que é devido ao acúmulo destes nutrientes que surgem quadros patológicos como a DP e a doença de Alzheimer. Devido às estruturas que compõem esses nutrientes, há alta conectividade com proteínas tóxicas para os neurônios, como a α -sinucleína. A α -sinucleína é uma proteína que geralmente é encontrada nos terminais dos neurônios que se ligam aos nutrientes de Lewi, que em quadros patológicos também estão localizados nos terminais dos neurônios, através de ligações lipídicas. Estas ligações fazem com que os neurônios presentes na região afetada percam suas funções, o que posteriormente leva à sua morte (BRAAK et al., 2010). A degeneração, que se inicia no nervo vago e bulbo olfatório, evolui dentro de uma sequência sistêmica e previsível, que leva aproximadamente 40 anos para acometer todo o sistema nervoso central do ser humano (BRAAK et al., 2004; HAWKES, TREDICI & BRAAK, 2010).

Os primeiros sinais e sintomas motores da DP se manifestam após 20 anos do início da degeneração (OLANOW; STERN; SETHI, 2009). Estima-se que os sinais e sintomas surgem após a perda de 50% dos neurônios dopaminérgicos na substância negra (FEARNELY; LEES, 1991). Com a morte dos neurônios responsáveis pela produção de dopamina, que é um neurotransmissor responsável tanto por excitar quanto por inibir algumas regiões específicas do cérebro, que compõem os núcleos da base e são responsáveis pelo controle do tônus muscular, indivíduos com DP apresentam déficits que comprometem o seu desempenho durante a realização de tarefas locomotoras (BLANDINI et al., 2000).

A principal característica da fisiopatologia dos núcleos da base é o aumento da atividade inibitória de estruturas como o globo pálido interno e substância negra parte reticulada sobre o tálamo. Devido à redução na quantidade de dopamina, que é responsável por enviar estímulos inibitórios ao globo pálido interno e à substância negra parte reticulada, estas estruturas aumentam a quantidade de estímulos inibitórios enviados ao tálamo e, com isso, há diminuição de estímulos excitatórios enviados do tálamo para o córtex (BLANDINI et al., 2000). Esta tem sido a circuitaria responsável pelos sinais e sintomas de tremor de repouso, hipometria e bradicinesia da DP. Na circuitaria responsável pelos comprometimentos no andar ocorre diminuição da inibição do

núcleo pedúnculo-pontino e da região locomotora mesencefálica, que são responsáveis por ativar os sistemas de controle do tônus muscular (excitatório e inibitório) e locomotor, localizados na formação reticular do tronco encefálico (TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008). Devido à reduzida atividade dopaminérgica, estas estruturas, que recebem projeções inibitórias dos núcleos da base, aumentam a quantidade de projeções inibitórias enviadas à formação reticular, de forma que déficits no andar como a diminuição no comprimento do passo e na velocidade do andar e o maior tempo em duplo suporte sejam observados (LEWEK et al., 2010; HUANG et al., 2012), assim como os sinais e sintomas de hipertonia muscular e instabilidade postural (TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008).

Devido a essas alterações em estruturas responsáveis pelo controle dos movimentos, o andar de pacientes com DP é caracterizado por passos curtos e lentos, aumento da fase de duplo suporte e diminuição da amplitude e assimetria de movimento dos braços (YANG et al., 2008; LEWEK et al., 2010). Estudos sugerem que esta redução no movimento dos membros superiores está intimamente ligada aos déficits na movimentação dos membros inferiores, que estão relacionados com a perda da funcionalidade, da qualidade de vida e a prejuízos na coordenação entre os membros durante o andar idosos com DP (HUANG et al., 2012).

2.2 Mecanismos do andar na DP

Inicialmente, o presente item aborda aspectos relacionados à coordenação entre os membros e à influência da DP nos padrões de coordenação adotados durante a realização do andar. Em seguida, apresenta uma maneira pela qual é possível se obter valores referentes à coordenação entre os membros e os efeitos de alterações nos parâmetros do andar, como o aumento da velocidade, nesta variável.

Na abordagem dos sistemas dinâmicos, a coordenação entre os membros de um organismo biológico é baseada no fenômeno de cooperação entre diferentes mecanismos oscilatórios que o compõe, a fim de otimizar o desempenho da tarefa (TURVEY et al., 1990). No caso de acoplamento entre

dois ou mais mecanismos, quando cada um permanece na sua própria dinâmica intrínseca, há uma tendência à manutenção, que é caracterizada pela relação entre diversos ritmos e fases transitórias. Em contrapartida, quando um mecanismo impõe seu ritmo a outro, ocorre o fenômeno denominado de efeito magnético, onde há uma relação entre ritmos fixos (EMMERIK et al., 1996). Se houver predominância do efeito magnético, haverá coordenação absoluta, onde as dinâmicas de movimento são mais estáveis e resistentes a perturbações. Se a tendência à manutenção predominar, haverá coordenação relativa, onde padrões menos estáveis são criados intrinsicamente e esta instabilidade no padrão de organização pode induzir o indivíduo ao erro mais facilmente (KELSO et al., 1986).

Comportamentos guiados por objetivos, como o andar, são acompanhados por um processo que envolve ajustes na atividade dos músculos dos membros inferiores e superiores. Este processo depende de um bom funcionamento de estruturas subcorticais como os núcleos da base e o tronco encefálico (TAKAKUZAKI et al., 2013). Na presença de doenças neurodegenerativas como a DP, a atividade dessas estruturas é afetada, causando uma série de déficits motores, como a redução no movimento dos braços e prejuízos na coordenação entre os membros durante o andar (HUANG et al., 2012).

Devido aos sintomas de bradicinesia e hipometria, indivíduos com DP apresentam redução na movimentação dos braços. Lewek e colaboradores (2010) observaram que essa redução na movimentação dos braços acentua os déficits na movimentação dos membros inferiores, prejudicando os padrões de coordenação a serem adotados em diferentes situações de locomoção. Uma das formas mais utilizadas para verificar a coordenação entre os membros é através da análise de fase relativa contínua (FRC), que verifica os ângulos formados pelas fases de movimento dos segmentos analisados (HAMIL et al., 2012). Van Emmerik e Wagenaar (1992) verificaram aumento na mobilidade do tronco e da pélvis de idosos com DP, através do aumento da FRC entre estes dois segmentos. Já no estudo de Winogrodzka et al. (2004) foi verificado aumento na FRC entre a movimentação dos braços e das pernas (ipsilaterais), de indivíduos com DP, em situações com aumento na velocidade do andar. Porém, também foi verificado que indivíduos com DP apresentam adaptação muito pequena da

FRC em situações desafiadoras, que indica redução na flexibilidade da coordenação no andar (WINOGRODZKA et al., 2004).

No andar em baixas velocidades (até 0,75m/s), adultos apresentam padrões distintos de movimentação entre os braços e das pernas (2 movimentos do braço para 1 movimento da perna) e, com o aumento da velocidade, os padrões passam a ser similares (1 movimento do braço para um movimento da perna) (CRAIK et al., 1976). Especificamente em relação à velocidade do andar, Steffen e Seney (2008) determinaram que a mudança mínima relevante durante o andar na velocidade preferida é de 0,18 m/s e Zampier et al. (2018) observaram aumento de 0,63 m/s quando pacientes com DP foram instruídos a aumentar a amplitude de movimento dos braços e 1,32 m/s quando foram solicitados a aumentar a frequência de movimento dos braços, indicando assim, melhoras nos parâmetros do andar.

Apesar de esses resultados comportamentais mostrarem uma forte relação entre a movimentação dos braços e as variáveis do andar (LEWEK et al., 2010; HUANG et al., 2012), especula-se que pode haver um envolvimento de áreas específicas do córtex, que fazem com que indivíduos com DP sejam capazes de adequar sua movimentação e compensar assim os déficits motores causados pela circuitaria deficitária dos núcleos da base.

2.3 Atividade cortical

Inicialmente, o presente item mostra uma forma de justificar as diferenças entre o grau de acometimento motor de indivíduos que apresentam o mesmo quadro de progressão de doenças neurodegenerativas, como a DP. Em seguida, é abordada a relação entre essas diferenças e a utilização de áreas frontais do córtex, como o córtex pré-frontal, por indivíduos com DP.

Dados obtidos através de autópsias demonstram que há diferenças entre o grau de alterações neuropatológicas e manifestações clínicas visíveis em quadros de doenças neurodegenerativas como a DP (GUZZETTI et al., 2019). Sugere-se que essas diferenças podem ser influenciadas por experiências adquiridas ao longo da vida, que fazem com que alguns indivíduos, que possuem o mesmo grau de progressão da doença, apresentem graus diferentes de acometimentos motores (GUZZETTI et al., 2019).. Estudos que relacionam a

atividade cortical com diferentes graus de acometimentos motores, justificam essas diferenças a partir da hipótese da reserva cognitiva (RC) (STERN, 2009).

A RC é influenciada pelas diferenças individuais no cérebro, que fazem com que alguns indivíduos lidem com determinadas tarefas melhor do que outros. Essas diferenças podem ser tanto quantitativas, como o tamanho do cérebro e quantidade de neurônios ou sinapses, como experiências adquiridas ao longo da vida que podem influenciar a anatomia do córtex, através de estímulos que podem levar à produção de novos neurônios e proteger os neurônios e conexões existentes (STERN, 2009). Estudos tem relacionado o uso da RC com o aumento do fluxo sanguíneo em diferentes regiões do córtex (STERN, 2007). Em idosos e adultos jovens, nota-se um aumento no fluxo sanguíneo cerebral de acordo com a progressão da complexidade ou da demanda da tarefa. Sendo assim, sugere-se que a utilização da RC está ligada a tarefas que exijam planejamento para serem executadas, como a modulação a partir de instruções (STERN, 2007; MAIDAN et al., 2016).

Indivíduos com DP são capazes de modular os padrões de movimento a partir de dicas externas (RINALDI; GOBBI, 2014; VITORIO et al., 2018) e, dependendo das experiências adquiridas ao longo da vida, os indivíduos possuem mecanismos capazes de suprir os déficits subcorticais para manter sua funcionalidade. Considerando que pacientes com DP apresentam déficits no andar em velocidade preferida (HAUSDORFF, 2009), no planejamento e modulação do andar em terrenos irregulares (VITÓRIO et al., 2010; 2013; 2014) e na movimentação dos braços durante a realização do andar (LEWEK et al., 2010; ZAMPIER et al., 2018), é possível sugerir que, para tentar manter a funcionalidade e o desempenho em tarefas locomotoras, indivíduos com DP utilizem sua RC como forma de suprir os déficits subcorticais e, com isso, aumentem a atividade de regiões específicas do córtex.

Idosos apresentam maior ativação do córtex pré-frontal dorsolateral (responsável por planejamento, tomada de decisão, controle inibitório, atenção e memória de trabalho (ROYALL et al., 2002)) tanto durante o andar usual, quanto durante o andar adaptativo, comparados a adultos jovens (MIRELMAN et al., 2017). No andar adaptativo, a atividade do córtex pré-frontal é maior em relação ao andar usual (MIRELMAN et al., 2017). Esta maior ativação tem sido

considerada um mecanismo compensatório, pois, devido aos comprometimentos no andar causados pelo envelhecimento, os idosos necessitam alocar recursos cognitivos adicionais para manter o desempenho do andar (CHEN et al., 2017; MIRELMAN et al., 2017). Na DP, resultados semelhantes têm sido observados (MAIDAN et al., 2016). Devido à redução da automaticidade do andar, demonstrada pela maior variabilidade do andar em relação aos idosos saudáveis (HAUSDORFF et al., 1998; YOGEV et al., 2005; PETERSON; HORAK, 2016), idosos com DP necessitam de maior demanda cortical para se locomover e esta demanda aumenta ainda mais em situações complexas, como em ambientes com obstáculos (MAIDAN et al., 2016).

Considerando que o uso da RC está relacionado ao aumento no fluxo sanguíneo no córtex (STERN, 2009) e que idosos com DP e neurotípicos apresentam aumento no fluxo sanguíneo em áreas frontais tanto em situações de locomoção normal quanto complexa, quando comparados a adultos jovens (MAIDAN et al., 2016), é possível sugerir que o aumento da atividade do córtex pré-frontal, que é uma área envolvida no planejamento de ações motoras, está relacionado com a utilização da RC (STERN, 2009) para compensar os déficits causados pela circuitaria deficitária dos núcleos da base e manter o desempenho de tarefas que dependem do funcionamento de estruturas afetadas pela DP.

3. OBJETIVO

O objetivo geral do presente estudo foi analisar a hemodinâmica do córtex pré-frontal e os parâmetros do andar quando indivíduos com DP e idosos neurotípicos são instruídos a aumentar a amplitude e a frequência do balanço dos braços. Os objetivos específicos foram comparar o comportamento de idosos com DP e neurotípicos nas condições de movimento dos membros superiores durante o andar, quanto a: parâmetros espaciais e temporais do andar; coordenação entre membros superiores e inferiores; hemodinâmica do córtex pré-frontal.

4. HIPÓTESES

Considerando que idosos do DP e idosos neurotípicos apresentam comprometimentos locomotores e, devido a estes comprometimentos, estes indivíduos apresentam aumento na atividade de áreas pré-frontais do córtex, espera-se que as instruções para o aumento da amplitude e da frequência de movimento dos braços durante o andar façam com que indivíduos com DP e neurotípicos aumentem a atividade do córtex pré-frontal, como uma forma compensatória aos déficits causados pelo envelhecimento e pela DP. Ainda, espera-se que o aumento da amplitude e da frequência de movimento dos braços tenha efeitos positivos nos parâmetros do andar, como visto no estudo de Zampier e colaboradores (2018), e induza os indivíduos a quadros mais estáveis de coordenação.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO) do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” campus de Rio Claro. Cada participante foi informado sobre os procedimentos e o objetivo do estudo e forneceu seu consentimento através da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1), que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências (Número do Parecer: 2.739.496; Anexo 1).

5.1 Participantes

Quinze idosos com DP e 13 idosos neurotípicos - grupo controle (GC) foram recrutados para a participação no presente estudo. Para a seleção dos participantes, os seguintes critérios de inclusão foram considerados: os pacientes com DP deviam ter diagnóstico médico comprovando a doença e, para ambos os grupos (DP e GC), ter idade igual ou superior a 60 anos. Ainda, os seguintes critérios de exclusão para a composição da amostra foram estabelecidos: DP em estágio superior a 3 na escala de Hoehn & Yahr (acima do estágio 3 da DP há restrições motoras incapacitantes e padrões motores muito diferentes dos estágios anteriores) e histórico de problemas musculoesqueléticos que impossibilitassem o cumprimento do protocolo experimental.

Os pacientes com DP foram recrutados a partir do grupo de intervenção do Programa de Atividade Física para Pacientes com Doença de Parkinson - PROPARKI (UNESP/Rio Claro), que possui mais de 200 pacientes cadastrados. Para a composição do GC, foram recrutados cônjuges dos pacientes. As avaliações clínica, do andar e da atividade cortical dos idosos com DP foram realizadas em estado “ON” da medicação específica da doença, aproximadamente 45 a 60 minutos após a sua ingestão (CARPENTER; BLOEM, 2011; ESPAY et al., 2012; PIERUCCINI-FARIA et al., 2013).

5.2 Avaliação clínica

Inicialmente, uma anamnese foi realizada para verificar dados do histórico clínico, cognitivo e medicamentoso (apenas para o grupo DP). Os pacientes com DP foram avaliados clinicamente por um avaliador experiente por meio das escalas consideradas padrão ouro na doença. O grau de acometimento dos sinais motores da DP foi avaliado por meio da subescala motora da Movement Disorders Society – Unified Parkinson's Disease Rating Scale – MDS-UPDRS III (GOETZ et al., 2008; Anexo 2). A MDS-UPDRS III possui 33 itens que variam entre 0 (normal) e 4 (severo/grave) pontos cada, ou seja, quanto maior é a pontuação obtida, mais acometido o paciente se encontra (pontuação máxima: 132 pontos).

A escala de Hoehn & Yahr (H&Y – HOEHN; YAHR, 1967; versão adaptada por SCHENKMAN et al., 2001; GOETZ et al., 2004), foi utilizada para identificar o estágio evolutivo da doença, com base na unilateralidade/bilateralidade e no nível das respostas posturais. Os estágios modificados da escala de H&Y são: estágio 1: caracterizado pela doença unilateral; estágio 1,5: caracterizado pelo envolvimento unilateral e axial; estágio 2: a doença é bilateral sem alterações no equilíbrio; estágio 2,5: a doença é bilateral com recuperação nos testes que envolvam equilíbrio; estágio 3: a doença é caracterizada como leve/moderada bilateral, com alguma instabilidade postural e independência física; estágio 4: o paciente já apresenta incapacidade grave mas ainda é capaz de andar e levantar sem ajuda; estágio 5: necessidade de uso de cadeira de rodas. (Anexo 3). Assim, quanto maior for o comprometimento do paciente, maior é o estágio evolutivo.

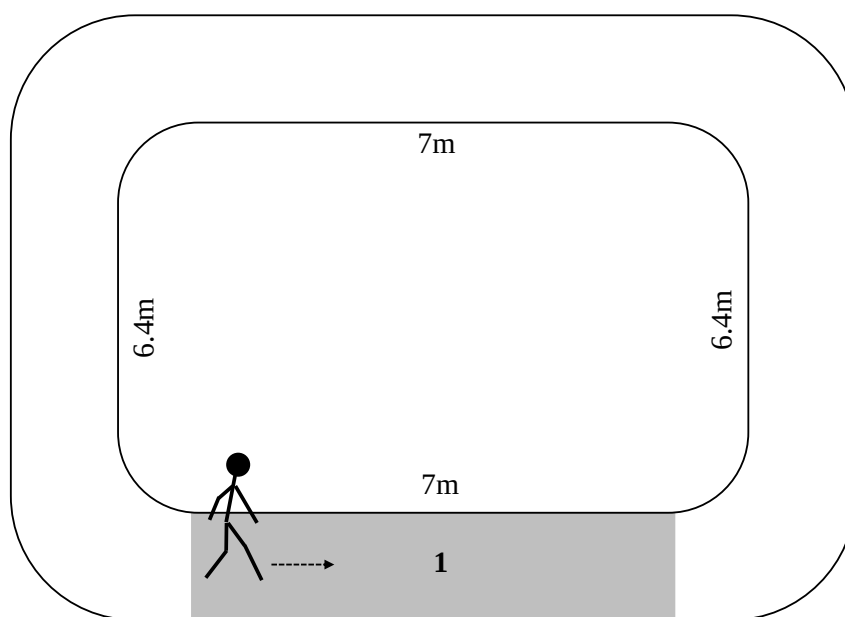
O Mini-Exame do Estado Mental – MiniMental (MEEM) (FOLSTEIN et al., 1975), que é um instrumento com a finalidade de avaliar condições cognitivas e rastrear quadros de demência, foi aplicado em ambos os grupos (Anexo 4). As recomendações de Brucki e colaboradores (2003) para a população brasileira, de acordo com os níveis de escolaridade, foram consideradas. O MiniMental é composto por questões tipicamente agrupadas em sete categorias: orientação para tempo, orientação para local, registro de palavras, atenção e cálculo, lembrança de palavras mencionadas, linguagem e capacidade construtivo visual. A pontuação máxima no MiniMental é 30 pontos, sendo que valores

abaixo de 24 pontos indicam declínio cognitivo leve e quanto maior a pontuação obtida nesta escala, melhor a função cognitiva global. As informações da avaliação clínica foram empregadas para caracterização da amostra.

5.3 Avaliação do andar

Inicialmente, foram mensurados dados antropométricos (massa e estatura), a fim de caracterizar os participantes. Para a realização da tarefa de andar, os participantes foram instruídos a permanecer na posição em pé parados durante 30 segundos, em seguida, por meio de uma dica auditiva, foram instruídos a percorrer um circuito de 26,8 m de comprimento, com duas retas paralelas de 7 m (Figura 1), em 3 condições experimentais: (i) andar em velocidade preferida (VP) (sem instruções específicas sobre a amplitude e a frequência do movimento dos membros superiores; (ii) andar com aumento da amplitude de movimento dos membros superiores (AB) e (iii) andar com aumento da frequência de movimento dos membros superiores (FB). Um tapete de 5,74 m de comprimento com sensores de pressão (GAITRite®, CIR Systems Inc., frequência de amostragem de 200 Hz, Sparta, USA) foi posicionado no centro de uma das retas para o registro de medidas espaço-temporais do andar (comprimento, velocidade e largura da passada, duração da fase em duplo suporte e cadência). Cinco tentativas de 30 segundos foram realizadas em bloco para cada condição experimental, totalizando 15 tentativas para cada participante. As condições foram sempre realizadas da seguinte forma: primeiramente, o participante realizou a condição (i) andar em VP e, na sequência, as demais condições (ii e iii) foram randomizadas para cada participante. O protocolo foi pensado desta forma a fim de minimizar o efeito de interferência das demais condições experimentais na condição de andar em VP.

Figura 1: Ambiente experimental.



1: Carpe eletrônico GAITRite.

Acelerômetros (Trigno™ wireless System, com frequência de amostragem de 148 Hz, Delsys Inc) foram posicionados sobre a quinta vértebra lombar, nos punhos e tornozelos dos participantes (Figura 2), para obter a aceleração do centro de massa, dos membros superiores e inferiores nos sentidos vertical e anteroposterior, respectivamente. Os picos do sinal de aceleração do acelerômetro posicionado sobre a quinta vértebra lombar foram utilizados para determinar o número de passos realizados com cada perna. Já os sinais de aceleração dos punhos e tornozelos foram obtidos com o intuito de estabelecer os padrões de coordenação entre os membros inferiores e superiores contralaterais, no ciclo da passada que foi determinada pelos picos do sinal de aceleração dos acelerômetros posicionados nos tornozelos.

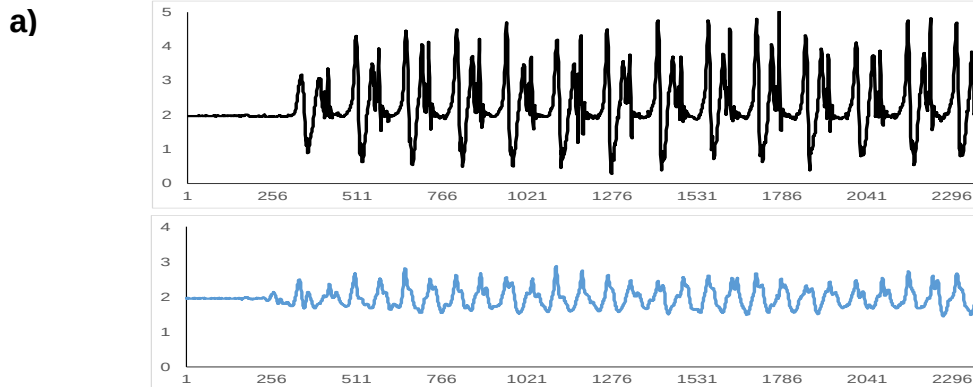
Figura 2: Posicionamento dos acelerômetros. (Acelerômetros posicionados nos punhos (1), tornozelos (2) e 5ª vértebra lombar (3)).



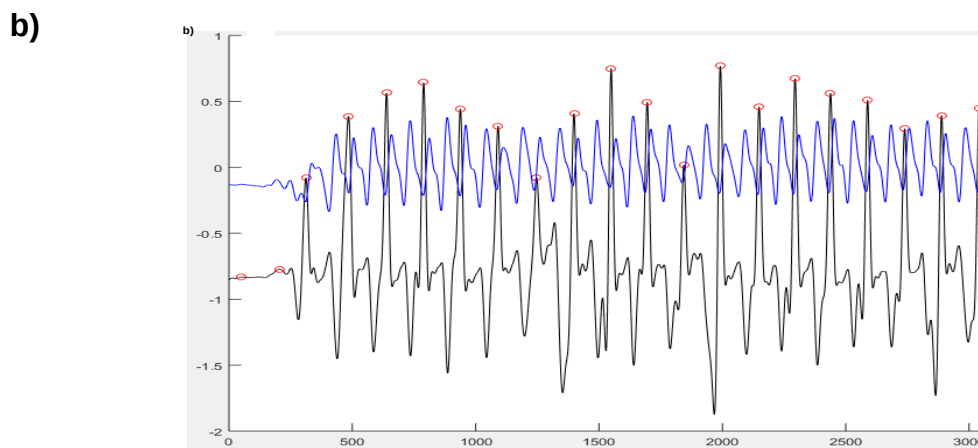
Os acelerômetros foram sincronizados entre si por meio do *software* *EMG works acquisition*, onde foi possível determinar o início e o final da atividade dos acelerômetros durante uma tentativa. O sinal de aceleração (FIGURA 3 a) foi analisado em ambiente Matlab, onde os dados foram filtrados por um filtro Butterworth de quarta ordem, com corte de frequência em 5 Hz. Os contatos de cada perna foram temporalmente determinados a partir dos picos do sinal de aceleração no sentido vertical dos acelerômetros posicionados nos tornozelos, a fim de definir os ciclos do andar, sendo que a distância temporal entre dois picos, de uma mesma perna, correspondeu a um ciclo completo, correspondente à uma passada (FIGURA 3 b). Após a definição do ciclo, estabeleceu-se a dinâmica entre o movimento dos braços e das pernas através de uma análise de FRC. Essa análise forneceu informações a respeito dos parâmetros espaciais e temporais que envolvem a movimentação dos punhos e tornozelos, através de uma operação matemática conhecida como transformada de Hilbert (FIGURA 3 c). Através desta operação foi possível se obter os ângulos formados pelas fases de aceleração dos punhos e tornozelos contralaterais em todos os pontos do ciclo da passada. A amplitude dos valores de FRC variou de 0 até 180 graus, sendo que 0° representa um comportamento em fase perfeito, indicando que os dois membros estão se movimentando da mesma maneira, e 180° representa um comportamento antifase perfeito, indicando que os dois membros estão se movimentando de maneira diferente. Qualquer ângulo entre 0 e 180 graus indica um comportamento fora de fase. A variabilidade da FRC (VFRC) foi considerada na análise a fim de verificar a consistência entre os padrões de coordenação do movimento dos punhos e

tornozelos. A VFRC foi obtida através do desvio-padrão calculado a partir dos ângulos formados pelo sinal de aceleração, dos punhos e tornozelos contralaterais, em todos os pontos dos ciclos das passadas de uma tentativa. Em seguida, foi feita a média dos desvios-padrão obtidos em cada condição, de cada sujeito, a fim de estabelecer as diferenças entre as condições e entre os grupos. Por fim, para verificar a existência de atraso temporal entre a movimentação dos punhos e tornozelos, foi realizada uma análise de similaridade entre os sinais, conhecida com correlação cruzada, sendo que o componente de interesse dessa análise para esse estudo foi a latência entre a movimentação dos punhos e tornozelos. Neste caso, a latência entre a movimentação dos punhos e tornozelos é referente à diferença temporal entre suas movimentações. Considerando que foi realizada uma análise do movimento dos braços em relação ao movimento das pernas, dentro de um ciclo, que corresponde a uma passada, valores de latência negativos indicam que o movimento dos braços está adiantado em relação ao movimento das pernas.

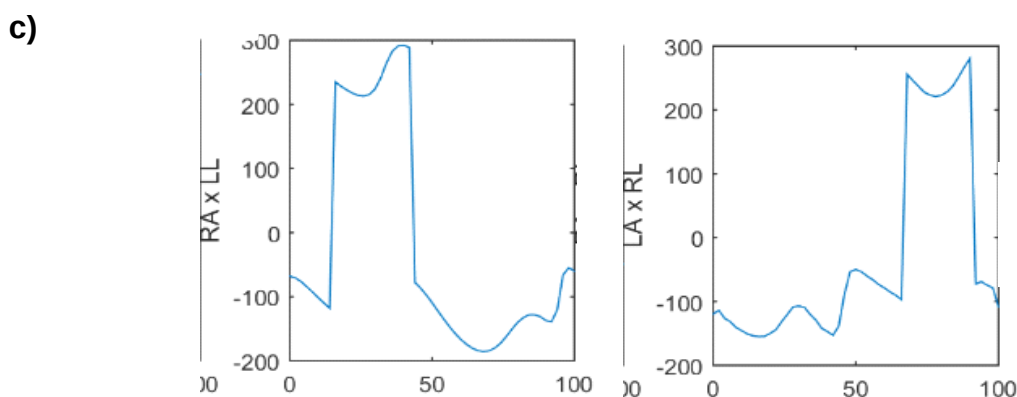
Figura 3: Sinais de aceleração do punho (sinal azul) e tornozelo (sinal preto) e sinal da FRC de um participante em uma tentativa em diferentes momentos da análise.



Sinais brutos de aceleração do punho e tornozelo.



Marcação dos ciclos da passada (círculos vermelhos), onde foram feitas as comparações entre a movimentação dos braços e das pernas no sinal já filtrado

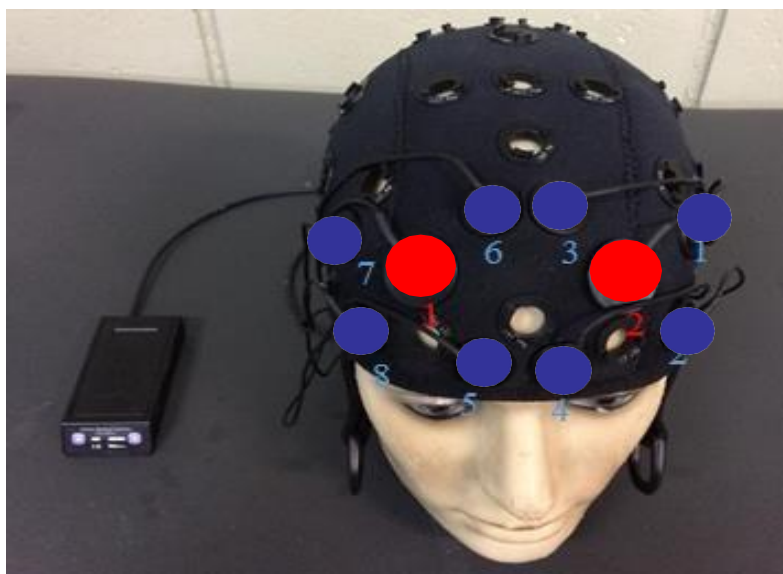


Ângulos formados pelas fases de aceleração dos punhos e tornozelos contralaterais após a transformada de Hilbert, obtidos através da FRC, durante o ciclo de uma passada (RA: punho direito; LL: tornozelo esquerdo; LA: punho esquerdo; RL: tornozelo direito).

5.4 Atividade cortical

Antes do início do protocolo experimental, os participantes foram preparados para o registro da atividade do córtex cerebral, de acordo com os procedimentos sugeridos pelo fabricante do sistema portátil fNIRS (OctaMon, Artinis Medical Systems, Netherlands). A preparação do participante consistiu em posicionar a touca, que contém locais pré-determinados para o encaixe dos optodos e eletrodos do fNIRS na cabeça do participante. O posicionamento da touca seguiu o sistema internacional 10/20 de posicionamento do sistema de eletroencefalografia, que consiste em posicionar o ponto de referência da touca (Cz) no ponto médio entre o násio e ínio e os pontos pré-auriculares. As alterações hemodinâmicas do córtex pré-frontal foram coletadas pelo equipamento OctaMon, que identifica as alterações na concentração de oxi-hemoglobina (oxi-Hb) e desoxi-hemoglobina (desoxi-Hb). Este sistema utiliza luz infravermelha que transmite dois comprimentos de ondas (760 nm e 850 nm) e possui 2 emissores e 8 receptores de luz que foram posicionados no córtex pré-frontal (Figura 4). A frequência utilizada para a coleta de dados foi de 10 Hz e o software Oxysoft™ foi utilizado para a coleta de dados.

Figura 4: Organização dos emissores e receptores do sistema fNIRS.

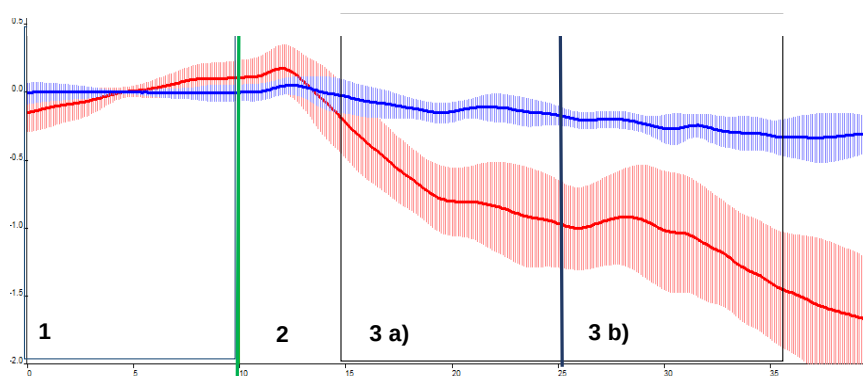


Azuis: Emissores; Vermelhos: Receptores.

Os procedimentos para a coleta e análise dos dados seguiram as recomendações de Vitório e colaboradores (2017). Os valores das concentrações de oxi-Hb e desoxi-Hb foram calculados empregando a lei modificada de *Beer-Lambert*. Os procedimentos de análise dos sinais do fNIRS (correções de artefatos e filtragem) foram realizados no software de fonte aberta NIRS-SPM (<http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/>) (YE et al., 2009). Um filtro *wavelet-minimum description length* (JANG et al., 2009; COOPER et al., 2012; BRIGADOI et al., 2014) foi utilizado para decompor o sinal em tendência global, resposta hemodinâmica e componentes de ruído. Ainda, ruídos de alta frequência foram reduzidos/removidos por meio de um filtro passa-baixa (0,14 Hz) baseado na função canônica da resposta hemodinâmica (FRISTON et al., 2000; YE et al., 2009). Em seguida, por meio de um algoritmo customizado escrito em linguagem Matlab, as concentrações de oxi-hemoglobina (oxi-Hb) dos oito canais foram calculadas e agrupadas por hemisfério (média dos canais de cada lado) do córtex pré-frontal. A fim de comparar os dados entre todos os sujeitos, a máxima alteração na concentração de oxi-Hb de todas as tentativas e canais foi determinada para cada indivíduo. Os dados individuais foram normalizados (divisão da amplitude média das respostas hemodinâmicas individuais de todos os canais pela correspondente alteração da concentração máxima durante todo o experimento) para diminuir as diferenças de amplitude entre os indivíduos. Para análise dos dados, a tarefa foi dividida em dois períodos (Figura 5): i) Período *baseline*, que foram os últimos 10 segundos antes do início do andar, onde o participante se encontrava na posição em pé parado; ii) Período andar, onde foi considerado o período entre o quinto e o vigésimo quinto segundo após o início do andar, sendo que o período do andar foi dividido em duas fases: fase inicial (período entre o quinto e o décimo quinto segundo após o início do andar) e fase final (período entre o décimo sexto e o vigésimo quinto segundo após o início do andar). Este procedimento foi adotado com o intuito de minimizar o efeito de habituação à tarefa, onde o participante se acostuma com o padrão locomotor adotado levando à diminuição da demanda cortical utilizada para realizar os primeiros movimentos. Este fenômeno normalmente é observado em tarefas com duração superior a dez segundos. Os cinco primeiros segundos após o início do andar foram excluídos da análise a fim de remover o atraso fisiológico entre o início do movimento e as alterações na concentração de oxi-

Hb. A média do sinal normalizado de cada período analisado e para cada hemisfério cerebral (considerando a média de todas as tentativas realizadas) foi calculada. A diferença de concentração de oxi-Hb entre os períodos (andar - *baseline*), separadamente para as fases inicial e final, foi calculada para avaliar a mudança relativa da atividade cortical entre o andar e o *baseline*. Sendo assim, a concentração relativa de oxi-Hb considerada na análise foi a diferença entre a concentração apresentada durante cada fase do período do andar e a concentração apresentada no período *baseline*.

Figura 5: Alteração nas concentrações de oxi-Hb (linha vermelha) e desoxi-Hb (linha azul) de um participante durante uma tentativa.



1: período *baseline* (últimos 10 segundos antes do início da tarefa); 2: período descartado da análise (primeiros 5 segundos após o início da tarefa); 3 a): fase inicial; 3 b) fase final.

5.5 Análise estatística

O programa SPSS for Windows 22.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico. O nível de significância foi mantido em 0,05. A média das tentativas por participante, condição e variável foi considerada na análise. Os testes de Shapiro-Wilk e Levene foram aplicados a fim de verificar a normalidade dos dados e a homogeneidade das variâncias. Para as variáveis dependentes do fNIRS, os testes estatísticos foram empregados considerando cada hemisfério cerebral (direito e esquerdo) e cada fase do andar (fase inicial e tardia). ANOVAS *two way* com fator para grupo e condição, com medidas repetidas para o fator condição, foram utilizadas. O teste *post hoc* de Bonferroni foi empregado para localizar as diferenças quando interação entre os fatores e/ou efeito principal de condição foram indicados.

6. RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as médias e desvios-padrão das variáveis de caracterização e das avaliações clínicas dos participantes por grupo (DP e GC).

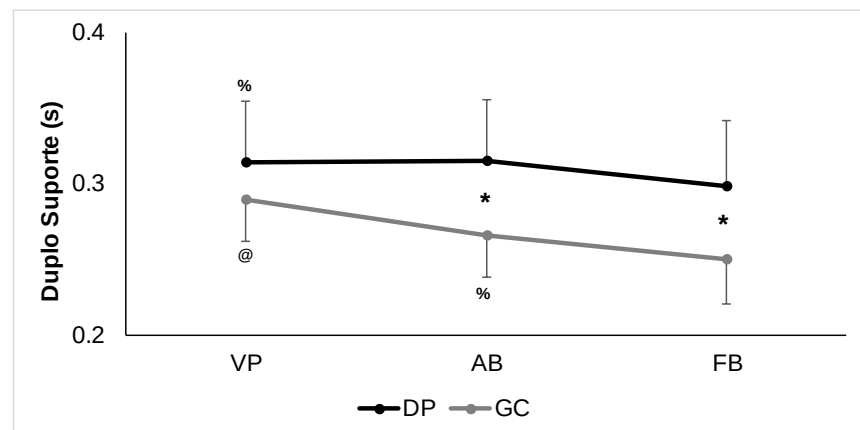
Tabela 1. Médias e desvios-padrão da idade, das características antropométricas e das avaliações clínicas por grupo.

Variáveis	DP	GC
Gênero	M(10); F(5)	M(4); F(9)
Idade (anos)	71 ± 6,80	69 ± 5,31
Massa (kg)	71,63 ± 12,23	69,13 ± 28,22
Estatura (cm)	168,48 ± 8,88	164,61 ± 5,76
MEEM (pts)	28,80 ± 1,08	28,38 ± 1,45
H&Y (n)	2,0 (13); 2,5 (2)	—
MDS-UPDRS III (pts)	31,33 ± 10,96	

MDS-UPDRS III: Movement Disorders Society – Unified Parkinson's Disease Rating Scale;
MEEM: Mini-Exame do Estado Mental; H&Y: Escala de Hoehn & Yahr.

Para as variáveis dependentes do andar, a ANOVA apontou interação entre grupo e condição para a duração da fase duplo suporte ($F_{2,52} = 9,2$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0.262$) (FIGURA 4). O teste *post hoc* de Bonferroni revelou que idosos com DP apresentam maior duração da fase de duplo suporte nas condições AB ($p = 0,002$) e FB ($p = 0,002$), quando comparados aos idosos do GC. Além disso, idosos com DP apresentaram maior duração da fase de duplo suporte nas condições VP ($p < 0,001$) e AB ($p < 0,001$) em relação à FB. Já os idosos do GC apresentaram maior duração da fase de duplo suporte na condição VP em relação à AB ($p < 0,001$) e FB ($p < 0,001$) e na condição AB em relação à FB ($p < 0,001$).

Figura 6. Médias e desvios-padrão referentes à interação entre grupo e condição na duração da fase de duplo suporte por grupo e por condição.



VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço. * indica diferença significativa entre os grupos DP e GC; @ indica diferença significativa entre as condições AB e FB em relação à condição VP; % indica diferença significativa entre a condição AB e a condição FB.

A ANOVA também revelou efeito principal de condição para comprimento da passada ($F_{2,52}= 27,7$; $p<0,001$; $\eta_p^2= 0,517$), velocidade da passada ($F_{2,52}= 46,6$; $p<0,001$; $\eta_p^2= 0,642$) e duração da fase de duplo suporte ($F_{2,52}= 38,9$; $p<0,001$; $\eta_p^2= 0,599$). Houve menor comprimento da passada em VP em relação a AB ($p<0,001$) e FB ($p<0,001$) e menor velocidade da passada na condição VP em relação a AB ($p<0,001$) e FB ($p<0,001$) e em AB em relação à FB ($p<0,001$) (TABELA 2).

Tabela 2. Médias e desvios-padrão referentes aos efeitos principais de grupo e condição do comprimento e velocidade da passada e tempo em duplo suporte por grupo e por condição.

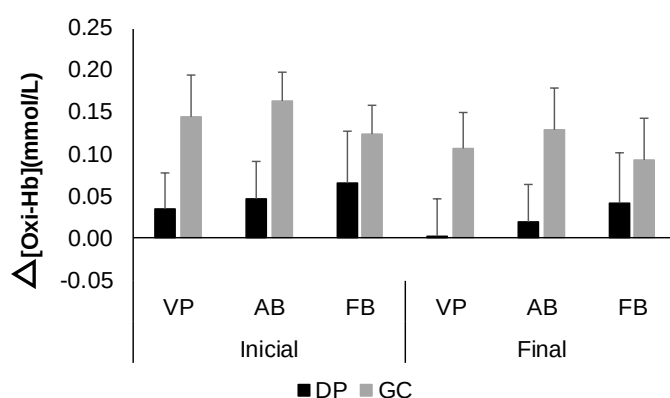
Variáveis	Grupos	Condições			Efeito de condição	Efeito de grupo
		VP	AB	FB		
Comprimento (cm)	DP	123,99 ± 10,29	128,66 ± 14,22	130,44 ± 12,54	VP<AB; VP<FB	DP<GC
	GC	134,76 ± 6,62	143,89 ± 14,34	145,21 ± 9,03		
Velocidade (cm/s)	DP	115,06 ± 14,12	120,82 ± 14,78	126,66 ± 14,11	VP<AB; VP<FB; AB<FB	ns
	GC	123,41 ± 10,82	129,42 ± 16,70	136,5 ± 18,72		
Cadência (p/min)	DP	110,19 ± 11,59	126,81 ± 8,25	136,08 ± 9,40	ns	ns
	GC	109,19 ± 10,50	106,81 ± 8,18	112,08 ± 7,15		
Largura (cm)	DP	12,07 ± 1,05	11,90 ± 2,33	11,59 ± 1,44	ns	ns
	GC	10,02 ± 1,18	9,60 ± 2,22	9,28 ± 1,33		

VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço.

Ainda, a análise estatística apontou efeito principal de grupo para o comprimento da passada ($F_{1,26}= 10,6$; $p= 0,003$; $\eta_p^2= 0,290$), sendo que os idosos com DP apresentaram menor comprimento da passada ($p=0,003$) (TABELA 2) quando comparados aos idosos do GC.

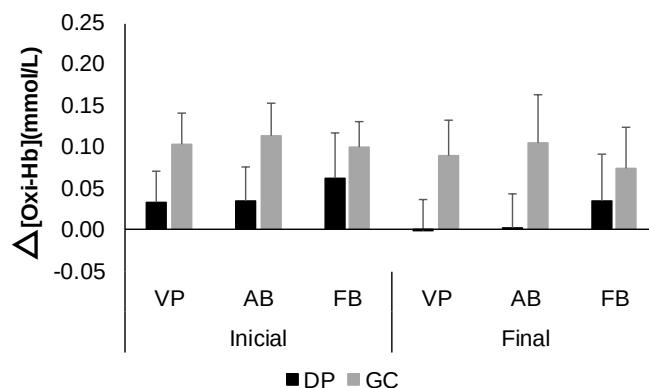
Para a concentração relativa de oxi-hemoglobina nos hemisférios direito (FIGURA 5) e esquerdo (FIGURA 6) nas fases inicial e final, a ANOVA não apontou interação entre grupo e condição no hemisfério esquerdo (fase inicial: $F_{2,52}= 0,7$; $p= 0,484$; $\eta_p^2= 0,026$; fase final: $F_{2,52}= 1,6$; $p= 0,210$; $\eta_p^2= 0,059$) e no hemisfério direito (fase inicial: $F_{2,52}= 1,4$; $p= 0,249$; $\eta_p^2= 0,052$; fase final: $F_{2,52}= 1,9$; $p= 0,154$; $\eta_p^2= 0,070$). Ainda, a ANOVA não apontou efeito principal de grupo para o hemisfério esquerdo (fase inicial: $F_{1,26}= 1,3$; $p= 0,260$; $\eta_p^2= 0,049$; fase final: $F_{1,26}= 1,4$; $p= 0,239$; $\eta_p^2= 0,053$) e para o hemisfério direito (fase inicial: $F_{1,26}= 2,312$; $p= 0,140$; $\eta_p^2= 0,082$; fase final $F_{1,26}= 1,7$; $p= 0,202$; $\eta_p^2= 0,062$). A ANOVA também não apontou efeito principal de condição no hemisfério esquerdo (fase inicial: $F_{2,52}= 0,2$; $p= 0,800$; $\eta_p^2= 0,009$; fase final: $F_{2,52}= 0,2$; $p= 0,820$; $\eta_p^2= 0,008$) e no hemisfério direito (fase inicial: $F_{2,52}= 0,3$; $p= 0,702$; $\eta_p^2= 0,013$; fase final: $F_{2,52}= 0,7$; $p= 0,484$; $\eta_p^2= 0,028$).

Figura 7. Médias e desvios-padrão referentes à concentração relativa de oxi-hemoglobina no hemisfério direito nas fases inicial e final por grupo e por condição.



VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço.

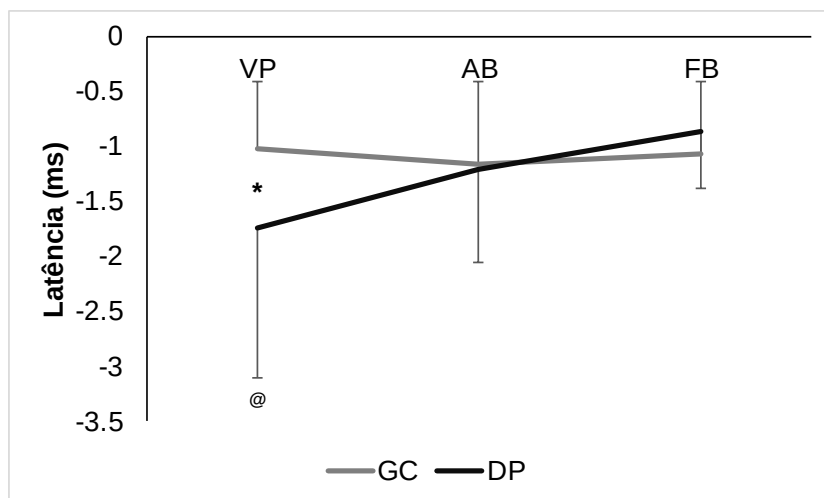
Figura 8. Médias e desvios-padrão referentes à concentração relativa de oxi-Hb no hemisfério esquerdo nas fases inicial e final por grupo e por condição.



VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço.

Para os dados de acelerometria, a ANOVA apontou interação entre grupo e condição (FIGURA 7) para a latência entre os movimentos dos membros superiores e inferiores contralaterais ($F_{10,35} = 24,8$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,001$). O *post hoc* de Bonferroni revelou que idosos com DP apresentaram maior latência em VP ($p < 0,05$) quando comparados aos idosos do GC. Além disso, idosos com DP apresentaram maior latência em VP em comparação a AB e FB ($p < 0,05$). A ANOVA também apontou efeito principal de grupo (TABELA 3) para latência entre o movimento dos membros superiores e inferiores contralaterais ($F_{1,35} = 6,4$; $p = 0,011$; $\eta_p^2 = 0,001$), sendo que os idosos com DP apresentaram maior latência quando comparados aos idosos do GC ($p = 0,011$), e efeito principal de condição (TABELA 3) ($F_{2,35} = 8,5$; $p = 0,011$; $\eta_p^2 = 0,001$), sendo que os idosos de ambos os grupos apresentaram maior latência em VP quando comparado a FB ($p < 0,001$) e em AB em relação a FB ($p = 0,033$).

Figura 9. Médias e erros-padrão referentes à interação dos fatores da latência entre a movimentação dos punhos e tornozelos contralaterais por grupo e por condição.



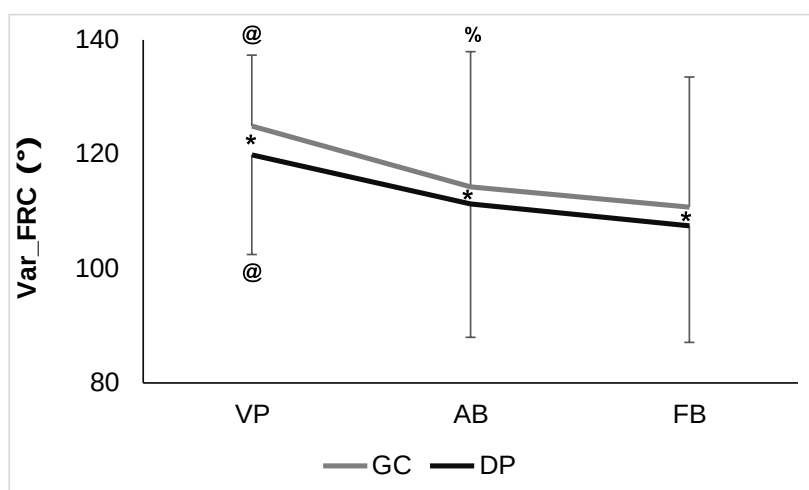
VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do balanço braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço. * indica diferença significativa entre os grupos DP e GC; @ indica diferença significativa entre a condição VP e as condições AB e FB.

Em relação aos valores médios da FRC entre os punhos e tornozelos contralaterais, em cada ciclo, a ANOVA não apontou interação entre grupo e condição ($F_{2,14} = 0,48$; $p = 0,619$; $\eta_p^2 = 0,000$), também não apontou efeito principal de grupo ($F_{1,14} = 0,42$; $p = 0,516$; $\eta_p^2 = 0,000$) e de condição ($F_{2,14} = 1,12$; $p = 0,318$; $\eta_p^2 = 0,000$) (TABELA 3). Para a variabilidade da FRC entre os punhos e tornozelos contralaterais, a ANOVA apontou interação entre grupo e condição ($F_{2,36} = 71,1$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,001$) (FIGURA 8). O *post hoc* de Bonferroni revelou que os idosos do GC apresentaram maior variabilidade entre as fases de movimento em todas as condições quando comparados aos idosos do grupo DP ($p < 0,05$). Além disso, idosos do GC apresentaram maior variabilidade da FRC entre os punhos e tornozelos em VP quando comparado a AB ($p < 0,05$) e FB ($p < 0,05$), e em AB quando comparado a FB ($p < 0,05$). Já os idosos com DP apresentaram maior variabilidade em VP quando comprado a AB ($p < 0,05$) e FB ($p < 0,05$).

Ainda, a ANOVA apontou efeito principal de grupo para a variabilidade da FRC ($F_{2,36} = 8,6$; $p = 0,003$; $\eta_p^2 = 0,001$), sendo que os idosos do grupo GC apresentaram maior variabilidade entre as fases de movimento dos punhos e tornozelos contralaterais quando comparados aos idosos do grupo DP ($p < 0,05$), e efeito principal de condição ($F_{2,36} = 894,9$; $p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,013$), sendo que os

idosos de ambos os grupos apresentaram maior variabilidade da FRC em VP em relação a AB ($p<0,05$) e FB ($p<0,05$), e em AB em relação a FB ($p<0,05$) (TABELA 3).

Figura 10. Médias e erros-padrão referentes à variabilidade da fase relativa contínua entre os punhos e tornozelos contralaterais por grupo e por condição.



VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do balanço do braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço. * indica diferença significativa entre os grupos DP e GC; @ indica diferença significativa entre a condição VP e as condições AB e FB; % indica diferença significativa entre a condição AB e a condição FB.

Tabela 3. Médias e desvios-padrão referentes aos efeitos principais de grupo e condição da Latência, de fase relativa contínua e da variabilidade da FRC entre o movimento dos punhos e tornozelos contralaterais.

Variáveis	Grupos	Condições			Efeito de condição	Efeito de grupo
		VP	AB	FB		
Var_FRC (°)	DP	119,75 ± 47,23	111,17 ± 50,28	107,53 ± 51,62	VP>AB; VP>FB; AB>FB	GC>DP
	GC	124,80 ± 43,46	114,13 ± 50,83	110,64 ± 52,99		
Latência (ms)	DP	-1,74 ± 1,36	-1,21 ± 0,83	-0,86 ± 0,50	VP>AB; VP>FB	DP>GC
	GC	-1,02 ± 0,61	-1,16 ± 0,75	-1,07 ± 0,67		
FRC (°)	DP	90,18 ± 51,75	90,48 ± 51,36	89,06 ± 51,97	ns	ns
	GC	89,70 ± 51,97	89,83 ± 51,97	90,07 ± 51,74		

VP= Velocidade preferida; AB= Aumento na amplitude do braço; FB= Aumento na frequência do balanço do braço.

7. DISCUSSÃO

O objetivo geral do presente estudo foi analisar a atividade cortical e os parâmetros do andar quando indivíduos com DP e idosos neurotípicos são instruídos a aumentar a amplitude e a frequência do balanço dos braços. Os resultados mostraram que os idosos de ambos os grupos são capazes de alterar suas características do andar quando são instruídos a andar aumentando a amplitude e/ou a frequência de movimento dos braços. Em idosos com DP, as alterações nos parâmetros espaço-temporais do andar foram acompanhadas por aumento no acoplamento entre os membros superiores e inferiores durante o andar. Além disso, os idosos de ambos os grupos apresentaram um acoplamento mais consistente entre os movimentos dos braços e das pernas e, para tal, não aumentaram o planejamento e/ou a demanda atencional.

Indivíduos com DP aumentam o planejamento e a demanda atencional para executar determinadas tarefas, sendo que nesses idosos é observado uma atividade anormal em algumas regiões do córtex, quando comparadas à de idosos sem DP (MAIDAN et al., 2016). Estudos observaram um aumento na atividade do córtex pré-frontal de idosos com DP, quando estes se locomovem em situações complexas, como na ultrapassagem de obstáculos (MAIDAN et al., 2016). Já em adultos, foi observado que é necessário um grande aumento na velocidade do andar para que haja aumento na atividade do córtex pré-frontal (SUZUKI et.al., 2004). Nós esperávamos que, devido ao aumento da amplitude e da frequência de movimento dos braços, os participantes aumentariam a atividade do córtex pré-frontal. No entanto, nossos resultados mostram que os idosos de ambos os grupos não apresentaram alterações significativas na atividade do córtex pré-frontal em nenhuma das condições. Isso pode ter ocorrido pois o direcionamento do foco para o movimento dos braços não aumentou a complexidade da tarefa a ponto de fazer com que os idosos utilizassem os recursos presentes no córtex pré-frontal (MAIDAN et al., 2016). Ainda, o aumento da velocidade do andar observado quando os idosos são instruídos a aumentar a amplitude e frequência de movimento dos braços, pode não ter sido significativo a ponto de fazer com que os idosos aumentassem a atividade do córtex pré-frontal (SUZUKI et.al., 2004).

O aumento da atividade do córtex pré-frontal tem sido associado com

déficits locomotores como como diminuição no comprimento e velocidade da passada (CHEN et al., 2017). Estudos tem mostrado que a velocidade do andar pode ser considerada uma medida preditora da dependência funcional, do estado geral de saúde e da incapacidade de mobilidade de adultos e idosos (GOLDIE et al., 1996; SHIMADA et al., 2013; CASTELL et al., 2013). No estudo de Middleton e colaboradores (2015), foi observado que indivíduos que apresentaram velocidades mais altas durante a realização do andar usual (acima de 0.8 m/s) mostraram maior independência na realização de atividades de vida diária e melhor equilíbrio dinâmico. Os participantes de ambos os grupos avaliados no presente estudo apresentaram velocidade média do andar na condição VP que os classifica como indivíduos que não apresentam comprometimentos do andar (MIDDLETON et al., 2015). No entanto, vale ressaltar o aumento significativo na velocidade média do andar quando ambos os grupos foram instruídos a andar aumentando a amplitude ou a frequência de movimento dos braços. Então, pode-se sugerir que a instrução com foco no movimento dos braços é capaz de fazer com que, apesar dos déficits locomotores causados pela DP e pelo envelhecimento, idosos com DP e neurotípicos modulem e apresentem melhoras nos parâmetros espaço-temporais do andar, e isso, aparentemente, não exige que os idosos aumentem a demanda atencional para realizar a tarefa.

Além de estarem relacionados com aumento na atividade de áreas pré-frontais, estudos também tem relacionado déficits locomotores com aumento na variabilidade do andar de idosos com DP (HAUSDORFF et al., 1998; YOGEV et al., 2005; PETERSON; HORAK, 2016). Os resultados do presente estudo apontaram que o aumento da amplitude ou da frequência de movimento dos braços durante o andar, diminui a variabilidade entre as fases de movimento dos braços e das pernas, mostrando que esse aumento induz padrões de movimento mais consistentes (HAUSDORFF et al., 2007). A visão tradicional de variabilidade é baseada no conceito de variabilidade de ponto final (HAMILL et al., 2012). Sob esse ponto de vista, a variabilidade do produto do movimento (comprimento, largura, velocidade, etc.) é menor em indivíduos saudáveis e maior em indivíduos com algum tipo de comprometimento (HAUSDORFF et al., 2007). Na dinâmica do andar, produtos de movimento guiados por objetivos, não possuem uma dinâmica separada por segmento, mas a manutenção das

relações segmentares durante vários ciclos que define o padrão de coordenação (HAMILL et al., 2012).

Segundo a definição de coordenação entre os membros, sugerida pela abordagem dos sistemas dinâmicos, a influência de ritmos fixos na movimentação de diferentes mecanismos oscilatórios leva a padrões de coordenação mais estáveis, resistentes a erros e perturbações (EMMERIK et al., 1996). Já a influência de diversos ritmos na movimentação de diferentes mecanismos oscilatórios leva a padrões de coordenação menos estáveis, podendo induzir o indivíduo ao erro (KELSO et al., 1986). Considerando os achados do presente estudo, que mostram diminuição na variabilidade entre os ângulos formados pelas fases de aceleração dos punhos e tornozelos contralaterais, quando idosos com DP e neurotípicos são instruídos a andar aumentando a amplitude ou frequência de movimento dos braços, é possível sugerir que a instrução com foco na movimentação dos membros superiores induz indivíduos com DP e neurotípicos a adotarem padrões de coordenação mais consistentes e a se locomoverem de maneira mais segura.

Além da diminuição da variabilidade entre a movimentação dos braços e das pernas, os resultados do presente estudo mostraram que o aumento da amplitude ou da frequência de movimento dos braços, durante o andar, fez com que os idosos com DP aumentassem o acoplamento entre o movimento dos braços e das pernas, através da diminuição da latência entre o movimento desses segmentos. Diversos estudos relacionados a desordens do movimento se referem ao conceito de acoplamento, nesse contexto o acoplamento é referente a interação entre diferentes segmentos corporais e implica que o movimento de um segmento pode influenciar no movimento de outro (HAMILL, et al., 2012). Para que essa interação seja benéfica ao produto final do movimento, nesse caso o andar, o movimento de um segmento deve ser concomitante ao movimento do outro e qualquer tipo de desvio, que modifique esse padrão e prejudique o acoplamento, é considerado um quadro de assincronia e está relacionado com prejuízos locomotores e padrões de movimento menos saudáveis (HAMILL, et al., 2012). Sendo assim, é possível sugerir que o andar com aumento da amplitude ou da frequência de balanço dos braços fez com que os idosos com DP acoplassem o movimento dos braços e das pernas de maneira similar aos idosos do GC, reduzindo significativamente a diferença entre os grupos. Além disso, as similaridades entre

os grupos quanto à FRC e à oxi-Hb e a capacidade de modulação do andar às instruções da tarefa parecem indicar que a coordenação entre os membros superiores e inferiores durante o andar possui um padrão robusto e consistente que não requer o uso da reserva cognitiva.

A DP tem sido apontada como o fator responsável pela diminuição na flexibilidade do controle do sistema locomotor, o que é atribuído ao comprometimento na integração da informação sensório-motora, que gera dificuldade na realização de modulações e ajustes no padrão de movimento desta população (LESTER et al., 2017). A partir dos achados deste estudo, é possível sugerir que apesar dos comprometimentos motores causados pelos sinais e sintomas de bradicinesia e hipometria, idosos com DP são capazes de modular seus padrões de movimento ao ponto de apresentarem características similares a idosos que não possuem doenças neurológicas associadas, sem a necessidade de alocar recursos cognitivos para manter o desempenho da tarefa. Sendo assim, é possível especular que talvez a dificuldade em integrar informações sensoriais não indique redução na flexibilidade de controle do sistema motor, pois os déficits causados pela DP não são capazes de bloquear ajustes feitos pelos pacientes quando estes são instruídos a aumentar a amplitude ou a frequência de movimento dos braços durante o andar.

Apesar de nossos achados mostrarem que o aumento da amplitude ou da frequência de movimento dos braços leva tanto idosos com DP, como idosos neurotípicos a se locomoverem de maneira mais saudável, este estudo apresentou algumas limitações. O nível de atividade física dos participantes de ambos os grupos não foi mensurado. Talvez a maior variabilidade entre o movimento dos punhos e dos tornozelos, apresentada pelos idosos do GC em relação aos idosos com DP, ocorre devido aos idosos com DP estarem envolvidos em programa regular de atividade física, o que provavelmente explicaria as características mais saudáveis do andar, apresentadas pelos idosos com DP. Ainda, o tamanho da amostra pode ter sido um limitador neste estudo, mas o rigor da seleção dos pacientes com DP por meio do critério do Banco de Cérebros de Londres, garante que a DP teve origem idiopática. Baseado nessas limitações, é possível sugerir que estudos futuros investiguem

a relação entre o movimento dos braços e das pernas e a atividade do córtex cerebral em áreas motoras de idosos com e sem DP, que apresentem diferentes níveis de atividade física.

8. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, é possível concluir que idosos com DP e idosos neurotípicos não necessitam recrutar recursos cognitivos para aumentar a amplitude ou a frequência de movimento dos braços e para manter o padrão de coordenação entre os membros superiores e inferiores durante o andar.

9. REFERÊNCIAS

- Bakker, M.; Overeem, S.; Snijders, A. H.; Borm, G., Van Elswijk, G.; Toni, I., & Bloem, B. R. Motor imagery of foot dorsiflexion and gait: effects on corticospinal excitability. **Clinical Neurophysiology**, v.119, p.2519-2527, 2008.
- Barbosa, M. T., Caramelli, P., Maia, D. P., Cunningham, M. C. Q., Guerra, H. L., Lima-Costa, M. F., & Cardoso, F. Parkinsonism and Parkinson's disease in the elderly: a community-based survey in Brazil (the Bambui study). **Movement Disorders**, v.21, n.6, p.800-808, 2006.
- Blandini, F.; Nappi, G.; Tassorelli, C.; Martignoni, E. Functional changes of the basal ganglia circuitry in Parkinson's disease. **Progress in Neurobiology**, v.62, p.63-88, 2000.
- Beurskens, R.; Helmich, I.; Rein, R.; Bock, O. Age-related changes in prefrontal activity during walking in dual-task situations: A fNIRS study. **International Journal of Psychophysiology**, v.92, p.122-128. 2014.
- Braak, H.; Ghebremedhin, E.; Rub, U.; Bratzke, H.; Tredici, K. D. Stages in the development of Parkinson's disease-related pathology. **Cell and Tissue Research**, v.318, p.121-134, 2004.
- Brigadoi, S.; Ceccherini, L.; Cutini, S.; Scarpa, F.; Scatturin, P.; Selb, J.; ... & Cooper, R. J. Motion artifacts in functional near-infrared spectroscopy: a comparison of motion correction techniques applied to real cognitive data. **Neuroimage**, v.85, p.181-91. 2014
- Carpenter, M. G.; & Bloem, B. R. Postural control in Parkinson patients: a proprioceptive problem? **Experimental neurology**, v.227, p. 26-30, 2011.
- Chen, M.; Pillemer, S.; England, S.; Izzetoglu, M.; Mahoney, J. R.; & Holtzer, R. Neural correlates of obstacle negotiation in older adults: an fNIRS study. **Gait & Posture**, v.58, p.130-135, 2017.
- Cooper, R.; Selb, J.; Gagnon, L.; Phillip, D.; Schytz, H. W.; Iversen, H. K.; ... & Boas, D. A. A systematic comparison of motion artifact correction techniques for functional near-infrared spectroscopy. **Frontiers in Neuroscience**, v.6, p.147. 2012.
- Craik, R.; Herman, R.; & Finley, F. R. Human solutions for locomotion II. Interlimb coordination. In **Neural Control of Locomotion**. p. 51-64, 1976.
- Espay, A. J.; Fasano, A.; Van Nuenen, B. F.; Payne, M. M.; Snijders, A. H.; Bloem, B. R. "On" state freezing of gait in Parkinson disease: A paradoxical levodopa-induced complication. **Neurology**, v.78, p.454-457, 2012.
- Farinatti, P. T. V. Teorias biológicas do envelhecimento: do genético ao estocástico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.8, n.4, p.129-138, 2002.

- Fearnley, J. M.; Lees, A. J. Ageing and Parkinson's disease: substantia nigra regional selectivity. **Brain**, v.114, p.2283-2301, 1991.
- Ford, M.P.; Wagenaar, R.C.; Newell, K.M. Arm constraint and walking in healthy adults, **Gait & Posture**.v. 26, p.135-141, 2007.
- Folstein, M. F.; Folstein, S. E.; Mc Hugh, P. R. "Mini-Mental State": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v.12, p.189 -198, 1975.
- Friston, K. J.; Josephs, O.; Zarahn, E.; Holmes, A. P.; Rouquette, S.; & Poline, J. B. To smooth or not to smooth? Bias and efficiency in fMRI time-series analysis. **Neuroimage**, v.12, n.2, p.196-208, 2000.
- Goetz, C. G.; Poewe, W.; Rascol, O.; Sampaio, C.; Stebbins, G. T.; Counsell, C.; ... & Yahr, M. D. Movement Disorder Society Task Force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations the Movement Disorder Society Task Force on rating scales for Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v.19, p.1020-1028, 2004.
- Guzzetti, S., Mancini, F.; Caporali, A.; Manfredi, L.; & Daini, R. The association of cognitive reserve with motor and cognitive functions for different stages of Parkinson's disease. **Experimental Gerontology**, v.115, p.79-87, 2019.
- Hamacher, D.; Herold, F.; Wiegel, P.; Hamacher, D.; & Schega, L. Brain activity during walking: a systematic review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v.57, p.310-327. 2015.
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. Coordinative variability and overuse injury. **Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology**, v.4, p. 45, 2012.
- Hausdorff, J. M. Gait dynamics in Parkinson's disease: common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. **Chaos**, v.19, p.26-113, 2009.
- Hausdorff, J. M. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. **Human Movement Science**, v.26, p.555-589, 2007.
- Hausdorff, J. M.; Cudkovicz, M. E.; Firtion, R.; Wei, J. Y.; & Goldberger, A. L. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease. **Movement Disorders**, v.13, n.3, p.428-437. 1998.
- Hawkes, C. H.; Tredici, K. D.; Braak, H. A timeline for Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v.16, p.79-84, 2010.
- Haywood, K. M.; Getchell, N. **Desenvolvimento Motor ao Longo da Vida**. 5.ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

- Hoehn, M. M.; Yahr, M. D. Parkinsonism: onset, progression and mortality. **Neurology**, v.17, p.427-42, 1967.
- Holtzer, R.; Mahoney, J. R.; Izzetoglu, M.; Wang, C.; England, S.; Verghese, J. Online fronto-cortical control of simple and attention-demanding locomotion in humans. **Neuroimage**, v.112, p.152-159, 2015.
- Huang, X.; Mahoney, J.M.; Cusumano, J.P. Both coordination and symmetry of arm swing are reduced in Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.35, p.373-377, 2012.
- Jang, K. E.; Tak, S.; Jung, J.; Jang, J.; Jeong, Y.; & Ye, Y. C. Wavelet minimum description length detrending for near-infrared spectroscopy. **Journal of Biomedical Optics**, v.14, n.3, p.034004. 2009.
- Jiang, S., Wang, M., Zhang, L., Yuan, Y., Tong, Q., Ding, J., ... & Zhang, K. Regional homogeneity alterations differentiate between tremor dominant and postural instability gait difficulty subtypes of Parkinson's disease. **Journal of Neural Transmission**, n.3, v.123, p.219-229, 2016.
- Kelso, J.A.S.; Scholz, J.P; and Schöner, G. Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: Critical fluctuations. **Physics Letters**, v.134, p.8-12, 1986.
- La Fougere, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dieterich, M., ... & Jahn, K. Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. **Neuroimage**, n.4 v.50, p.1589-1598, 2010.
- Lewek, M.D.; Poole, R.; Johnson, J.; Halawa, O.; Huang, X. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.31, p.256-260, 2010.
- Lima-Costa, M. F.; Veras, R. Saúde pública e envelhecimento. **Cadernos de Saúde Pública**, v.19, p.700-701, 2003.
- Lutz, W.; Sanderson, W.; Scherbov, S. The end of world population growth. **Nature**, v.412, n.6846, p.543-545, 2001.
- Maidan, I.; Nieuwhof, F.; Bernad-Elazari, H.; Reelick, M. F.; Bloem, B. R.; Giladi, N.; ... & Mirelman, A. The role of the frontal lobe in complex walking among patients with Parkinson's disease and healthy older adults: an fNIRS study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.30, n.10, p.963-971, 2016.
- Morris, M.; Iansek, R.; McGinley, J.; Matyas, T.; Huxham, F. Three-dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: Evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorder. **Movement Disorders**, v. 20, p.40-50. 2005.
- Muangpaisan, W.; Mathews, A.; Hori, H.; Seidel, D. A. A systematic review of the worldwide prevalence and incidence of Parkinson's disease. **The Journal of Medical Association of Thailand**, v.94, n.6, p.749-755, 2011.

- Mirelman, A.; Maidan, I.; Bernad-Elazari, H.; Shustack, S.; Giladi, N.; & Hausdorff, J. M. Effects of aging on prefrontal brain activation during challenging walking conditions. **Brain and Cognition**, v.115, p.41-46, 2017.
- Olanow, C. W.; Stern, M. B.; Sethi, Kapil. The scientific and clinical basis for the treatment of Parkinson disease. **Neurology**, v.72, p.136, 2009.
- Papaléo Netto, M., & Ponte, J. D. Envelhecimento: desafio na transição do século. Papaléo Netto M, organizador. **Gerontologia**. São Paulo: Atheneu, p.3-12, 1996.
- Peterson, D. S.; Pickett, K. A.; Duncan, R. P.; Perlmutter, J. S.; & Earhart, G. M. Brain activity during complex imagined gait tasks in Parkinson disease. **Clinical Neurophysiology**, v.125, p.995-1005, 2014.
- Peterson, D. S.; & Horak, F. B. Neural control of walking in people with parkinsonism. **Physiology**, v.31, n.2, p.95-107, 2016.
- Pieruccini-Faria, F.; Vitória, R.; Almeida, Q. J.; Silveira, C. R. A.; Caetano, M. J. D.; Stella, F.; ... & Gobbi, L. T. B. Evaluating the acute contributions of dopaminergic replacement to gait with obstacles in Parkinson's disease. **Journal of Motor Behavior**, v.45, n.5, p.369-380, 2013.
- Reuter-Lorenz, P. A. New visions of the aging mind and brain. **Trends in Cognitive Sciences**, v.6, p.394-400, 2002.
- Rinaldi, N. M.; Gobbi, L. T. B. Positive effects of auditory cue in locomotor pattern of people with Parkinson's disease (off and on medication). **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte** (Impresso), v.28, p.561-570, 2014.
- Royall, D. R.; Lauterbach, E. C.; Cummings, J. L.; Reeve, A.; Rummans, T. A.; Kaufer, D. I.; ... & Coffey, C. E. Executive control function: a review of its promise and challenges for clinical research. A report from the Committee on Research of the American Neuropsychiatric Association. **The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences**, v.14 n.4, p.377-405, 2002.
- Saito, M.; Marayama, M.; Ikeuchi, K.; Kondo, H.; Ishikawa, A.; Yuasa, T.; Tsuji, S. Autosomal recessive juvenile parkinsonism. **Brain & Development**, v.22, p.S115-S117, 2000.
- Schenkman, M.; Weizhu, C.; Cutson, T.M.; Whetten-Goldstein, K. Longitudinal evaluation of economic and physical impact of Parkinson's disease, **Parkinsonism Related Disorders**, v.8, p.41-50, 2001.
- Sofuwa, O.; Nieuwboer, A.; Desloovere, K.; Willems, M.; Chavret, F.; Jonkers, I. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: Comparison with a healthy control group. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, p.1007-1013, 2005.
- Steffen, T.; Seney, M. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-Item Short-Form Health Survey, and the

Unified Parkinson Disease Rating Scale in people with parkinsonism. **Physical Therapy**. v.88, p.733–746, 2008

Stern, Y. Cognitive reserve. **Neuropsychologia**, v.47, p.2015-2028, 2009

Stuart, S.; Vitorio, R.; Morris, R.; Martini, D. N.; Fino, P. C.; & Mancini, M. Cortical activity during walking and balance tasks in older adults and in people with Parkinson's disease: A structured review. **Maturitas**, v.113, p.53-72, 2018.

Suzuki, M., Miyai, I., Ono, T., Oda, I., Konishi, I., Kochiyama, T., & Kubota, K. Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study. **Neuroimage**, v.23, p.1020-1026, 2004.

Takakusaki, K.; Tomita, N.; Yano, M. Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. **Journal of Neurology**, v.255, p.19-29, 2008.

Takakusaki, K.; Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. **Movement Disorders**. V.28, p.1483–1491, 2013.

Turvey, M.T. Coordination. **American Psychologist**, v.45, p.938-953, 1990.

Van Emmerik, R. E. A., Wagenaar, R. C., & Wolters, E. C. Dynamics of movement coordination in Parkinson's disease. In: Wolters EC, Scheltens P, editors. **Mental Dysfunction in Parkinson's disease**. p. 69-91, 1993.

Van Emmerik, R. E. A.; & Wagenaar, R. C. Dynamics of movement coordination and tremor during gait in Parkinson's disease. **Human Movement Science**, v.2, p.203–235, 1996.

Van Den Eeden, S. K.; Tanner, C. M.; Bernstein, A. L.; Fross, R. D.; Leimpeter, A.; Bloch, D. A.; Nelson, L. M. Incidence of Parkinson's disease: Variation by age, gender, and race/ethnicity. **American Journal of Epidemiology**, v.157, n.11, p.1015-1022, 2003.

Vitorio, R.; Pieruccini-Faria, F.; Stella, F.; Gobbi, S.; & Gobbi, L. T. B. Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.31, p.143-146, 2010.

Vitorio, R.; Lirani-Silva, E.; Baptista, A. M.; Barbieri, F. A.; dos Santos, P. C. R.; Teixeira-Arroyo, C.; & Gobbi, L. T. B. Disease severity affects obstacle crossing in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.40, p.266-269, 2014.

Vitorio, R.; Stuart, S.; Rochester, L.; Alcock, L.; & Pantall, A. fNIRS response during walking—artefact or cortical activity? A systematic review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v.83, p.160-172, 2017.

Vitorio, R; Stuart, S; Gobbi, L. T. B.; Rochester, L; Alcock, L; & Pantall, A. Reduced gait variability and enhanced brain activity in older adults with auditory cues: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.32, p.976-987, 2018.

Wagenaar R.C. & R.E.A. van Emmerik. The dynamics of pathological gait: Stability and adaptability of movement coordination. **Human Movement Science**, v.13, p.441-471, 1994.

Wagenaar, R. C.; Van Emmerik, R. E. A. Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.853-861, 2000.

Wichmann, T.; Delong, M.R. 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.

Winogrodzka, A., Wagenaar, R. C., Booij, J., & Wolters, E. C. Rigidity and bradykinesia reduce interlimb coordination in Parkinsonian gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, p.183-189, 2005.

Yakovenko, S. A hierarchical perspective on rhythm generation for locomotor control. **Progress in Brain Research**, v.188, p.151-166, 2011.

Yang, Y. R.; Lee, Y. Y.; Cheng, S. J.; Lin, P. Y.; & Wang, R. Y. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v.27, p.611-615, 2008.

Ye, J. C.; Tak, S.; Jang, K. E.; Jung, J.; & Jang, J. NIRS-SPM: statistical parametric mapping for near-infrared spectroscopy. **Neuroimage**, v.44, n.2, p.428-447, 2009.

Yogev, G.; Giladi, N.; Peretz, C.; Springer, S.; Simon, E. S.; & Hausdorff, J. M. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? **European Journal of Neuroscience**, v.22, n.5, p.1248-1256, 2005.

Zampier, V. C., Vitória, R., Beretta, V. S., Jaimes, D. A., Orcioli-Silva, D., Santos, P. C., & Gobbi, L. T. Gait bradykinesia and hypometria decrease as arm swing frequency and amplitude increase. **Neuroscience Letters**, v.687, p.248-252, 2018.

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

IB/UNESP/Rio Claro (Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/12)

O(a) Sr(a) está sendo convidado(a) para participar de uma pesquisa de mestrado intitulada “Efeito da manipulação do balanço dos braços, durante o andar, na atividade cortical de indivíduos com doença de Parkinson e indivíduos neurologicamente saudáveis” que será desenvolvida por Vinicius Cavassano Zampier, RG: 45340386-4, Ciências da Motricidade, sob a orientação do Prof.(a) Dr.(a) Lilian Teresa Bucken Gobbi. O objetivo da referida pesquisa é investigar a atividade cortical pré-frontal durante a realização do andar quando indivíduos com DP e idosos saudáveis são instruídos a aumentar a amplitude e a frequência do balanço dos braços. O principal benefício da pesquisa é: um melhor entendimento do funcionamento do córtex cerebral em tarefas que envolvem locomoção e coordenação entre os membros.

Caso o(a) Sr(a) aceite participar desta pesquisa deverá, Inicialmente, realizar uma ANAMNESE para verificar dados do histórico clínico, cognitivo e medicamentoso (apenas para o grupo DP). Ainda, o(a) Sr(a) será avaliado clinicamente por um avaliador experiente por meio das escalas consideradas padrão ouro na doença. A *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS – FAHN, ELTON, 1987) será utilizada para avaliar o grau de acometimento dos sinais e sintomas da doença. A escala de Hoehn & Yahr (H&Y – HOEHN & YAHR, 1967; versão adaptada por SCHENKMAN et al., 2001; GOETZ et al., 2004), será utilizada para identificar o estágio evolutivo da doença, com base nos sinais e sintomas dos pacientes. Além disso, o Mini Exame do Estado Mental – minimental (MEEM) (FOLSTEIN et al., 1975), que é um instrumento com a finalidade de avaliar condições cognitivas e rastrear quadros de demência, será aplicado em ambos os grupos.

Logo em seguida o(a) Sr(a) será preparado para a aquisição de dados da atividade do seu córtex cerebral, de acordo com os procedimentos sugeridos pelo fabricante do sistema portátil NIRS (OctaMon 8-channel NIRS system, frequência de amostragem de 10 Hz, Artinis Medical Systems, Netherlands), logo após o(a) Sr(a) deverá percorrer um circuito oval de 30 m de comprimento, com duas retas paralelas de 8 m, em 3 condições experimentais: (i) andar em velocidade preferida (VP) (sem instruções específicas sobre a amplitude e a frequência do movimento dos membros superiores); (ii) andar com aumento da amplitude de movimento dos membros superiores (AB) e (iii) andar com aumento da frequência de movimento dos membros superiores (FB). Um tapete de 5,74 m de comprimento com sensores de pressão (GAITRite®, CIR Systems Inc., frequência de amostragem de 200 Hz, Sparta, USA) será posicionado no centro de uma das retas para o registro de medidas espaço-temporais do andar. Ainda, um acelerômetro (Trigno™ wireless System, frequência de amostragem de 150 Hz Delsys Inc) será posicionado na quinta vértebra lombar dos participantes para fazer uma inferência da aceleração do centro de massa nos sentidos anteroposterior, médio lateral e vertical. Cinco tentativas serão realizadas para cada condição experimental, totalizando 15 tentativas para cada participante.

Os dados da atividade do córtex cerebral serão registrados pelo software Oxysoft™ (Artinis, Netherlands). A partir dos dados brutos do F-NIRS, os valores de oxi-

e desoxihemoglobina serão calculados empregando a lei modificada de *Beer-Lambert* no software Oxysoft™. As correções de artefatos e filtragem serão realizadas por meio de algoritmos customizados escritos em linguagem Matlab. Alterações na oxigenação cortical serão monitoradas em canais que abrangem principalmente as áreas corticais envolvidas no controle da locomoção humana (por exemplo, córtex pré-frontal, córtex motor primário e área motora suplementar). O posicionamento mais adequado dos emissores e receptores NIRS será definido em estudo piloto. Um filtro Butterworth passa baixa de segunda ordem com frequência de corte de 1,25 Hz será aplicado no sinal NIRS para reduzir o ruído de alta frequência. Além disso, um filtro Butterworth passa alta de segunda ordem com frequência de corte de 0,01 Hz será utilizado para reduzir o *drift* de frequência baixa comumente presente em sistemas NIRS. A fim de comparar os dados entre todos os sujeitos, a máxima alteração na concentração de hemoglobina oxigênio e desoxigenada de todas as tentativas e canais será determinada para cada indivíduo. Por fim, os dados individuais serão normalizados (divisão da amplitude média das respostas hemodinâmicas individuais de todos os canais pela correspondente alteração da concentração máxima durante todo o experimento). Este procedimento será utilizado para diminuir as diferenças de amplitude entre os indivíduos.

Para a comparação entre os grupos (DP x GC) e as condições (VP x AB x FB) a análise estatística que será utilizada é a ANOVA two-way com medidas repetidas para o fator condição. A média das tentativas será considerada para a análise. Caso seja evidenciado efeito principal de grupo e condição, o teste de *post hoc* de Bonferroni será empregado para localizar as diferenças. O nível de significância será mantido em 0,05 e o programa SPSS 22.0 será utilizado para o tratamento estatístico.

A aplicação do procedimento experimental (andar em diferentes condições) apresenta risco de quedas, como tropeço ou desequilíbrio durante o andar. Para minimizar esses riscos um dos avaliadores será designado para ficar ao lado do participante durante toda realização do procedimento experimental. A qualquer momento, antes, durante ou após sua participação coloco-me à disposição para esclarecimentos sobre eventuais dúvidas que possam surgir com a pesquisa. A participação é voluntária e sua recusa em participar não lhe provocará nenhum dano ou punição. Você poderá se recusar a participar, ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, bem como se recusar a responder parcial ou totalmente a anamnese, sem penalização alguma. Será garantido o sigilo e a privacidade de sua participação. Os dados coletados são confidenciais e serão utilizados unicamente para fins de pesquisa. Para participar não terá nenhuma despesa, bem como, não terá qualquer tipo de remuneração.

Se o(a) senhor(a) se sentir esclarecido sobre a pesquisa, seus objetivos, eventuais riscos e benefícios, convido-(a) a assinar este Termo, elaborado em duas vias, sendo que uma ficará com o senhor(a) e a outra com o pesquisador.

Rio Claro-SP _____ de _____ de _____.

Assinatura do Pesquisador Responsável

Assinatura do participante da pesquisa e/ou representante legal (se for o caso)

Dados sobre a Pesquisa:

Título do Projeto: Efeito da manipulação do balanço dos braços, durante o andar, na atividade cortical de indivíduos com doença de Parkinson e indivíduos neurologicamente sadios

Pesquisador Responsável: Vinicius Cavassano Zampier

Cargo/função: Aluno de Mestrado

Instituição: Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção/Depto de Educação Física – Comitê de ética em pesquisa com (CEP)/Instituto de Biociências/UNESP Rio Claro – Fone: 3526-9678 ou 3526-9605.

Endereço: Av. 24-A, nº 1515, Bela Vista, Rio Claro, CEP: 13.506-900

Dados para Contato: fone (19) 3526-9678 / (19) 3526-9605 e-mail: zampiervc@gmail.com

Dados sobre o participante da Pesquisa:

Nome: _____

Documento de Identidade: _____

Sexo: _____

Data de Nascimento: ____/____/____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____

(OBS- Informar os dados do representante legal, se for o caso).

ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA

UNESP - INSTITUTO DE
BIOCIÊNCIAS DE RIO CLARO
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito da manipulação do balanço dos braços, durante o andar, na atividade cortical de indivíduos com doença de Parkinson e indivíduos neurologicamente saudáveis.

Pesquisador: Vinicius Cavassano Zampier

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 82800918.2.0000.5465

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: FUND COORD DE APERFEICOAMENTO DE PESSOAL DE NIVEL SUP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.739.496

Apresentação do Projeto:

Trata-se de uma pesquisa de Vinicius Cavassano Zampier, RG: 45340386-4, a ser realizada sob a orientação do(a) Prof(a). Dr(a). Lilian Teresa Bucken Gobbi. O projeto de pesquisa tem como temática "Efeito da manipulação do balanço dos braços, durante o andar, na atividade cortical de indivíduos com doença de Parkinson e indivíduos neurologicamente saudáveis".

Objetivo da Pesquisa:

"Objetivo Primário:

Em continuidade ao estudo desenvolvido no período da iniciação científica e aos estudos desenvolvidos no LEPLO, que envolvem atividade cortical durante o andar e, sabendo-se que há tanto uma influência do balanço dos braços no desempenho do andar de indivíduos com DP e idosos saudáveis, como ativação das áreas pré-frontais do córtex durante o andar, o objetivo do presente estudo é investigar a atividade cortical pré-frontal durante a realização do andar quando indivíduos com DP e idosos saudáveis são instruídos a aumentar a amplitude e a frequência do balanço dos braços."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

"Riscos:

Endereço: Av.24-A n.º 1515

Bairro: Bela Vista

CEP: 13.506-900

UF: SP

Município: RIO CLARO

Telefone: (19)3526-9678

Fax: (19)3534-0009

E-mail: cepib@rc.unesp.br

o presente estudo não apresenta risco aos participantes.

Benefícios:

o presente estudo trás como benefício um melhor entendimento do funcionamento do córtex cerebral em tarefas que envolvem locomoção e coordenação entre os membros."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

"Todos os procedimentos experimentais serão realizados nas dependências do LEPLO do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" campus de Rio Claro. Cada participante será informado sobre os procedimentos e o objetivo do estudo e devem fornecer seu consentimento através da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido que será submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da mesma universidade referida acima. Vinte idosos com DP e 20 idosos neurologicamente sadios - grupo controle (GC) serão recrutados para a participação no presente estudo. Os pacientes com DP serão recrutados a partir do banco de dados do Programa de atividade física para pacientes com doença de Parkinson - PROPARKI (UNESP Rio Claro), que possui mais de 200 pacientes cadastros. Para a composição do GC, serão recrutados cônjuges dos pacientes e participantes do Programa de Atividade Física para a Terceira Idade (PROFIT), também da UNESP Rio Claro, que conta com a participação de aproximadamente 200 idosos neurologicamente sadios. As avaliações clínica, da marcha e da atividade cortical dos idosos com DP serão realizadas em estado "ON" da medicação específica da doença, aproximadamente 45 a 60 minutos após a sua ingestão (CARPENTER, BLOEM, 2011; ESPAY et al., 2012; PIERUCCINI-FARIA et al., 2013). Inicialmente, uma anamnese será realizada para verificar dados do histórico clínico, cognitivo e medicamentoso (apenas para o grupo DP). Os pacientes com DP serão avaliados clinicamente por um avaliador experiente por meio das escalas consideradas padrão ouro na doença. A Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS – FAHN, ELTON, 1987) será utilizada para avaliar o grau de acometimento dos sinais e sintomas da doença. A escala de Hoehn & Yahr (H&Y – HOEHN & YAHR, 1967; versão adaptada por SCHENKMAN et al., 2001; GOETZ et al., 2004), será utilizada para identificar o estágio evolutivo da doença, com base nos sinais e sintomas dos pacientes. Além disso, o Mini Exame do Estado Mental – minimental (MEEM) (FOLSTEIN et al., 1975), que é um instrumento com a finalidade de avaliar condições cognitivas e rastrear quadros de demência, será aplicado em ambos os grupos. As recomendações de Brucki e colaboradores (2003) para a população brasileira, de acordo com os níveis de escolaridade, serão consideradas. Inicialmente os participantes serão preparados para o registro da atividade do córtex cerebral, de acordo com os procedimentos sugeridos pelo fabricante do sistema portátil NIRS (OctaMon 8-channel NIRS

Endereço: Av.24-A n.º 1515

Bairro: Bela Vista

CEP: 13.506-900

UF: SP

Município: RIO CLARO

Telefone: (19)3526-9678

Fax: (19)3534-0009

E-mail: cepib@rc.unesp.br

Continuação do Parecer: 2.739.496

system, frequência de amostragem de 10 Hz, Artinis Medical Systems, Netherlands), logo após os participantes serão instruídos a percorrer um circuito oval de 30 m de comprimento, com duas retas paralelas de 8 m, em 3 condições experimentais: (i) andar em velocidade preferida (VP) (sem instruções específicas sobre a amplitude e a frequência do movimento dos membros superiores; (ii) andar com aumento da amplitude de movimento dos membros superiores (AB) e (iii) andar com aumento da frequência de movimento dos membros superiores (FB). Um tapete de 5,74 m de comprimento com sensores de pressão (GAITRite®, CIR Systems Inc., frequência de amostragem de 200 Hz, Sparta, USA) será posicionado no centro de uma das retas para o registro de medidas espaço-temporais do andar. Ainda, um acelerômetro (Trigno™ wireless System, frequência de amostragem de 150 Hz Delsys Inc) será posicionado na quinta vértebra lombar dos participantes para registrar a aceleração do centro de massa nos sentidos anteroposterior, médio lateral e vertical. Cinco tentativas serão realizadas para cada condição experimental, totalizando 15 tentativas para cada participante.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE foi apresentado segundo as normas vigentes:

Informa o nome do pesquisador responsável e RG; informa título, objetivos e benefícios; informa que não haverá custos para participação na pesquisa e nem ressarcimento de qualquer natureza; garante a privacidade e sigilo sobre dados do participante; informa sobre o direito de desistência da pesquisa a qualquer momento; informa sobre o direito de pedir esclarecimentos da pesquisa; informa contatos com o CEP local, informa sobre as duas vias do TCLE; termina o TCLE na forma de convite.

Conforme parecer anterior do CEP, os seguintes pontos não foram atendidos pelo pesquisador:

- Os dados do CEP são apresentados no conjunto dos dados referentes ao pesquisador. Solicito que separe os dados do CEP dos do pesquisador responsável.

Recomendações:

Excluir o quarto e quinto parágrafos do TCLE. As informações não são relevantes ao participante da pesquisa, além de difícil compreensão aos participantes da pesquisa.

Endereço: Av.24-A n.º 1515

Bairro: Bela Vista

CEP: 13.506-900

UF: SP

Município: RIO CLARO

Telefone: (19)3526-9678

Fax: (19)3534-0009

E-mail: cepib@rc.unesp.br

Continuação do Parecer: 2.739.496

Os dados do CEP no TCLE, são apresentados no conjunto dos dados referentes ao pesquisador. Recomenda-se que separe os dados do CEP dos do pesquisador responsável.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O CEP APROVA O PROTOCOLO DE PESQUISA COM AS RECOMENDAÇÕES ACIMA.

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

- 1) De acordo com a Resolução CNS nº 466/12, o pesquisador deverá apresentar relatório final.
- 2) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada.
- 3) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa (ou seu representante legal) quanto o pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas , colocando as assinaturas na última página.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1070332.pdf	20/04/2018 17:35:35		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO_DE_CONSENTIMENTO_LIVRE_E_ESCLARECIDO_B1_corrigido.docx	20/04/2018 17:22:46	Vinicius Cavassano Zampier	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_zampiervc_LTBG.docx	01/02/2018 17:26:01	Vinicius Cavassano Zampier	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO_DE_CONSENTIMENTO_LIVRE_E_ESCLARECIDO_B1.docx	01/02/2018 16:08:23	Vinicius Cavassano Zampier	Aceito
Folha de Rosto	folha_rosto.pdf	01/02/2018 16:04:40	Vinicius Cavassano Zampier	Aceito

Situação do Parecer:

Endereço: Av.24-A n.º 1515
Bairro: Bela Vista **CEP:** 13.506-900
UF: SP **Município:** RIO CLARO
Telefone: (19)3526-9678 **Fax:** (19)3534-0009 **E-mail:** cepib@rc.unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE
BIOCIÊNCIAS DE RIO CLARO
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL



Continuação do Parecer: 2.739.496

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO CLARO, 27 de Junho de 2018

Assinado por:
Flávio Soares Alves
(Coordenador)

Endereço: Av.24-A n.º 1515

Bairro: Bela Vista

CEP: 13.506-900

UF: SP

Município: RIO CLARO

Telefone: (19)3526-9678

Fax: (19)3534-0009

E-mail: cepib@rc.unesp.br

Página 05 de 05

ANEXO 2: UNIFIED PARKINSON'S DISEASE RATING SCALE– MDS-UPDRS.

Folha de pontuações da MDS UPDRS

1.A	Fonte da informação	☐ Paciente ☐ Cuidador ☐ Paciente + Cuidador	3.3b	Rigidez – MSD	
			3.3c	Rigidez – MSE	
Parte I			3.3d	Rigidez – MID	
1.1	Disfunção cognitivo		3.3e	Rigidez – MIE	
1.2	Alucinações e psicoses		3.4a	Bater dos dedos das mãos – Mão direita	
1.3	Humor depressivo		3.4b	Bater dos dedos das mãos – Mão esquerda	
1.4	Ansiedade		3.5a	Movimentos das mãos – Mão direita	
1.5	Apatia		3.5b	Movimentos das mãos – Mão esquerda	
1.6	Aspectos da SDD		3.6a	Movimentos de Pronação- supinação – Mão dir.	
1.6a	Quem preenche o questionário	☐ Paciente ☐ Cuidador ☐ Paciente + Cuidador	3.6b	Movimentos de Pronação- supinação – Mão esq.	
			3.7a	Bater dos dedos dos pés – Pé direito	
1.7	Problemas de sono		3.7b	Bater dos dedos dos pés – Pé esquerdo	
1.8	Sonolência diurna		3.8a	Agilidade das pernas – Perna direita	
1.9	Dor e outras sensações		3.8b	Agilidade das pernas – Perna esquerda	
1.10	Problemas urinários		3.9	Levantar-se da cadeira	
1.11	Problemas de obstipação intestinal		3.10	Marcha	
1.12	Tonturas ao se levantar		3.11	Bloqueio na marcha (Freezing)	
1.13	Fadiga		3.12	Estabilidade postural	
Parte II			3.13	Postura	
2.1	Fala		3.14	Espontaneidade global de movimento	
2.2	Saliva e baba		3.15a	Tremor postural – Mão direita	
2.3	Mastigação e deglutição		3.15b	Tremor postural – Mão esquerda	
2.4	Tarefas para comer		3.16a	Tremor cinético – Mão direita	
2.5	Vestir		3.16b	Tremor cinético – Mão esquerda	
2.6	Higiene		3.17a	Amplitude tremor repouso – MSD	
2.7	Escrita		3.17b	Amplitude tremor repouso – MSE	
2.8	Passatempos e outras actividades		3.17c	Amplitude tremor repouso – MID	
2.9	Virar na cama		3.17d	Amplitude tremor repouso – MIE	
2.10	Tremor		3.17e	Amplitude tremor repouso – Lábio/Mandíbula	
2.11	Sair da cama, carro e cadeira baixa		3.18	Persistência do tremor de repouso	
2.12	Marcha e equilíbrio			Discinesias estiveram presentes?	☐ Não ☐ Sim
2.13	Bloqueios na marcha			Interferiram com as pontuações?	☐ Não ☐ Sim
3a	O paciente toma medicação?	☐ Não ☐ Sim		Estadiamento Hoehn e Yahr	
3b	Estado clínico do paciente	☐ Off ☐ On	Parte IV		
3c	O paciente toma Levodopa?	☐ Não ☐ Sim	4.1	Tempo com discinesias	
3.C1	Se sim, minutos desde a última dose:		4.2	Impacto funcional das discinesias	
Parte III			4.3	Tempo em OFF	
3.1	Fala		4.4	Impacto funcional das flutuações	
3.2	Expressão facial		4.5	Complexidade das flutuações motoras	
3.3a	Rigidez – Pescoço		4.6	Distonia dolorosa do período OFF	

ANEXO 3: MINI EXAME DO ESTADO MENTAL

ORIENTAÇÃO TEMPORAL (5 PONTOS)

- Dia da Semana (1 ponto).....()
- Dia do Mês (1 ponto).....()
- Mês (1 ponto).....()
- Ano (1 ponto).....()
- Hora Aproximada (1 ponto).....()

ORIENTAÇÃO ESPACIAL (5 PONTOS)

- 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 e/ou FIXAÇÃO (3 pontos)

- Repetir: casa, jardim, rua
1 ponto para cada palavra repetida nas primeiras tentativas.....()
Repete até as três palavras serem repetidas (máximo de 5 tentativas)

ATENÇÃO E CÁLCULO (5 pontos)

- Subtração: 100 – 7 sucessivamente, por 5 vezes.....()
(1 ponto para cada cálculo correto)
(alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

MEMÓRIA DE EVOCÇÃO (3 pontos)

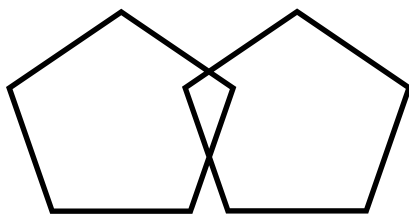
- Lembrar as três palavras ditas anteriormente.....()
(1 ponto por palavra certa)

LINGUAGEM

- Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos).....()
- Repetir: “nem aqui, nem ali, nem lá” ou “paralelepípedo” (1 PONTO).....()
- Seguir comando verbal: “Pegue este papel com a mão direita, dobre ao meio e coloque no chão” (3 pontos).....()
- Ler e obedecer ao comando escrito (FRASE): “Feche os olhos” (1 ponto).....()
- Escrever uma frase (1 ponto).....()

PRAXIA CONSTRUTIVA

- Copiar um desenho (1 ponto).....()



ESCORRE: (_____/30