
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE -
INTERUNIDADES**

**AJUSTES POSTURAIIS SOB PERTURBAÇÃO EXTERNA EM INDIVÍDUOS COM
DOENÇA DE PARKINSON E NEUROLOGICAMENTE SADIOS.**

VICTOR SPIANDOR BERETTA

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade.

Agosto - 2017

VICTOR SPIANDOR BERETTA

**AJUSTES POSTURAI S SOB PERTURBAÇÃO EXTERNA EM INDIVÍDUOS COM
DOENÇA DE PARKINSON E NEUROLOGICAMENTE SADIOS.**

Dissertação apresentada à Universidade
Estadual Paulista, Câmpus de Rio Claro, como
parte dos requisitos para obtenção do título de
Mestre em Ciências da Motricidade.

Orientadora: Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Coorientador: Dr. Fabio Augusto Barbieri

Rio Claro

2017

796.022 Beretta, Victor Spiandor
B492a Ajustes posturais sob perturbação externa em indivíduos
com doença de Parkinson e neurologicamente sadios / Victor
Spiandor Beretta. - Rio Claro, 2017
82 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Lilian Teresa Bucken Gobbi
Coorientador: Fabio Augusto Barbieri

1. Cinesiologia. 2. Controle postural. 3. Habituação. 4.
Informações adicionais. I. Título.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Ajustes posturais sob perturbação externa em indivíduos com doença de Parkinson e neurologicamente saudáveis.

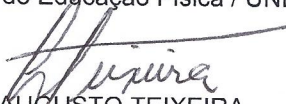
AUTOR: VICTOR SPIANDOR BERETTA

ORIENTADORA: LILIAN TERESA BUCKEN GOBBI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE, especialidade: BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA pela Comissão Examinadora:



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



Prof. Dr. LUIS AUGUSTO TEIXEIRA
Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano / Escola de Educação Física e Esporte - Universidade de São Paulo - SP

Profa. Dra. SANDRA MARIA SBEGHEN FERREIRA DE FREITAS
Programa de Mestrado em Fisioterapia / Universidade Cidade de São Paulo / SP

Rio Claro, 29 de agosto de 2017

A minha família,

Meus pais, Sergio Beretta e Maria Regina Spiandor Beretta;

Minha irmã Stephannie Spiandor Beretta.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente a Deus, por tudo o que ocorreu na minha vida, por ter colocado tantas pessoas boas ao meu lado e por mais esse objetivo alcançado nessa jornada.

Aos meus pais Sergio Beretta e Maria Regina Beretta, por todo o apoio e confiança que me foi dado, desde a minha formação como pessoa até em relação ao apoio financeiro. São pessoas maravilhosas que sempre estiveram presentes ao meu lado me apoiando e me ajudando nos momentos difíceis e fazendo parte de todas as minhas conquistas. Agradeço por tudo que me ensinaram, pela amizade e por acreditarem em mim.

À minha irmã Stephannie Beretta por toda a ajuda tanto com coisas da faculdade como principalmente no apoio emocional, sempre estando do meu lado quando eu precisei, agradeço por ser a minha melhor amiga, minha personal trainer e minha irmãzinha que amo muito.

À minha tia Maria Eliza Beretta, por sempre estar comigo em todos os momentos da minha vida, estando do meu lado e vivenciando comigo todos os passos dessa jornada. Não posso esquecer também de agradecer à minha vó Adelaide que apesar de não estar presente fisicamente, sempre esteve ao meu lado me protegendo em todos os momentos.

À minha namorada Catarina Scarabottolo, por todo o amor, respeito, companheirismo e paciência comigo durante todo esse tempo. Esteve ao meu lado em toda essa trajetória, nos momentos difíceis e nas conquistas. Agradeço imensamente por toda a ajuda e ensinamento tanto profissional quanto pessoal. Obrigado por ser essa pessoa especial que entrou em minha vida. Te amo!

À minha orientadora Profa. Dra. Lilian Gobbi, pela oportunidade de realizar o mestrado sob sua orientação e por todos os ensinamentos, dedicação, paciência, respeito e amizade comigo durante esses anos de convivência. Para mim é um exemplo de orientadora e pesquisadora dedicada e competente. Obrigado pela oportunidade de eu fazer parte de um dos maiores laboratórios de controle motor e estudo da doença de Parkinson.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri, pelos ensinamentos, correções e puxões de orelha que me estimularam e me fizeram crescer muito dentro da área de pesquisa. Sou e serei grato por tudo o que você fez.

Ao professor Mark G. Carpenter, por toda a ajuda e paciência que teve comigo no desenvolvimento desse projeto e pela ótima recepção em seu laboratório. Para mim é um exemplo de pesquisador.

Aos membros do LEPLO por todos esses anos de trabalho, alegrias e risadas que passei com vocês, em especial ao Paulo Cezar (PC) e Diego (Jet), por me ajudarem sempre

que precisei com as coisas do laboratório, e principalmente com os conselhos que me fizeram crescer como ser humano e na área acadêmica. Obrigado por toda a paciência e por termos trabalhados juntos todos esses anos, espero que isso possa ocorrer por muito tempo. Vocês são irmãos que a vida me deu. Agradeço também ao Diego Jaimes e ao Marcelo pela ajuda na elaboração da rotina para análise dos dados. E ao Marcelo por todas as nossas conversas que me ajudaram muito. Ao Vinicius (B1) pela paciência que teve comigo durante esse período e pelas caronas que me salvaram também (rs). À Mayara, por todas as nossas conversas e ajuda nos momentos difíceis durante esses seis anos de convivência. Ainda, não posso me esquecer de agradecer ao Rodrigo e Ellen, que mesmo de longe, sempre estiveram dispostos a me escutar e a dar conselhos durante esse período.

Aos meus amigos que tanto me apoiaram e torceram por mim, vocês são especiais em minha vida. Obrigado aos casais Aninha e PC, Miriã e Jet, Ellen e Rodrigo por todos os momentos juntos na “quarta da alegria”.

À CNPq, pelo apoio financeiro, na forma de bolsa de estudos, durante os primeiros meses de realização desta dissertação.

Agradeço muito à Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro que possibilitou o desenvolvimento deste projeto (dissertação) e de artigos científicos. Bolsa no país (2016/00503-0) e bolsa no exterior (2016/12477-4).

RESUMO

Introdução: A manutenção da postura emprega mecanismos de controle preditivos e reativos. Indivíduos com doença de Parkinson (DP) apresentam declínio no controle postural, principalmente na presença de perturbações externas. O uso de informações adicionais sobre a perturbação postural parece ser eficiente para melhorar o controle postural de idosos neurologicamente saudáveis, porém, na DP ainda é pouco conhecido. **Objetivos:** a) comparar as respostas dos ajustes posturais preditivos e reativos em idosos neurologicamente saudáveis (GC) e com DP (Estudo 1); b) verificar o efeito do fornecimento de informações adicionais nos ajustes posturais preditivos e reativos (Estudo 2). **Metodologia:** Participaram do Estudo 1, 39 (19 com DP e 20 GC) e do Estudo 2, 36 (17 com DP e 19 GC) selecionados na comunidade. Os indivíduos ficaram em pé sobre um equipamento que provocou a perturbação pelo deslocamento da base de suporte com intensidade de 15 cm/s e deslocamento de 5 cm. A perturbação inesperada foi apenas a primeira tentativa e, posteriormente, foram realizadas mais 15 tentativas em que apenas 5 ocorreram a perturbação de maneira imprevisível para análise da habituação à tarefa (Estudo 1). Para o Estudo 2 foram realizadas 20 tentativas com o fornecimento de informações adicionais sobre a perturbação, visual, verbal e somatossensorial do músculo requerido. Os dados EMG e CoP na condição inesperada foram analisados por meio de ANOVA *one-way* e nas perturbações imprevisíveis (Estudo 1 e 2) por meio de ANOVAs *two-way*. **Resultados:** Na perturbação inesperada, os idosos com DP apresentaram maiores valores nos parâmetros da EMG e do CoP em relação ao GC. Na habituação à perturbação, os idosos com DP adaptaram os padrões nos ajustes posturais reativos de forma tardia quando comparados ao GC. Em relação ao efeito das informações adicionais no controle postural, os idosos com DP apresentaram menor oscilação do CoP nos ajustes posturais preditivos em todas as condições de informações quando comparados ao GC. Já o GC aumentou a oscilação do CoP nos ajustes preditivos, considerando as mesmas condições. Nos ajustes posturais reativos, ambos os grupos apresentaram efeitos positivos das informações verbais e somatossensoriais, diminuindo os parâmetros temporais, de amplitude da EMG e espaciais do CoP em relação às tentativas sem o seu fornecimento ou com o as demais informações (sobre a perturbação e visual). Além disso, os idosos com DP apresentaram controle postural mais adequado quando fornecida informação somatossensorial em relação às demais informações. Por fim, apesar das alterações positivas nos ajustes reativos, os idosos com DP apresentaram maior coativação muscular e tempo para recuperar a posição estável em relação ao GC. **Conclusão:** Idosos com DP possuem pior controle postural em situações com perturbações externas inesperada e imprevisível, evidenciando alterações temporais, na amplitude da EMG e espaciais do CoP. Além disso, idosos neurologicamente saudáveis e com DP conseguem alterar os padrões dos ajustes posturais com a exposição de perturbações externas, porém, na DP essa habituação é mais atrasada. As informações adicionais somatossensoriais parecem ter efeito positivo no controle postural dos idosos, principalmente na DP, diminuindo os parâmetros EMG e do CoP nos ajustes preditivos e reativos.

Palavras-chaves: Doença de Parkinson. Controle postural. Perturbação externa. Habituação. Informações adicionais.

ABSTRACT

Introduction: Predictive and reactive postural mechanisms are necessary to maintain the posture. Patients with Parkinson's disease (PD) have a decline in postural control, mainly when occur an external perturbation. The use of additional information about the postural perturbation seems to be efficient to improve the postural control of neurotypical older people, but in PD it is still unclear. **Aims:** a) To compare the predictive and reactive postural adjustments responses in the neurotypical older people (CG) and the PD patients (Study 1); b) To verify the effect of additional information on predictive and reactive postural adjustments (Study 2). **Methods:** Participated thirty-nine (19 with PD and 20 GC) in the Study 1 and 36 (17 with PD and 19 GC) in the Study 2, selected in the community. The individuals stood on equipment that caused the perturbation by the displacement of the support base with the velocity of 15 cm/s and the range of 5 cm. The unexpected perturbation was the first trial, and 15 trials were realized in which in just 5 occurred the unpredictably perturbation to analyze the habituation to the task (Study 1). In the Study 2, 20 trail were realized with the additional information about the perturbation characteristics, visual, verbal, and somatosensory of the required muscle. The EMG and CoP data in the unexpected condition were analyzed by ANOVA one-way and in the unpredictable perturbations (Study 1 and 2) by the ANOVAs two-way. **Results:** In the unexpected perturbation, the PD patients presented higher temporal, range of EMG and spatial of CoP in relation to the CG. For the habituation to the perturbation, the patients with PD adapted the patterns in the reactive postural adjustments of delayed form when compared to the GC. In relation to the effect of the additional information on postural control, the PD patients presented lower CoP oscillation in the predictive postural adjustments in all the information conditions when compared to the CG. The GC increased the CoP oscillation in the predictive adjustments, considering the same information conditions. Both groups presented positive effects of verbal and somatosensory information in the reactive postural adjustments, decreasing temporal, range of EMG and spatial parameters of CoP in relation to trial without the information or with other information (about perturbation and visual). In addition, the PD patients presented more adequate postural control when somatosensory information was provided in relation to the other information. Finally, despite of the improvement in the reactive adjustments, patients with PD have a greater muscular coactivation and time to recover the stable position in relation to the CG. **Conclusion:** Patients with PD have worse postural control in situations with unexpected and unpredictable external perturbation, evidencing changes in the temporal, range of EMG and spatial of CoP parameters. In addition, neurotypical older people and PD patients can change the patterns of postural adjustments with the exposure of external perturbation, but in PD this habituation is more delayed. Besides that, somatosensory information seems to have a positive effect on the postural control of the older people, mainly in the PD, decreasing the EMG and CoP parameters in the predictive and reactive postural adjustments.

Key-words: Parkinson' disease. Postural control. External perturbation. Habituation. Additional information.

Sumário

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	10
2. ESTUDO 1 – Ajustes posturais sob perturbação externa inesperada e imprevisível em idosos com doença de Parkinson e neurologicamente sadios.....	14
2.1 INTRODUÇÃO	14
2.2 MATERIAIS E MÉTODO.....	17
2.2.1 <i>Participantes</i>	17
2.2.2 <i>Delineamento Experimental</i>	17
2.2.3 <i>Avaliação clínica</i>	18
2.2.4 <i>Avaliação do controle postural</i>	19
2.2.4.1 <i>Parâmetros eletromiográficos</i>	20
2.2.4.4 <i>Parâmetros cinéticos</i>	23
2.2.4.5 <i>Análise dos dados cinéticos</i>	23
2.2.5 <i>Análise estatística</i>	24
2.3 RESULTADOS	26
2.3.1 <i>Condição Inesperada</i>	26
2.3.1.1 <i>Parâmetros Temporais</i>	26
2.3.1.2 <i>Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP</i>	27
2.3.2 <i>Condição imprevisível</i>	28
2.3.2.1 <i>Parâmetros temporais</i>	28
2.3.2.2 <i>Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP</i>	31
2.3.2.2.1 <i>Ajustes posturais preditivos</i>	31
2.3.2.2.2 <i>Ajustes posturais reativos</i>	31
2.4 DISCUSSÃO	35
2.4.1 <i>Perturbação externa inesperada</i>	35
2.4.2 <i>Perturbação externa imprevisível (habituação à tarefa)</i>	37
2.5 CONCLUSÃO.....	40
3. ESTUDO 2 – Efeito da informação sobre a perturbação e sobre os ajustes posturais em idosos com doença de Parkinson e neurologicamente sadios.	41
3.1 INTRODUÇÃO	41
3.2 MATERIAIS E MÉTODO.....	44
3.2.1 <i>Participantes</i>	44
3.2.2 <i>Delineamento Experimental</i>	44
3.2.3 <i>Avaliação do controle postural</i>	44
3.2.4 <i>Análise dos dados</i>	45
3.2.5 <i>Análise estatística</i>	46
3.3 RESULTADOS	47

3.3.1 Bloco com perturbação em sequência	47
3.3.1.1 Parâmetros temporais.....	47
3.3.1.2 Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP.....	48
3.3.1.2.1 Ajustes posturais preditivos.....	48
3.3.1.2.2 Ajustes posturais reativos	49
3.3.2 Efeito da informação adicional sobre a perturbação e sobre o controle postural	52
3.3.2.1 Parâmetros temporais.....	52
3.3.2.2 Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP.....	55
3.3.2.2.1 Ajustes posturais preditivos.....	55
3.3.2.2.2 Ajustes posturais reativos	58
3.4 DISCUSSÃO	61
3.5 CONCLUSÃO.....	65
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS	66
REFERÊNCIAS.....	68
APÊNDICE 1. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	76
ANEXO 1. Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética	79
ANEXO 2. Mini Exame do Estado Mental (MEEM)	81
ANEXO 3. Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS).	82

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

O número de idosos e a expectativa de vida vêm crescendo no Brasil, podendo chegar a 32 milhões de idosos em 2020 (LIMA-COSTA e VERAS, 2003) e aos 81,3 anos de idade em 2050 (IBGE, 2010), respectivamente. Com o processo de envelhecimento ocorre um declínio na capacidade dos sistemas do indivíduo, entre eles os sistemas musculoesquelético e nervoso (PAPÁLEO NETTO, 2002; FARINATTI, 2002). Alterações sensoriais e motoras, perda de mobilidade, diminuição de flexibilidade e força e declínio cognitivo são complicações inerentes do processo de envelhecimento que se relacionam com o controle postural e, conseqüentemente, com o aumento da incidência de quedas (CHRISTOFOLETTI et al., 2006). Além disso, concomitante com o aumento do número de idosos e a maior expectativa de vida, há também o aumento do número de pessoas com doenças neurodegenerativas, como a doença de Parkinson (DP).

A DP é a segunda doença neurodegenerativa mais comum, acometendo cerca de 0,3% da população mundial (DE LAU e BRETELER, 2006). Mais especificamente para o Brasil, 3,3% da população acima de 64 anos é acometida pela DP (BARBOSA et al., 2006). Sua ocorrência é devido à degeneração progressiva dos neurônios dopaminérgicos da substância negra parte compacta dos núcleos da base, que produzem a dopamina, um neurotransmissor responsável por regular a atividade do córtex motor (SAITO et al., 2000). A diminuição dos níveis dopaminérgicos inibe os sistemas motores tálamo-cortical e do tronco cerebral, comprometendo outras estruturas cerebrais (OBESO et al., 2000) e causando diversos comprometimentos motores (TAKAKUSAKI et al., 2004), entre os quais se pode destacar a instabilidade postural (NUTT, 2001). Os núcleos da base têm como função controlar o tônus muscular e movimentos produzidos pelos músculos esqueléticos, principalmente os automáticos e ainda pode favorecer alguns processos cognitivos como atenção, memória e planejamento (WICHMANN e DE LONG, 2014). A deficiência de dopamina nos núcleos da base (que ocorre na DP) leva a uma dificuldade em movimentos automáticos, havendo assim maior compensação por parte do córtex e distúrbios no programa motor, dificultando o controle da postura (BLOEM et al., 2001a, b; WICHMANN e DE LONG, 2014).

A DP é uma doença heterogênea, dessa forma, cada vez mais os estudos recentes têm dado atenção especial aos subtipos da DP, podendo esses ser classificados em Instabilidade Postural/Dificuldades no Andar (IPDA) e Tremor Dominante (TD), de acordo com as características clínicas distintas (STEBBINS et al., 2013; THENGANATT e JANKOVIC, 2014). O subtipo TD é característico pelo paciente apresentar progressão lenta, início precoce e ainda pela presença de tremor. Já os pacientes com o subtipo IPDA apresentam progressão rápida e início tardio, com predominância da bradicinesia, rigidez e maior risco de quedas (VAN ROODEN et al., 2010; EGGERS et al., 2012; THENGANATT e JANKOVIC, 2014). A partir das características dos subtipos da doença, os pacientes com o subtipo IPDA parecem apresentar maiores dificuldades no controle postural em relação ao TD (ZETUSKY et al., 1985; THENGANATT e JANKOVIC, 2014).

O controle postural pode ser definido como uma habilidade motora complexa que tem por base a interação de processos dinâmicos sensório-motores (HORAK et al., 2006), onde ocorre uma interação entre indivíduo, tarefa e ambiente (HORAK et al., 1997). Existem dois componentes do controle postural: a orientação postural e o equilíbrio. A orientação postural está relacionada com o controle da posição dos segmentos corporais em relação ao ambiente. O equilíbrio está relacionado com a interação entre as forças internas e externas que agem sobre o corpo buscando manter o centro de massa (CoM) dentro do limite de estabilidade na base de suporte (HORAK e MACHPERSON, 1996). O limite de estabilidade varia entre as pessoas e se relaciona com a oscilação do centro de pressão (CoP) dentro da base de suporte, sendo que, quanto maior for a oscilação sem que haja desequilíbrio, maior será a estabilidade do indivíduo (POLLOCK et al., 2000; HORAK et al., 2005). A manutenção da postura emprega mecanismos de controle preditivo e reativo à perturbações internas e externas (NASHNER et al., 1979; MACPHERSON e HORAK, 2014). Em perturbações internas, o controle preditivo evidencia a presença de ajustes posturais antecipatórios antes de o movimento principal ocorrer, modificando a atividade muscular e gerando torques e mudanças no CoP (BOUISSET e ZATTARA, 1987; BALASUBRAMANIAM e WING, 2002). Os ajustes posturais preditivos podem ser entendidos como uma fase preparatória a fim de minimizar as consequências causadas após a perturbação (BOUISSET e ZATTARA, 1987; MASSION, 1992). Assim, o sistema nervoso central (SNC) busca prever a

perturbação por meio de experiências prévias, utilização de informação antecipada, controle antecipado interno e pelas informações sensoriais (BLEUSE et al., 2006).

Os ajustes reativos ocorrem após a perturbação da postura (MAKI e MCILROY, 1996; HENRY et al., 1998; SCHONEBURG et al., 2013; MACPHERSON e HORAK, 2014), não podem ser previstos e são desencadeados por sinais sensoriais, tendo a restauração da posição corporal após a ocorrência da perturbação como seu principal objetivo (PARK et al., 2004; ALEXANDROV et al., 2005). O controle reativo responde a perturbações externas por meio de 4 estratégias: de tornozelo, de quadril, suspensória e do passo. Na estratégia de tornozelo, empregada em perturbações de pequena magnitude e em superfície estável, ocorre o movimento, em bloco, de cabeça, tronco e quadril sobre as articulações do tornozelo, iniciando com a ativação dos músculos distais: tibial anterior em resposta à inclinação do corpo para trás e gastrocnêmio em resposta à inclinação para frente (SCHONEBURG et al., 2013). Em perturbações de magnitude intermediária e sobre superfície de suporte precária, a estratégia do quadril é utilizada, onde há rápida flexão do quadril, a cabeça e o tronco se movem em direções opostas e os braços auxiliam na recuperação do equilíbrio (SCHONEBURG et al., 2013). A estratégia suspensória está relacionada com o deslocamento do centro de gravidade (CoG) em direção à base de suporte por meio da flexão dos membros inferiores ou um movimento de agachamento e é utilizada quando há necessidade de combinar mais estabilidade e mobilidade (ALLISON e FULLER, 2004). Na estratégia do passo, o indivíduo realiza um ou mais passos e movimentam os braços na tentativa de restabelecer uma nova base de suporte para evitar queda quando ocorre perturbação de grande magnitude (ALLISON e FULLER, 2004; SCHONEBURG et al., 2013). Para a mensuração das respostas reativas, estudos têm empregado perturbações desencadeadas por movimentos de rotação (BLOEM et al., 1998; OUDE NIJHUIS et al., 2010; NANHOE-MAHABIER et al., 2012) e translação da superfície de suporte (HENRY et al., 1998; CHONG et al., 2000; DIMITROVA et al., 2004a,b; HORAK et al., 2005; SANTOS et al., 2010; FREITAS et al., 2010; SMITH et al., 2012, 2014; WEAVER et al., 2014; OOTEGHEM et al., 2017).

Há evidências que os ajustes posturais reativos não são mais vistos apenas sob controle subcortical, apontando para a utilização de recursos cognitivos para regular a postura, favorecendo a necessária flexibilidade ao sistema de controle

postural para a modulação das respostas reativas (JACOBS e HORAK, 2007; MOCHIZUKI et al., 2008). Em idosos neurologicamente saudáveis e adultos jovens, a experiência prévia e o fornecimento de dicas sobre a perturbação externa podem alterar as respostas posturais reativas como a diminuição da latência de ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio, sendo esses os mais utilizados para controlar a postura após a perturbação da base de apoio (De LIMA, 2010; SILVA et al., 2015). Apesar das respostas reativas serem amplamente empregadas em pacientes com DP, por meio do teste de retro-pulsão da Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) (SCHONEBURG et al., 2013), e em estudos que buscaram analisar a perturbação na postura em instrumentos laboratoriais (DIMITROVA et al., 2004a,b; HORAK et al., 2005), o conhecimento a respeito da influência do fornecimento da informação sobre a perturbação em indivíduos com DP é pequeno (SMITH et al., 2012, 2014). Existem lacunas que devem ser preenchidas, principalmente em relação ao efeito do tipo da informação sobre a perturbação e o controle da postura sob uma perturbação nessa população. Este estudo avança no sentido de conhecer e fortalecer o papel das informações sobre o controle dos ajustes posturais, principalmente em indivíduos com DP. Ainda, o conhecimento da influência da informação no controle postural em pacientes com DP poderia se tornar uma estratégia importante em programas de atividades físicas a fim de buscar a melhora da qualidade de vida desses indivíduos (SMITH et al., 2014).

Desta forma, o presente projeto pretende responder os seguintes questionamentos: I) Há diferenças nos ajustes posturais preditivos e reativos entre indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis sob perturbação inesperada e imprevisível? II) Informações sobre a perturbação externa e sobre as respostas posturais reativas esperadas modificam os ajustes posturais em indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis? Para responder essas questões, dois estudos foram planejados.

2. ESTUDO 1 – Ajustes posturais sob perturbação externa inesperada e imprevisível em idosos com doença de Parkinson e neurologicamente sadios.

2.1 INTRODUÇÃO

No envelhecimento há um decréscimo da estabilidade, devido ao déficit na habilidade do sistema em retomar a posição de equilíbrio após uma perturbação ou pela diminuição da capacidade de conter a perturbação (STOKES e GARDNER-MORSE, 2003). As perturbações externas estão presentes nas atividades da vida diária dos indivíduos como ultrapassar um obstáculo, na freada de um veículo (como ônibus) em movimento, possíveis tropeços no caminhar, entre outras situações. Com isso, os ajustes posturais se tornam extremamente necessários para a manutenção do equilíbrio e, para que sejam adequados, os sistemas de controle postural preditivo e reativo devem ser flexíveis (JEKA, 1997), adaptando sua resposta e ativando diferentes músculos para contrabalancear as forças geradas pela perturbação.

As respostas reativas têm sido observadas por meio de perturbações mecânicas geradas por movimento da superfície de suporte (rotação, translação ou a combinação de ambas), que mimetizam situações da vida diária e que são chamadas de “posturografia dinâmica” (ALLUM et al., 2011). As perturbações inesperadas acontecem sob circunstâncias diferentes, não havendo preparação ou condições de prática prévia. Respostas reativas em pacientes com DP têm revelado diminuição na flexibilidade do SNC em controlar os músculos de forma adequada em situações de perturbações externas da posição ereta da postura (HORAK et al., 1992; 2005), apresentando ativação muscular anormal caracterizada por excessiva cocontração e menores magnitudes de ativação de curta duração, onde a força máxima é atingida mais lentamente (BLOEM, 1992; HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a,b). Na estratégia do passo, como solicitada nas avaliações clínicas do teste de retropulsão da UPDRS, as respostas posturais são menores e atrasadas na DP quando comparadas com a de indivíduos neurologicamente sadios (SCHONEBURG et al., 2013). Como dito acima, além do teste de retropulsão da

UPDRS, diversos estudos buscaram analisar o comportamento do controle postural em indivíduos com DP após a perturbação postural por meio de testes laboratoriais com equipamentos que movimentam a base de suporte dos indivíduos (BLOEM et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a,b; HORAK et al., 2005; VISSER et al., 2010; NANHOE-MAHABIER et al., 2012; SMITH et al., 2012, 2014; OOTEGHEM et al., 2017). Essas duas ferramentas são importantes e seus resultados são significativamente correlacionados (HORAK et al., 2005).

A maioria dos estudos que realiza perturbações imprevisíveis na postura ereta tem observado as respostas reativas separadamente na primeira tentativa (desconhecida e inesperada) e nas tentativas seguintes sob as mesmas condições (imprevisível) (VISSER et al., 2010; ALLUM et al., 2011; NANHOE-MAHABIER et al., 2012), onde o indivíduo sabe que a mesma perturbação será empregada, porém não tem conhecimento de quando irá ocorrer. Desse modo é possível diferenciar a resposta postural reativa inesperada das respostas de habituação nas tentativas consecutivas e observar a resposta exagerada caracterizada pela cocontração muscular ao redor das articulações e a redução nas amplitudes de deslocamento e da atividade muscular. Este procedimento experimental tem se revelado útil no entendimento dos mecanismos patológicos que subsidiam o controle postural de pacientes com DP.

Visser et al. (2010), ao comparar a resposta reativa da primeira perturbação e a média das tentativas subsequentes, observaram diminuição da flexão do tronco e aumento na atividade do músculo tibial anterior após rotação da superfície de suporte em pacientes com DP. Mais recentemente, Nanhoe-Mahabier e colaboradores (2012) perturbaram o sistema postural por meio da rotação da superfície de suporte elevando os dedos dos pés “*toe-up*” e observaram maior deslocamento do CoM na primeira tentativa e menor taxa de habituação nas duas ou três respostas subsequentes em pacientes com DP quando comparados a indivíduos controle. Entretanto, os estudos citados apresentam limitações que impedem a comparação dos resultados. O estudo de Visser et al. (2010) empregou perturbações em 4 direções de deslocamento da superfície de suporte (“*toe-up*”, “*toe-down*”, “*left foot down*” e “*right foot down*”), sendo as condições apresentadas de forma totalmente randômica e analisadas apenas a condição “*toe-up*”, o que impede a análise das respostas de habituação. Ainda, nesse estudo foram analisados os parâmetros cinemáticos e eletromiográficos e os pacientes foram avaliados no

estado ON do medicamento. Nanhoe-Mahabier et al. (2012) empregaram perturbação rotacional da superfície de suporte, avaliaram os pacientes no estado OFF do medicamento e mensuraram parâmetros cinemáticos do CoM. O presente estudo avança o conhecimento ao utilizar apenas o deslocamento para trás da superfície de suporte (igual em magnitude e velocidade em todas as tentativas e para todos os participantes), em avaliar os pacientes no estado ON do medicamento e ao coletar dados eletromiográficos e cinéticos, que permitirão a comparação com outros estudos (DIMITROVA et al., 2004a, b; HORAK et al., 2005; VISSER et al. 2010). Baseado no exposto acima, o presente estudo tem como objetivos: I) comparar as respostas posturais sob perturbação externa inesperada entre indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis; II) analisar o comportamento dos ajustes posturais preditivos e reativos sob perturbação imprevisível durante a habituação em indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis.

As hipóteses do estudo são: I) indivíduos com DP apresentam maior tempo latência da atividade muscular (principalmente do gastrocnêmio medial) em condição de perturbação externa inesperada quando comparados aos neurologicamente saudáveis. Ainda, esses indivíduos (DP) apresentam respostas musculares inadequadas (maior magnitude de ativação e coativação) e maiores valores das variáveis do CoP (deslocamento e amplitude do CoP) para o controle da postura; II) indivíduos do grupo controle (GC) apresentam melhores ajustes preditivos e reativos que indivíduos com DP e ambos os grupos apresentam respostas melhoradas na habituação.

2.2 MATERIAIS E MÉTODO

2.2.1 Participantes

Vinte idosos com DP e 20 idosos neurologicamente sadios (GC) foram recrutados e selecionados para participar deste estudo. Porém, um idoso com DP foi excluído da amostra devido o não cumprimento do protocolo, com isso o grupo com DP foi composto por 19 participantes. Os idosos com DP foram recrutados e selecionados no banco de dados do Programa de Atividade Física para pacientes com doença de Parkinson (PROPARKI – UNESP Rio Claro). Para participar do estudo os idosos com DP tiveram o diagnóstico de um neurologista particular que indicasse a presença de DP de característica idiopática, segundo critérios internacionais. Além disso, os idosos com DP tiveram a confirmação do diagnóstico baseado nos critérios determinados pelo Banco de Cérebro de Londres (HUGHES et al., 1992). Foram incluídos na amostra apenas os idosos com DP do subtipo “instabilidade postural e distúrbios do andar” (IPDA), pois devido as suas características, é indicado que esses pacientes apresentam pior controle postural. Os idosos do GC foram recrutados e selecionados do Programa de Atividade Física para a Terceira Idade (PROFIT– UNESP Rio Claro). Os seguintes critérios de exclusão para a composição da amostra foram estabelecidos: (i) indivíduos com DP apresentarem a doença 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); (ii) os indivíduos com DP e GC que apresentassem idade abaixo dos 60 anos, declínio cognitivo, uso de medicamento que cause efeitos colaterais no equilíbrio e histórico de problemas de ordem ortopédica e de visão que impossibilitassem o cumprimento do protocolo experimental. Os grupos foram semelhantes para sexo, idade, estatura, massa corporal e condição cognitiva.

2.2.2 Delineamento Experimental

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. Após fornecerem consentimento (Apêndice 1), os indivíduos foram convidados a participar das avaliações descritas a seguir. As avaliações clínica e do controle postural dos idosos com DP foram realizadas em estado “ON” da medicação específica da doença, aproximadamente 45 minutos a 60 minutos após a sua ingestão (CARPENTER e BLOEM, 2011; ESPAY et al., 2012; PIERUCCINI-FARIA et al., 2013).

2.2.3 Avaliação clínica

Uma anamnese foi aplicada em todos os participantes com o intuito de coletar dados do histórico clínico, cognitivo, medicamentoso e tempo de diagnóstico da doença (apenas para o grupo DP). A dose diária equivalente de Levodopa (LED) foi calculada baseada na medicação específica da doença que cada participante toma (TOMLINSON ET AL., 2010). Além disso, os idosos com DP foram avaliados, por um avaliador experiente, através das escalas consideradas padrão ouro para avaliação clínica da DP: (i) *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS – FAHN e ELTON, 1987) foi utilizada para identificar o grau de acometimento da DP por meio das seguintes subescalas: I – Estado mental, humor e comportamento; II – Atividades da vida diária; III – Exame da motricidade. O estado geral de acometimento da doença de cada paciente foi conhecido pela pontuação obtida: quanto maior a pontuação obtida, mais acometido se encontra o paciente. Para avaliação do subtipo da doença (STEBBINS et al., 2013), foi considerada a razão da pontuação média referente aos itens/subitens de tremor (8 itens/subitens) pela pontuação média referente aos itens de instabilidade postural e problemas locomotores (5 itens). Onde, se a razão for maior ou igual a 1,5, o paciente é classificado como TD (e posteriormente excluído da amostra). E se a razão é menor ou igual a 1, o paciente é classificado como IPDA (e convidado a continuar das avaliações do controle postural); (ii) a escala de Hoehn e Yahr (H&Y) (HOEHN & YAHR, 1967; versão adaptada por SCHENKMAN et al., 2001) foi utilizada para identificar o estágio evolutivo da doença. A partir da identificação do estágio da DP, limitada para este estudo entre os estágios 1 e 3 da escala de H&Y, é que o paciente foi convidado a continuar o protocolo de avaliações. A condição cognitiva dos participantes de ambos os grupos foi avaliada através do Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (BRUCKI et al., 2003). O MEEM 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 construtiva visual. Quanto maior a pontuação obtida, menor é o comprometimento cognitivo.

2.2.4 Avaliação do controle postural

Para a tarefa de perturbação postural, o indivíduo permaneceu sobre uma plataforma de força em posição bipodal com os pés descalços e paralelos a uma distância similar à largura pélvica. A plataforma de força foi posicionada sobre o equipamento RC – SLIDE que realizou a perturbação da postura. O equipamento de perturbação postural compreende uma placa de aço medindo 50x50 cm que percorre um trilho medindo 12 cm de comprimento ajustável com potenciômetro (Figura 1). A placa foi movida por uma força (sempre de mesma intensidade e amplitude de deslocamento) gerada por um sistema eletromecânico. O equipamento foi calibrado antes do início da avaliação de cada participante para garantir a mesma intensidade (velocidade de deslocamento) em todas as tentativas e para todos os indivíduos. A partir do estudo piloto e por meio dos resultados encontrados na literatura, para este estudo foi definido a intensidade de perturbação em 15 cm/s de velocidade e amplitude do deslocamento da plataforma em 5 cm (CHONG et al., 1999; 2000; SMITH et al., 2012, 2014).

Figura 1 - Equipamento RC – SLIDE para perturbação externa da postura.



O participante sofreu perturbações posturais causadas na base de suporte, realizadas pelo deslocamento da plataforma no sentido posterior de forma inesperada e imprevisível. A perturbação inesperada foi considerada apenas a

primeira tentativa, onde o participante não foi informado sobre qual seria o teste/perturbação a ser realizado, permanecer relaxado sobre a plataforma de força e com o olhar dirigido a um alvo posicionado na altura dos olhos e a 1 m de distância. Posteriormente foram realizadas 15 tentativas, das quais em apenas 5 ocorreram perturbações, totalmente randomizadas, de forma a garantir que estas perturbações fossem imprevisíveis. Na sequência, foram realizadas mais 15 tentativas com perturbação da postura em todas as tentativas para comparação com os resultados do Estudo 2. Esse protocolo experimental foi pensado com o objetivo de analisar se as possíveis alterações foram devido à adaptação/habituação do idoso à tarefa (Estudo 1) ou se a influência foi realmente devido o fornecimento das informações adicionais (Estudo 2). Cada tentativa teve duração total de 20 segundos e a intensidade foi sempre a mesma em todas as tentativas com perturbação. Além disso, entre cada tentativa houve um intervalo de aproximadamente 1 minuto para a preparação dos equipamentos e para movimentação do participante (buscando evitar a permanência prolongada na mesma posição estática).

Para a segurança, os indivíduos utilizaram um equipamento arnês durante a avaliação do controle postural. Este equipamento é composto por um cinto de segurança modelo “paraquedista” (CARBOGRAFITI CG 700/750), acoplado a um trava quedas retrátil (CARBOGRAFITI CG 500N). O trava quedas foi fixado a um sistema de polias preso no teto, impedindo que o indivíduo corra o risco de cair após sofrer as perturbações. Este modelo foi escolhido devido ser amplamente utilizado em estudos que analisaram a perturbação da postura (HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004b; CARPENTER et al., 2004), não apresentando interferência na aquisição dos sinais eletromiográficos.

2.2.4.1 Parâmetros eletromiográficos

Para avaliar os parâmetros temporais e de amplitude da eletromiografia sob condição de perturbação externa, foi utilizado um eletromiógrafo com 16 canais (Trigno™ Wireless System – Delsys, Inc.). Os sensores Trigno (eletrodos ativos) foram posicionados nos músculos bíceps femoral (BF), vasto medial (VM), gastrocnêmio medial (GM) e tibial anterior (TA) do membro dominante para a postura dos idosos do GC (LINFORD et al., 2006) e o membro mais afetado para os

idosos com DP. O membro dominante para o GC foi determinado por meio da tarefa de manter o equilíbrio em posição unipodal, sendo que o membro que o indivíduo escolheu iniciar a tarefa foi considerado o dominante para a postura (SADEGHI et al., 2000; BARBIERI et al., 2016). Para determinar o membro mais afetado para os idosos com DP foi realizado um cálculo por meio dos itens 20-26 da parte motora da UPDRS. Os valores positivos indicam que o membro mais afetado é o direito e valores negativos indicam que o membro mais afetado é o esquerdo (UITTI et al., 2005; BOONSTRA et al., 2014; BERETTA et al., 2015; BARBIERI et al., 2016). Os eletrodos foram posicionados nos músculos seguindo as recomendações da SENIAM (HERMENS et al., 2000). Estes músculos foram escolhidos por serem os mais ativados para a manutenção do equilíbrio nessa direção (HU e WOOLLACOTT, 1994) e para reagir a uma perturbação (CARPENTER et al., 2004). Para diminuir possíveis interferências na aquisição do sinal, foram realizadas tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool etílico hidratado.

2.2.4.2 Análise dos ajustes preditivo e reativo

Na análise EMG e do CoP, os dados foram coletados por um período de janelamento total de 2000 ms antes da perturbação até o final da tentativa. Os ajustes posturais preditivos dos parâmetros de interesse (EMG e CoP) foram analisados por um período de janelamento de 250 ms antes até a ocorrência da perturbação (SHIRATORI e LATASH, 2001; SANTOS et al., 2010). A partir dos métodos encontrados na literatura parece não haver um consenso a respeito do tempo mais adequado para análise da resposta após a perturbação, com isso, após a análise dos dados dos parâmetros de interesse (EMG e do CoP) do estudo piloto, os ajustes reativos foram analisados por um período de janelamento entre o início da atividade (muscular e do CoP) após a perturbação e 700 ms (HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a,b; HORAK et al., 2005; SANTOS et al., 2010; FREITAS et al., 2010). Esse período foi determinado buscando analisar a resposta do indivíduo à perturbação, levando em consideração os ajustes de controle inicial e tardio.

A sincronização do início da perturbação com a EMG foi realizada por meio de um acelerômetro (Trigno™ Wireless System – Delsys, Inc.), com frequência de amostragem de 148,15 Hz posicionado na plataforma de força. Para o período *baseline* do acelerômetro foi analisado um período 2000 ms. O início da perturbação

foi determinado no momento em que a aceleração foi maior que a média + 2 desvios padrão do período *baseline*, sendo determinado por um algoritmo semiautomático. A figura 2 ilustra os pontos de interesse na análise da condição inesperada de um participante: a) EMG (representação da atividade muscular do GM); b) CoP (representação do posicionamento do CoP).

2.2.4.3 Análise de dados dos parâmetros eletromiográficos

Os sinais eletromiográficos foram coletados com uma frequência de amostragem de 2000 Hz e os dados foram filtrados a uma frequência de corte de 20-450 Hz (filtro passa-banda) e, após a retificação, os dados foram novamente filtrados a uma frequência de corte de 50 Hz em filtro passa-baixa. Além disso, o sistema conta com taxa de rejeição de 80 db e a resolução da placa D é de 16 bits.

O início da atividade muscular foi determinado por um algoritmo semiautomático pelo primeiro ponto em que o valor foi maior que a média + 2 desvios padrão do período *baseline* por pelo menos 30 ms (CLEWORTH et al., 2016). A ativação muscular *baseline* foi determinada por um período de janelamento entre 500 ms e 300 ms antes da perturbação. Os parâmetros temporais e de amplitude da EMG analisados foram:

- Tempo de latência (Lat): definido como o intervalo de tempo entre o início da perturbação e o início da atividade muscular. Esta medida representa o quão rápido o músculo é ativado;
- Tempo para o pico (TTP): definido como o intervalo de tempo entre o início da atividade muscular até o valor máximo da atividade muscular (pico). Essa medida representa o quão rápido o músculo reagiu em um nível máximo de ativação (FREITAS et al., 2010);
- Integral eletromiográfica (iEMG): análise da magnitude de ativação muscular por meio do cálculo da área sob a curva nos períodos de janelamento preditivo e reativo. A iEMG de cada período foi normalizada pela iEMG *baseline* (HENRY et al., 1998; FREITAS et al., 2010):

$$\text{EMG integral} = \left(100 + \left(100 \times \frac{\text{iEMG}_{\text{janelamento}} - \text{iEMG}_{\text{baseline}}}{\text{iEMG}_{\text{baseline}}} \right) \right)$$

- Índice de coativação (IC): o índice de coativação foi analisado pelos pares dos músculos BF/VM e GM/TA. Após a normalização da iEMG pelo *baseline*, a

coativação (FREITAS et al., 2010) foi determinada pela razão: $IC = ((iEMG \text{ antagonista}) / (iEMG \text{ do agonista}) \times 100)$.

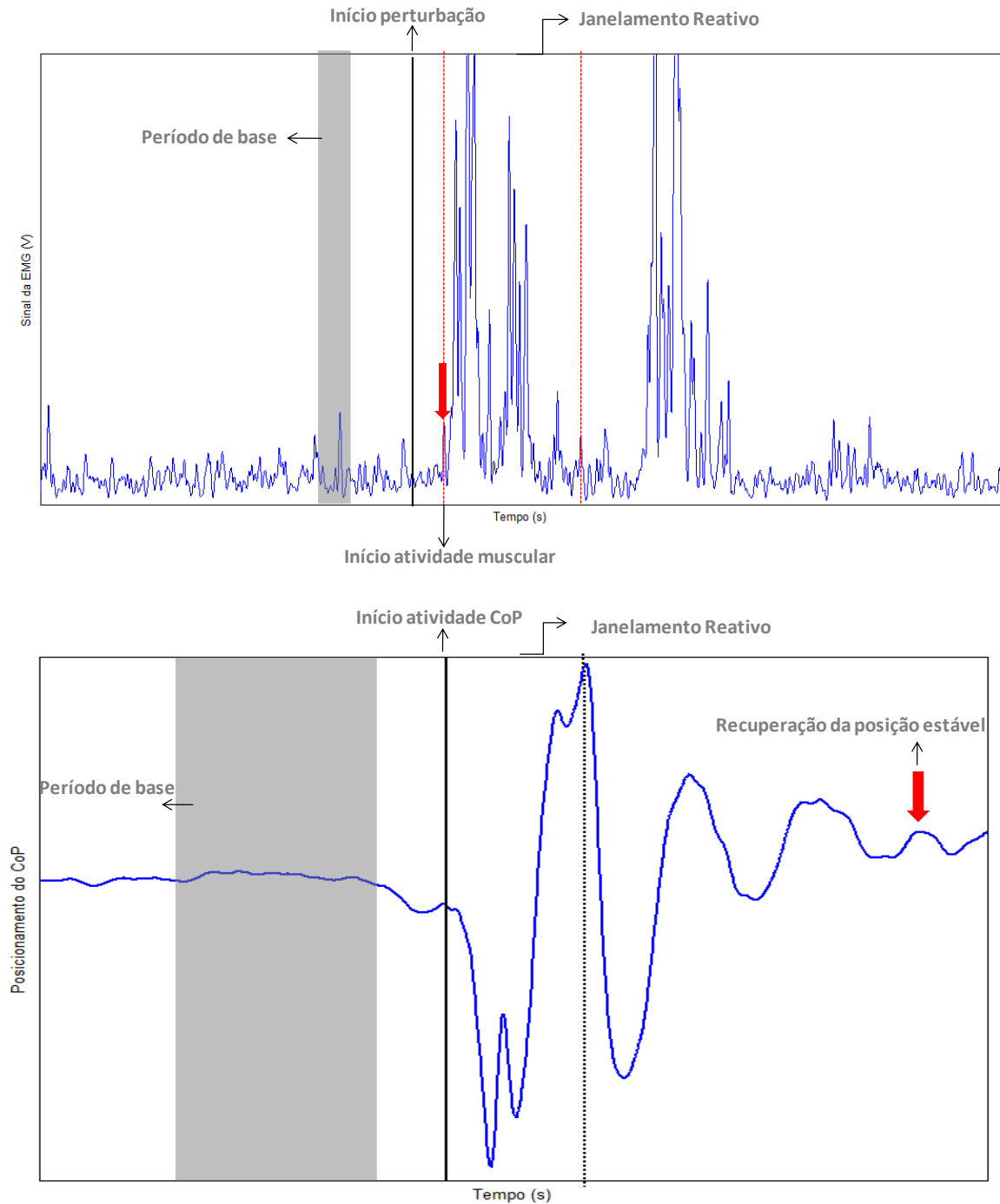
2.2.4.4 Parâmetros cinéticos

Os parâmetros cinéticos foram analisados por meio do comportamento do CoP. Para aquisição do CoP foi utilizada uma plataforma de força (AccuGait, Advanced Mechanical Technologies, Boston, MA) de 50 x 50 cm, com frequência de coleta de 200 Hz posicionada sobre a plataforma móvel.

2.2.4.5 Análise dos dados cinéticos

Para os dados cinéticos foi determinado o início da atividade do CoP no momento em que o deslocamento do CoP foi maior que a média + 2 desvios padrão referente à média do valor da linha de base. Os parâmetros do CoP a seguir foram analisados no sentido anteroposterior (AP) nos janelamentos preditivo e reativo: (1) Amplitude de deslocamento do CoP: Referente à distância entre o deslocamento inicial e final do centro de pressão; (2) deslocamento do CoP: comprimento da trajetória do centro de pressão sobre a base de suporte durante os janelamentos estabelecidos; (3) velocidade média do CoP: velocidade de deslocamento do CoP que representa o quão rápido foi seu deslocamento (PRIETO et al., 1996). Apenas o sentido AP foi analisado devido às maiores oscilações corporal ocorrerem principalmente neste sentido (DUARTE, 2000; DUARTE e FREITAS, 2010). Além disso, foi incluída como variável do CoP, o tempo de recuperação (4), que se refere ao Intervalo de tempo entre o início da perturbação até o momento de estabilização do deslocamento do CoP (linha de base).

Figura 2 - Ilustração dos pontos de interesse para a EMG (representação da ativação do músculo GM) e para o CoP (representação do posicionamento do CoP) na condição inesperada.



2.2.5 Análise estatística

O nível de significância foi mantido em 0,05 para todas as análises e o programa SPSS 18.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico dos

dados. Os testes de Shapiro-Wilk e de Levene foram empregados para verificação da normalidade na distribuição dos dados e da homogeneidade das variâncias, respectivamente. As variáveis de caracterização da amostra foram comparadas por meio do teste t de Student para amostras independentes.

Para verificar as diferenças na condição inesperada entre os grupos foi aplicada ANOVA com fator para grupo (DP x GC). Os parâmetros do controle postural durante a habituação à perturbação na condição de perturbação imprevisível foram analisados por meio de ANOVA two-way com fator para grupo (GC x DP) e tentativa (1x2x3x4x5), com medidas repetidas para o último fator. Desta forma, foi possível analisar o comportamento dos ajustes entre as tentativas e entre os indivíduos. Testes *post hoc* de Bonferroni, com níveis de significância ajustado, foram utilizados quando a interação entre os fatores foi indicada na análise.

Baseado nos resultados do estudo piloto (6 pessoas em cada grupo; tamanho do efeito de 0,80), a análise do poder usando o software G*Power, indicou que um tamanho total da amostra de 16 participantes (8 em cada grupo) seria necessário para alcançar 80% do poder usando a ANOVA one-way com $\alpha < 0,05$. A variável utilizada para o cálculo do tamanho da amostra foi a amplitude do deslocamento do CoP.

2.3 RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os dados clínicos, cognitivos e antropométrico dos idosos com DP e do GC que participaram do Estudo 1.

Tabela 1 - Características antropométricas, clínicas e cognitivas dos idosos com DP e do GC do Estudo 1.

	DP (n=19)	GC (n=20)	Valor p
Idade (anos)	70,83±7,92	70,50±5,35	0,89
Massa Corporal (kg)	71,83±11,46	70,56±10,48	0,81
Estatura (cm)	160,40±9,32	162,19±6,92	0,44
MEEM (pts)	27,45±2,43	28,47±1,63	0,10
UPDRS III (pts)	23,57±11,39	---	---
UPDRS (IPDA)	0,60±0,33	---	---
Hoehn & Yahr (estágio)	HY1 (1), HY1,5 (3),HY2 (9), HY2,5 (5), HY3 (1)	---	---
LED (mg/dia)	446,39±380,44	---	---
Tempo DP (anos)	6,00±4,00	---	---

UPDRS=*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*; HY=Hoehn & Yahr; MEEM=Mini Exame do Estado Mental; LED=*Levodopa Equivalent Dose*.

Os resultados são apresentados de acordo como os objetivos do Estudo, sendo primeiramente os parâmetros temporais (EMG e CoP), de amplitude da EMG e espaciais do CoP dos ajustes reativos na condição inesperada e posteriormente os dados dos parâmetros temporais (EMG e CoP), de amplitude da EMG e os parâmetros espaciais do CoP dos ajustes posturais preditivos e reativos na condição imprevisível.

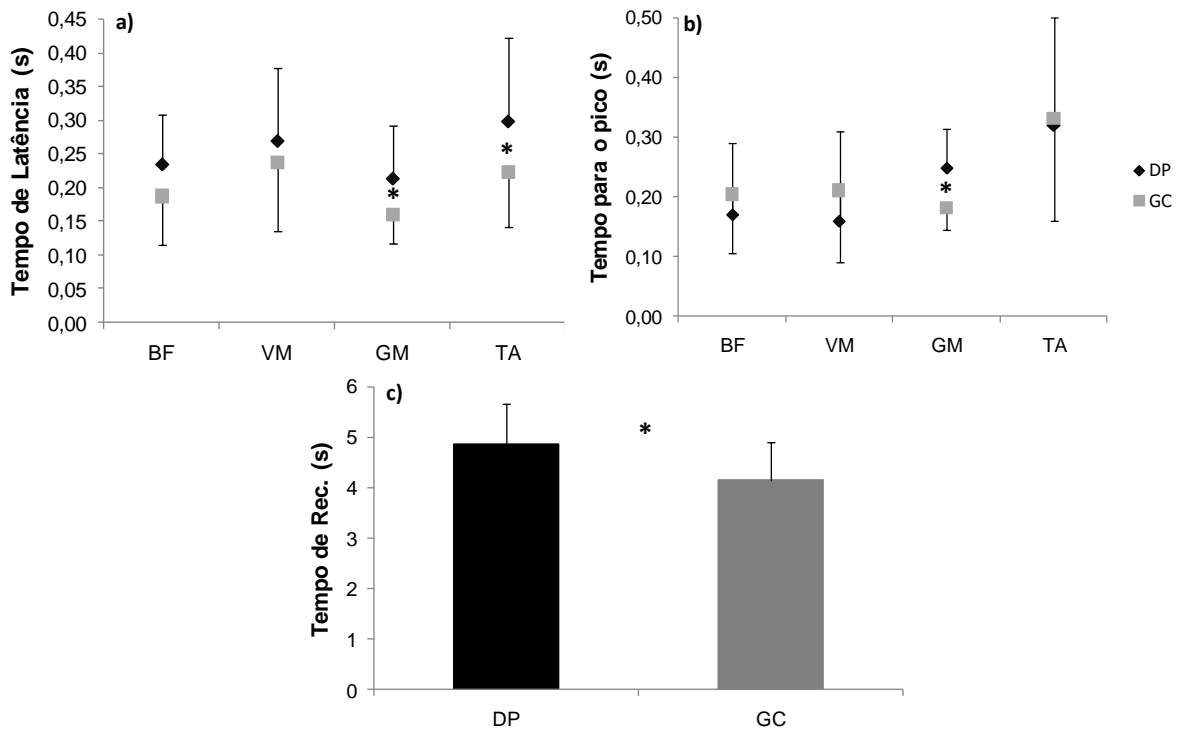
2.3.1 Condição Inesperada

2.3.1.1 Parâmetros Temporais

Para análise dos parâmetros temporais (EMG e CoP) das respostas posturais sob perturbação externa inesperada dos idosos com DP e neurologicamente sadios (Figura 3), a ANOVA revelou que os idosos com DP apresentaram maior tempo de latência nos músculos GM ($F_{1,37} = 6,642$, $p=0,014$) e TA ($F_{1,37} = 4,939$, $p=0,032$) quando comparados aos GC (Figura 3a). Ainda, os idosos com DP apresentaram maior tempo para o pico no músculo GM ($F_{1,37} = 15,598$, $p<0,001$) (Figura 3b) e

maior tempo para recuperar a posição estável em relação ao GC ($F_{1,37} = 7,881$, $p=0,008$) (Figura 3c).

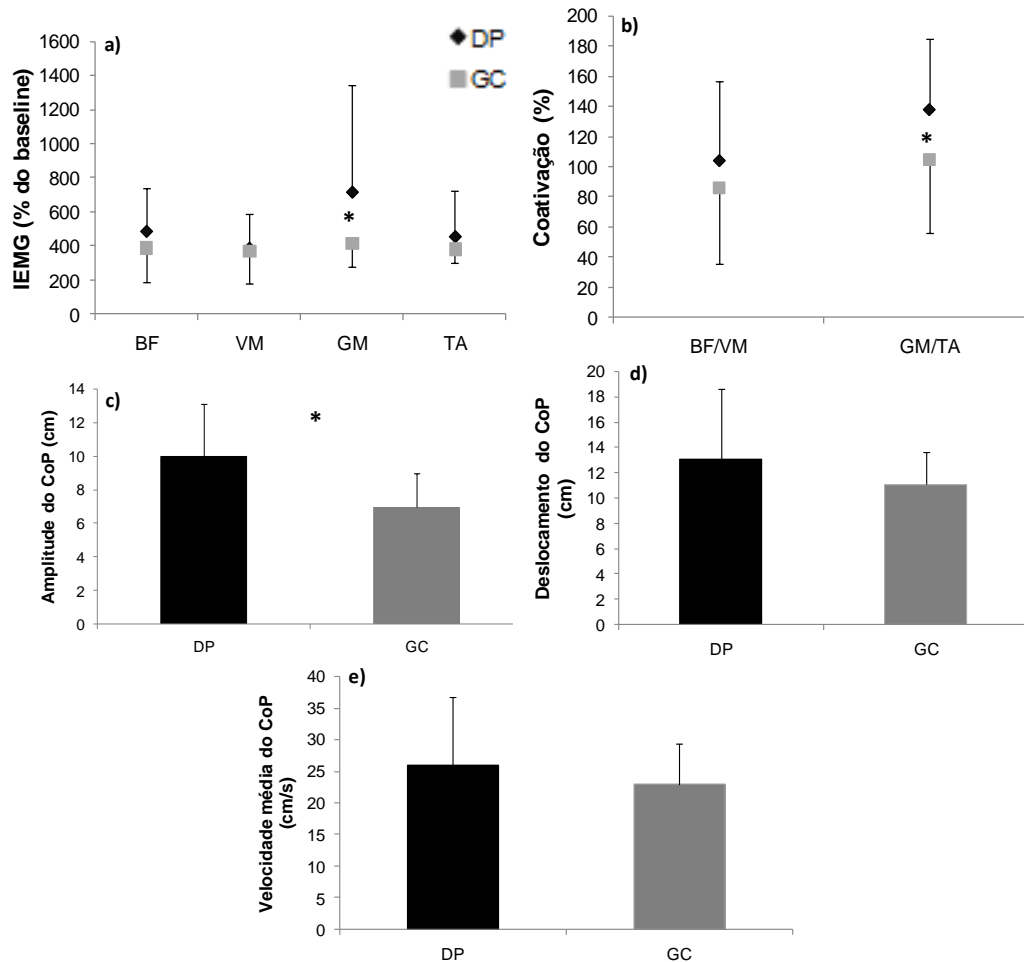
Figura 3 - Médias e desvios-padrão das variáveis temporais da EMG e do CoP de ambos os grupos: a) tempo de latência; b) tempo para o pico; c) tempo para recuperar a posição estável.



2.3.1.2 Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP

Nos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP das respostas reativas na condição inesperada (Figura 4), a ANOVA revelou que os idosos com DP apresentaram maior amplitude de deslocamento do CoP quando comparado ao GC ($F_{1,37} = 13,107$, $p=0,001$) (Figura 4c). Além disso, os idosos com DP apresentaram maior iEMG nos músculos GM ($F_{1,37} = 4,387$, $p=0,043$) (Figura 4a) e maior coativação dos músculos GM/TA ($F_{1,37} = 4,791$, $p=0,035$) em relação ao GC (Figura 4b).

Figura 4 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP das respostas reativas na condição inesperada de ambos os grupos (DP e GC): a) iEMG dos músculos BM, VM, GM e TA; b) coativação dos músculos BF/VM e GM/TA; c) amplitude do deslocamento do CoP; d) deslocamento do CoP; e) velocidade média do CoP.



*indica diferença significativa entre os grupos DP e GC.

2.3.2 Condição impreviável

2.3.2.1 Parâmetros temporais

Nos parâmetros temporais (EMG e CoP) do controle postural nas condições de perturbação externa impreviável, a ANOVA revelou efeito principal de tentativa no tempo de recuperação da posição estável ($F_{4,148} = 6,827$, $p < 0,001$) e no tempo de latência dos músculos GM ($F_{4,144} = 3598$, $p = 0,008$) e TA ($F_{4,144} = 2,888$, $p = 0,025$) (Tabela 2). Efeito principal de grupo foi revelado no tempo de recuperação da

posição estável ($F_{1,37} = 90,018$, $p < 0,001$) e no tempo para o pico no músculo BF ($F_{1,32} = 6,246$, $p = 0,018$) (Tabela 2).

Para o efeito principal de tentativa no tempo de recuperação da posição estável, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maiores valores na tentativa 1 quando comparado com as tentativas 3, 4 e 5 ($p = 0,014$, $p = 0,012$ e $p < 0,001$, respectivamente). Para o efeito principal de tentativa no tempo de latência, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maior tempo de latência da tentativa 1 dos músculos GM e TA em comparação à tentativa 5 ($p = 0,019$ e $p = 0,050$, respectivamente). Em relação ao efeito principal de grupo, o teste *post hoc* apontou que os idosos com DP apresentaram maior tempo para atingir o pico no músculo BF quando comparados ao GC ($p = 0,018$) e maior tempo para recuperar a posição estável quando comparados ao GC ($p < 0,001$).

Tabela 2 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros temporais da EMG e do CoP na condição de perturbação externa imprevisível.

		Tentativas					Efeito Grupo	Efeito Tentativa
		1	2	3	4	5		
Lat_BF (s)	DP	0,21±0,12	0,21±0,10	0,21±0,11	0,21±0,13	0,18±0,05	ns	ns
	GC	0,19±0,07	0,15±0,04	0,17±0,03	0,17±0,05	0,17±0,03		
Lat_VM (s)	DP	0,24±0,17	0,33±0,20	0,28±0,16	0,31±0,22	0,24±0,14	ns	ns
	GC	0,29±0,13	0,33±0,19	0,32±0,16	0,29±0,18	0,24±0,10		
Lat_GM (s)	DP	0,17±0,05	0,15±0,05	0,17±0,10	0,15±0,04	0,12±0,02	ns	1>5
	GC	0,14±0,04	0,14±0,05	0,14±0,06	0,13±0,04	0,13±0,03		
Lat_TA (s)	DP	0,29±0,17	0,21±0,14	0,25±0,15	0,21±0,13	0,20±0,11	ns	1>5
	GC	0,34±0,17	0,32±0,16	0,31±0,20	0,29±0,17	0,26±0,15		
TTP_BF (s)	DP	0,21±0,15	0,22±0,21	0,20±0,17	0,29±0,27	0,19±0,16	DP>GC	ns
	GC	0,20±0,15	0,14±0,09	0,20±0,13	0,11±0,09	0,14±0,09		
TTP_VM (s)	DP	0,31±0,27	0,38±0,26	0,33±0,27	0,27±0,26	0,39±0,43	ns	ns
	GC	0,33±0,26	0,30±0,23	0,21±0,20	0,31±0,22	0,40±0,26		
TTP_GM (s)	DP	0,25±0,28	0,15±0,17	0,21±0,21	0,20±0,23	0,18±0,16	ns	ns
	GC	0,16±0,15	0,17±0,19	0,13±0,18	0,13±0,10	0,16±0,22		
TTP_TA (s)	DP	0,29±0,24	0,41±0,25	0,36±0,28	0,30±0,15	0,32±0,23	ns	ns
	GC	0,32±0,27	0,22±0,16	0,32±0,25	0,30±0,25	0,33±0,23		
Tempo Rec. (s)	DP	4,20±0,39	3,87±1,11	3,91±0,48	3,85±0,78	3,35±0,85	DP>GC	1>3; 1>4; 1>5
	GC	3,06±0,92	2,93±0,63	2,39±0,33	2,37±0,55	2,50±0,65		

Lat = latência; TTP = tempo para o pico; Rec = recuperação.

2.3.2.2 Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP

2.3.2.2.1 Ajustes posturais preditivos

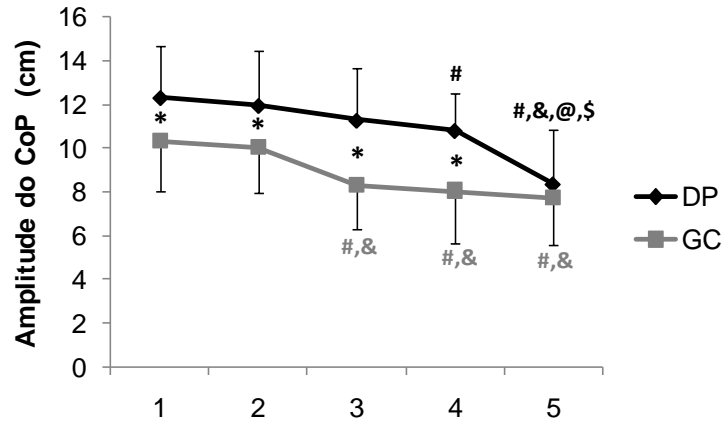
Nos ajustes posturais preditivos em situações imprevisíveis de perturbação externa da postura, a ANOVA revelou efeito principal de tentativa (Tabela 3) no deslocamento do CoP ($F_{4,148} = 3,769$, $p=0,006$) e na velocidade média do CoP ($F_{4,148} = 3,769$, $p=0,006$). O teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maior deslocamento do CoP na tentativa 1 quando comparado com a tentativa 5 ($p=0,037$) e maior velocidade média do CoP na tentativa 1 em relação à 5 ($p=0,037$).

2.3.2.2.2 Ajustes posturais reativos

Nos ajustes posturais reativos em condição de perturbação externa da postura, a ANOVA revelou interação entre grupo e tentativa na amplitude do deslocamento do CoP ($F_{4,148} = 3,893$, $p=0,005$) (Figura 5), efeito principal de tentativa no deslocamento do CoP ($F_{4,148} = 5,263$, $p=0,001$), na amplitude do deslocamento do CoP ($F_{4,148} = 20,246$, $p<0,001$), na velocidade média do CoP ($F_{4,148} = 5,261$, $p=0,001$), na iEMG do músculo TA ($F_{4,144} = 2,489$, $p=0,046$) e na coativação dos músculos BF/VM ($F_{4,148} = 3,088$, $p=0,018$) e GM/TA ($F_{4,144} = 2,386$, $p=0,050$) (Tabela 4). Além disso, foi revelado efeito principal de grupo para a amplitude do deslocamento do CoP ($F_{1,37} = 15,978$, $p<0,001$) e coativação dos músculos GM/TA ($F_{1,36} = 7,513$, $p=0,009$) (Tabela 4).

Para a interação entre grupo e tentativa nos ajustes posturais reativos na condição de perturbação externa imprevisível, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que idosos com DP apresentaram maior amplitude do deslocamento do CoP em relação ao GC nas tentativas 1 ($p=0,003$), 2 ($p=0,013$), 3 ($p<0,001$) e 4 ($p<0,001$). Além disso, idosos com DP apresentaram maior amplitude do deslocamento nas tentativas 1, 2, 3 e 4 quando comparados com a tentativa 5 ($p<0,001$; $p<0,001$; $p<0,001$; $p=0,001$, respectivamente) e maior amplitude na tentativa 1 em relação à tentativa 4 ($p=0,011$). Os idosos do GC apresentaram maior amplitude do deslocamento nas tentativas 1 e 2 em comparação com as tentativas 3 ($p=0,001$ e $p=0,001$), 4 ($p<0,001$ e $p<0,001$) e 5 ($p=0,006$ e $p=0,006$, respectivamente).

Figura 5 - Médias e desvios-padrão da amplitude do deslocamento do CoP nos ajustes posturais reativos na condição de perturbação externa imprevisível.



* Diferença significativa entre os grupos DP e GC; # indica diferença significativa para a tentativa 1; & indica diferença significativa para a tentativa 2; @ indica diferença significativa para a tentativa 3; \$ indica diferença significativa para a tentativa 4.

Para o efeito principal de tentativa nos ajustes posturais reativos, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maior deslocamento e maior velocidade média do CoP na tentativa 1 em relação à tentativa 5 ($p=0,002$ e $p=0,002$, respectivamente). Ainda, os idosos apresentaram maior amplitude do CoP nas tentativas 1, 2 e 3 quando comparadas com a tentativa 5 ($p<0,001$; $p<0,001$; $p=0,004$, respectivamente), nas tentativas 1 e 2 em relação à tentativa 4 ($p<0,001$; $p=0,001$, respectivamente) e nas tentativas 1 e 2 em comparação à tentativa 3 ($p=0,004$ e $p=0,015$, respectivamente). Além disso, os idosos apresentaram maior iEMG no músculo TA na tentativa 1 em relação à tentativa 4 ($p=0,015$ e $p=0,022$, respectivamente) e maior coativação nos músculos BF/VM e GM/TA na tentativa 1 em relação à tentativas 5 ($p=0,040$ e $p=0,019$, respectivamente). Em relação ao efeito principal de grupo, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos com DP apresentaram maior amplitude do deslocamento do CoP ($p<0,001$) e coativação dos músculos GM/TA ($p=0,009$) em comparação ao GC.

Tabela 3 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP nos ajustes posturais preditivos em situações de perturbação externa imprevisíveis.

		Tentativas					Efeito Grupo	Efeito Tentativa
		1	2	3	4	5		
iEMG_BF (% do baseline)	DP	48,68±11,04	49,03±9,01	51,50±6,61	53,06±7,24	50,42±8,80	ns	ns
	GC	48,60±7,53	49,6±8,56	48,12±6,61	53,57±13,14	50,11±5,14		
iEMG_VM (% do baseline)	DP	54,56±23,63	50,07±8,27	52,18±5,97	49,05±6,93	48,80±7,24	ns	ns
	GC	52,88±9,94	50,23±13,80	50,23±6,45	51,20±8,02	49,98±5,33		
iEMG_GM (% do baseline)	DP	55,15±15,29	49,03±11,01	51,38±14,41	56,06±25,64	51,25±8,25	ns	ns
	GC	50,02±19,97	49,70±11,32	52,40±18,90	50,81±18,37	66,81±37,67		
iEMG_TA (% do baseline)	DP	51,86±21,23	50,79±5,67	45,84±8,16	57,33±19,66	46,60±10,67	ns	ns
	GC	54,84±21,21	61,10±47,10	51,97±16,15	50,39±4,62	50,90±9,79		
Coativação BF/VM (%)	DP	101,20±34,18	104,99±23,56	103,12±18,47	93,33±13,90	98,61±7,60	ns	ns
	GC	98,32±23,78	96,20±26,17	106,63±21,85	100,61±27,30	100,99±16,61		
Coativação GM/TA (%)	DP	101,25±7,93	109,35±30,62	99,47±49,35	116,86±53,59	94,76±28,59	ns	ns
	GC	91,74±41,91	122,41±138,52	96,77±29,10	107,26±28,01	85,52±29,63		
Deslocamento CoP (cm)	DP	0,88±0,42	0,78±0,36	0,69±0,21	0,71±0,28	0,68±0,25	ns	1>5
	GC	0,69±0,32	0,66±0,31	0,56±0,21	0,57±0,42	0,55±0,30		
Amplitude CoP(cm)	DP	0,75±0,41	0,70±0,36	0,60 0,23	0,65±0,29	0,59±0,22	ns	ns
	GC	0,63±0,34	0,55±0,32	0,49±0,23	0,48±0,41	0,49±0,29		
Velocidade média CoP (cm/s)	DP	2,89±1,40	2,57±1,18	2,27±0,71	2,34±0,92	2,25±0,84	ns	1>5
	GC	2,28±1,05	2,16±1,03	1,80±0,70	1,88±1,40	1,80±0,98		

Tabela 4 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP nos ajustes posturais reativos na condição de perturbação externa imprevisível.

		Tentativas					Efeito Grupo	Efeito Tentativa
		1	2	3	4	5		
iEMG_BF (% do baseline)	DP	532,68±433,67	455,17±462,22	460,53±357,29	490,99±387,11	481,54±345,92	ns	ns
	GC	608,27±605,16	534,48±481,73	444,37±290,58	556,45±425,26	567,43±473,31		
iEMG_VM (% do baseline)	DP	587,98±568,55	624,01±607,22	484,04±500,10	452,70±388,15	490,15±455,40	ns	ns
	GC	1179,08±2392,38	595,86±874,05	989,76±2196,45	955,82±2018,90	475,47±637,17		
iEMG_GM (% do baseline)	DP	585,90±432,46	504,78±338,37	562,09±452,78	561,11±419,50	510,03±38,97	ns	ns
	GC	423,87±255,29	602,77±19,52	535,22±448,49	453,17±293,76	595,89±777,77		
iEMG_TA (% do baseline)	DP	1112,37±1256,47	1124,39±1136,40	1054,42±1119,58	1033,33±1159,65	952,37±1004,89	ns	1>4
	GC	1322,42±573,58	1112,37±1603,93	1256,83±2178,22	882,49±229,47	708,95±1173,14		
Coativação BF/VM (%)	DP	89,79±47,45	86,30±45,64	85,92±31,75	74,59±35,99	73,05±32,02	ns	1>5
	GC	84,43±46,10	70,61±38,59	63,70±34,03	69,80±41,53	53,74±32,30		
Coativação GM/TA (%)	DP	103,91±33,17	94,08±39,69	86,66±45,41	73,63±9,33	65,62±29,30	DP>GC	1>5
	GC	68,29±46,69	69,75±26,75	66,53±37,67	69,26±37,60	61,58±32,07		
Deslocamento CoP (cm)	DP	17,67±5,12	16,29±4,41	17,57±4,07	16,66±4,61	15,01±5,26	ns	1>5
	GC	16,47±3,63	15,89±3,98	16,09±3,30	14,32±3,54	13,85±3,63		
Amplitude CoP (cm)	DP	12,31±2,39	11,95±2,52	11,27±2,38	10,80±1,68	8,35±2,52	DP>GC	1>3;1>4;1>5;2>3;2>4;2>5 3>5
	GC	10,31±2,27	10,03±2,07	8,29±1,97	7,75±2,39	8,05±2,16		
Velocidade média CoP (cm/s)	DP	28,41±10,15	24,97±8,74	27,06±8,07	23,38±9,14	23,03±10,43	ns	1>5
	GC	26,97±7,19	26,19±7,90	26,48±6,54	23,67±7,03	23,20±7,21		

2.4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivos: comparar as respostas posturais sob perturbação externa inesperada entre idosos com DP e neurologicamente saudáveis, e analisar o comportamento dos ajustes posturais preditivos e reativos sob perturbação imprevisível durante a habituação em idosos com DP e neurologicamente saudáveis. Como esperado, os idosos com DP demonstraram resposta no controle postural alterada após a perturbação externa inesperada, apresentando maiores valores no tempo de latência, no tempo para recuperar a posição estável, na amplitude do deslocamento do CoP, na integral EMG e na coativação muscular. Ambos os grupos apresentaram habituação à tarefa de controle postural em situações com perturbações externas imprevisíveis, sendo que os idosos neurologicamente saudáveis apresentaram ajustes reativos adequados quando comparados aos idosos com DP. Ainda, ambos os grupos apresentaram alteração positiva nos ajustes preditivos na habituação, diminuindo o deslocamento e a velocidade média do CoP na tentativa 5 em relação a 1. Além disso, os idosos com DP apresentaram atraso na habituação à perturbação. Em nosso conhecimento não há estudos na literatura que analisaram as alterações dos ajustes posturais nos subtipos da DP. Com isso, nossos resultados serão discutidos em relação às alterações presentes na DP, independentemente de seu subtipo. Da mesma forma realizada na seção dos resultados, a discussão desse estudo está organizada de acordo com as condições de perturbação externa da postura, sendo primeiramente a perturbação inesperada e, posteriormente, a imprevisível.

2.4.1 Perturbação externa inesperada

Com o envelhecimento ocorre declínio no controle postural, podendo ser devido a déficits na habilidade do sistema em retomar a posição de equilíbrio após uma perturbação ou pela diminuição da capacidade de conter a perturbação (STOKES e GARDNER-MORSE, 2003). Este declínio é ainda mais exacerbado na presença de doenças neurodegenerativas, como a DP. A perturbação externa inesperada ou “*first trial*” pode ocorrer nas atividades da vida diária e estão associadas com o aumento da ocorrência de quedas (VISSER et al., 2008),

necessitando de maiores amplitudes nas respostas EMG para controlar a postura (OUDE NIJHUIS et al., 2010). Estudos apontaram que idosos com DP parecem não apresentar atraso no início da resposta muscular, mas sim ativações musculares alteradas e descoordenadas nestas respostas (HORAK et al., 1992; BLOEM, 1992; HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a, b; CARPENTER et al., 2004). Porém, nós encontramos que além das alterações nas respostas do controle postural, idosos com DP apresentaram atraso no início da resposta devido o maior tempo de latência nos músculos GM e TA. Este atraso no início da resposta gera maior dificuldade em controlar de forma adequada o CoM e o CoG (HORAK et al., 1989a). Para o controle da resposta reativa, o início da ativação muscular é desencadeada pelo envio de informações somatossensoriais e cinestésicas ao SNC, o que é alterado nessa população (HORAK e MCPHERSON, 1996; HENRY et al., 1998; BLOEM et al., 2002; ABBRUZZESSE e BERARDELLI, 2003; CARPENTER e BLOEM, 2011; MCPHERSON e HORAK, 2014). Na DP ocorre um declínio na integração sensorial (HORAK et al., 1992) e os sinais cinestésicos são processados de forma incorreta devido aos déficits nos núcleos da base (FILION et al., 1988; CARPENTER e BLOEM 2011), evidenciando alteração na detecção e no processamento das informações (perturbação) (HORAK et al., 1992; CARPENTER e BLOEM et al., 2011).

Além do atraso para iniciar a resposta (STELMACH et al., 1992), os idosos com DP apresentaram maior tempo para atingir o pico da atividade muscular. A lentidão em atingir o pico nos músculos dos membros inferiores foi observada em idosos neurologicamente sadios quando comparados aos adultos jovens (FREITAS et al., 2010). Porém, em nosso conhecimento, outros estudos observaram este parâmetro apenas nas respostas reativas dos músculos do braço na DP (WEAVER et al., 2014) e no deslocamento do CoP (HORAK et al., 2005). Para o controle postural reativo de forma adequada são necessárias respostas musculares mais rápidas e coordenadas (BLOEM et al., 1996; HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a), podendo diminuir a oscilação e a amplitude do deslocamento do CoP (HORAK et al., 1992; 2005). Porém, na DP ocorre ativação muscular inadequada e aumento na coativação dos músculos agonistas e antagonistas (HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a, b; CARPENTER et al., 2004).

O aumento na coativação muscular na DP pode ser devido à alta magnitude de ativação do músculo antagonista e ao início da ativação ser muito próxima à do

músculo agonista (DIETZ et al., 1993; HORAK et al., 1996; DIMITROVA et al., 2004a). Além disso, outro fator que pode influenciar no aumento da coativação é o medo de quedas (ADKIN et al., 2003). Com as alterações na captação e integração das informações sensoriais e das alterações nas circuitarias cerebrais presente na DP (TAKAKUSAKI et al., 2004), o SNC apresenta diminuição da flexibilidade em controlar a atividade muscular de forma adequada, ativando de maneira descoordenada os músculos (BLOEM, 1992; HORAK et al., 1992;2005; HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a, b). Essa atividade muscular alterada aumenta a rigidez destes pacientes, dificultando ainda mais a manutenção do equilíbrio após a perturbação (HENRY et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a). A rigidez e a bradicinesia são sintomas comumente presentes na DP e em situações posturais mais desafiadoras, como a presença de perturbações externas, parecem evidenciar a dificuldade em controlar a postura (DIMITROVA et al., 2004b; HORAK et al., 2005). A bradicinesia pode ser entendida como lentidão do movimento e parece influenciar de maneira negativa nas respostas posturais após perturbação contribuindo para o atraso dessas respostas (BLOEM, 1992). Ainda, idosos com DP necessitam maior magnitude de ativação do músculo agonista (GM nesse caso) para manter o equilíbrio após a perturbação. Por fim, devido todas as alterações no controle postural citadas acima, os idosos com DP apresentaram maior tempo para conseguir recuperar a posição estável, permanecendo assim, em situação instável por mais tempo.

2.4.2 Perturbação externa imprevisível (habituação à tarefa)

Idosos com DP apresentam pior controle postural sob perturbação externa imprevisível (HORAK et al., 1992,2005; CHONG et al., 2000; DIMITROVA et al., 2004a,b; NANHOE-MAHABIER et al., 2012). Nossos resultados apontaram que estes idosos necessitam maior tempo para recuperar a posição estável, maior tempo para atingir o pico no músculo BF, maior amplitude do CoP, maior iEMG e maior coativação muscular nas respostas reativas. Apesar da inflexibilidade do SNC em controlar os músculos de forma coordenada e na dificuldade em alterar os padrões de resposta após a perturbação, idosos com DP conseguem habituar-se ou adaptar-se à tarefa (BLOEM et al., 1998; VISSER et al., 2010; NANHOE-MAHABIER et al., 2012; OOTEGHEM et al., 2017). Em nosso conhecimento, a habituação das

respostas posturais à perturbação na DP tem sido estudada desde o final da década de 90 (BLOEM et al., 1998), porém, nos últimos anos este tema vêm sendo bastante evidenciado (VISSER et al., 2010; NANHOE-MAHABIER et al., 2012; PETERSON et al., 2016; OOTEGHEM et al., 2017).

Estudos buscaram analisar a habituação sob diferentes condições de perturbações e com diferentes parâmetros analisados, apresentando resultados controversos (BLOEM et al., 1998; VISSER et al., 2010; NANHOE-MAHABIER et al., 2012; OOTEGHEM et al., 2017). O estudo de Bloem e colaboradores (1998) indicou que os idosos com DP conseguem habituar à perturbação em poucas tentativas, enquanto que os idosos neurologicamente sadios não apresentaram essa habituação. Uma possível explicação para esses resultados foi que os idosos neurologicamente sadios já apresentam uma resposta postural adequada, com isso, é mais difícil observar mudanças nestas respostas. Já os idosos com DP apresentam pior controle postural, o que “facilitaria” a observação de mudanças positivas nas respostas posturais. Além disso, os autores apontam esses resultados sugerem um menor envolvimento dos núcleos da base e maior envolvimento de redes centrais do cerebelo nas respostas compensatórias para habituação à perturbação (RAYMOND et al., 1996; BLOEM et al., 1998; OOTEGHEM et al., 2017), pois pacientes com desordens cerebelares apresentam pior habituação à perturbação (NASHNER e GRIMM, 1978). Ainda, os resultados de Visser et al. (2010) revelaram que idosos com DP e neurologicamente sadios apresentam respostas musculares similares para a habituação à perturbação. Porém nossos resultados corroboram com outros estudos, onde idosos com DP apesar de conseguirem alterar os padrões de respostas posturais, apresentam um atraso nessa habituação (NANHOE-MAHABIER et al., 2012; OOTOGHEM et al., 2017).

Idosos neurologicamente sadios parecem habituar as respostas à perturbação nas primeiras tentativas, enquanto que idosos com DP necessitam de mais tentativas em sequência para alterar seus padrões de respostas nos parâmetros EMG e do CoP e do deslocamento do CoM (NANHOE-MAHABIER et al., 2012). Na DP ocorrem déficits no funcionamento dos núcleos da base, com isso, os idosos com DP apresentam um atraso na habituação à perturbação, visto que esta área parece estar associada à aprendizagem e ao controle dos movimentos (WILKINSON et al., 2009). Porém, apesar deste atraso, idosos com DP conseguem habituar à perturbação possivelmente devido às contribuições de diversas áreas envolvidas na

rede de aprendizagem motora postural (OOTEGHEM et al., 2017) compensando os declínios nas redes córtico-basais (JAHN et al., 2008; FLING et al., 2013). Os ajustes posturais preditivos podem ser entendidos como preparação para a perturbação e parecem estar relacionados com processos de aprendizagem pelo envolvimento das redes córtico-cerebelar (HORAK e DIENER, 1994; BASTIAN, 2006), o que é mais afetado na DP (LEE et al., 1995). Porém nossos resultados indicam que os idosos conseguem alterar seus ajustes preditivos diminuindo o deslocamento e a velocidade média do CoP, apresentando habituação à perturbação também nesses ajustes. Os estudos que buscaram analisar a habituação do controle postural repetiram as perturbações em sequência, enquanto nosso estudo encontrou resultados semelhantes, mas realizou as tentativas de forma randômica.

O presente estudo apresentou algumas limitações, como a falta de análise do comportamento do CoM nessas condições de perturbação externa e em analisar a atividade muscular em apenas um lado do corpo dos participantes. Além disso, devido à característica heterogênea da DP, sugerimos que os próximos estudos busquem avaliar e comparar as respostas reativas inesperadas e a habituação à perturbação nos subtipos da DP (IPDA e TD). Ainda, que próximos estudos analisem o comportamento neural dos ajustes preditivos e reativos nessa população, visto que áreas mais superiores nas respostas do controle postural podem estar envolvidas no controle reativo.

2.5 CONCLUSÃO

Idosos com DP apresentam alterações nos parâmetros EMG e do CoP dos ajustes posturais sob condição de perturbação externa inesperada e imprevisível. Além disso, estes idosos conseguem alterar seus padrões do controle postural após exposição à perturbação, porém apresentam um atraso na habituação quando comparados aos idosos neurologicamente saudáveis. Por fim, nossos resultados sugerem que para a habituação à perturbação não é necessário repeti-las em sequência e sim que o indivíduo seja exposto a estas perturbações.

3. ESTUDO 2 – Efeito da informação sobre a perturbação e sobre os ajustes posturais em idosos com doença de Parkinson e neurologicamente saudáveis.

3.1 INTRODUÇÃO

Componentes sensoriais e motores (HORAK e MACPHERSON, 1996; MAKI e MCILROY, 1996) estão envolvidos no controle postural, sendo este influenciado pelo processo de envelhecimento (HORAK, 1996; STOKES e GARDNER-MORSE, 2003) e pela presença de patologias (BOOTH et al., 1994). A instabilidade postural é um sinal/sintoma cardinal na DP, pois está associada a quedas e morbidade (BLOEM et al., 2001a, b; CROUSE et al., 2016). O controle postural em pacientes com DP parece ser pouco responsivo ao uso da medicação específica da doença. Assim, além de problemas do controle postural devido à DP, o uso do medicamento parece não contribuir para as sinergias musculares em perturbações da base de suporte (CHONG et al., 2000), podendo apresentar respostas posturais mais fracas e mais lentas, chamadas de *central-set* inflexível (HORAK et al., 1989b, 1996; PARK et al., 2015). O *central-set* pode ser entendido como comandos descendentes que geram respostas compensatórias mais eficientes para a manutenção da postura (HORAK et al., 1989b; JACOBS e HORAK, 2007) e sua participação nas respostas baseadas nas informações do contexto tem sido apresentada por meio do fornecimento de dicas e da experiência em perturbações posturais externas (DIENER, 1991; CHONG et al., 2000; De LIMA et al., 2010; SMITH et al., 2012,2014).

Ajustes posturais em resposta a uma perturbação requerem a participação de processamento cortical (JACOBS e HORAK, 2007). Nas condições de perturbação postural previsível, há auxílio de vias transcorticais envolvidas com ajustes preditivos, fazendo com que haja preparação da resposta postural antes mesmo de qualquer ajuste relacionado à sensação da perturbação (JACOBS et al., 2008). Entretanto, pacientes com DP mostram ajustes posturais antecipatórios menores que o normal e não conseguem modulá-los de acordo com a magnitude da perturbação (PARK et al., 2015).

Estudos apontam a influência do fornecimento de instruções para o controle e de dicas sobre direção, magnitude e momento da perturbação no controle do equilíbrio na postura ereta (DIENER et al., 1991; JACOBS et al., 2008; MOCHIZUKI et al., 2008; De LIMA et al., 2010) e no aumento dos ajustes posturais antecipatórios

antes de iniciar o andar (ROCCHI et al., 2012). Entretanto, alguns resultados são controversos. Alguns estudos observaram melhoras nas respostas reativas quando instruções para resistir à perturbação (CHONG et al., 2000) e dica da direção da perturbação foi fornecida (De LIMA et al., 2010), apresentando respostas mais adequadas e menor latência de ativação muscular (CHONG et al., 2000; De LIMA et al., 2010). Por outro lado, Diener e colaboradores (2001) e Maki e McIlroy (2006) não observaram influência da dica sobre a direção e magnitude da perturbação no controle postural. Ainda, estudos com o fornecimento da dica sobre a perturbação foram realizados em idosos neurologicamente saudáveis e adultos jovens, havendo poucos estudos sobre a influência das dicas em pacientes com DP (SMITH et al., 2012,2014), que apresentam déficits na adaptação a perturbações na base de suporte, evidenciados pelas sinergias reativas e pelas geradas centralmente (HALL et al., 2013).

A utilização de dicas e instruções para melhorar o controle postural está relacionada com a capacidade de aprendizagem. Pacientes com DP não mostraram efeito de aprendizagem nas respostas posturais reativas ao serem puxados e em 59% das tentativas houve queda devido ao não emprego da estratégia do passo requerida (SMULDERS et al., 2014; KIMMELL et al., 2015). Por outro lado, ao empregar dicas por *feedback* visual, Ioffe e colaboradores (2006) observaram que pacientes com DP aprenderam a controlar o equilíbrio corporal usando o deslocamento do CoP. Além disso, outros estudos evidenciaram efeito de aprendizagem após a repetição de perturbações em sequência em idosos com DP (PETERSON et al., 2016; OOTEGHEM et al., 2017). Em relação à estratégia do passo, pacientes com DP demonstraram ajustes posturais antecipatórios, que diminuíram com dicas visuais (SCHONEBURG et al., 2013). Aparentemente, os núcleos da base estariam envolvidos na aprendizagem de uma estratégia mais geral de controle do CoP (IOFFE et al., 2006).

Smith, Jacobs e Horak (2012) analisaram a influência de dicas verbais sobre a magnitude da perturbação (baixa e alta magnitude) e nas perturbações imprevisíveis na atividade cortical. Os resultados apontaram que a atividade cortical preparatória pode influenciar mais a resposta postural nos indivíduos com DP quando comparados aos indivíduos neurologicamente saudáveis e que a maior atividade cortical pode ser uma tentativa de compensação do desempenho ruim nas respostas posturais. Porém, ainda permanecem questões a respeito da influência da

informação sobre a perturbação e sobre os ajustes posturais requeridos principalmente na DP.

A diminuição do funcionamento de áreas envolvidas com o controle da postura em idosos leva a uma compensação por outras áreas que possivelmente estão envolvidas com o processamento atencional sensório-motor, fazendo com que seja diminuída a automaticidade dos ajustes posturais (SEIDLER et al., 2010). Para que haja essa compensação nos déficits de adaptabilidade causados pelo processo de envelhecimento, outras áreas corticais necessitam ser ativadas (FUJIWARA et al., 2011). A partir dessa ideia, pode ser que o controle postural em idosos e, principalmente em indivíduos com DP, fique mais propenso a ser influenciado pelo uso das informações cognitivas (CHONG et al., 2000; SMITH et al., 2012), pois indivíduos com DP apresentam déficits motores, comprometimento das áreas corticais envolvidas na postura e declínio cognitivo (STELLA et al., 2007). Com isso, espera-se que o fornecimento de dicas, tanto sobre a perturbação, quanto sobre as respostas posturais, possa ser mais bem aproveitado pelos indivíduos com DP buscando organizar os ajustes posturais necessários para reagir à perturbação postural, corroborando com os achados de Smith, Jacobs e Horak (2012). Porém, a influência de instruções e dicas no controle do equilíbrio após uma perturbação postural ainda não é bem entendida na literatura, pois Chong e colaboradores (2000) sugeriram que indivíduos com DP possuem uma deficiência cognitiva em se adaptar à perturbação apresentando mudança menor na ativação do tibial anterior e gastrocnêmio quando instruídos a resistir à perturbação. Por outro lado, recursos cognitivos podem auxiliar na modulação das respostas, permitindo flexibilidade ao sistema de controle postural (JACOBS e HORAK, 2007; MOCHIZUKI et al., 2008).

Além disso, indivíduos com DP possuem um padrão de coativação dos músculos agonistas e antagonistas, o que prejudica o controle postural (BLOEM et al., 1996). O fornecimento de dicas, instruções e informações sobre a forma de responder à perturbação pode ser capaz de auxiliar os indivíduos com DP a realizarem os ajustes posturais mais adequados, tanto preditivos como reativos. O conhecimento sobre a influência da dica no controle da postura é importante para possíveis estratégias utilizadas na reabilitação em indivíduos com DP (MORRIS et al., 2009).

Sendo assim, o objetivo deste estudo é analisar o efeito das informações referentes à perturbação e ao controle postural nos ajustes posturais preditivos e

reativos em indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis. A hipótese deste estudo é que os indivíduos (principalmente com DP) melhorem os ajustes posturais, tanto preditivos, quanto reativos, quando as informações sobre a perturbação e sobre o controle postural forem fornecidas, apresentando menor latência muscular, menor magnitude ativação muscular e valores menores nas variáveis do CoP na comparação com as tentativas sem o fornecimento destas informações.

3.2 MATERIAIS E MÉTODO

3.2.1 Participantes

Os mesmos idosos do Estudo 1 foram convidados a participar do Estudo 2. Porém, houve uma perda amostral devido a desistências (n=2) e agravamento da DP (n=1), impossibilitando a participação neste segundo estudo. Com isso, o grupo de idosos com DP foi composto por 17 sujeitos e o GC com 19 (tabela 6). Os critérios de inclusão e exclusão foram os mesmos adotados no Estudo 1.

3.2.2 Delineamento Experimental

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO) na mesma universidade. O participante foi convidado a retornar no mesmo local após aproximadamente um mês das avaliações do Estudo 1, para que fosse realizado o protocolo experimental sobre o controle postural com o fornecimento das informações (instruções) sobre a perturbação e sobre as respostas posturais. O desenho experimental foi pensado desta forma para evitar ao máximo as possíveis interferências das tentativas do primeiro estudo nos resultados deste estudo.

3.2.3 Avaliação do controle postural

Assim como no Estudo 1, foram realizadas alterações nesse estudo, sendo acrescentado mais uma condição de informações adicionais (informações visuais – Condição 2) porque os idosos com DP priorizarem mais o uso destas informações sensoriais. Para a avaliação do efeito da informação adicional sobre os mecanismos

de ajustes posturais sob a perturbação externa, foram realizadas 20 tentativas com perturbação externa, sendo realizadas 5 tentativas para cada bloco de informações. A tentativa teve duração de 20 s e o participante não teve conhecimento do momento em que ocorreria a perturbação, sendo que a direção e a magnitude da perturbação postural foram as mesmas empregadas no Estudo 1. O fornecimento das informações adicionais sobre a perturbação e sobre os ajustes posturais adequados ocorreu de forma crescente e cumulativa em 4 condições, sempre de mesma ordem. No início do estudo (momento de preparação do indivíduo - colocação dos eletrodos da EMG) foi realizada explicação prévia ao idoso em relação aos nomes científicos e populares dos músculos e sua localização. Este método foi empregado buscando maior entendimento por parte dos participantes. Na primeira condição (Condição 1 – informações sobre as características da perturbação), o participante foi informado que haveria perturbação postural com o deslocamento da superfície de suporte para trás em todas as tentativas. Na segunda condição (Condição 2 – informações visuais sobre a resposta esperada), foi mostrado aos participantes um vídeo de um indivíduo adulto jovem sofrendo perturbação externa e seus ajustes posturais para manutenção do equilíbrio. A partir disso, foi pedido para que o participante tentasse controlar a postura de forma semelhante ao adulto jovem. Antes de cada tentativa da terceira condição (Condição 3 – informações verbais sobre a musculatura a ser ativada) foram fornecidas informações verbais sobre quais músculos (de acordo com as explicações prévias) o indivíduo deveria ativar para responder de forma mais adequada à perturbação (por exemplo: “Sr. Victor agora deve contrair (fazer “força”) mais no músculo da panturrilha (gastrocnêmio) quando a plataforma mexer”). Por fim, no quarto bloco (Condições 4 - informações somatossensoriais adicionais), os músculos mais adequados para a manutenção do equilíbrio foram palpados. Todas as informações de cada Condição foram fornecidas em todas as tentativas.

3.2.4 Análise dos dados

Os mesmos parâmetros EMG e do CoP descritos no Estudo 1 foram analisados neste estudo.

3.2.5 Análise estatística

O nível de significância foi mantido em 0,05 para todas as análises e o programa SPSS 18.0 (SPSS, Inc.) foi utilizado para o tratamento estatístico. Os testes de Shapiro-Wilk e de Levene foram empregados para verificação da normalidade na distribuição dos dados e da homogeneidade das variâncias, respectivamente. Os dados de caracterização dos grupos foram comparados por meio do teste t de Student para amostras independentes. A média das 15 tentativas com perturbação em sequência realizadas no Estudo 1 foram analisadas (3 blocos com 5 tentativas) por meio de ANOVAs *two-way* com fator para grupo (DP x GC) e Bloco (1 x 2 x 3), com medidas repetidas para o último fator. Além disso, o Bloco 3 foi comparado com a média das condições com informações adicionais por meio de ANOVAs *two-way* com fator para grupo (DP x GC) e Condições (Bloco 3 x Condição 1 x Condição 2 x Condição 3 x Condição 4), com medidas repetidas para o último fator. Testes *post hoc* de Bonferroni foram utilizados quando a interação entre os fatores foi indicada na análise.

3.3 RESULTADOS

A Tabela 6 apresenta os dados clínicos, cognitivos e antropométrico dos idosos com DP e do GC que participaram do Estudo 2.

Tabela 6 - Características antropométricas, clínicas e cognitivas dos idosos com DP e do GC.

	DP (n=17)	GC (n=19)	Valor p
Idade (anos)	69,94±7,66	70,84±5,27	0,68
Massa Corporal (kg)	73,29±10,37	70,70±10,74	0,46
Estatura (cm)	161,07±9,18	162,46±7,00	0,61
MEEM (pts)	27,17±2,48	28,73±1,62	0,06
UPDRS III (pts)	24,11±11,83	---	---
UPDRS (IPDA)	0,57±0,33	---	---
Hoehn & Yahr (estágio)	HY1 (1), HY1,5 (3), HY2 (9), HY2,5 (3), HY3 (1)	---	---
LED (mg/dia)	451,11±402,85		
Tempo DP (anos)	6,29±4,13		

UPDRS=*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*; MEEM=*Mini Exame do Estado Mental*;
LED=*Levodopa Equivalent Dose*.

Semelhante ao Estudo 1, os resultados do controle postural do Estudo 2 são apresentados da seguinte forma: Primeiramente referente aos Blocos com as 15 tentativas com perturbação em sequência, são apresentados os parâmetros temporais (EMG e CoP), os parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP dos ajustes posturais preditivos e, em seguida, os ajustes posturais reativos. Posteriormente, são apresentados os dados referentes ao efeito das informações externas adicionais no controle postural: os parâmetros temporais (EMG e CoP), os de amplitude da EMG e espaciais do CoP dos ajustes posturais preditivos e os ajustes posturais reativos.

3.3.1 Bloco com perturbação em sequência

3.3.1.1 Parâmetros temporais

Nos parâmetros temporais (EMG e CoP) do controle postural na habituação à tarefa (perturbação), a ANOVA revelou efeito principal de grupo, sendo que os

idosos com DP apresentaram maior tempo para recuperar a posição estável ($F_{1,34}=25,984$, $p<0,001$) e maior tempo para o pico do músculo BF ($F_{1,33}=7,244$, $p=0,011$) quando comparado ao GC (Tabela 7).

Tabela 7 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros temporais da EMG e do CoP do controle postural nos blocos com perturbação em sequência.

		Blocos perturbação (Sequência)			Efeito Grupo	Efeito Bloco
		B1	B2	B3		
Lat_BF (s)	DP	0,19±0,08	0,22±0,18	0,17±0,06	ns	ns
	GC	0,16±0,03	0,16±0,04	0,16±0,02		
Lat_VM (s)	DP	0,29±0,10	0,35±0,14	0,34±0,18	ns	ns
	GC	0,34±0,13	0,29±0,12	0,35±0,23		
Lat_GM (s)	DP	0,15±0,06	0,16±0,06	0,16±0,07	ns	ns
	GC	0,12±0,02	0,12±0,02	0,13±0,02		
Lat_TA (s)	DP	0,27±0,16	0,23±0,09	0,22±0,11	ns	ns
	GC	0,28±0,12	0,24±0,10	0,25±0,11		
TTP_BF (s)	DP	0,31±0,24	0,33±0,22	0,35±0,31	DP>GC	ns
	GC	0,21±0,19	0,22±0,18	0,14±0,08		
TTP_VM (s)	DP	0,39±0,22	0,43±0,30	0,38±0,38	ns	ns
	GC	0,34±0,22	0,32±0,19	0,47±0,35		
TTP_GM (s)	DP	0,26±0,17	0,22±0,10	0,24±0,17	ns	ns
	GC	0,16±0,11	0,28±0,26	0,23±0,24		
TTP_TA (s)	DP	0,33±0,20	0,33±0,22	0,32±0,20	ns	ns
	GC	0,29±0,22	0,32±0,21	0,33±0,16		
Tempo Rec. (s)	DP	4,05±1,07	4,06±1,17	4,11±1,07	DP>GC	ns
	GC	2,64±0,58	2,78±0,67	2,78±0,61		

Lat = latência; TTP = tempo para o pico; Rec = recuperação.

3.3.1.2 Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP

3.3.1.2.1 Ajustes posturais preditivos

Para os ajustes posturais preditivos, a ANOVA revelou efeito principal de bloco na coativação dos músculos BF/VM ($F_{2,66}=4,056$, $p=0,022$) (Tabela 8). O teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maior coativação dos músculos BF/VM no Bloco 3 quando comparado ao Bloco 1 ($p=0,026$).

3.3.1.2.2 Ajustes posturais reativos

Para os ajustes posturais reativos, a ANOVA revelou efeito principal de bloco com perturbação em sequência na amplitude do deslocamento do CoP ($F_{2,68}=5,363$, $p=0,007$), na velocidade média do CoP ($F_{2,68}=11,395$, $p<0,001$). Os idosos apresentaram maior amplitude do CoP no Bloco 1 em relação ao Bloco 3 ($p=0,013$). Além disso, apresentaram maior velocidade média do CoP nos Blocos 1 e 2 em comparação ao Bloco 3 ($p<0,001$ e $p=0,029$, respectivamente) (Tabela 9). Ainda, a ANOVA revelou efeito principal de grupo na coativação dos músculos GM/TA ($F_{1,33}=35,002$, $p<0,001$), com menores valores para o grupo GC (Tabela 9).

Tabela 8 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP dos ajustes posturais preditivos nos blocos de habituação à tarefa (perturbação).

		Blocos perturbação (Sequência)			Efeito Grupo	Efeito Bloco
		B1	B2	B3		
iEMG_BF (% do baseline)	DP	53,97±14,05	51,46±4,26	49,64±5,27	ns	ns
	GC	54,47±6,55	53,63±8,49	50,42±4,62		
iEMG_VM (% do baseline)	DP	50,41±2,75	49,27±4,99	50,74±3,09	ns	ns
	GC	49,04±3,90	51,52±5,16	50,85±4,02		
iEMG_GM (% do baseline)	DP	50,66±5,96	56,88±12,52	53,04±9,47	ns	ns
	GC	53,35±16,85	58,12±17,24	56,10±11,98		
iEMG_TA (% do baseline)	DP	52,15±7,48	50,11±6,04	54,67±14,47	ns	ns
	GC	48,65±4,31	52,63±10,70	51,35±3,71		
Coativação BF/VM (%)	DP	101,34±8,90	98,35±15,06	107,56±2,66	ns	1<3
	GC	94,76±9,76	104,82±12,95	108,86±19,60		
Coativação GM/TA (%)	DP	118,75±35,69	99,011±9,22	112,98±34,32	ns	ns
	GC	133,25±141,64	105,27±32,00	109,08±25,18		
Deslocamento CoP (cm)	DP	0,77±0,23	0,78±0,24	0,76±0,23	ns	ns
	GC	0,65±0,23	0,65±0,24	0,60±0,22		
Amplitude CoP (cm)	DP	0,69±0,23	0,71±0,25	0,68 0,25	ns	ns
	GC	0,60±0,24	0,57±0,25	0,53±0,23		
Velocidade média CoP (cm/s)	DP	2,89±1,40	2,57±1,18	2,27±0,71	ns	ns
	GC	2,28±1,05	2,16±1,03	1,80±0,70		

Tabela 9 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP dos ajustes posturais reativos nos blocos de habituação à tarefa (perturbação).

		Blocos perturbação (Sequência)			Efeito Grupo	Efeito Bloco
		B1	B2	B3		
iEMG_BF (% do baseline)	DP	413,38±235,61	433,54±295,58	346,40±170,98	ns	ns
	GC	564,47±487,81	499,61±347,15	467,52±255,82		
iEMG_VM (% do baseline)	DP	354,11±202,97	295,85±139,58	320,49±240,88	ns	ns
	GC	593,19±929,15	497,17±770,52	453,25±722,63		
iEMG_GM (% do baseline)	DP	434,72±248,08	468,77±289,24	420,38±200,06	ns	ns
	GC	435,14±291,15	458,06±318,48	434,34±314,57		
iEMG_TA (% do baseline)	DP	753,28±519,08	700,70±504,71	547,55±384,24	ns	ns
	GC	779,70±1382,21	635,58±959,14	446,18±657,92		
Coativação BF/VM (%)	DP	76,85±33,68	76,31±34,52	82,50±41,32	ns	ns
	GC	76,51±62,82	71,71±48,82	67,03±43,75		
Coativação GM/TA (%)	DP	104,66±28,62	101,12±23,23	104,35±20,45	DP>GC	ns
	GC	58,36±17,89	67,45±30,17	70,84±21,06		
Deslocamento CoP (cm)	DP	14,85±4,38	16,38±4,41	12,23±3,86	ns	ns
	GC	12,84±3,08	13,71±4,07	10,79±3,42		
Amplitude CoP (cm)	DP	8,34±3,42	8,05±3,10	7,98±3,08	ns	1>3
	GC	6,53±2,04	6,34±1,74	6,33±1,72		
Velocidade média CoP (cm/s)	DP	21,21±7,11	21,03±7,58	19,96±6,76	ns	1>3; 2>3
	GC	18,34±5,40	17,72±5,59	16,69±4,90		

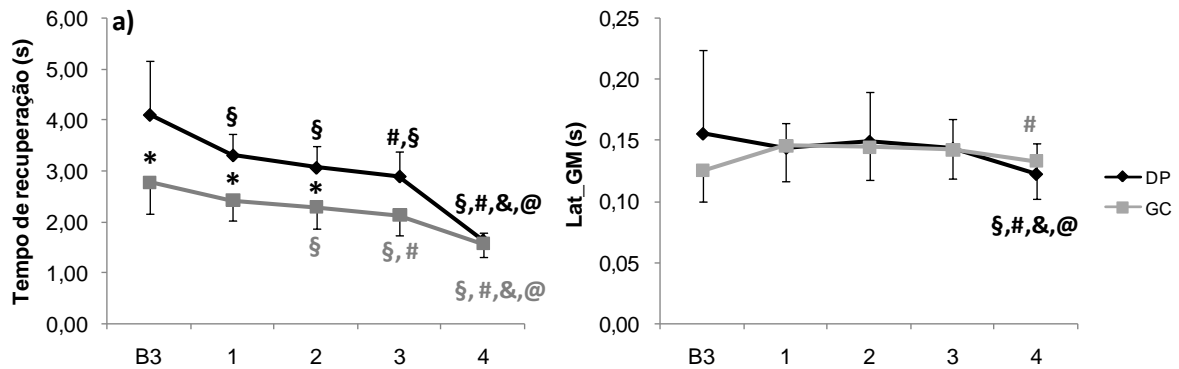
3.3.2 Efeito da informação adicional sobre a perturbação e sobre o controle postural

3.3.2.1 Parâmetros temporais

Nos parâmetros temporais (EMG e CoP) do controle postural nas condições de informação adicional sobre a perturbação e sobre o controle postural, a ANOVA revelou interação entre grupo e condição (Figura 6) no tempo para recuperar a posição estável ($F_{4,136}=7,914$, $p<0,001$) e no tempo de latência no músculo GM ($F_{4,128}=2,484$, $p=0,047$). Ainda, a ANOVA revelou efeito principal de condição de informação no tempo para recuperar a posição estável ($F_{4,136}=68,641$, $p<0,001$), no tempo de latência do músculo GM ($F_{4,128}=2,433$, $p=0,050$) e no tempo para o pico no músculo GM ($F_{4,136}=2,615$, $p=0,038$) (Tabela 10). Além disso, a estatística revelou efeito principal de grupo no tempo para recuperar a posição estável ($F_{1,34}=68,234$, $p<0,001$) e no tempo para o pico no músculo VM ($F_{1,31}=7,677$, $p=0,009$) (Tabela 10).

Referente à interação entre grupo e condição de informação o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos com DP apresentaram maior tempo para recuperar a posição estável no Bloco 3 ($p<0,001$), nas Condições de informação 1 ($p<0,001$), 2 ($p<0,001$) e 3 ($p<0,001$) quando comparados ao GC. O teste *post hoc* indicou que os idosos com DP apresentaram maior tempo para recuperar a postura estável no Bloco 3 em relação às Condições de informações 1 ($p=0,002$), 2 ($p<0,001$), 3 ($p<0,001$) e 4 ($p<0,001$), menor tempo na Condição 4 quando comparado com as Condições 1 ($p<0,001$), 2 ($p<0,001$) e 3 ($p<0,001$), e na Condição 3 em comparação à Condição de informação 1 ($p=0,005$). Da mesma forma que os pacientes com DP, os idosos do GC apresentaram menor tempo para recuperar a posição estável no Bloco informação 4 em relação aos Blocos informação 1 ($p<0,001$), 2 ($p<0,001$) e 3 ($p<0,001$), e no Bloco informação 3 em relação ao Bloco informação 1 ($p=0,031$). Além disso, o GC apresentou maior tempo para recuperar a postura estável no Bloco 3 em comparação às Condições de informações 2 ($p=0,0024$), 3 ($p=0,003$) e 4 ($p<0,001$) (Figura 6a). Ainda referente à interação, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos com DP apresentaram menor tempo de latência no músculo GM na Condição 4 em relação às Condições 1 ($p=0,001$), 2 ($p=0,004$), 3 ($p=0,006$) e ao Bloco 3 ($p=0,012$). Além disso, o GC apresentou menor latência no músculo GM na Condição 4 quando comparada a Condição 1 ($p=0,044$) (Figura 6b).

Figura 6 - Médias e desvios-padrão de ambos os grupos no 3º Bloco de sequência e nas condições com informações adicionais: a) tempo para recuperar a posição estável; b) tempo de latência no músculo GM.



* indica diferença significativa entre os grupos DP e GC; § indica diferença significativa em relação ao Bloco 3; # indica diferença significativa em relação à Condição 1; & indica diferença significativa em relação à Condição 2; @ indica diferença significativa em relação à Condição 3.

Para o efeito principal de bloco de informação, o teste *post hoc* de Bonferroni apontou que os idosos apresentaram maior tempo para recuperar a posição estável no Bloco 3 em relação às Condições 1 ($p=0,010$), 2 ($p<0,001$), 3 ($p<0,001$) e 4 ($p<0,001$). Ainda, apresentaram maior tempo para recuperar a posição estável nas Condições de informação 1, 2 e 3 em comparação à Condição de informação 4 ($p<0,001$, $p<0,001$ e $p<0,001$, respectivamente) e maior tempo para recuperar a posição estável na Condição 1 em relação à Condição 3 ($p=0,007$). Além disso, o teste *post hoc* apontou que os idosos apresentaram maior tempo de latência do músculo GM nas Condições de informação 1, 2, 3 quando comparado ao Bloco de informação 4 ($p=0,004$, $p=0,039$ e $p=0,043$, respectivamente). Por fim, os idosos apresentaram maior tempo para atingir o pico do músculo GM no Bloco 3 em relação à Condição de informação 4 ($p=0,042$). Em relação ao efeito principal de grupo, o teste *post hoc* indicou que os idosos com DP apresentaram maior tempo para recuperar a posição estável e maior tempo para atingir o pico do músculo VM em comparação ao GC ($p<0,001$ e $p=0,009$, respectivamente).

Tabela 10 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros temporais (EMG e CoP) nos ajustes posturais em situações com fornecimento de informação externa adicional de ambos os grupos.

		Bloco seq. B3	Condições informação				Efeito Grupo	Efeito Informação
			1	2	3	4		
Lat_BF (s)	DP	0,17±0,06	0,19±0,06	0,19±0,07	0,19±0,07	0,16±0,03	ns	ns
	GC	0,16±0,02	0,19±0,06	0,20±0,09	0,20±0,06	0,19±0,05		
Lat_VM (s)	DP	0,34±0,18	0,28±0,08	0,30±0,10	0,32±0,12	0,29±0,11	ns	ns
	GC	0,35±0,23	0,31±0,11	0,29±0,14	0,26±0,12	0,28±0,10		
Lat_GM (s)	DP	0,16±0,07	0,14±0,02	0,15±0,04	0,14±0,02	0,12±0,03	ns	1>4;2>4;3>4
	GC	0,13±0,02	0,14±0,03	0,14±0,03	0,14±0,02	0,13±0,03		
Lat_TA (s)	DP	0,22±0,11	0,28±0,11	0,27±0,11	0,26±0,09	0,27±0,10	ns	ns
	GC	0,25±0,11	0,28±0,11	0,30±0,13	0,30±0,14	0,30±0,10		
TTP_BF (s)	DP	0,38±0,33	0,24±0,20	0,22±0,21	0,24±0,17	0,20±0,14	ns	ns
	GC	0,15±0,08	0,24±0,22	0,26±0,19	0,27±0,23	0,19±0,17		
TTP_VM (s)	DP	0,38±0,38	0,35±0,21	0,41±0,26	0,51±0,32	0,43±0,19	DP>GC	ns
	GC	0,47±0,35	0,24±0,12	0,24±0,12	0,29±0,20	0,25±0,15		
TTP_GM (s)	DP	0,24±0,17	0,21±0,23	0,23±0,29	0,17±0,17	0,13±0,06	ns	B3>4
	GC	0,23±0,24	0,22±0,15	0,19±0,20	0,16±0,13	0,12±0,07		
TTP_TA (s)	DP	0,32±0,20	0,36±0,09	0,38±0,18	0,37±0,17	0,32±0,19	ns	ns
	GC	0,33±0,16	0,33±0,12	0,29±0,21	0,32±0,21	0,26±0,22		
Tempo Rec. (s)	DP	4,11±1,07	3,31±0,43	3,07±0,43	2,90±0,50	1,64±0,14	DP>GC	B3>1;B3>2;B3>3;B3>4;1>3;1>4;2>4;3>4
	GC	2,78±0,61	2,42±0,39	2,29±0,42	2,13±0,38	1,57±0,27		

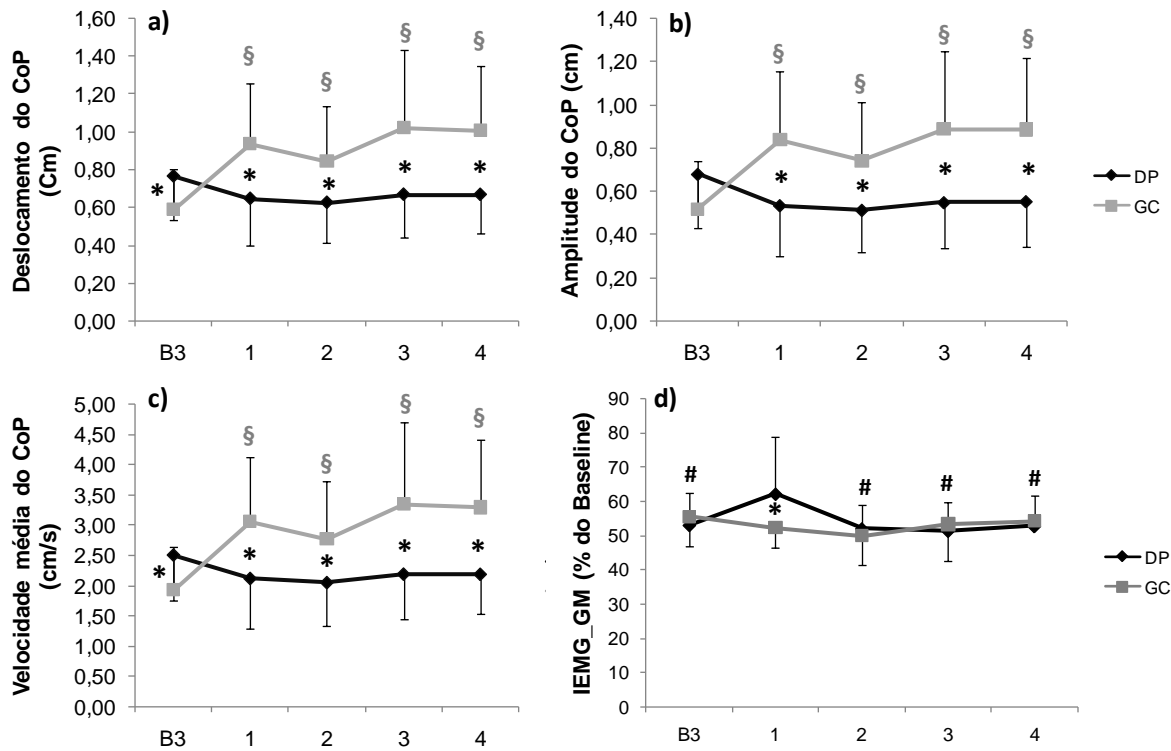
Seq. = sequência; Lat = latência; TTP = tempo para o pico; Rec = recuperação.

3.3.2.2 Parâmetros de amplitude eletromiográfica e espaciais do CoP

3.3.2.2.1 Ajustes posturais preditivos

Na análise dos ajustes posturais preditivos, a ANOVA revelou interação entre grupo e condição de informação adicional no deslocamento do CoP ($F_{4,132}=6,845$, $p<0,001$) (Figure 7a), amplitude do deslocamento do CoP ($F_{4,132}=7,034$, $p<0,001$) (Figure 7b), na velocidade média do CoP ($F_{4,132}=6,845$, $p<0,001$) (Figure 7c), e na iEMG do músculo GM ($F_{4,136}=2,537$, $p=0,043$) (Figura 7d). Ainda, a estatística revelou efeito principal de grupo no deslocamento do CoP ($F_{1,33}=12,478$, $p=0,001$), na amplitude do deslocamento do CoP ($F_{1,33}=12,243$, $p=0,001$) e na velocidade média do CoP ($F_{1,33}=12,478$, $p=0,001$) (Tabela 11). Referente à interação entre grupo e condição de informação adicional, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos com DP apresentaram menor deslocamento, amplitude e velocidade média do CoP em relação ao GC nas Condições 1 ($p=0,006$, $p=0,003$ e $p=0,006$, respectivamente), 2 ($p=0,017$, $p=0,006$ e $p=0,017$, respectivamente), 3 ($p=0,004$, $p=0,002$ e $p=0,004$, respectivamente) e 4 ($p=0,001$, $p=0,001$ e $p=0,001$, respectivamente) e maior deslocamento, amplitude e velocidade média do CoP no Bloco 3 quando comparados ao GC ($p=0,027$, $p=0,049$ e $p=0,027$). Ainda, os idosos com DP apresentaram menor deslocamento, amplitude e velocidade média do CoP na Condição 2 quando em relação ao Bloco 3 ($p=0,032$, $p=0,008$ e $p=0,032$, respectivamente). Além disso, o teste *post hoc* indicou que o GC apresentou menor deslocamento do CoP no Bloco 3 em relação às Condições 1 ($p<0,001$), 2 ($p<0,001$), 3 ($p<0,001$) e 4 ($p<0,001$), menor amplitude do CoP no Bloco 3 em relação às Condições 1 ($p<0,001$), 2 ($p<0,001$), 3 ($p<0,001$) e 4 ($p<0,001$) e menor velocidade média do CoP no Bloco 3 em relação às Condições 1 ($p<0,001$), 2 ($p<0,001$), 3 ($p<0,001$) e 4 ($p<0,001$). Por fim, o teste *post hoc* de Bonferroni apontou que os idosos com DP apresentaram maior iEMG do músculo GM na Condição de informação 1 quando comparados ao GC ($p=0,035$). Além disso, os idosos com DP apresentaram maior iEMG do músculo GM na Condição 1 quando comparados às Condições 2 ($p=0,004$), 3 ($p=0,004$), 4 ($p=0,008$) e ao Bloco 3 ($p=0,045$).

Figura 7 - Médias e desvios-padrão dos ajustes posturais preditivos de ambos os grupos nas Condições com fornecimento de informações adicionais e no 3º Bloco de sequência: a) deslocamento do CoP; b) amplitude do deslocamento; c) velocidade média do CoP; d) iEMG do músculo GM.



* indica diferença significativa entre os grupos DP e GC; § indica diferença significativa em relação ao Bloco 3; # indica diferença significativa em relação à Condição 1; & indica diferença significativa em relação à Condição 2.

No efeito principal de grupo, o teste post hoc de Bonferroni indicou que os idosos com DP apresentaram menor deslocamento, amplitude e velocidade média do CoP quando comparados ao GC ($p=0,001$, $p=0,001$ e $p=0,001$, respectivamente) (Tabela 11).

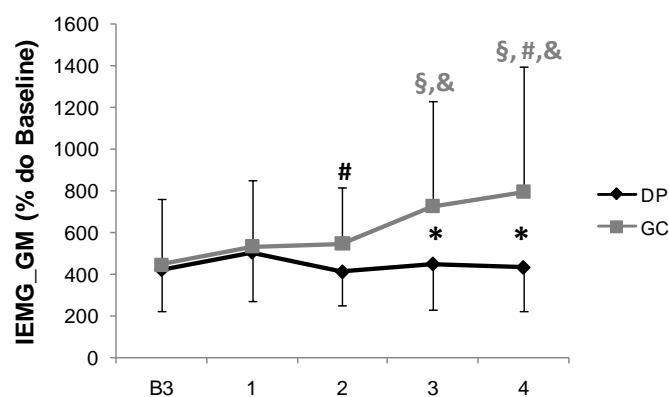
Tabela 11 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP nos ajustes posturais preditivos em situações com fornecimento de informação externa adicional de ambos os grupos.

		Bloco seq.		Condições informação			Efeito Grupo	Efeito Informação
		B3	1	2	3	4		
iEMG_BF (% do baseline)	DP	49,64±5,27	53,13±3,32	50,79±3,45	49,99±3,86	51,71±3,53	ns	ns
	GC	50,42±4,62	53,95±7,91	55,42±10,80	85,63±154,17	50,44±4,48		
iEMG_VM (% do baseline)	DP	50,74±3,09	49,98±3,34	50,39±4,27	50,59±4,85	51,18±3,09	ns	ns
	GC	50,85±4,02	51,13±6,54	51,26±5,43	49,69±4,73	50,65±6,72		
iEMG_GM (% do baseline)	DP	53,04±9,47	62,19±16,94	52,01±6,86	52,35±8,41	52,71±9,21	ns	ns
	GC	56,10±11,98	52,43±8,85	50,02±6,11	53,41±8,74	54,30±10,63		
iEMG_TA (% do baseline)	DP	54,67±14,47	49,35±5,35	59,38±15,31	53,53±9,98	56,42±9,09	ns	ns
	GC	51,35±3,71	55,39±17,21	59,20±22,96	71,31±48,36	65,04±33,01		
Coativação BF/VM (%)	DP	107,56±2,66	96,79±9,09	102,18±12,70	103,72±12,01	101,78±8,39	ns	ns
	GC	108,86±19,60	103,95±17,44	99,15±12,31	99,29±27,92	107,06±24,07		
Coativação GMTA (%)	DP	112,98±34,32	91,66±23,05	125,12±34,31	116,82±35,27	122,83±40,22	ns	ns
	GC	109,08±25,18	117,94±38,91	133,73±77,88	170,18±187,73	94,70±31,57		
Deslocamento CoP (cm)	DP	0,76±0,23	0,65±0,25	0,62±0,21	0,67±0,23	0,67±0,20	DP<GC	ns
	GC	0,60±0,22	0,94±0,32	0,84±0,29	1,02±0,41	1,01±0,34		
Amplitude CoP (cm)	DP	0,68 0,25	0,53±0,24	0,51±0,19	0,55±0,21	0,55±0,21	DP<GC	ns
	GC	0,53±0,23	0,84±0,32	0,57±0,25	0,89±0,36	0,88±0,34		
Velocidade média CoP (cm/s)	DP	2,27±0,71	2,12±0,82	2,05±0,70	2,19±0,66	2,19±0,66	DP<GC	ns
	GC	1,80±0,70	3,07±1,06	2,77±0,96	3,35±1,35	3,30±1,12		

3.3.2.2.2 Ajustes posturais reativos

Na análise dos ajustes posturais reativos, a ANOVA revelou interação entre grupo e condição de informação na iEMG do músculo GM ($F_{4,136}=2,428$, $p=0,050$) (Figura 8). Ainda, a estatística indicou efeito principal de Condição de informação no deslocamento do CoP ($F_{4,136}=5,706$, $p<0,001$), na amplitude do deslocamento do CoP ($F_{4,136}=6,234$, $p<0,001$), na velocidade média do CoP ($F_{4,136}=6,049$, $p<0,001$) e na coativação dos músculos GM/TA ($F_{4,136}=10,890$, $p<0,001$). Além disso, a ANOVA revelou efeito principal de grupo na iEMG dos músculos VM ($F_{1,34}=8,560$, $p=0,006$) e GM ($F_{1,34}=5,550$, $p=0,024$) e na coativação dos músculos GM/TA ($F_{1,34}=21,317$, $p<0,001$) (Tabela 12). Referente à interação entre grupo e condição de informação, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos do GC apresentaram maior iEMG do músculo GM nas Condições 3 e 4 quando comparado ao DP ($p=0,040$ e $p=0,023$, respectivamente). Ainda referente à interação, os idosos com DP apresentaram maior iEMG do GM na Condição de informação 1 em relação à Condição 2 ($p=0,025$) e o GC apresentou maior iEMG do GM nas Condições 3 e 4 em comparação à Condição 2 ($p=0,044$ e $p=0,022$) e ao Bloco 3 ($p=0,012$ e $p=0,010$, respectivamente) e na Condição de informação 4 em relação à Condição 1 ($p=0,028$).

Figura 8 - Médias e desvios-padrão da iEMG do músculo GM nos ajustes posturais reativos nos Blocos com fornecimento de informação externa adicional em ambos os grupos.



* indica diferença significativa entre os grupos DP e GC; § indica diferença significativa em relação ao Bloco 3; # indica diferença significativa em relação à Condição 1; & indica diferença significativa em relação à Condição 2.

No efeito principal de condição de informação, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maior deslocamento do CoP nas Condições de informação 1 e 2 e no Bloco 3 quando comparado à Condição de informação 4 ($p < 0,001$, $p = 0,047$ e $p = 0,020$ respectivamente). Ainda, o *post hoc* indicou que os idosos apresentaram maior amplitude do CoP no Bloco 3 e na Condição de informação 1 em relação à Condição 4 ($p = 0,010$ e $p < 0,001$, respectivamente) e maior velocidade média do CoP nas Condições de informação 1 e 2 em comparação à 4 ($p < 0,001$ e $p = 0,047$, respectivamente). Além disso, o teste *post hoc* de Bonferroni indicou que os idosos apresentaram maior coativação dos músculos GM/TA no Bloco 3 em relação às Condições de informação 3 e 4 ($p = 0,002$ e $p = 0,002$, respectivamente), e nas Condições 1 e 2 quando comparadas às Condições 3 ($p = 0,029$ e $p = 0,004$, respectivamente) e 4 ($p = 0,015$ e $p < 0,001$, respectivamente). Para efeito principal de grupo, os idosos do GC apresentaram maior iEMG dos músculos VM ($p = 0,006$) e GM ($p = 0,024$) quando comparados aos DP. Por fim, os idosos com DP apresentaram maior coativação dos músculos GM/TA em relação ao GC ($p < 0,001$).

Tabela 12 - Médias e desvios-padrão dos parâmetros de amplitude da EMG e espaciais do CoP nos ajustes posturais reativos em situações com fornecimento de informação adicional de ambos os grupos.

		Bloco seq.		Condições informação			Efeito Grupo	Efeito Informação
		B3	1	2	3	4		
iEMG_BF (% do baseline)	DP	346,40±170,98	509,53±391,80	419,16±318,52	433,28±359,91	384,71±272,76	ns	ns
	GC	467,52±255,82	687,70±851,95	975,25±1517	1172,29±1464,98	1060,61±1391,12		
iEMG_VM (% do baseline)	DP	320,49±240,88	287,98±119,95	227,19±77,61	258,97±182,53	261,85±161,34	DP<GC	ns
	GC	453,25±722,63	707,57±758,72	649,18±600,15	659,88±484,84	707,41±702,37		
iEMG_GM (% do baseline)	DP	420,38±200,06	503,91±230,23	410,04±160,32	447,87±219,47	430,85±209,10	DP<GC	ns
	GC	434,34±314,57	534,67±317,82	548,64±269,41	728,50±499,99	795,82±600,47		
iEMG_TA (% do baseline)	DP	547,55±384,24	618,92±257,78	626,79±299,29	601,78±370,99	464,13±262,04	ns	ns
	GC	446,18±657,92	854,09±457,16	774,77±469,02	702,22±400,85	811,61±678,18		
Coativação BF/VM (%)	DP	82,50±41,32	63,14±29,50	71,69±33,09	68,50±31,39	69,22±20,37	ns	ns
	GC	67,03±43,75	61,27±37,10	60,21±37,59	60,00±28,76	56,51±26,98		
Coativação GMTA (%)	DP	104,35±20,45	93,35±18,55	96,73±26,64	74,14±23,74	75,76±19,17	DP>GC	B3>3;B3>4;1>3;1>4;2>3;2>4
	GC	70,84±21,06	74,73±32,17	84,54±33,77	57,30±21,19	49,38±27,08		
Deslocamento CoP (cm)	DP	12,23±3,86	10,96±2,97	10,44±2,98	9,87±2,89	9,18±2,55	ns	B3>4;1>4;2>4
	GC	10,79±3,42	10,32±2,28	9,35±2,77	8,62±3,27	7,61±2,33		
Amplitude CoP (cm)	DP	7,98±3,08	7,94±2,08	7,11±2,09	7,03±1,87	6,29±1,07	ns	B3>4;1>4
	GC	6,33±1,72	7,26±2,27	6,81±2,33	6,25±2,18	5,17±1,91		
Velocidade média CoP (cm/s)	DP	19,96±6,76	21,70±5,88	20,68±5,90	19,55±5,71	18,18±5,05	ns	1>4; 2>4
	GC	16,69±4,90	20,44±4,51	18,50±5,49	17,07±6,47	15,08±4,61		

3.4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi analisar o efeito das informações referentes à perturbação e ao controle postural nos ajustes posturais preditivos e reativos em idosos com DP e neurologicamente saudáveis. De modo geral, nossas hipóteses foram parcialmente confirmadas, sendo que ambos os grupos alteraram de maneira positiva o controle postural em condições de perturbações externa da postura, principalmente quando fornecida informação somatossensorial. Os idosos com DP demonstraram maior ajustes preditivos com o fornecimento de informações adicionais sobre a perturbação e sobre o controle postural quando comparados ao Bloco de tentativa sem informações adicionais, diminuindo o deslocamento, amplitude e velocidade média do CoP. Ainda, idosos com DP alteraram de maneira positiva o controle postural pela diminuição do tempo para recuperar a posição estável e do tempo de latência do GM, principalmente com o fornecimento de informação somatossensorial. Porém, os pacientes apresentaram maior tempo para atingir o pico no músculo VM, maior tempo para recuperar a posição estável e maior coativação dos músculos GM/TA em comparação aos idosos neurologicamente saudáveis. Contrário às nossas hipóteses, os idosos neurologicamente saudáveis apresentaram diminuição nos ajustes preditivos (aumento dos parâmetros do CoP) com o fornecimento das informações adicionais. Além disso, os idosos neurologicamente saudáveis apresentaram maior magnitude de ativação dos músculos VM e GM nos ajustes reativos em relação aos idosos com DP, principalmente nas condições quando fornecidas informações verbais e somatossensoriais (maior iEMG do músculo GM).

Componentes sensoriais e motores estão envolvidos no controle postural (HORAK e MACPHERSON, 1996; MAKI e MCILROY, 1996; MCPHERSON e HORAK, 2014). Déficits sensoriais-motores estão presentes na DP (CHONG et al., 1999b; CARPENTER e BLOEM, 2011; LIRANI-SILVA et al., 2017), o que dificulta os pacientes alterarem os padrões de resposta do controle postural (CHONG et al., 2000). Neste contexto, diversos estudos buscaram analisar o efeito de dicas e instruções nas respostas posturais de idosos com DP (CHONG et al., 2000; SMITH et al., 2012, 2014; WEAVER et al., 2014). Nossos resultados corroboram com os achados na literatura sobre os efeitos positivos do fornecimento das instruções, informações adicionais e dicas nos ajustes posturais de idosos com DP e

neurologicamente sadios (CHONG et al., 2000; JACOBS e HORAK, 2006; WEAVER et al., 2014; SMITH et al., 2014). Ainda, este estudo avança o conhecimento ao sugerir que as informações somatossensoriais adicionais promovem maiores benefícios ao controle postural dos idosos com DP. Porém cabe destacar que nossos resultados devem ser considerados com cautela devido à ordem da apresentação das condições de informação não serem randomizadas. Sugere-se que as informações adicionais desempenham papel importante no controle do movimento, alterando a contribuição das áreas sensório-motoras que estão afetadas na DP, como a cinestésica e a proprioceptiva (CARPENTER e BLOEM, 2011), e diminuindo a contribuição de áreas motoras envolvidas com os núcleos da base (JACOBS e HORAK, 2006; WEAVER et al., 2014).

O fornecimento de informações verbais e somatossensoriais sobre o controle postural de idosos alterou de maneira positiva o controle postural quando comparados com os ajustes sem o fornecimento de informações ou com informações sobre as características da perturbação e visuais sobre o controle requerido. Além disso, os idosos neurologicamente sadios demonstraram diminuição da latência no músculo GM quando fornecida informação somatossensorial em relação à informação sobre a perturbação e os idosos com DP com as informações somatossensoriais em comparação com os ajustes sem o seu fornecimento ou com as demais informações. Nossos resultados corroboram em parte com o estudo de Chong et al. (2000), onde os idosos com instrução de resistir à perturbação (informação verbal de ativar a musculatura o mais rápido possível) modificaram as respostas posturais da amplitude da EMG, tornando-as mais adequadas. Porém, esse estudo não evidenciou alteração nos parâmetros temporais da EMG nessas respostas, o que foi indicado em nosso estudo quando fornecida informação somatossensorial. Além disso, especificamente para a DP, estes autores não observaram efeito positivo da instrução verbal nos ajustes posturais, enquanto que nossos resultados evidenciaram esse efeito quando fornecidas informações verbais e somatossensoriais dos músculos requeridos para o controle postural (JACOBS e HORAK, 2006; WEAVER et al., 2014). Em relação ao tipo de informação adicional mais eficiente para os ajustes posturais sob condição de perturbação externa da postura, o fornecimento das informações somatossensoriais nos músculos agonistas para a tarefa proporcionaram efeitos mais positivos no controle postural (PETERKA e BENOLKEN, 1995). Nossos resultados indicaram que nestas situações, idosos

com DP e neurologicamente saudáveis são capazes de responder de forma mais rápida e adequada após a ocorrência da perturbação, diminuindo o tempo para recuperar a posição estável, o tempo de latência do músculo GM e a coativação dos músculos GM/TA. Apesar dos efeitos positivos das informações adicionais no controle postural, os idosos com DP demonstraram maior coativação dos músculos GM/TA quando comparado ao GC, possivelmente devido às informações serem direcionadas apenas ao músculo agonista.

Informações somatossensoriais desempenham papel importante para os parâmetros temporais e espaciais adequados no controle postural reativo (MCPHERSON e HORAK, 2014) e podem compensar as alterações dos outros sistemas sensoriais (visual e vestibular) (PETERKA e BENOLKEN, 1995). Na detecção da perturbação, as informações somatossensoriais pelos mecanismos cinestésicos e proprioceptivo são responsáveis por enviarem informações ao SNC, como o alongamento/encurtamento das fibras musculares, alterações no CoP e do movimento provocado pela perturbação (CARPENTER e BLOEM, 2011; GARDNER e JOHNSON, 2014; MCPHERSON e HORAK, 2014). Idosos com DP apresentam déficits nas aferências somatossensoriais (PRÄTORIUS et al., 2003) e no processamento destas informações, principalmente cinestésicas, devido à disfunção nos núcleos da base característica da doença (FILION et al., 1988). Além de todos os déficits citados anteriormente, os idosos com DP apresentam alterações em integrar as informações sensório-motoras (LIRANI-SILVA et al., 2017), controlando a atividade muscular de forma inadequada nas respostas compensatórias (HORAK et al., 1992; HENRY et al., 1998; BLOEM et al., 2001a,b; DIMITROVA et al., 2004a). Porém, quando fornecidas informações adicionais (somatossensoriais), os idosos, principalmente com DP, conseguem alterar seus ajustes posturais. Estas alterações geram ajustes preditivos e reativos mais adequados, proporcionando menor tempo em posição instável. Idosos com DP alteram os ajustes posturais preditivos quando fornecidas informações externas adicionais, diminuindo o deslocamento, amplitude, velocidade média do CoP e magnitude de ativação do GM, necessitando posteriormente de menores magnitudes de ativação muscular nos ajustes reativos quando comparados aos idosos neurologicamente saudáveis. Nos ajustes preparatórios ocorrem aumento da atividade cortical na tentativa de compensação do desempenho ruim nas respostas posturais e seus déficits podem ser relacionados à instabilidade postural na DP (LEE et al., 1995; SMITH e al., 2012). Em síntese, o fornecimento da

informação adicional, principalmente somatossensorial, pode ser eficiente no uso de vias de controle que estão menos afetadas pela doença (FILION et al., 1988; MARSDEN e OBESO, 1994; JACOBS e HORAK, 2006).

De maneira inesperada, os idosos neurologicamente sadios aumentaram o deslocamento, amplitude e velocidade média do CoP nos ajustes preditivos em relação aos pacientes com DP quando fornecidas informações adicionais e aumentaram a magnitude de ativação do GM nos ajustes reativos quando fornecidas informações verbais e somatossensoriais quando comparados à perturbação sem o fornecimento das informações. Apesar deste aumento, esta parece ser uma estratégia eficiente, pois os idosos priorizaram a ativação do músculo agonista e não aumentaram a magnitude dos músculos antagonistas, não ocorrendo aumento na coativação na resposta e nem em aumento no tempo para recuperar a posição estável.

O presente estudo apresentou algumas limitações, semelhante ao Estudo 1 não analisou o comportamento do CoM no controle postural após a perturbação externa e analisou apenas a atividade muscular de um lado do corpo dos participantes. Além disso, mesmo com os resultados positivos encontrados, a informação somatossensorial foi fornecida por meio de palpação do músculo GM, com isso, técnicas mais elaboradas de informação somatossensorial precisam ser investigadas, como a utilização da vibração no tendão. Nossos resultados sugerem alterações positivas nos ajustes posturais quando informações somatossensoriais são fornecidas, porém para análise dos efeitos distintos dos tipos de informações seria necessário a formação de 4 grupos que só receberiam um tipo de informação, o que foi inviável devido ao número de participantes. Por fim, novos estudos precisam ser realizados para investigar as alterações nos comportamentos neurais nos ajustes posturais de idosos com DP quando instruções adicionais forem fornecidas.

3.5 CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste Estudo, pode-se concluir que idosos com DP conseguem alterar seus padrões de ajustes posturais preditivos e reativos em situações sob perturbação externa quando fornecidas informações adicionais cumulativas, sendo sugeridos efeitos positivos principalmente com as informações somatossensoriais. Apesar das alterações positivas significativas nos parâmetros temporais (EMG e CoP), de amplitude da EMG e espaciais do CoP, os idosos com DP continuaram a apresentar maior coativação nos músculos GM/TA que idosos neurologicamente saudáveis (que também modificam seus ajustes, porém de forma diferente que os idosos com DP). Além disso, as informações adicionais, principalmente somatossensoriais, são eficientes para melhorar os parâmetros temporais das respostas de controle postural em ambos os grupos de idosos.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente dissertação propôs a realização de 2 estudos que, de maneira geral, aprofundaram o entendimento acerca do controle postural de idosos, especialmente com DP, quando expostos a perturbações externas. Com base em nossos resultados, futuras intervenções com foco no controle postural em situações de perturbação externa, podem ser realizadas com o intuito de diminuir o risco de quedas e, conseqüentemente, na melhora da qualidade de vida dos idosos com DP. Neste sentido, os principais achados e suas implicações práticas são destacados a seguir.

Os principais resultados revelaram que idosos com DP possuem dificuldade no controle postural, apresentando maiores valores nas variáveis temporais da EMG e do CoP, de amplitude da EMG e espaciais do CoP na perturbação inesperada. Além disso, apesar do atraso, os idosos com DP conseguem habituar à perturbação adaptando seus ajustes posturais em situações com perturbações externa imprevisíveis. Uma possível explicação para essas alterações são os déficits na captação e na integração das informações sensório-motoras, além dos problemas nas circuitarias cerebrais (exacerbados na DP) responsáveis por organizar e executar as ações motoras. Porém, quando fornecidas informações adicionais sobre o controle postural, principalmente somatossensoriais, os pacientes com DP são capazes de alterar os padrões dos ajustes posturais preditivos e reativos. A diminuição da oscilação do CoP nos ajustes preditivos sugerem preparação desses indivíduos para as possíveis perturbações. Com essa preparação, parece haver menor necessidade de grandes ajustes reativos, o que diminui a instabilidade postural na DP. Cabe destacar que a instabilidade postural é uma das principais causas de quedas nessa população, podendo levar a fraturas, lesões e medo de futuras quedas. Estes problemas podem levar a maior dependência e pior qualidade de vida nos idosos com DP.

O presente estudo apresentou algumas limitações, como a falta de análise do CoM, avaliar apenas um subtipo da DP (impossibilitando o entendimento das alterações devido a DP ou do que é específico de cada subtipo). Além disso, o presente estudo analisou o efeito das informações adicionais apresentadas de forma cumulativa, o que impossibilita a comparação entre o tipo de informação adicional mais eficiente nas alterações positivas do controle postural nessas situações. Desta

forma, sugerimos que os próximos estudos busquem investigar as lacunas referentes a esse tema que vem sendo discutido cada vez mais, principalmente em relação às diferenças no subtipo da DP. Por fim, com base nas principais evidências deste estudo é possível sugerir intervenções com o foco no fornecimento de informações adicionais para os ajustes posturais em idosos com DP.

REFERÊNCIAS

- ABBRUZZESE, G.; BERARDELLI, A. Sensorimotor integration in movement disorders. **Movement Disorders**, v. 18(3), p. 231-240, 2003.
- ADKIN, A. L.; FRANK, J. S.; JOG, M. S. Fear of falling and postural control in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 18, p. 496–502, 2003.
- ALEXANDROV, A. V. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biological Cybernetics**, v. 93(5), p. 309–22, 2005.
- ALLISON, L.; FULLER, K. Equilíbrio e Desordens Vestibulares. In: UMPHRED, D. A. **Reabilitação Neurológica**. 4ª Ed. Barueri: Manole, 2004. p. 648-695.
- ALLUM, J. H. J. et al. Review of first trial responses in balance control: Influence of vestibular loss and Parkinson's disease. **Human Movement Science**, v.30, p.279-295, 2011.
- BALASUBRAMANIAM, R.; WING, A.M. The dynamics of standing balance. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 6(12), p. 531-536, 2002.
- BARBIERI, F. A. e al. Effects of disease severity and medication state on postural control asymmetry during challenging postural tasks in individuals with Parkinson's disease. **Human Movement Science (Print)**, v. 46, p. 96-103, 2016.
- BARBOSA, M. T. et al. Parkinsonism and Parkinson's Disease in the Elderly: A Community-Based Survey in Brazil (the Bambuí Study). **Movement Disorders**, v. 21, p. 800-808, 2006.
- BASTIAN, A. J. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 16(6), p. 645–649, 2006.
- BERETTA, V.S. et al. Challenging Postural Tasks Increase Asymmetry in Patients with Parkinson's Disease. **PLoS One**, v. 10, p. e0137722, 2015.
- BLEUSE, S. et al. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait & Posture**, v. 24, p. 203–210, 2006.
- BLOEM, B. R. Postural instability in Parkinson's disease. **Clinical Neurology and Neurosurgery**, v. 94, p. S41 -S45, 1992.
- BLOEM, B. R. et al. Influence of dopaminergic medication on automatic postural responses and balance impairment in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 5, p. 509- 521, 1996.
- BLOEM, B. R. et al. Habituation of lower leg stretch responses in Parkinson's disease. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v. 109, p. 73–77, 1998.
- BLOEM, B. R.; GRIMBERGEN, Y. A. M; CRAMER, M. Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, v. 248, p. 950-958, 2001a.
- BLOEM, B. R.; VAN VUGT, J. P.; BECKLEY, D. J. Postural instability and falls in Parkinson's disease. **Advances in Neurology**, v. 87, p. 209-223, 2001b.

- BLOEM, B. R. et al. Triggering of postural responses and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. **Experimental Brain Research**, v. 142, p. 91–107, 2002.
- BOONSTRA, T.A. et al. Balance Asymmetry in Parkinson's Disease and Its Contribution to Freezing of Gait. **PLoS One**, v. 9, p. e102493, 2014.
- BOOTH, F. W.; WEEDEN, S. H.; TSENG, B. S. Effect aging on human skeletal muscle and motor function. **Medicine Science Sports Exercise**, v. 26, p. 556-560, 1994.
- BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **Journal of Biomechanics**, v. 20(8), p.735-42, 1987.
- BRUCKI, S. M. et al. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 61(3B), p. 777-781, 2003.
- CARPENTER, M. G. et al. Postural abnormalities to multidirectional stance perturbations in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 75(9), p. 1245-1254, 2004.
- CARPENTER, M. G.; BLOEM, B. R. Postural control in Parkinson patients: A proprioceptive problem? **Experimental Neurology**, v. 227, p. 26-30, 2011.
- CHONG, R. K.; HORAK, F. B.; WOOLLACOTT, M. H. Time-dependent influence of sensorimotor set on automatic responses in perturbed stance. **Experimental Brain Research**, v. 124, p. 513–519, 1999a.
- CHONG, R. K. et al. Sensory organization for balance: specific deficits in Alzheimer's but not in Parkinson's diseases. **The Journal of Gerontology: Series A, Biological sciences and Medical Science**, v. 54(3), p. M122–8, 1999b.
- CHONG, R. K.; HORAK, F. B.; WOOLLACOTT, M. H. Parkinson's disease impairs the ability to change set quickly. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 175, n. 1, p. 57-70, 2000.
- CHRISTOFOLETTI, G. et al. Risco de quedas em idosos com doença de Parkinson e demência de Alzheimer: um estudo transversal. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n. 4, p. 429-433, 2006.
- CLEWORTH, T. W. et al. Influence of visual height exposure on postural reactions to support surface translations. **Gait & Posture**, v. 47, p. 96-102, 2016.
- De LAU, L. M.; BRETELER, M. M. Epidemiology of Parkinson's disease. **Lancet Neurology**, v. 5, n. 6, p. 525-535, 2006.
- CROUSE, J. J. et al. Postural instability and falls in Parkinson's disease. **Reviews in the Neurosciences**, v. 27, n. 5, p. 549-55, 2016.
- De LIMA, A. C.; DE AZEVEDO NETO, R. M.; TEIXEIRA, L. A. On the functional integration between postural and supra-postural tasks on the basis of contextual cues and task constraint. **Gait & Posture**, v. 32, p. 615-8, 2010.
- DIENER, H. C. et al. Direction and amplitude precuing has no effect on automatic posture responses. **Experimental Brain Research**, v. 84, p. 219-23, 1991.

DIETZ, V. et al. Balance control in Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 1, p. 77–84, 1993.

DIMITROVA, D.; HORAK, F. B.; NUTT, J. G. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurophysiology**, v. 91, n. 1, p. 489–501, 2004a.

DIMITROVA, D.; NUTT, J.G.; HORAK, F.B. Abnormal forces patterns for multidirectional postural responses in patients with Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 156, p. 183-195, 2004b.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. 87 f. Dissertação (Livre Docência em Biomecânica) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista brasileira de fisioterapia**, v. 14, p. 183-192, 2010.

EGGERS, C. et al. Parkinson subtypes progress differently in clinical course and imaging pattern. **PLoS One**, v. 7, p. e46813, 2012.

ESPAY, A. J. et al. "On" state freezing of gait in Parkinson disease: A paradoxical levodopa-induced complication. **Neurology**, v. 78, n. 7, p. 454-457, 2012.

FAHN, S.; ELTON, R. Members of the UPDRS. Development Comittee. The unified Parkinson's disease rating scale. In: FAHN, S.; MARSDEN, C.D.; CALNE, D.B. GOLDSTEIN M. (eds.) **Recent Developments in Parkinson's disease**, v. 2, Florham Park NJ: Mcmellam Health Care Information, p.153-163, 1987.

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.

FILION, M.; TREMBLAY, L.; BEDARD, P. J.; Abnormal influences of passive limb movement on the activity of globus pallidus neurons in parkinsonian monkeys. **Brain Research**, v. 444, p. 165–176, 1988.

FLING, B. W. et al. Asymmetric pedunculo-pontine network connectivity in parkinsonian patients with freezing of gait. **Brain**, v. 136, p. 2405–2418, 2013.

FREITAS, P. B.; KNIGHT, C. A.; BARELA, J. A. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p. 693–700, 2010.

FUJIWARA, K.; KIYOTA, N.; MAEDA, K. Contingent negative variation and activation of postural preparation before postural perturbation by backward floor translation at different initial standing positions. **Neuroscience Letters**, v. 490, p. 135-9, 2011.

GARDNER, E. P.; JOHNSON, K. O. O sistema somatossensorial: receptores e vias centrais. In: In KANDEL, E. R. et al. **Princípios de neurociências**. 5º ed. Porto Alegre: AMGH, 2014. p. 811-832.

HALL, L. M. et al. The effect of Parkinson's disease and levodopa on adaptation of anticipatory postural adjustments. **Neuroscience**, v. 250, p. 483–492, 2013.

- HENRY, S.M.; FUNG, J.; HORAK, F.B. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 4, p. 1939–50, 1998.
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361-374, 2000.
- HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism: onset, progression and mortality. **Neurology**, v.17, p.573-581, 1967.
- HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of Postural Dyscontrol in the Elderly: A Review. **Neurobiology of Aging**, v. 10, n. 6, p. 727-38, 1989a.
- HORAK, F. B.; DIENER, H. C.; NASHNER, L. M. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v. 62, p. 841-853, 1989.
- HORAK, F. B.; NUTT, J. G.; NASHNER, L. M.; Postural inflexibility in parkinsonian subjects. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 111, n. 1, p. 46-58, 1992.
- HORAK, F. B.; DIENER, H. C. Cerebellar control of postural scaling and central set in stance, **Journal of Neurophysiology**, v. 72, n. 2, p. 479–493, 1994.
- HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHEPARD, J. T., eds. **Handbook of physiology – section 12. Exercise: regulation and integration of multiple system**. New York, Oxford University Press, 1996, p.255-92.
- HORAK, F.B.; FRANK, J.; NUTT, J. Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set, and tone. **Journal of Neurophysiology**, v. 75, p. 2380-2396, 1996.
- HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders, v. 77, n. 5, p. 517-533, 1997.
- HORAK, F. B.; NUTT, J.; DIMITROVA, D. Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. **Experimental Neurology**, v. 193, p. 504-521, 2005.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. 2, p. ii7-ii11, 2006.
- HU, M. H.; WOOLLACOTT, M. H. Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electromyographic postural responses. **Journal of Gerontology**, v. 49, p. 62-71, 1994.
- HUGHES, A. J. et al. Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. **Journal of Neurology. Neurosurgery Psychiatry**, v. 55, p. 181–84, 1992.
- IBGE, I. B. D. G. E. E. **Síntese de Indicadores Sociais Uma Análise das Condições de Vida da População Brasileira - 2010**. Rio de Janeiro, 2010.
- IOFFE, M. E. et al. Supervised learning of postural tasks in patients with poststroke hemiparesis, Parkinson's disease or cerebellar ataxia. **Experimental Brain Research**, v. 168, n. 3, p. 384-394, 2006.

- JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Abnormal proprioceptive-motor integration contributes to hypometric postural responses of subjects with Parkinson's disease. **Neuroscience**, v. 141, p. 999–1009, 2006.
- JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Cortical control of postural responses. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, p. 1339-48, 2007.
- JACOBS, J. V. et al. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, p. 1431-1442, 2008.
- JAHN, K.; et al. Supraspinal locomotor control in quadrupeds and humans. **Progress in Brain Research**, v. 171, p. 353–362, 2008.
- JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. **Physical Therapy**, v. 77, p. 476-487, 1997.
- KIMMELL, K. et al. Postural instability in Parkinson Disease: To step or not to step. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 357, p. 146-151, 2015.
- LEE, R. G. et al. Preparatory postural adjustments in parkinsonian patients with postural instability. **The Canadian Journal of Neurological Science**, v. 22, p. 126–35, 1995.
- LIMA-COSTA, M. F.; VERAS, R. Saúde pública e envelhecimento. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 19, n. 3, p. 700-701, 2003.
- LINFORD, C. et al. Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. 395-401, 2006.
- LIRANI-SILVA, E. et al. Postural control and somatosensory information: effects of aging and Parkinson's disease. In: BARBIERI, F. A.; VITÓRIO, R. (Eds.). **Locomotion and posture in older adults: The role of aging and movement disorders**. Springer International Publishing, 2017.
- MACPHERSON, J. M.; HORAK, F. B. Postura. In: KANDEL, E. R. et al. **Princípios de neurociências**. 5ª ed. Porto Alegre: AMGH, 2014. p. 811-832.
- MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinical Geriatric Medicine**, v. 12, n. 4, p. 635–58, 1996.
- MARSDEN, C. D.; OBESO, J. A. The functions of the basal ganglia and the paradox of stereotaxic surgery in Parkinson's disease. **Brain**, v. 117, p. 877–897, 1994.
- MASSION J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v. 38, n. 1, p. 35–56, 1992.
- MOCHIZUKI, G. et al. Cortical responses associated with the preparation and reaction to full-body perturbations to upright stability. **Clinical neurophysiology**, v. 119, p. 1626-37, 2008.
- MORRIS, M. E.; MARTIN, C. L.; SCHENKMAN, M. L. Striding out with Parkinson disease: evidence-based physical therapy for gait disorders. **Physical Therapy**, v. 90, p. 280–288, 2009.
- NANHOE-MAHABIER, W. et al. First trial reactions and habituation rates over successive balance perturbations in Parkinson's disease. **Neuroscience**, v. 217, p. 123-129, 2012.

- NASHNER, L. M.; WOOLLACOTT, M.; TUMA, G. Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. **Experimental Brain Research**, v. 36, p. 463-476, 1979.
- NASHNER, L. M.; GRIMM, R. J. Analysis of multiloop dyscontrols in standing cerebellar patients. In: DESMEDT, J. E. (Ed.), **Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms**. Progr. Clin. Neurophysiol, 4 ed. Karger, Basel, 1978, p. 300–313.
- NUTT, G. J. Motor fluctuations and dyskinesia in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 8, n. 2, p. 101-108, 2001.
- OBESO, J. A. et al. Pathophysiology of the basal ganglia in Parkinson's disease. **Trends Neuroscience**, v. 23, n. 10, p. S8-19, 2000.
- OOTEGHEMA, K. V.; FRANK, J. S.; HORAK, F. B. Postural motor learning in Parkinson's disease: The effect of practice on continuous compensatory postural regulation. **Gait & Posture**, v. 57, p. 299–304, 2017.
- OUDE NIJHUIS, L. B. et al. First Trial Postural Reactions to Unexpected Balance Disturbances: A Comparison With the Acoustic Startle Reaction. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, p. 2704–2712, 2010.
- PAPALÉO -NETTO, M. **Gerontologia**, São Paulo: Atheneu. 2002.
- PARK, S.; HORAK, F. B.; KUO, A. D. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. **Experimental Brain Research**, v. 154, n. 4, p. 417–27, 2004.
- PETERKA, R. J.; BENOLKEN, M. S. Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. **Experimental Brain Research**, v. 105, p. 101-110, 1995.
- PETERSON, D. S.; DIJKSTRA, B. W.; HORAK, F. B. Postural motor learning in people with Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, v. 263, n. 8, p. 1518-1529, 2016.
- PIERUCCINI-FARIA, F. et al. Evaluating the Acute Contributions of Dopaminergic Replacement to Gait With Obstacles in Parkinson's Disease. **Journal of Motor Behavior**, v. 45, p. 369-380, 2013.
- POLLOCK, A. S. et al. What is balance? **Clinical rehabilitation**, v. 14(4), p. 402-406, 2000.
- PRÄTORIUS, B.; KIMMESKAMP, S.; MILANI, T. L. The sensitivity of the sole of the foot in patients with Morbus Parkinson. **Neuroscience Letters**, v. 346, p. 173-176, 2003.
- PRIETO, T. E. et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 43, p. 956-966, 1996.
- RAYMOND, J. L.; LISBERGER, S. G.; MAUK, M. D. The cerebellum: a neuronal learning machine? **Science**, v. 272, p. 1126–1131, 1996.
- ROCCHI, L. et al. Effects of deep brain stimulation in the subthalamic nucleus or globus pallidus internus on step initiation in Parkinson disease: laboratory investigation. **Journal of Neurosurgery**, v. 117, p. 1141-1149, 2012.

SADEGHI, H. et al. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. **Gait & Posture**, v. 12, n. 1, p. 34-45, 2000.

SANTOS, M.J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A.S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 388-397, 2010.

SAITO, M. et al. Autosomal recessive juvenile parkinsonism. **Brain & Development**, v. 22, p. S115-S117, 2000.

SCHENKMAN, M. et al. Longitudinal evaluation of economic and physical impact of Parkinson's disease. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 8, n. 1, p. 41-50, 2001.

SCHONEBURG, B. et al. Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 28, n. 11, p. 1474-1482, 2013.

SEIDLER, R.D. et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 34, p. 721-33, 2010.

SHIRATORI, T.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. **Clinical Neurophysiology**, v. 112, n. 7, p. 1250-1265, 2001.

SILVA, M.B. et al. Precueing time but not direction of postural perturbation induces early muscular activation: Comparison between young and elderly individuals. **Neuroscience Letters**, v. 588, p. 190-195, 2015.

SMITH, B. A.; JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Effects of magnitude and magnitude predictability of postural perturbations on preparatory cortical activity in older adults with and without Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 222, p. 455-70, 2012.

SMITH, B. A.; JACOBS, J. V.; HORAK, F. B. Effects of amplitude cueing on postural responses and preparatory cortical activity of people with Parkinson disease. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 38, n. 4, p. 207-215, 2014.

SMULDERS, K. et al. **Postural** inflexibility in PD: does it affect compensatory stepping? **Gait & Posture**, v. 39, n. 2, p. 700-706, 2014.

STEBBINS, G. T. et al. How to identify tremor dominant and postural instability/gait difficulty groups with the movement disorder society unified Parkinson's disease rating scale: comparison with the unified Parkinson's disease rating scale. **Movement Disorders**, v. 28, n. 5, p. 668-670, 2013.

STELLA, F. et al. Early impairment of cognitive functions in Parkinson's disease. **Arquivos de NeuroPsiquiatria**, v. 65, p. 406-410, 2007.

STELMACH, G. E.; TEASDALE, N.; PHILLIPS, J. Response initiation delays in Parkinson's disease patients. **Human Movement Science**, v. 11, p. 37-45, 1992.

STOKES, L. A.; GARDNER-MORSE, M. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 397-402, 2003.

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

- THENGANATT, M.A.; JANKOVIC, J. Parkinson disease subtypes. **JAMA Neurology**, v. 71, p. 499-504, 2014.
- TOMLINSON, C. L. et al. Systematic review of Levodopa doses equivalency reporting in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 25 n. 15, p. 2649–2685, 2010.
- UITTI, R.J. et al. Parkinson disease: Handedness predicts asymmetry. **Neurology**, v. 64, p. 1925–1930, 2005.
- VAN ROODEN, S. M. et al. The identification of Parkinson's disease subtypes using cluster analysis: a systematic review. **Movement Disorders**, v. 25, p. 969-978, 2010.
- VISSER, J. E. et al. The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiologic**, v. 119, p. 2424–2436, 2008.
- VISSER, J.E. et al. Dynamic posturography in Parkinson's disease: diagnostic utility of the "first trial effect". **Neuroscience**, v. 168, p. 387–394, 2010.
- WAVER, T. B. et al. The influence of instruction on arm reactions in individuals with Parkinson's disease. **Human Movement Science**, v. 37, p. 101–110, 2014.
- WICHMANN, T.; DeLONG, M. R. Núcleos da Base. In KANDEL, E.R.; SCHWARTS, J.H.; JESSELL, T.M.; SIEGELBAUM, S.A.; HUDSPETH, A.J. **Princípios de neurociências**. 5^o ed. Porto Alegre: AMGH, 2014. p. 811-832.
- WILKINSON, L.; KHAN, Z.; JAHANSHAH, M. The role of the basal ganglia and its cortical connections in sequence learning: evidence from implicit and explicit sequence learning in Parkinson's disease. **Neuropsychologia**, v. 47, p. 2564–2573, 2009.
- ZETUSKY, W. J.; JANKOVIC, J.; PIROZZOLO, F. J. The heterogeneity of Parkinson's disease: clinical and prognostic implications. **Neurology**, v. 35, n. 4, p. 522-526, 1985.

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)

Eu, Victor Spiandor Beretta, RG: 48.892.866-7; CPF: 406.360.888-39; mestrando em Ciências da Motricidade – UNESP de Rio Claro, pesquisador responsável pelo estudo, convido o Senhor (a) a participar de uma pesquisa intitulada “Ajustes posturais sob perturbação externa em indivíduos com doença de Parkinson e neurologicamente sadios”, que tem como membro participante da equipe de pesquisa a Prof. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi e o Prof. Dr. Fábio Augusto Barbieri, a realizar-se no Instituto de Biociências da UNESP/RC, no Departamento Educação Física – LEPLO – Laboratório de Estudos da Postura e Locomoção, endereço: Av. 24-A, 1515, Bela Vista, CEP:13506-900 Fone: (19) 3526-4320 Fax: (19) 3526-4321.

O objetivo do estudo é analisar as respostas posturais após uma perturbação externa (causada por um equipamento) e analisar o efeito das informações referentes à perturbação e ao controle postural nessas respostas posturais em indivíduos com doença de Parkinson e idosos neurologicamente sadios. No presente estudo, participarão 20 idosos com doença de Parkinson e 20 neurologicamente sadios de ambos os gêneros (masculino e feminino) e envolverá: uma série de perguntas sobre a saúde, condição cognitiva e medicamentos, entre outras informações relevantes para verificar a presença de fatores que impeçam a participação no estudo. Avaliação cognitiva dos idosos será realizada por um avaliador experiente e membro da equipe para caracterização da amostra e do grau de acometimento da doença, por meio de uma bateria de exames específicos. Se desejado, este procedimento será realizado juntamente com o acompanhante do participante. Para fazer os testes do controle da postura, haverá um desequilíbrio causado por um equipamento específico construído para esse estudo. Para a análise das respostas musculares serão colocados eletrodos de superfície sobre os músculos escolhidos para esse estudo. Para isso é necessário raspar os pêlos no local, passar uma lixa e algodão com álcool na pele. O risco de contaminação ou lesão durante esse procedimento é mínimo, pois será feito por um profissional treinado e qualificado, também os materiais utilizados serão descartáveis (gilete, algodão e lixa), onde após o uso serão jogados fora. Também serão usadas fitas antialérgicas de fácil remoção para a fixação desses eletrodos.

Os testes serão realizados em dois dias, sendo o segundo dia aproximadamente 1 mês após o primeiro dia de testes, desta forma, o Sr (a). deverá comparecer em dois dias no LEPLO – Laboratório de Estudos da Postura e Locomoção, localizado no Instituto de Biociências da UNESP/RC, no Departamento Educação Física. Todas as tarefas serão registradas em aparelhos específicos para análise do controle postural. Isto servirá para medir sua resposta do controle postural após a perturbação com mais precisão. Sua participação não deverá exceder 120 minutos de duração. Todos os procedimentos serão realizados pelo mesmo grupo de pessoas. É necessário ressaltar que há algum risco de queda ou de desconforto, contudo haverá sempre um membro da equipe ao lado do participante para auxiliar em qualquer evento inesperado e, além disso, será utilizado um equipamento de segurança preso no teto, impedindo que haja queda. Ainda assim, se necessário, procedimentos de primeiro socorros serão prestados pelos membros da equipe e o participante será encaminhado para o centro de saúde mais próximo. Os cuidadores/acompanhantes dos idosos poderão permanecer dentro da sala durante a coleta de dados.

Não há benefício imediato para sua saúde ao participar desse estudo, porém os resultados deste projeto poderão servir para auxiliar no entendimento da influência da doença de Parkinson nos padrões do controle da postura em situações de perturbações do equilíbrio. Além de permitir que sejam criadas sessões de treinamentos que possam auxiliar nas possíveis dificuldades que serão encontradas, a fim de diminuir os desequilíbrios e, conseqüentemente, as quedas. O Sr (a). poderá receber esclarecimento de qualquer dúvida a respeito do estudo e dos procedimentos acima descritos, pois teremos a obrigação de respondê-las a qualquer momento. O Sr (a). terá plena liberdade para recusar a participação no estudo ou abandoná-lo a qualquer momento sem nenhum prejuízo pessoal ou financeiro. A participação no estudo não terá qualquer tipo de remuneração, bem como, nenhum tipo de despesa por parte do Sr (a). Ainda, o Sr (a). poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pelo telefone (19)3526-9678 ou (19)3526-9605, para qualquer esclarecimento sobre a pesquisa.

Para um maior controle deste estudo, o Sr (a). receberá um código, o que assegurará que a sua identidade e as suas imagens se mantenham confidenciais. Todos os resultados do estudo serão usados, única e exclusivamente, para fins de ensino e pesquisa e todas as informações pessoais serão mantidas em sigilo. O Sr (a). terá a liberdade de solicitar, a qualquer momento, informações sobre os resultados das tarefas realizadas.

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

Rio Claro, _____ de _____ de _____.

Assinatura do participante _____

Assinatura do pesquisador: Victor Spiandor Beretta _____

Telefone: (19)992319992

Dados sobre a Pesquisa:

Título do Projeto: Ajustes posturais sob perturbação externa em indivíduos com doença de Parkinson e neurologicamente saudáveis.

Pesquisador Responsável: Victor Spiandor Beretta

Cargo/função: Estudante de mestrado

Instituição: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Campus de Rio Claro

Endereço: Av. 24-A, 1515, Bela Vista

Dados para Contato: fone (19)99231-9992 e-mail: victor_beretta@hotmail.com

Orientador(a): Lilian Teresa Bucken Gobbi

Instituição: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Campus de Rio Claro

Endereço: Av. 24-A, 1515, Bela Vista

Dados para Contato: fone (19) 3526-4365 e-mail:ltbgobbi@rc.unesp.br

CEP-IB/UNESP-CRC

Av. 24A, nº 1515 – Bela Vista – 13506-900 – Rio Claro/SP

Telefone: (19) 35269678

Dados sobre o participante da Pesquisa:

Nome: _____

Documento de Identidade: _____

Sexo: _____ Data de Nascimento: ____/____/____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____

ANEXO 1. PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DE RIO
CLARO/UNIVERSIDADE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Ajustes posturais sob perturbação externa em indivíduos com doença de Parkinson e neurologicamente saudáveis.

Pesquisador: Victor Spiandor Beretta

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 52534316.1.0000.5465

Instituição Proponente: Instituto de Biociências de Rio Claro/ Universidade Estadual Paulista -

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA EDUCACAO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.436.623

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de pesquisa de mestrado do Victor Spiandor Beretta, aluno do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade, sob orientação da Profª Drª Lilian Tereza Buchen Gobbi, que tem como título: "Ajustes posturais sob perturbação externa em indivíduos com doença de Parkinson e neurologicamente saudáveis".

Objetivo da Pesquisa:

Segundo consta na IBP:

"Objetivo Primário: O objetivo desse estudo analisar o efeito das informações referentes à perturbação e ao controle postural nos ajustes posturais preditivos e reativos em indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis.

Objetivo Secundário:

I) comparar as respostas posturais sob perturbação externa inesperada entre indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis;

II) analisar o comportamento dos ajustes posturais preditivos e reativos sob perturbação imprevisível durante a habituação em indivíduos com DP e neurologicamente saudáveis".

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

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DE RIO
CLARO/UNIVERSIDADE**



Continuação do Parecer: 1.436.623

Outros	anamnese.pdf	14/01/2016 10:36:29	Victor Spiandor Beretta	Aceito
Outros	UPDRS.pdf	14/01/2016 10:35:47	Victor Spiandor Beretta	Aceito
Outros	MEEM.pdf	14/01/2016 10:34:08	Victor Spiandor Beretta	Aceito
Folha de Rosto	folhaderostoVictor.pdf	14/01/2016 10:32:16	Victor Spiandor Beretta	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO CLARO, 03 de Março de 2016

Assinado por:

**Débora Cristina Fonseca
(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

ANEXO 2. MINI EXAME DO ESTADO MENTAL (MEEM)

(Folstein, Folstein & McHugh, 1.975)

Paciente: _____

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

Anos de escolaridade: _____

ORIENTAÇÃO

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

MEMÓRIA IMEDIATA

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

ATENÇÃO E CÁLCULO

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

EVOCAÇÃO

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

LINGUAGEM

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

ESCORE: (____/30)

