



**PROGRAMA DE PÓS- GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO**  
**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**



**ANÁLISE DA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR EM IDOSOS COM DOENÇA DE  
PARKINSON DURANTE SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

**Aluno:** Kennedy Rodrigues Lima

**Uberlândia**

**2019**

**Kennedy Rodrigues Lima**

**ANÁLISE DA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR EM IDOSOS COM DOENÇA DE  
PARKINSON DURANTE SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

Artigo submetido à Revista Brasileira de Fisioterapia e apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia e da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Camilla Zamfolini Hallal

Co-orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Lilian Ramiro Felicio

**Uberlândia**

**2019**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

L732a      Lima, Kennedy Rodrigues, 1993  
2019      Análise da co-contracção muscular em idosos com doença de parkinson durante simulação de travessia de rua [recurso eletrônico] / Kennedy Rodrigues Lima. - 2019.

Orientadora: Camilla Zamfolini Hallal.

Coorientadora: Lilian Ramiro Felicio.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2019.1315>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Fisioterapia. 2. Parkinson, Doença de. 3. Contração muscular. 4. Idosos - Doenças. I. Hallal, Camilla Zamfolini, 1985, (Orient.). II. Felicio, Lilian Ramiro, 1978, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. IV. Título.

---

CDU: 615.8

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Secretaria da Coordenação do Programa da Pós-Graduação de  
Fisioterapia

Rua Benjamin Constant, 1286 - Bairro Aparecida, Uberlândia-MG, CEP 38400-678  
Telefone: (34) 3218-2928 - [www.faeфи.ufu.br/ppgfisio](http://www.faeфи.ufu.br/ppgfisio) -  
[secretaria.ppgfisio@faefi.ufu.br](mailto:secretaria.ppgfisio@faefi.ufu.br)



### ATA

**Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação Fisioterapia da Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia (Programa na modalidade associativa entre a Universidade Federal do Triângulo Mineiro – UFTM e a Universidade Federal de Uberlândia – UFU, nível Mestrado Acadêmico).**

Defesa de: **Dissertação de Mestrado Acadêmico – PPGFisio**

Data: 15/04/2019

Hora início: 10hs

Hora encerramento: 12hs e 30min

Discente: **Kennedy Rodrigues Lima**

Matrícula: 11712FST006

Título do Trabalho: **Análise da Co-Contração Muscular em Idosos com Doença de Parkinson durante Simulação de Travessia de Rua**

Área de concentração: Avaliação e Intervenção em Fisioterapia

Linha de pesquisa: Processo de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica dos Sistemas Cardiorrespiratório e Neuromuscular

Projeto de Pesquisa de vinculação: Identificação do risco de acidentes em idosos saudáveis e com doença de Parkinson durante simulação de travessia de rua

Aos quinze dias do mês de abril do ano de dois mil e dezenove, na sala 1N 153 do Campus Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, assim composta: Professores Doutores: Vivian Mara Gonçalves de Oliveira Azevedo – Universidade Federal de Uberlândia/UFU; Élcio Alves Guimarães – Convivência/Centro de Estudos e Terapia e Camilla Zamfolini Hallal – PPGFisio/UFU , orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos às 10 horas, o(a) presidente da mesa, Prof(a). Dr(a). Camilla Zamfolini Hallal, apresentou a Comissão Examinadora e o(a) candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia.

A seguir, o(a) senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessiva, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) **Aprovado(a).**

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar, foram encerrados os trabalhos às 12 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que, após lida e considerada conforme, foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Camilla Zamfolini Hallal, Presidente**, em 16/04/2019, às 12:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Elcio Alves Guimarães, Usuário Externo**, em 17/04/2019, às 16:04, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Vivian Mara Gonçalves de Oliveira Azevedo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/04/2019, às 09:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **1175182** e o código CRC **3FF5406C**.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus e a Jesus por me permitirem chegar até o fim de mais essa etapa, e realizar o sonho de me tornar Mestre em Fisioterapia, o que me permitirá disseminar conhecimento para outras pessoas por meio da docência.

A minha orientadora, por ter me aceitado como aluno, auxiliando-me a dar mais um passo tão importante na minha carreira. Agradeço também aos meus colegas do grupo de pesquisa pela ajuda em todas as fases do trabalho.

A minha família, por todo o suporte que me deram dentro do que era possível. Por todo esforço e sacrifício que meus pais tiveram para proporcionar a educação que eu recebi.

Agradeço aos meus professores da graduação que me apoiaram, incentivaram e que foram, e ainda são, fontes de inspiração para mim, dentro e fora da vida acadêmica. Com seus exemplos como professores, mães e pais de família, muito obrigado por tudo, pois compreendo ainda mais a importância que vocês tiveram na minha vida e a importância do papel do professor na sociedade.

Agradeço também a todos os amigos “anjos” que Deus colocou em minha vida e que me auxiliaram tanto para chegar até aqui. Em especial, faço um agradecimento a meu grande amigo, já falecido, Sr. Roberto Virgílio, bem como sua viúva, Sr. <sup>a</sup> Waldete de Oliveira Virgílio, os quais tenho muita afeição e que tanto me ajudaram e me ajudam até hoje.

## **Apresentação**

A presente dissertação foi desenvolvida na Universidade Federal de Uberlândia com financiamento do CNPq e FAPEMIG, sob a orientação da Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Camilla Zanfolini Hallal. A apresentação dá-se inicialmente pela fundamentação teórica, com o objetivo de elucidar o conteúdo referencial utilizado em todas as etapas da pesquisa. Na sequência, tem-se o artigo científico, produto das coletas e processamento de dados realizados durante a execução do mestrado.

O artigo foi submetido em língua inglesa, de acordo com as exigências da Revista Brasileira de Fisioterapia, e essa versão encontra-se em Anexo. Contudo, para efeito de apresentação, como parte integrante da defesa de mestrado, o mesmo será apresentado no idioma pátrio.

## SUMÁRIO

<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>08</b>
Doença de Parkinson.....	08
Marcha na Doença de Parkinson, Dupla Tarefa e Co-Contração.....	09
Quedas.....	10
Acidentes de Trânsito.....	11
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>12</b>
<b>ARTIGO ORIGINAL.....</b>	<b>16</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>19</b>
<b>MÉTODO.....</b>	<b>20</b>
Participantes.....	20
Instrumentos e procedimentos para coleta de dados.....	21
Processamento e Análise dos Dados.....	22
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>23</b>
<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>23</b>
<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>25</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>26</b>
<b>Anexo.....</b>	<b>32</b>
Artigo em Inglês.....	32



## FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### Doença de Parkinson

O autor Sveinbjornsdottir (2016) esclarece que a Doença de Parkinson (DP) é a segunda patologia neurodegenerativa de maior incidência em todo o mundo, contabilizando-se no ano de 2012, aproximadamente 7 milhões de pessoas com a doença (PENG et al., 2018). Segundo estimativas, o número de pessoas acometidas pela DP pode chegar a aproximadamente 8,7 a 9,3 milhões até o ano de 2030, em todo o mundo (PENG et al., 2018; XU et al., 2014).

Trata-se de uma doença neurodegenerativa que acomete o Sistema Nervoso Central (SNC) e atinge a substância negra, levando a uma redução na produção do neurotransmissor dopamina (KALIA; LANG, 2015; KIM; JEON; JENNER, 2017; OPARA et al., 2017). A DP tem como características os seguintes acometimentos motores: tremor de repouso, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural, características observadas durante a avaliação clínica para diagnóstico (FALAKI et al., 2016; SILVA-BATISTA et al., 2017).

O tremor de repouso na DP, tem maior predominância nos membros superiores e os pacientes apresentam sinais de melhora em atividades voluntárias (GIGANTE et al., 2017; MITTAL et al., 2017). Apresenta baixa frequência, cerca de 4-6 Hz, e também é caracterizado como “tremor de enrolar a pílula”, como resultado dos movimentos desordenados do punho e dedos que remetem a essa ação (ERRO; STAMELOU, 2017; GIGANTE et al., 2017).

Por sua vez, a rigidez encontrada na DP advém do aumento do tônus muscular, e gera uma resistência ao movimento passivo imposto ao seguimento. Observa-se essa resistência de maneira constante ao mover a articulação ao longo de toda sua amplitude de movimento (HESS; HALLETT, 2017). A rigidez pode ser classificada de duas maneiras: cano de chumbo, ou seja, a resistência permanece de forma constante independente da velocidade imposta, e como roda denteada, quando a rigidez é sobreposta pelo tremor (ERRO; STAMELOU, 2017; HESS; HALLETT, 2017).

A bradicinesia, caracterizada como lentidão de movimentos, pode causar diversos comprometimentos na mobilidade do indivíduo e afetar sua qualidade de vida, principalmente na marcha, uma vez que: provoca uma redução do movimento dos braços e das pernas, dificuldades com movimentos de giro, mudanças de direção e redução da estabilidade da marcha (NI et al., 2016; SMULDERS et al., 2016; TINAZ; PILLAI; HALLETT, 2016).

Já a instabilidade postural é um dos sintomas mais incapacitantes na DP, podendo conduzir o indivíduo ao desenvolvimento de incapacidades relacionadas a estratégias de controle da postura, utilizadas para execução de tarefas que incluem ficar de pé ou realizar movimentos voluntários (YITAYEH; TESHOME, 2016). Para que o indivíduo com DP seja

capaz de realizar suas atividades diárias, é de extrema importância boa postura e um bom equilíbrio.

Nesse sentido, o sistema de controle postural é baseado na habilidade de percepção do ambiente em que se encontra, e tem sua ação realizada pelo sistema nervoso central, através de sistemas sensoriais periféricos que realizam a integração entre as vias de estímulos vestibulares, visuais e neuromusculares, tanto durante o repouso, quanto para atividades que exigem o deslocamento do centro de gravidade, como a marcha (BARBOSA et al., 2016).

### **Marcha na Doença de Parkinson, Dupla Tarefa e Co-Contração**

Dentre os sintomas motores da DP, os distúrbios relacionados ao equilíbrio e marcha ainda são os mais incapacitantes para os indivíduos acometidos pela doença (SILVA DE LIMA et al., 2017). A marcha na DP é caracterizada pelas seguintes alterações: passos curtos, redução no comprimento da passada com maior variabilidade, redução da velocidade e cadência da marcha e festinação, sendo possível observar essas alterações desde as fases iniciais da doença, tornando-se mais visíveis nas fases mais avançadas (ARCOLIN et al., 2015; PISTACCHI et al., 2017).

Além das características já mencionadas, outro fator que contribui para o agravamento no comprometimento da marcha pela DP é o aparecimento do Freezing of Gait (FOG), um fenômeno associado à instabilidade postural. O FOG é definido como uma súbita interrupção da marcha, provocando no indivíduo a sensação de estar com os pés colados ao solo, o que impede o desenvolvimento eficiente da marcha e o induz a episódios de quedas (AICH et al., 2018; NI et al., 2018; SILVA DE LIMA et al., 2017)

O FOG pode ser notado durante várias situações do dia-a-dia do indivíduo, tais como: ao iniciar a marcha, durante a realização da marcha associada a dupla tarefa, ao girar, ao se aproximar de espaços estreitos, caminhar sobre as alterações de relevo do solo ou se levantar de uma cadeira (SIJOBERT et al., 2017; SILVA DE LIMA et al., 2017)..

Diante dos declínios motores da marcha, o indivíduo necessita de recursos cognitivos para auxiliá-lo no suprimento desses déficits, ou seja, com o avançar da DP, perde-se a automaticidade da marcha (INTZANDT; BECK; SILVEIRA, 2018). Mas como no decorrer do cotidiano se faz necessário realizar diversas tarefas simultaneamente, a capacidade de interação entre a parte motora e a cognitiva se torna imprescindível, a qual se denomina dupla tarefa com demanda atencional (ZIREK et al., 2018).

Haja vista as alterações motoras e cognitivas na DP, a realização de uma dupla tarefa poderá ser comprometida pela dificuldade entre a interação motora e cognitiva (BELGHALI

et al., 2017; ZIREK et al., 2018). A interação motora e cognitiva requer o uso da atenção, que tem um papel muito importante em situações de alta demanda, principalmente quando o indivíduo se encontra fora do ambiente doméstico e diante do risco de um episódio de queda (FASANO et al., 2017). E é na busca por maior estabilidade, que o corpo pode fazer uso de um recurso denominado co-contração (BANKS et al., 2017).

De acordo com Banks et al. (2017), a co-contração é uma estratégia fisiológica de controle motor adotada pelo corpo para o desenvolvimento de atividades motoras funcionais, e pode ser definida como a contração simultânea entre músculo agonista e antagonista (IWAMOTO; TAKAHASHI; SHINKODA, 2017). Souissi et al. (2017) acrescenta que a co-contração tem um papel importante na execução da marcha, permitindo que o corpo gere suporte, equilíbrio e propulsão, permitindo que o movimento seja realizado com maior eficiência e estabilidade articular.

Com o processo de envelhecimento, é normal o aumento da co-contração na execução da marcha como mecanismo compensatório para aumentar a estabilidade articular, por meio do enrijecimento da articulação dos membros inferiores e tronco (FASANO et al., 2017). O aumento da co-contração na musculatura do joelho e do tornozelo é comum em indivíduos com comprometimento do SNC, incluindo aqueles acometidos pela DP. No entanto, a co-contração inadequada pode prejudicar o desempenho da marcha, influenciando no desequilíbrio do indivíduo com DP, devido ao enrijecimento articular causado por uma ativação anormal da musculatura antagonista (BOUDARHAM et al., 2016; LANG et al., 2019).

## **Quedas**

A ocorrência de quedas em idosos, e consequentemente pessoas com DP, é muito comum e afeta cerca de 40% a 70% dessa população. As quedas, além de acarretar sequelas físicas, como fraturas ósseas, podem ocasionar sequelas psicológicas, como o medo de cair novamente. O medo de cair é um fator limitante para as AVD's, assim como para a convivência social, além de aumentar o risco de quedas (CROUSE et al., 2016; GAZIBARA et al., 2017; SHEN; WONG-YU; MAK, 2016).

Os episódios de quedas em idosos com DP, podem ocorrer devido a alguns fatores inerentes à doença como, instabilidade postural, rigidez e bradicinesia, impactando na realização de atividades funcionais, como a marcha (CROUSE et al., 2016; SHEN; WONG-YU; MAK, 2016). A esse respeito, o FOG, a realização da dupla tarefa e o aumento da co-contração são considerados preditores de quedas (LANG et al., 2019; OKUMA, 2014; ZIREK et al., 2018).

## **Acidentes de Trânsito**

O ato de atravessar a rua é considerado uma atividade de dupla tarefa, uma vez que o indivíduo deve andar e prestar atenção ao ambiente de forma simultânea. A esse respeito, Zito et al. (2015) elucida que, para que a travessia seja realizada com segurança pelo pedestre, é necessário que este tenha a capacidade de interpretar os estímulos visuais e auditivos em tempo hábil para a travessia.

O declínio fisiológico vivenciado pelo corpo com o processo de envelhecimento, tanto das habilidades cognitivas quanto motoras, faz do idoso um usuário da via pública com demasiada vulnerabilidade (DOMMES et al., 2015; VIEIRA et al., 2017). Em especial, no idoso com DP, os declínios são acompanhados pelo comprometimento acentuado da marcha, aumentando o risco de acidentes de trânsito durante a tarefa de travessia, justamente devido as alterações motoras e não motoras causadas pela DP (FORD et al., 2017). Stratton et al. (2017) acrescenta que 2013, foram registrados 66.000 lesões e 4.735 mortes por acidentes de trânsito nos Estados Unidos da América.

Frente aos riscos de lesões graves e óbitos que os idosos com DP encontram ao atravessar ruas e transitar como pedestres, é fundamental a identificação dos fatores biomecânicos que podem agravar estes riscos, uma vez que o estudo destes fatores pode fomentar a criação de estratégias preventivas.

## REFERÊNCIAS

- AICH, S. et al. A Validation Study of Freezing of Gait (FoG) Detection and Machine-Learning-Based FoG Prediction Using Estimated Gait Characteristics with a Wearable Accelerometer. **Sensors**, v. 18, n. 10, p. 3287, 30 set. 2018.  
<https://doi.org/10.3390/s18103287>
- ARCOLIN, I. et al. Intensive cycle ergometer training improves gait speed and endurance in patients with Parkinson's disease: A comparison with treadmill training. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v. 34, n. 1, p. 125–138, 12 dez. 2015.  
<https://doi.org/10.3233/rnn-160648>
- BANKS, C. L. et al. Electromyography Exposes Heterogeneity in Muscle Co-Contraction following Stroke. **Frontiers in Neurology**, v. 8, 22 dez. 2017.  
<https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00699>
- BARBOSA, A. F. et al. Gait, posture and cognition in Parkinson's disease. **Dementia & Neuropsychologia**, v. 10, n. 4, p. 280–286, dez. 2016.  
<https://doi.org/10.1590/s1980-5764-2016dn1004005>
- BELGHALI, M. et al. Loss of gait control assessed by cognitive-motor dual-tasks: pros and cons in detecting people at risk of developing Alzheimer's and Parkinson's diseases. **GeroScience**, v. 39, n. 3, p. 305–329, jun. 2017.  
<https://doi.org/10.1007/s11357-017-9977-7>
- BOUDARHAM, J. et al. Coactivation of Lower Limb Muscles during Gait in Patients with Multiple Sclerosis. **PLOS ONE**, v. 11, n. 6, p. e0158267, 23 jun. 2016.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158267>
- CROUSE, J. J. et al. Postural instability and falls in Parkinson's disease. **Reviews in the Neurosciences**, v. 27, n. 5, 1 jan. 2016.  
<https://doi.org/10.1515/revneuro-2016-0002>
- DOMMES, A. et al. Is Mild Dementia Related to Unsafe Street-Crossing Decisions?: **Alzheimer Disease & Associated Disorders**, v. 29, n. 4, p. 294–300, 2015.  
<https://doi.org/10.1097/wad.0000000000000074>
- ERRO, R.; STAMELOU, M. The Motor Syndrome of Parkinson's Disease. In: **International Review of Neurobiology**. [s.l.] Elsevier, 2017. v. 132p. 25–32.  
<https://doi.org/10.1016/bs.irn.2017.01.004>
- FALAKI, A. et al. Impaired synergic control of posture in Parkinson's patients without postural instability. **Gait & Posture**, v. 44, p. 209–215, fev. 2016.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.035>
- FASANO, A. et al. Falls in Parkinson's disease: A complex and evolving picture: Falls and PD. **Movement Disorders**, v. 32, n. 11, p. 1524–1536, nov. 2017.  
<https://doi.org/10.1002/mds.27195>
- FORD, K. J. et al. Pedestrian safety in patients with Parkinson's disease: A case-control study: Pedestrian Safety in PD and Controls. **Movement Disorders**, v. 32, n. 12, p. 1748–1755, dez. 2017.  
<https://doi.org/10.1002/mds.27124>

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

<https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2017.08.008>

GIGANTE, A. F. et al. Rest tremor in Parkinson's disease: Body distribution and time of appearance. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 375, p. 215–219, abr. 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.12.057>

HESS, C.; HALLETT, M. The Phenomenology of Parkinson's Disease. **Seminars in Neurology**, v. 37, n. 02, p. 109–117, 16 maio 2017.

<https://doi.org/10.1055/s-0037-1601869>

INTZANDT, B.; BECK, E. N.; SILVEIRA, C. R. A. The effects of exercise on cognition and gait in Parkinson's disease: A scoping review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 95, p. 136–169, dez. 2018.

<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2018.09.018>

IWAMOTO, Y.; TAKAHASHI, M.; SHINKODA, K. Muscle co-contraction in elderly people change due to postural stability during single-leg standing. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 36, n. 1, dez. 2017.

<https://doi.org/10.1186/s40101-017-0159-1>

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

[https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(14\)61393-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(14)61393-3)

KIM, H. J.; JEON, B. S.; JENNER, P. Hallmarks of Treatment Aspects: Parkinson's Disease Throughout Centuries Including l -Dopa. In: **International Review of Neurobiology**. [s.l.] Elsevier, 2017. v. 132p. 295–343.

<https://doi.org/10.1016/bs.irn.2017.01.006>

LANG, K. C. et al. Antagonist muscle activity during reactive balance responses is elevated in Parkinson's disease and in balance impairment. **PLOS ONE**, v. 14, n. 1, p. e0211137, 25 jan. 2019.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211137>

MITTAL, S. O. et al. Botulinum Toxin in Parkinson Disease Tremor. **Mayo Clinic Proceedings**, v. 92, n. 9, p. 1359–1367, set. 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2017.06.010>

NI, M. et al. Power training induced change in bradykinesia and muscle power in Parkinson's disease. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 23, p. 37–44, fev. 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2015.11.028>

NI, M. et al. Exercise Guidelines for Gait Function in Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-analysis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 32, n. 10, p. 872–886, out. 2018.

<https://doi.org/10.1177/1545968318801558>

OKUMA, Y. Practical approach to freezing of gait in Parkinson's disease. **Practical Neurology**, v. 14, n. 4, p. 222–230, ago. 2014.

<https://doi.org/10.1136/practneurol-2013-000743>

OPARA, J. A. et al. Motor assessment in Parkinson's disease. **Annals of Agricultural and Environmental Medicine**, 1 fev. 2017.

<https://doi.org/10.5604/12321966.1232774>

PENG, L. et al. The long-term efficacy of STN vs GPi deep brain stimulation for Parkinson disease: A meta-analysis. **Medicine**, v. 97, n. 35, p. e12153, ago. 2018.

<https://doi.org/10.1097/md.00000000000012153>

PISTACCHI, M. et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. **Functional Neurology**, v. 32, n. 1, p. 28–34, mar. 2017.

<https://doi.org/10.11138/fneur/2017.32.1.028>

SHEN, X.; WONG-YU, I. S. K.; MAK, M. K. Y. Effects of Exercise on Falls, Balance, and Gait Ability in Parkinson's Disease: A Meta-analysis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 30, n. 6, p. 512–527, jul. 2016.

<https://doi.org/10.1177/1545968315613447>

SIJOBERT, B. et al. Effects of Sensitive Electrical Stimulation-Based Somatosensory Cueing in Parkinson's Disease Gait and Freezing of Gait Assessment: Electrical Stimulation-Based Somatosensory Cueing in Parkinson's Disease. **Artificial Organs**, v. 41, n. 11, p. E222–E232, nov. 2017.

<https://doi.org/10.1111/aor.13059>

SILVA DE LIMA, A. L. et al. Freezing of gait and fall detection in Parkinson's disease using wearable sensors: a systematic review. **Journal of Neurology**, v. 264, n. 8, p. 1642–1654, ago. 2017.

<https://doi.org/10.1007/s00415-017-8424-0>

SILVA-BATISTA, C. et al. Instability Resistance Training Improves Neuromuscular Outcome in Parkinson's Disease: **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 49, n. 4, p. 652–660, abr. 2017.

<https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001159>

SMULDERS, K. et al. Pharmacological treatment in Parkinson's disease: Effects on gait. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 31, p. 3–13, out. 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2016.07.006>

SOUISSI, H. et al. Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 57, p. 141–145, maio 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029>

STRATTON, M. E. et al. Virtual street-crossing performance in persons with multiple sclerosis: Feasibility and task performance characteristics. **Traffic Injury Prevention**, v. 18, n. 1, p. 47–55, 2 jan. 2017.

<https://doi.org/10.1080/15389588.2016.1195494>

SVEINBJORNSDOTTIR, S. The clinical symptoms of Parkinson's disease. **Journal of Neurochemistry**, v. 139, p. 318–324, out. 2016.

<https://doi.org/10.1111/jnc.13691>

TINAZ, S.; PILLAI, A. S.; HALLETT, M. Sequence Effect in Parkinson's Disease Is Related to Motor Energetic Cost. **Frontiers in Neurology**, v. 7, 24 maio 2016.

<https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00083>

VIEIRA, E. R. et al. Changes on Walking During Street Crossing Situations and on Dorsiflexion Strength of Older Caribbean Americans After an Exercise Program: A Pilot Study. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 25, n. 4, p. 525–532, out. 2017.

<https://doi.org/10.1123/japa.2016-0231>

XU, J. et al. Parkinson's disease and risk of mortality: meta-analysis and systematic review. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 129, n. 2, p. 71–79, fev. 2014.

<https://doi.org/10.1111/ane.12201>

YITAYEH, A.; TESHOME, A. The effectiveness of physiotherapy treatment on balance dysfunction and postural instability in persons with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, v. 8, n. 1, dez. 2016.

<https://doi.org/10.1186/s13102-016-0042-0>

ZIREK, E. et al. Which cognitive dual-task walking causes most interference on the Timed Up and Go test in Parkinson's disease: a controlled study. **Neurological Sciences**, v. 39, n. 12, p. 2151–2157, dez. 2018.

<https://doi.org/10.1007/s10072-018-3564-2>

ZITO, G. A. et al. Street crossing behavior in younger and older pedestrians: an eye- and head-tracking study. **BMC Geriatrics**, v. 15, n. 1, dez. 2015.

<https://doi.org/10.1186/s12877-015-0175-0>



# **ANÁLISE DA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR EM IDOSOS COM DOENÇA DE PARKINSON DURANTE SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

## **CO-CONTRAÇÃO DA MARCHA EM PARKINSONIANOS.**

RODRIGUES K<sup>1</sup>, SOUSA LR<sup>2</sup>, FELICIO LR<sup>3</sup>, HALLAL CZ<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Federal do Triângulo Mineiro e Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil

<sup>2</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil,

<sup>3</sup> Faculdade de Educação Física e Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil; Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia e Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil

Agradecimentos: Agradecemos à CAPES pelo incentivo e financiamento ao programa de pós-graduação, assim como, ao CNPq (459592/2014) e à FAPEMIG (APQ 00327-14) pelo financiamento do material utilizado para a coleta dos dados.

Declarações de interesse: nenhuma

\*Autor Correspondente: Camilla Z. Hallal

Rua Benjamin Constant, 1286, Bairro Nossa Senhora Aparecida, CEP 38400-678, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil. camillazhallal@yahoo.com.br  
(34) 3212-1317 / (34) 998420044

## RESUMO

**Introdução:** A Doença de Parkinson (DP) é caracterizada pela presença de tremores, rigidez muscular, lentidão de movimentos e desequilíbrio postural. A instabilidade postural é uma consequência das alterações da causadas pela DP, como a oscilação do centro de gravidade e a presença de co-contracção, prejudicando a execução de uma marcha eficiente e segura.

**Objetivo:** analisar a co-contracção muscular em idosos com Doença de Parkinson durante a marcha normal, e com simulação de travessia de rua. **Método:** O estudo contou com 19 idosos, com DP idiopática classificados no nível I e II da Hoehn e Yahr. Os voluntários foram submetidos à análise de marcha sob as situações: 1ª- Marcha em velocidade de preferência; 2ª- Marcha com simulação de travessia de rua; 3ª Marcha com simulação de travessia de rua em tempo reduzido. A avaliação da marcha foi realizada por meio da Eletromiografia (EMG) de superfície dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral. Para análise dos dados EMG foi considerado o total de 10 passadas consecutivas de cada uma das três condições de marcha avaliadas. A co-contracção muscular foi calculada pela razão agonista/antagonista das médias de ativação em cada condição de marcha dos músculos estudados. **Resultado:** Não foram encontradas diferenças significativas na co-contracção dos músculos avaliados entre as condições de marcha. **Conclusão:** Não houve diferença significativa na co-contracção dos idosos com DP nas condições de marcha avaliada, pois possivelmente esses indivíduos já caminham em co-contracção elevada, e são incapazes de se adaptar às demandas frente a uma situação de dupla tarefa funcional, como a travessia de rua.

**Palavras-chave:** dupla tarefa; co-contracção.

## ABSTRACT

**Introduction:** Parkinson's Disease (PD) is characterized by the presence of tremors, muscular rigidity, slow movement and postural imbalance. Postural instability is a consequence of changes caused by PD, such as the oscillation of the center of gravity and the presence of co-contraction, impairing the execution of an efficient and safe gait. **Method:** The study included 19 elderly patients with idiopathic PD classified in levels I and II of Hoehn and Yahr. The volunteers were submitted to the gait analysis under the following situations: 1st - Gait at preferred speed; 2nd - Gait with simulation of crossing street; 3rd - Gait with simulation of street crossing in reduced time. The evaluation of the gait was performed by the Electromyography (EMG) surface of the vastus lateralis, femoral biceps, anterior tibial and lateral gastrocnemius muscles. For the analysis of the EMG information, the total of 10 consecutive passes of each of the three gait conditions evaluated was considered. Muscle co-contraction was calculated by the agonist / antagonist ratio of the average of activation in each gait condition of the muscles studied. **Result:** no significant differences were found in the co-contraction of the muscles evaluated between gait conditions. **Conclusion:** There was no significant difference in the co-contraction of the elderly people with PD in the gait conditions evaluated, maybe because these individuals already walk in high co-contraction, and are unable to adapt to the demands of a dual functional task, such as the street crossing.

**Keywords:** double task; co-contraction.

## INTRODUÇÃO

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa progressiva, caracterizada por tremores, rigidez muscular, lentidão de movimentos e desequilíbrio postural.<sup>1-3</sup> Estima-se que até o ano de 2030 haverá cerca de 8,7 a 9,3 milhões de pessoas com DP no mundo, com idade superior aos 50 anos.<sup>4</sup>

O diagnóstico clínico da DP é feito por meio da avaliação clínica, identificando-se a presença de tremor de repouso, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural.<sup>5,6</sup> Adicionalmente, podem surgir outros sinais tais como o congelamento da marcha, que aparece de acordo com a progressão da doença e causa incapacidade.<sup>5</sup> Entre os sinais clínicos da DP, a bradicinesia é uma das principais manifestações e se caracteriza pela lentidão na realização dos movimentos funcionais.<sup>7</sup>

A bradicinesia é avaliada, do ponto de vista clínico, durante os movimentos sequenciais e repetitivos, como a marcha.<sup>7,8</sup> Esses movimentos possuem um padrão de ativação muito particular, apresentando um pico de ativação da musculatura agonista seguido por um pico de ativação da musculatura antagonista.<sup>9</sup> O fenômeno de geração de picos de ativação muscular extras e simultâneos, entre agonistas e antagonistas, caracteriza a co-contração muscular.<sup>9-12</sup>

Em indivíduos jovens e saudáveis, a variação da co-contração muscular com consequente aumento da rigidez articular, é utilizada com sucesso em condições que promovem alterações no equilíbrio.<sup>13</sup> Entretanto, em indivíduos idosos e com DP, o recrutamento não parece ser ordenado e eficiente.<sup>13</sup>

A capacidade de andar é de grande importância e deve ser mantida para que indivíduos idosos e com DP se mantenham independentes nas suas atividades diárias.<sup>14,15</sup> Diante dos declínios funcionais relacionados ao avanço da idade e/ou doenças neurológicas, os indivíduos utilizam algumas estratégias para compensação e manutenção do equilíbrio, como: redução na velocidade da marcha, no comprimento do passo, e também na amplitude de movimento articular do quadril, joelho e tornozelo.<sup>16-18</sup>

Em adição, ocorre também a diminuição da oscilação anteroposterior do centro de massa, devido ao declínio da capacidade de gerar força rapidamente para corrigir o equilíbrio postural, o que leva a um comprometimento do controle motor adequado, ocasionando maior instabilidade postural.<sup>19,20</sup>

Na DP, a instabilidade postural faz com que os indivíduos não consigam realizar ações compensatórias durante a marcha para recuperar o equilíbrio do corpo, levando a um aumento notório do medo de cair e quedas efetivas.<sup>21,22</sup> Diante disto, o indivíduo necessita, entre outras

adaptações, do recurso da co-contracção para garantir mais estabilidade e segurança para execução da marcha.<sup>18,23</sup>

Em um estudo no qual, comparou-se a co-contracção da musculatura de tronco e membros inferiores de adultos jovens, de meia-idade e idosos, identificando-se em adultos idosos, valores maiores com diferenças significativas de co-contracção da musculatura dos membros inferiores, em comparação aos adultos jovens e de meia idade, em todas as fases da marcha analisada.<sup>18</sup>

A literatura mostra que, em situações que desafiam o equilíbrio, idosos apresentam índices maiores de co-contracção em comparação a indivíduos mais jovens, e que altos índices de co-contracção estão relacionados a maior risco de quedas.<sup>24,25</sup> Em indivíduos com DP, além da bradicinesia descrita, sabe-se que a rigidez se manifesta tanto em músculos agonistas como em antagonistas, o que pode contribuir ainda mais para o aumento da co-contracção, com importantes consequências na execução segura de tarefas que exijam a manutenção do equilíbrio, como a marcha.<sup>23,26</sup>

Devido ao impacto negativo das quedas e sua relação com o aumento da co-contracção<sup>25</sup>, faz-se necessário a investigação dessa variável em indivíduos idosos com DP, haja vista que essa doença neurológica altamente incapacitante é considerada a segunda mais incidente na população idosa<sup>27</sup>. Desse modo, identificar alterações na marcha, em situações que simulem condições reais que estes indivíduos encontram em suas atividades diárias e que podem representar um grande risco à integridade física, é fundamental para subsidiar estratégias de prevenção de quedas.

Com base no exposto, o presente estudo buscou analisar a co-contracção muscular de idosos com DP durante marcha normal e simulação de travessia de rua. Frente ao desafio imposto pela tarefa de atravessar a rua, adotou-se a hipótese de que os indivíduos com DP apresentam maiores índices de co-contracção durante a simulação de travessia de rua, do que em situação de marcha normal.

## **MÉTODO**

### **Participantes**

O estudo contou com 19 participantes, idosos com DP idiopática em estágio inicial, nos níveis I e II da Hoehn e Yahr, nos quais o indivíduo ainda é capaz de realizar a marcha de maneira independente. Todos os 19 participantes estavam sendo submetidos a tratamento fisioterapêutico com frequência de 3 vezes por semana, durante 6 meses antes da realização do estudo.

Através da utilização do programa G\*Power (poder= 0,95; tamanho do efeito= 1,21), obteve-se um N de 14 indivíduos, contudo, como o estudo foi realizado com todos os indivíduos participantes de um projeto de extensão, ocorreu a participação dos 19 voluntários. A caracterização da amostra se encontra na Tabela 1.

Como critérios de elegibilidade, os participantes deveriam apresentar: ausência de dor, fratura, ou lesão grave em músculos, tendões ou ligamentos nos 6 meses que antecederam a realização do estudo, bem como ausência de histórico de alterações cardiovasculares, respiratórias ou cognitivas.

Para a avaliação do estado cognitivo dos participantes, adotou-se o Mini Exame do Estado Mental (MEEM), no qual o indivíduo deveria obter um score > 24 pontos. Os participantes não poderiam estar em fase de adaptação farmacológica, e foram analisados na fase on da medicação.

Em relação aos aspectos éticos, o presente estudo foi submetido a análise do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos local, e aprovado sob o parecer CAAE 43869315.2.0000.5152. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

### **Instrumentos e procedimentos para coleta de dados**

Para a coleta dos dados eletromiográficos, utilizou-se o módulo de aquisição de sinais biológicos CHANNELS MYOTRACE 400: BLUETOOTH (Noraxon®), com frequência de amostragem de 2000Hz, amplificador com ganho de 500 vezes, placa de conversão analógico/digital de 16 bits de resolução, com 4 canais. Utilizando-se eletrodos de superfície Ag/AgCl em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Para a determinação do início e final dos ciclos da marcha, foram utilizados sensores de pressão Foot Switch (Noraxon®).

Os eletrodos foram posicionados de acordo com as normas SENIAM-Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of muscles<sup>28</sup>, nos seguintes músculos: vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio porção lateral (GL), com o eletrodo de referência sobre a patela. Previamente à colocação dos eletrodos, realizou-se tricotomia e limpeza da pele com álcool.

Toda a avaliação foi realizada em um único dia, tendo duração média de 2 horas. Antes dos procedimentos de avaliação da marcha, os voluntários foram instruídos e familiarizados com as condições de coleta e os estímulos padronizados. Durante o processo de avaliação da marcha, os participantes foram orientados a caminhar sobre uma passarela de 10m de

comprimento e 2m de largura, descartando-se os 2 primeiros metros para fase de aceleração e os 2 últimos metros para a fase de desaceleração da marcha.

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante o teste de marcha, utilizando-se como referência o membro inferior dominante, o qual foi identificado por meio dos seguintes testes de lateralidade: chutar a bola, subir e descer um degrau e sofrer um deslocamento anterior e posterior.<sup>29</sup>

A marcha foi avaliada sob três condições: 1ª- Marcha em velocidade de preferência; 2ª- Marcha com simulação de travessia de rua; 3ª Marcha com simulação de travessia de rua em tempo reduzido. A cada participante, solicitou-se caminhar por três vezes sobre a passarela em cada uma das três condições de marcha, as quais foram ordenadas mediante sorteio.

Na marcha em velocidade de preferência, solicitou-se ao voluntário que caminhasse sobre a passarela na velocidade habitualmente praticada no dia-a-dia. Para a marcha com simulação de travessia de rua, agregou-se ao teste um projetor que simulava vídeos e sons de tráfego de veículos. O vídeo mostrou um semáforo para pedestres, e os participantes deveriam decidir o melhor momento de travessia da passarela até o lado oposto, respeitando o tempo do semáforo de 17 segundos, conforme normas do Denatran

Já na marcha com simulação de travessia de rua em tempo reduzido, o participante deveria realizar a travessia caminhando pela passarela até o lado oposto, respeitando o tempo do semáforo para pedestres como na condição anterior. Porém, o tempo do semáforo foi reduzido para 8,5 segundos, simulando uma condição cotidiana muito comum, na qual o pedestre inicia a travessia com pouco tempo restante na contagem do semáforo.

### **Processamento e Análise dos Dados**

Para processamento dos dados EMG, foram utilizadas rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), considerando para análise o total de 10 passadas consecutivas de cada uma das três condições de marcha avaliadas.

O cálculo da amplitude do sinal eletromiográfico foi realizado por meio do uso do envoltório linear. Para o processamento do sinal e criação do envoltório linear, utilizou-se filtros passa alta de 20Hz, passa baixa de 500Hz e *notch* de 60Hz, com retificação pelo método de onda inteira, além de filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz.

Os valores de envoltório linear de cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de marcha em velocidade confortável para cada músculo, e a co-contração muscular foi calculada pela razão das médias de ativação em cada condição de marcha dos seguintes músculos agonistas e antagonistas: VL-BF; TA-GL.

Para análise estatística, adotou-se o software PASW statistics 18.0® (SPSS). Inicialmente, foi realizado o teste de Shapiro Wilk para verificação da normalidade dos dados. Já para comparação dos dados relacionados à co-contração dos músculos analisados entre as condições, foi utilizado o teste MANOVA com nível de significância de  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS

Não foram encontradas diferenças significativas na co-contração dos músculos avaliados entre as condições de marcha. A Figura 1 mostra os valores de média e desvios-padrão para a co-contração muscular ao vasto lateral e bíceps femoral nas condições de marcha. A Figura 2 mostra os valores de média e desvios-padrão para a co-contração muscular do tibial anterior e gastrocnêmio lateral nas condições de marcha.

## DISCUSSÃO

No presente estudo buscou-se avaliar a co-contração muscular em idosos com DP, mediante as seguintes situações: marcha normal e marcha com simulações de travessia de rua. A análise proposta justifica-se pelo fato de que acidentes durante travessia de rua são responsáveis por muitos óbitos e gastos públicos, e a realização de dupla tarefa com interação cognitiva/motora é mais eficiente para se avaliar a doença em si e seu declínio funcional, uma vez que se relaciona com a independência do indivíduo.<sup>30</sup>

Mudanças na co-contração frente a tarefas motoras funcionais são importantes na execução eficiente da marcha, por meio da estabilidade articular promovida no momento da contração simultânea entre músculo agonista e antagonista.<sup>10,11</sup> Quando a co-contração ocorre de maneira desordenada, pode significar um risco para a marcha, uma vez que pode prejudicar o adequado controle postural.

Os resultados mostraram que não houve diferença significativa de co-contração dos músculos analisados, nas condições de marcha propostas. Variações na co-contração muscular são fundamentais para aumentar a rigidez muscular e assim regular a estabilidade, quando estas mudanças são realizadas em um sistema motor sadio.<sup>10,31</sup> Entretanto, indivíduos com déficits sensorio motor, utilizam desordenadamente a co-contração para aumentar a rigidez articular, com o intuito de aumentar a sua estabilidade.<sup>10,32</sup>

O aumento exagerado e não controlado da co-contração como uma estratégia para a manutenção da estabilidade, não parece ser uma boa estratégia compensatória, sendo eficiente apenas em situações de perturbação lenta, o que não caracteriza os episódios que desencadeiam as quedas, ou seja, são pouco eficientes em situações de perturbação rápida do equilíbrio<sup>(13,19)</sup>.



Sendo assim, com o aumento da co-contracção ocorre um declínio da capacidade de manter o equilíbrio, principalmente quando se refere a tarefas dinâmicas, como a marcha.<sup>31</sup>

Embora a hipótese inicial fosse a de que a co-contracção aumentaria em função da demanda da tarefa, o fato dos resultados não terem identificado estas alterações, sugere que, possivelmente, indivíduos com DP já realizam a marcha convencional em altos níveis de co-contracção, o que impede novos ajustes em tarefas de maior demanda, como a travessia de rua. Nesse contexto, acredita-se que os idosos com DP, além de apresentarem alto risco de quedas na execução da marcha, apresentam um risco ainda maior de acidentes em situações de travessia de rua, o que os torna bastante vulneráveis.

Boudarham et al.<sup>33</sup> avaliou a co-contracção das articulações do joelho e tornozelo em indivíduos com Esclerose Múltipla e saudáveis, durante a marcha. Em seu estudo, identificou-se nos indivíduos com Esclerose Múltipla uma co-contracção excessiva dos músculos TA:GM e TA:SOL, na busca de apoio durante a fase de duplo apoio para a fase de apoio único, para facilitar a aceitação e a transferência de peso durante essas fases.

Ademais, durante a análise da fase de apoio único, os autores encontraram nos indivíduos com Esclerose Múltipla, valores reduzidos de co-contracção dos músculos TA:GM, TA:SOL, e valores elevados de co-contracção dos músculos RF:BF, VL:BF, incluindo intensidade e duração da co-contracção. Os autores<sup>33</sup> explicam a situação como um mecanismo neuromuscular utilizado por outros indivíduos com doenças neurológicas que afetam o controle postural, buscando maior equilíbrio.

A esse respeito, a redução da co-contracção dos músculos do tornozelo pode ser a causa da instabilidade postural na fase de apoio único, o que poderia ser compensado pelo aumento da co-contracção dos músculos do joelho, quadríceps e isquiotibiais, facilitando a sustentação do peso corporal através da geração simultânea de um maior momento flexor no quadril e um maior momento extensor no joelho.

Possivelmente, os idosos com DP participantes da pesquisa que resulta neste artigo, já apresentava um nível de co-contracção aumentado na marcha normal, que não se adapta às condições de dupla tarefa. Este fato pode expor os indivíduos a um risco ainda maior de acidentes.

Acerca das limitações do estudo, a avaliação foi realizada em indivíduos classificados nos níveis I e II da Hoehn e Yahr, pois esses níveis são capazes de realizar a marcha de forma independente, mas níveis maiores de co-contracção poderiam ser encontrados em estágios mais avançados da doença. Na coleta dos dados, utilizou-se como referência o membro inferior dominante, entretanto, sabe-se que a DP não se manifesta bilateralmente simétrica. Por fim, os

participantes realizam rotineiramente fisioterapia, o que pode influenciar no desempenho em relação a outros idosos com DP e sedentários.

## **CONCLUSÃO**

Conclui-se que não houve diferença significativa na co-contracção dos idosos com DP nas condições de marcha avaliadas. Isso ocorreu, pois possivelmente esses indivíduos já caminham em co-contracção elevada e são incapazes de se adaptar às demandas impostas pela dupla tarefa de travessia de rua, o que os expõe a um maior risco de quedas e acidentes de trânsito.

## REFERÊNCIAS

1. Kalia LV, Lang AE. Parkinson's disease. *The Lancet*. agosto de 2015;386(9996):896–912.  
[https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(14\)61393-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(14)61393-3)
2. Kim HJ, Jeon BS, Jenner P. Hallmarks of Treatment Aspects: Parkinson's Disease Throughout Centuries Including 1 -Dopa. In: *International Review of Neurobiology* [Internet]. Elsevier; 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019]. p. 295–343. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0074774217300065>  
<https://doi.org/10.1016/bs.irm.2017.01.006>
3. Opara JA, Małeckı A, Małeczka E, Socha T. Motor assessment in Parkinson's disease. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine* [Internet]. 1º de fevereiro de 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019]; Disponível em: <http://aaem.pl/abstracted.php?level=5&ICID=1232774>  
<https://doi.org/10.5604/12321966.1232774>
4. Xu J, Gong DD, Man CF, Fan Y. Parkinson's disease and risk of mortality: meta-analysis and systematic review. *Acta Neurol Scand*. fevereiro de 2014;129(2):71–9.  
<https://doi.org/10.1111/ane.12201>
5. Falaki A, Huang X, Lewis MM, Latash ML. Impaired synergic control of posture in Parkinson's patients without postural instability. *Gait Posture*. fevereiro de 2016;44:209–15.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.035>
6. Silva-Batista C, Corcos DM, Barroso R, David FJ, Kanegusuku H, Forjaz C, et al. Instability Resistance Training Improves Neuromuscular Outcome in Parkinson's Disease. *Med Sci Sports Exerc*. abril de 2017;49(4):652–60.  
<https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001159>
7. Tinaz S, Pillai AS, Hallett M. Sequence Effect in Parkinson's Disease Is Related to Motor Energetic Cost. *Front Neurol* [Internet]. 24 de maio de 2016 [citado 12 de fevereiro de 2019];7. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fneur.2016.00083/abstract>  
<https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00083>
8. Smulders K, Dale ML, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Horak FB. Pharmacological treatment in Parkinson's disease: Effects on gait. *Parkinsonism Relat Disord*. outubro de 2016;31:3–13.  
<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2016.07.006>
9. Godaux E, Koulischer D, Jacquy J. Parkinsonian bradykinesia is due to depression in the rate of rise of muscle activity. *Ann Neurol*. janeiro de 1992;31(1):93–100.  
<https://doi.org/10.1002/ana.410310117>
10. Banks CL, Huang HJ, Little VL, Patten C. Electromyography Exposes Heterogeneity in Muscle Co-Contraction following Stroke. *Front Neurol* [Internet]. 22 de dezembro de 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019];8. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2017.00699/full>  
<https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00699>

11. Iwamoto Y, Takahashi M, Shinkoda K. Muscle co-contraction in elderly people change due to postural stability during single-leg standing. *J Physiol Anthropol* [Internet]. dezembro de 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019];36(1). Disponível em: <https://jphysiolanthropol.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40101-017-0159-1>  
<https://doi.org/10.1186/s40101-017-0159-1>
12. Souissi H, Zory R, Bredin J, Gerus P. Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. *J Biomech*. maio de 2017;57:141–5.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029>
13. Cenciarini M, Loughlin PJ, Sparto PJ, Redfern MS. Stiffness and Damping in Postural Control Increase With Age. *IEEE Trans Biomed Eng*. fevereiro de 2010;57(2):267–75.  
<https://doi.org/10.1109/tbme.2009.2031874>
14. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, Srikanth VK. Ageing and gait variability--a population-based study of older people. *Age Ageing*. 1º de março de 2010;39(2):191–7.  
<https://doi.org/10.1093/ageing/afp250>
15. Bella SD, Benoit C-E, Farrugia N, Keller PE, Obrig H, Mainka S, et al. Gait improvement via rhythmic stimulation in Parkinson's disease is linked to rhythmic skills. *Sci Rep* [Internet]. dezembro de 2017 [citado 18 de fevereiro de 2019];7(1). Disponível em: <http://www.nature.com/articles/srep42005>  
<https://doi.org/10.1038/srep42005>
16. Hortobágyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, et al. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture*. junho de 2009;29(4):558–64.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.007>
17. Pistacchi M, Gioulis M, Sanson F, De Giovannini E, Filippi G, Rossetto F, et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. *Funct Neurol*. março de 2017;32(1):28–34.  
<https://doi.org/10.11138/FNeur/2017.32.1.028>
18. Lee H-J, Chang WH, Choi B-O, Ryu G-H, Kim Y-H. Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study. *BMC Geriatrics* [Internet]. dezembro de 2017 [citado 18 de fevereiro de 2019];17(1). Disponível em: <http://bmgeriatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12877-017-0417-4>  
<https://doi.org/10.1186/s12877-017-0417-4>
19. Hahn ME, Lee H-J, Chou L-S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait Posture*. dezembro de 2005;22(4):356–61.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.012>
20. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res*. 1993;97(1):139–44.  
<https://doi.org/10.1007/bf00228824>

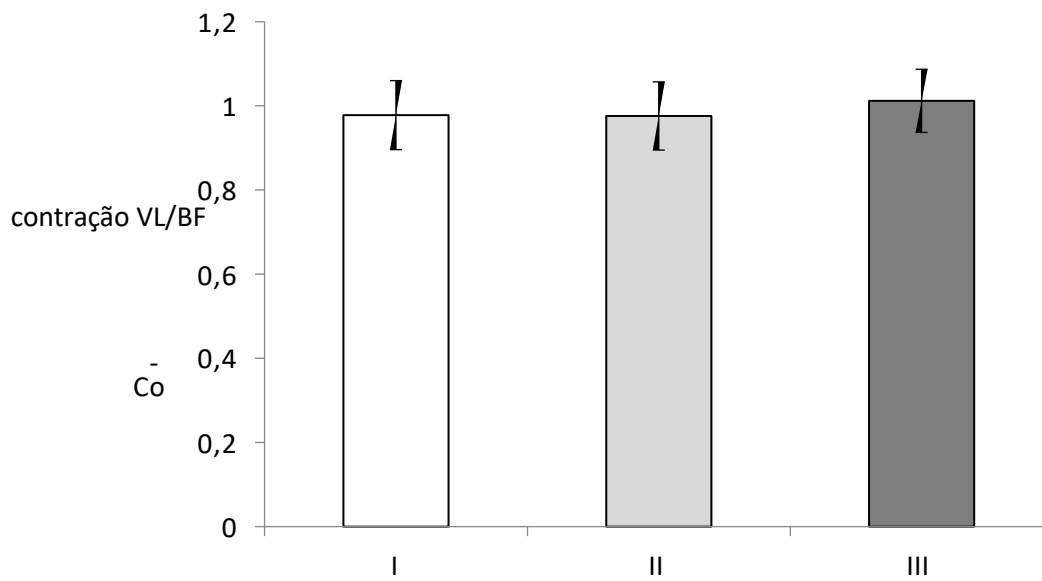
21. Yitayeh A, Teshome A. The effectiveness of physiotherapy treatment on balance dysfunction and postural instability in persons with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *BMC Sports Sci Med Rehabil* [Internet]. dezembro de 2016 [citado 12 de fevereiro de 2019];8(1). Disponível em: <http://bmcsportsscimedrehabil.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13102-016-0042-0>  
<https://doi.org/10.1186/s13102-016-0042-0>
22. Doná F, Aquino CC, Gazzola JM, Borges V, Silva SMCA, Ganança FF, et al. Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*. setembro de 2016;102(3):272–9.  
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.08.009>
23. Lang KC, Hackney ME, Ting LH, McKay JL. Antagonist muscle activity during reactive balance responses is elevated in Parkinson's disease and in balance impairment. Franzén E, organizador. *PLOS ONE*. 25 de janeiro de 2019;14(1):e0211137.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211137>
24. Nelson-Wong E, Appell R, McKay M, Nawaz H, Roth J, Sigler R, et al. Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. *Eur J Appl Physiol*. abril de 2012;112(4):1379–89.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-2094-x>
25. Lo J, Lo O-Y, Olson EA, Habtemariam D, Iloputaife I, Gagnon MM, et al. Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. *Gait Posture*. março de 2017;53:110–4.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.010>
26. Peterson DS, Horak FB. Neural Control of Walking in People with Parkinsonism. *Physiology* (Bethesda). março de 2016;31(2):95–107.  
<https://doi.org/10.1152/physiol.00034.2015>
27. Sveinbjornsdottir S. The clinical symptoms of Parkinson's disease. *J Neurochem*. outubro de 2016;139:318–24.  
<https://doi.org/10.1111/jnc.13691>
28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. outubro de 2000;10(5):361–74.  
[https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
29. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. setembro de 2000;12(1):34–45.  
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00070-9)
30. Vieira ER, Tappen R, Gropper SS, Severi MT, Engstrom G, de Oliveira MR, et al. Changes on Walking During Street Crossing Situations and on Dorsiflexion Strength of Older Caribbean Americans After an Exercise Program: A Pilot Study. *J Aging Phys Act*. outubro de 2017;25(4):525–32.  
<https://doi.org/10.1123/japa.2016-0231>
31. Schulz BW, Jongprasithporn M, Hart-Hughes SJ, Bulat T. Effects of step length, age, and fall history on hip and knee kinetics and knee co-contraction during the maximum step length test. *Clin Biomech*. outubro de 2013;28(8):933–40.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.002>

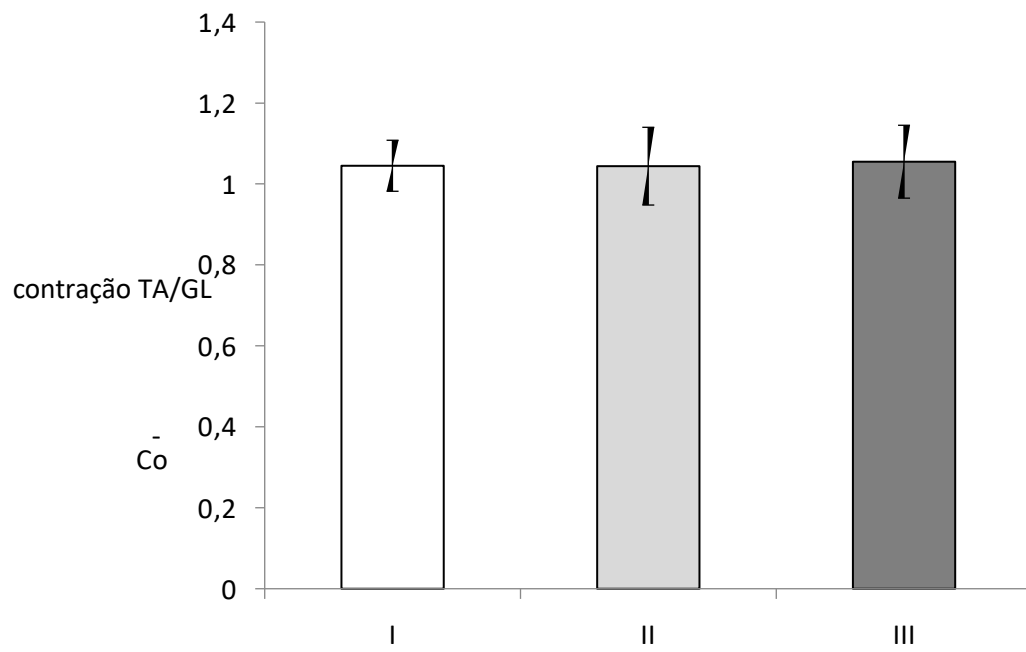
32. Ishida A, Masuda T, Inaoka H, Fukuoka Y. Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances. *Med Biol Eng Comput.* março de 2008;46(3):213–21.  
<https://doi.org/10.1007/s11517-007-0269-8>
33. Boudarham J, Hameau S, Zory R, Hardy A, Bensmail D, Roche N. Coactivation of Lower Limb Muscles during Gait in Patients with Multiple Sclerosis. Derfuss T, organizador. *PLOS ONE.* 23 de junho de 2016;11(6):e0158267.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158267>

**Tabela 1.** Caracterização da amostra com Média e Desvio Padrão

Características	(n=19)
Homens/Mulheres (n)	9/10
H&Y I/H & Y II (n)	9/10
Idade (anos) Média e DP	67,63 ( $\pm$ 6,72)
MEEM (n) Média e DP	26,63 ( $\pm$ 1,21)
Peso (Kg) Média e DP	74,7 ( $\pm$ 14,91)
Altura (cm) Média e DP	161,16 ( $\pm$ 10,13)

H&Y = escala de Hoehn Yahr; MEEM = Mini Exame do Estado Mental; DP= Desvio Padrão.

**Figura 1:** Média e Desvios-padrão da co-contracção muscular VL/BF

**2: Média e Desvios-padrão da co-contracção muscular TA/GL**



## Anexo

### **ANALYSIS OF MUSCLE CO-CONTRACTION IN ELDERLY PEOPLE WITH PARKINSON'S DISEASE DURING STREET TRAFFIC SIMULATION**

#### **GAIT'S CO-CONTRACTION IN PARKINSONIANS.**

RODRIGUES K<sup>1</sup>, SOUSA LR<sup>2</sup>, FELICIO LR<sup>3</sup>, HALLAL CZ<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Post-Graduation Program in Physical Therapy, Federal University of Triângulo Mineiro and Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil

<sup>2</sup> Post-Graduation Program in Health Sciences, Medicine's College, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil,

<sup>3</sup> Physical Education and Physiotherapy's College, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil; Post-Graduation Program in Physiotherapy

Federal University of Uberlândia and Federal University of Triângulo Mineiro, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil.

Acknowledgements: We thank CAPES for the encouragement and funding of the graduate program, as well as CNPq (459592/2014) and FAPEMIG (APQ 00327-14) for financing the material used for data collection.

Declarations of interest: none

\* Corresponding Author: Camilla Z. Hallal

Benjamin Constant Street, 1286, Nossa Senhora Aparecida, 38400-678,  
Uberlândia, Minas Gerais, Brazil. [camillazhallal@yahoo.com.br](mailto:camillazhallal@yahoo.com.br)  
55 (34) 3212-1317 / 55 (34) 998420044

## ABSTRACT

**Introduction:** Parkinson's Disease (PD) is characterized by the presence of tremors, muscular rigidity, slow movement and postural imbalance. Postural instability is a consequence of changes caused by PD, such as the oscillation of the center of gravity and the presence of co-contraction, impairing the execution of an efficient and safe gait. **Method:** The study included 19 elderly patients with idiopathic PD classified in levels I and II of Hoehn and Yahr. The volunteers were submitted to the gait analysis under the following situations: 1st - Gait at preferred speed; 2nd - Gait with simulation of crossing street; 3rd - Gait with simulation of street crossing in reduced time. The evaluation of the gait was performed by the Electromyography (EMG) surface of the vastus lateralis, femoral biceps, anterior tibial and lateral gastrocnemius muscles. For the analysis of the EMG information, the total of 10 consecutive passes of each of the three gait conditions evaluated was considered. Muscle co-contraction was calculated by the agonist / antagonist ratio of the average of activation in each gait condition of the muscles studied. **Result:** no significant differences were found in the co-contraction of the muscles evaluated between gait conditions. **Conclusion:** There was no significant difference in the co-contraction of the elderly people with PD in the gait conditions evaluated, maybe because these individuals already walk in high co-contraction, and are unable to adapt to the demands of a dual functional task, such as the street crossing.

**Keywords:** double task; co-contraction.

## INTRODUCTION

Parkinson's disease (PD) is a progressive neurodegenerative disease, characterized by tremors, muscular rigidity, slow movement and postural imbalance.<sup>1-3</sup> It is estimated that by the year 2030 there will be around 8.7 to 9.3 million people with PD worldwide, aged over 50.<sup>4</sup>

PD's clinical diagnosis is made through clinical evaluation, identifying the presence of resting tremor, stiffness, bradykinesia and postural instability.<sup>5,6</sup> In addition, other signs may appear, as the gait freezing which appears according to the progression of the disease and cause disability.<sup>5</sup> Among clinical signs of PD, bradykinesia is one of the main manifestations and is characterized by slowness in the performance of functional movements.<sup>7</sup>

Bradykinesia is clinically evaluated during sequential and repetitive movements, as the gait.<sup>7,8</sup> These movements have a very particular activation pattern, presenting a peak of activation of the agonist musculature followed by a peak of activation of the antagonist musculature.<sup>9</sup> The phenomenon of generation of extra and simultaneous muscle activation peaks, between agonists and antagonists, characterizes muscular co-contraction.<sup>9-12</sup>

In young and healthy individuals, the variation of muscular contraction with consequent increase in joint stiffness is successfully used in conditions that promote changes in balance.<sup>13</sup> However, in elderly individuals with PD, recruitment does not appear to be orderly and efficient.<sup>13</sup>

Walking ability is very important and must be maintained so that elderly and PD individuals remain independent in their daily activities.<sup>14,15</sup> In the face of functional declines related to the advancement of age and / or neurological diseases, individuals use some strategies to balance and maintain balance, such as: reduction in gait velocity, step length, and joint range of motion of the hip, knee and ankle.<sup>16-18</sup>

In addition, there is also a decrease in the anteroposterior oscillation of the center of mass, due to the decline in the capacity to generate force quickly to correct the postural balance, which leads to an impairment of adequate motor control, causing greater postural instability.<sup>19,20</sup>

In PD, postural instability causes individuals to fail to perform compensatory actions during gait to regain body balance, leading to a marked increase in fear of falling and effective falls (21,22). In view of this, the individual needs, among other adaptations, the use of the co-contraction to guarantee more stability and safety for the execution of gait.<sup>18,23</sup>

In a study by Lee et al.<sup>18</sup>, the co-contraction of the trunk musculature and lower limbs of young, middle-aged and elderly adults was compared, with higher values with significant

differences in co-contraction of the lower limb musculature, compared to young and middle-aged adults, in all phases of the gait analyzed.

The literature shows that the elderly people have higher rates of co-contraction compared to younger individuals in situations that challenge the balance, and the high rates of co-contraction are related to a higher risk of falls.<sup>24,25</sup> In individuals with PD, besides the described bradykinesia, it is known that stiffness manifests itself in both agonist and antagonist muscles, which may contribute even more to the increase of the co-contraction, with important consequences in the safe execution of tasks that require the maintenance of balance, such as gait.<sup>23,26</sup>

The present study sought to analyze the muscular co-contraction of the elderly people with PD during normal gait and simulation of street crossing. In view of the challenge imposed by the task of crossing the street, it was adopted the hypothesis that individuals with PD present higher rates of co-contraction during the simulation of the street crossing, than in normal walking situations.

## **METHOD**

### **Participants**

The study had 19 participants, elderly people with idiopathic PD at an early stage, at levels I and II of Hoehn and Yahr, in which the individual is still able to perform the gait independently. All 19 participants were undergoing physiotherapeutic treatment 3 times a week for 6 months prior to the study.

Through the use of the G \* Power program (power = 0.95, effect size = 1.21), an N of 14 individuals was obtained, however, as the study was performed with all individuals participating in an extension project, the participation of the 19 volunteers took place. The sample characterization is shown in Table 1.

As eligibility criteria, participants should present: absence of pain, fracture, or severe injury to muscles, tendons or ligaments in the 6 months prior to the study, as well as absence of history of cardiovascular, respiratory or cognitive changes.

The Mini Mental State Examination (MMSE) was adopted for evaluation of the cognitive status of the participants, in which the individual should obtain a score > 24 points. Participants could not be in pharmacological adaptation phase, and were analyzed at the on-phase of the medication.

Regarding ethical aspects, the present study was submitted to the analysis of the Ethics Committee in Research with local Humans, and approved under CAAE 43869315.2.0000.5152. All participants signed the Informed Consent Term.

### **Instruments and procedures for data collection**

The CHANNELS MYOTRACE 400: BLUETOOTH (Noraxon®) biological signal acquisition module was used to collection of the electromyographic information, with sampling frequency of 2000 Hz, 500-fold gain amplifier, 16-bit analog / digital conversion board with 4 channels. Using Ag / AgCl surface electrodes in a bipolar configuration, with a capture area of 1cm in diameter and an inter-electrode distance of 2cm. Foot Switch pressure sensors (Noraxon®) were used to determine the start and end of gait cycles.

The electrodes were positioned according to the SENIAM-Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles<sup>28</sup>, in the following muscles: vastus lateralis (VL), femoral biceps (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemius lateral portion (GL), with the reference electrode on the patella. Before the placement of the electrodes, trichotomy and cleansing of the skin with alcohol was performed.

All the evaluation was performed in a single day, with an average duration of 2 hours. Prior to gait assessment procedures, volunteers were instructed and familiar with the collection conditions and standardized stimuli. During the gait assessment process, participants were instructed to walk on a walkway 10m long and 2m wide, discarding the first 2 meters for acceleration phase and the last 2 meters for the deceleration phase of the gait.

The electromyographic signals were collected during the gait test using the dominant lower limb as a reference, which was identified by the following laterality tests: kick the ball, go up and down one step and undergo anterior and posterior displacement.<sup>29</sup>

The gait was evaluated under three conditions: 1st - gait at preferred speed; 2nd – gait with simulation of crossing of street; 3rd - gait with simulation of street crossing in reduced time. Each participant was asked to walk three times on the walkway in each of the three walking conditions, which were ordered by lot.

In the preference speed gait, the volunteer was asked to walk on the walkway at the speed usually practiced in the day-to-day. To the gait with simulation of street crossing, a projector was added to the test that simulated videos and sounds of traffic of vehicles. The video showed a traffic light for pedestrians, and participants should decide the best time to cross the street to the opposite side, respecting the time of the semaphore of 17 seconds, according to Denatran.

About the gait with simulation of street crossing in reduced time, the participant should make the crossing walking the walkway to the opposite side, respecting the time of the traffic light for pedestrians as in the previous condition. However, the traffic light time was reduced to 8.5 seconds, simulating a very common everyday condition, in which the pedestrian starts the crossing with little remaining time in the traffic light count.

### **Information's Processing and Analysis**

In order to process the EMG data, routines developed in Matlab environment (Mathworks®) were used, considering for analysis the total of 10 consecutive passes of each of the three gait conditions evaluated.

The amplitude of the electromyographic signal was calculated using the linear envelope. For the signal processing and creation of the linear envelope, high pass filters of 20Hz, low pass of 500Hz and notch of 60Hz were used, with rectification by the whole wave method, besides low pass filter of 4th order with frequency of cut of 6 Hz.

The linear envelope values of each subject were normalized by the mean values of the gait condition at comfortable velocity for each muscle, and muscle co-contraction was calculated by the ratio of the means of activation in each gait condition of the following agonist and antagonist muscles: VL-BF; TA-GL.

For statistical analysis, PASW statistics 18.0® software (SPSS) was adopted. Initially, the Shapiro Wilk test was performed to verify the normality of the information. To compare the information related to the co-contraction of the analyzed muscles between the conditions, the MANOVA test was used with a significance level of  $p < 0.05$ .

## **RESULTS**

No significant differences were found in the co-contraction of the muscles evaluated between gait conditions. Figure 1 shows the mean values and standard deviations for muscle contraction to the lateral vastus and femoral biceps in gait conditions. Figure 2 shows the mean values and standard deviations for muscle contraction of the anterior tibial and lateral gastrocnemius in gait conditions.

## **DISCUSSION**

The present study aimed to evaluate muscle co-contraction in the elderly people with PD, through the following situations: normal gait and gait with simulations of street crossing. The proposed analysis is justified by the fact that accidents during street crossings are

responsible for many deaths and public expenditures, and performing a dual task with cognitive / motor interaction is more efficient to evaluate the disease itself and its functional decline, since it is related to the independence of the individual.<sup>30</sup>

Changes in co-contraction versus functional motor tasks are important in the efficient execution of gait, through joint stability promoted at the time of simultaneous contraction between agonist and antagonist muscle.<sup>10,11</sup> When co-contraction occurs in a disordered manner, it may pose a risk for gait, as it may impair adequate postural control.

The results showed that there was no significant difference of co-contraction of the muscles analyzed, under the proposed gait conditions. Variations in muscle contraction are fundamental to increase muscle rigidity and thus regulate stability when these changes are performed in a healthy motor system.<sup>10,31</sup> However, individuals with sensorimotor deficits, use disorderly co-contraction to increase joint stiffness, in order to increase their stability.<sup>10,32</sup>

The exaggerated and uncontrolled increase of co-contraction as a strategy to maintain stability does not seem to be a good compensatory strategy, being efficient only in situations of slow disturbance, which does not characterize the episodes that trigger the falls, that is, are less efficient in situations of rapid disturbance of balance.<sup>13,19</sup> Thus, with increased co-contraction, there is a decline in the ability to maintain balance, especially when referring to dynamic tasks, such as gait.<sup>31</sup>

Although the initial hypothesis was that the co-contraction would increase as the task demanded, the fact that the results did not identify these changes suggests that, possibly, individuals with PD already perform the conventional gait at high levels of co-contraction, which prevents further adjustments in tasks of greater demand, such as crossing the street. In this context, it is believed that the elderly with PD, in addition to being at high risk of falls in the execution of the gait, present an even greater risk of accidents in situations of street crossing, which makes them quite vulnerable.

Boudarham et al.<sup>33</sup> evaluated co-contraction of the knee and ankle joints in healthy and multiple sclerosis individuals during gait. In their study, individuals with multiple sclerosis were identified as an excessive co-contraction of the TA: GM and TA: SOL muscles, in the search for support during the double support phase for the single support phase, to facilitate acceptance and during these phases.

Moreover, during the analysis of the single support phase, the authors found in individuals with Multiple Sclerosis, reduced values of TA: GM, TA: SOL, and high values of co-contraction of the RF muscles: BF, VL: BF, including intensity and duration of co-

contraction. The authors<sup>33</sup> explain the situation as a neuromuscular mechanism used by other individuals with neurological diseases that affect postural control, seeking greater balance.

In this regard, reduction of co-contraction of the ankle muscles may be the cause of postural instability in the single support phase, which could be offset by increased co-contraction of the knee, quadriceps and ischiostibial muscles, facilitating the support of body weight through the simultaneous generation of a greater hip flexor moment and a greater knee extensor moment.

Possibly, the elderly with PD participating in the research that results in this article, already presented a level of co-contraction increased in the normal gait, that does not adapt to the conditions of double task. This may expose individuals to an even greater risk of accidents.

Regarding the limitations of the study, the evaluation was performed on individuals classified in levels I and II of Hoehn and Yahr, as these levels are capable of walking independently, but higher levels of co-contraction could be found in more advanced stages of the disease. In the collection of data, the dominant lower limb was used as reference, however, it is known that PD is not manifested bilaterally symmetric. Finally, the participants routinely perform physical therapy, which may influence the performance in relation to other elderly people with PD and sedentary.

## **CONCLUSION**

It was concluded that there was no significant difference in the co-contraction of the elderly people with PD under the gait conditions evaluated. This is because these individuals are likely to be in high contraction and are unable to cope with the demands imposed by the double task of crossing the road, which exposes them to a greater risk of traffic accidents and accidents.



## REFERENCES

1. Kalia LV, Lang AE. Parkinson's disease. *The Lancet*. agosto de 2015;386(9996):896–912.  
[https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(14\)61393-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(14)61393-3)
2. Kim HJ, Jeon BS, Jenner P. Hallmarks of Treatment Aspects: Parkinson's Disease Throughout Centuries Including 1 -Dopa. In: *International Review of Neurobiology* [Internet]. Elsevier; 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019]. p. 295–343. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0074774217300065>  
<https://doi.org/10.1016/bs.irn.2017.01.006>
3. Opara JA, Małecki A, Małecka E, Socha T. Motor assessment in Parkinson's disease. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine* [Internet]. 1º de fevereiro de 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019]; Disponível em: <http://aaem.pl/abstracted.php?level=5&ICID=1232774>  
<https://doi.org/10.5604/12321966.1232774>
4. Xu J, Gong DD, Man CF, Fan Y. Parkinson's disease and risk of mortality: meta-analysis and systematic review. *Acta Neurol Scand*. fevereiro de 2014;129(2):71–9.  
<https://doi.org/10.1111/ane.12201>
5. Falaki A, Huang X, Lewis MM, Latash ML. Impaired synergic control of posture in Parkinson's patients without postural instability. *Gait Posture*. fevereiro de 2016;44:209–15.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.035>
6. Silva-Batista C, Corcos DM, Barroso R, David FJ, Kanegusuku H, Forjaz C, et al. Instability Resistance Training Improves Neuromuscular Outcome in Parkinson's Disease. *Med Sci Sports Exerc*. abril de 2017;49(4):652–60.  
<https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001159>
7. Tinaz S, Pillai AS, Hallett M. Sequence Effect in Parkinson's Disease Is Related to Motor Energetic Cost. *Front Neurol* [Internet]. 24 de maio de 2016 [citado 12 de fevereiro de 2019];7. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fneur.2016.00083/abstract>  
<https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00083>
8. Smulders K, Dale ML, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Horak FB. Pharmacological treatment in Parkinson's disease: Effects on gait. *Parkinsonism Relat Disord*. outubro de 2016;31:3–13.  
<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2016.07.006>
9. Godaux E, Koulischer D, Jacquy J. Parkinsonian bradykinesia is due to depression in the rate of rise of muscle activity. *Ann Neurol*. janeiro de 1992;31(1):93–100.  
<https://doi.org/10.1002/ana.410310117>
10. Banks CL, Huang HJ, Little VL, Patten C. Electromyography Exposes Heterogeneity in Muscle Co-Contraction following Stroke. *Front Neurol* [Internet]. 22 de dezembro de 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019];8. Disponível em: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2017.00699/full>  
<https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00699>

11. Iwamoto Y, Takahashi M, Shinkoda K. Muscle co-contraction in elderly people change due to postural stability during single-leg standing. *J Physiol Anthropol* [Internet]. dezembro de 2017 [citado 12 de fevereiro de 2019];36(1). Disponível em: <https://jphysiolanthropol.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40101-017-0159-1>  
<https://doi.org/10.1186/s40101-017-0159-1>
12. Souissi H, Zory R, Bredin J, Gerus P. Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. *J Biomech*. maio de 2017;57:141–5.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029>
13. Cenciarini M, Loughlin PJ, Sparto PJ, Redfern MS. Stiffness and Damping in Postural Control Increase With Age. *IEEE Trans Biomed Eng*. fevereiro de 2010;57(2):267–75.  
<https://doi.org/10.1109/tbme.2009.2031874>
14. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, McGinley JL, Srikanth VK. Ageing and gait variability--a population-based study of older people. *Age Ageing*. 1º de março de 2010;39(2):191–7.  
<https://doi.org/10.1093/ageing/afp250>
15. Bella SD, Benoit C-E, Farrugia N, Keller PE, Obrig H, Mainka S, et al. Gait improvement via rhythmic stimulation in Parkinson's disease is linked to rhythmic skills. *Sci Rep* [Internet]. dezembro de 2017 [citado 18 de fevereiro de 2019];7(1). Disponível em: <http://www.nature.com/articles/srep42005>  
<https://doi.org/10.1038/srep42005>
16. Hortobágyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, et al. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture*. junho de 2009;29(4):558–64.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.007>
17. Pistacchi M, Gioulis M, Sanson F, De Giovannini E, Filippi G, Rossetto F, et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. *Funct Neurol*. março de 2017;32(1):28–34.  
<https://doi.org/10.11138/FNeur/2017.32.1.028>
18. Lee H-J, Chang WH, Choi B-O, Ryu G-H, Kim Y-H. Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study. *BMC Geriatrics* [Internet]. dezembro de 2017 [citado 18 de fevereiro de 2019];17(1). Disponível em: <http://bmgeriatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12877-017-0417-4>  
<https://doi.org/10.1186/s12877-017-0417-4>
19. Hahn ME, Lee H-J, Chou L-S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait Posture*. dezembro de 2005;22(4):356–61.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.012>
20. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res*. 1993;97(1):139–44.  
<https://doi.org/10.1007/bf00228824>

21. Yitayeh A, Teshome A. The effectiveness of physiotherapy treatment on balance dysfunction and postural instability in persons with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *BMC Sports Sci Med Rehabil* [Internet]. dezembro de 2016 [citado 12 de fevereiro de 2019];8(1). Disponível em: <http://bmcsportsscimedrehabil.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13102-016-0042-0>  
<https://doi.org/10.1186/s13102-016-0042-0>
22. Doná F, Aquino CC, Gazzola JM, Borges V, Silva SMCA, Ganança FF, et al. Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*. setembro de 2016;102(3):272–9.  
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.08.009>
23. Lang KC, Hackney ME, Ting LH, McKay JL. Antagonist muscle activity during reactive balance responses is elevated in Parkinson's disease and in balance impairment. Franzén E, organizador. *PLOS ONE*. 25 de janeiro de 2019;14(1):e0211137.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211137>
24. Nelson-Wong E, Appell R, McKay M, Nawaz H, Roth J, Sigler R, et al. Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. *Eur J Appl Physiol*. abril de 2012;112(4):1379–89.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-2094-x>
25. Lo J, Lo O-Y, Olson EA, Habtemariam D, Iloputaife I, Gagnon MM, et al. Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. *Gait Posture*. março de 2017;53:110–4.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.010>
26. Peterson DS, Horak FB. Neural Control of Walking in People with Parkinsonism. *Physiology* (Bethesda). março de 2016;31(2):95–107.  
<https://doi.org/10.1152/physiol.00034.2015>
27. Sveinbjornsdottir S. The clinical symptoms of Parkinson's disease. *J Neurochem*. outubro de 2016;139:318–24.  
<https://doi.org/10.1111/jnc.13691>
28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. outubro de 2000;10(5):361–74.  
[https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
29. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. setembro de 2000;12(1):34–45.  
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00070-9)
30. Vieira ER, Tappen R, Gropper SS, Severi MT, Engstrom G, de Oliveira MR, et al. Changes on Walking During Street Crossing Situations and on Dorsiflexion Strength of Older Caribbean Americans After an Exercise Program: A Pilot Study. *J Aging Phys Act*. outubro de 2017;25(4):525–32.  
<https://doi.org/10.1123/japa.2016-0231>
31. Schulz BW, Jongprasithporn M, Hart-Hughes SJ, Bulat T. Effects of step length, age, and fall history on hip and knee kinetics and knee co-contraction during the maximum step length test. *Clin Biomech*. outubro de 2013;28(8):933–40.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.002>

32. Ishida A, Masuda T, Inaoka H, Fukuoka Y. Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances. *Med Biol Eng Comput.* março de 2008;46(3):213–21.  
<https://doi.org/10.1007/s11517-007-0269-8>
33. Boudarham J, Hameau S, Zory R, Hardy A, Bensmail D, Roche N. Coactivation of Lower Limb Muscles during Gait in Patients with Multiple Sclerosis. Derfuss T, organizador. *PLOS ONE.* 23 de junho de 2016;11(6):e0158267.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158267>

Table 1. Characterization of the sample with Mean and Standard Deviation

Features	(n=19)
Man/Women (n)	9/10
H&Y I/H & Y II (n)	9/10
Age (years) Average e SD	67,63 ( $\pm$ 6,72)
MEEM (n) Average e SD	26,63 ( $\pm$ 1,21)
Weight (Kg) Average e SD	74,7 ( $\pm$ 14,91)
Height (cm) Average e SD	161,16 ( $\pm$ 10,13)

H&Y = Hoehn Yahr scale; MEEM = Mini Mental State Examination;  
SD = Standard Deviation

Figure 1: Mean and standard deviations of muscle contraction VL / BF

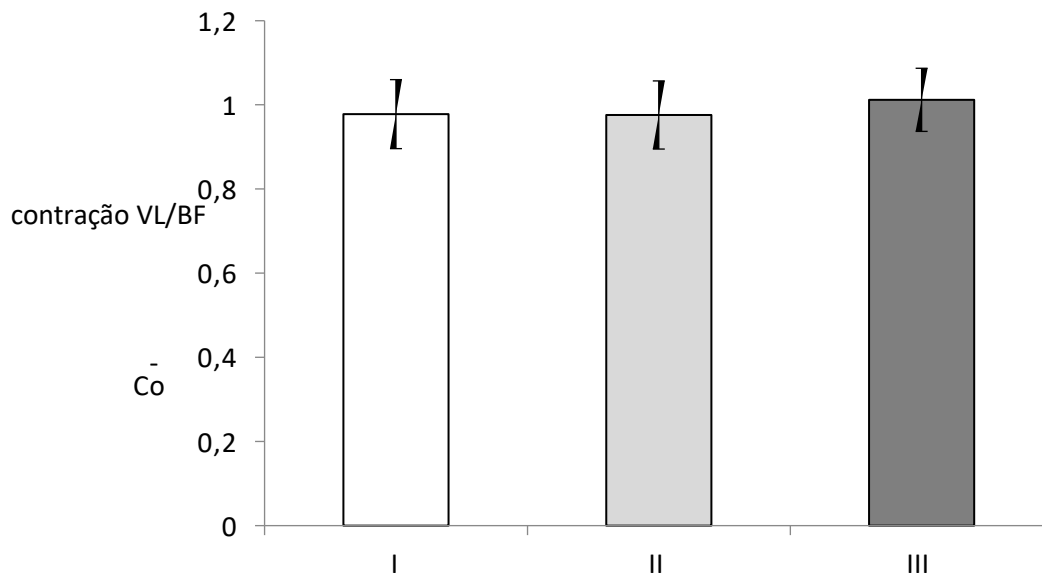


Figure 2: Mean and standard deviations of muscle contraction TA / GL

