

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

**VARIABILIDADE DA ATIVAÇÃO MUSCULAR EM IDOSOS COM DOENÇA DE
PARKINSON DURANTE SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

SARAH MORENO MORINI

MESTRADO ACADÊMICO

2018

SARAH MORENO MORINI

**VARIABILIDADE DA ATIVAÇÃO MUSCULAR EM IDOSOS COM DOENÇA DE
PARKINSON DURANTE SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde.

Orientadora: Prof.^a Dra. Camilla Zamfolini Hallal

UBERLÂNDIA

2018

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

- M859v 2018 Morini, Sarah Moreno, 1990
Variabilidade da ativação muscular em idosos com doença de Parkinson durante simulação de travessia de rua / Sarah Moreno Morini - 2018.
48 f. : il.
- Orientadora: Camilla Zamfolini Hallal.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.709>
Inclui bibliografia.
1. Ciências médicas - Teses. 2. Parkinson, Doença de - Teses. 3. Acidentes de trânsito - Teses. 4. Idosos - Doenças - Teses. I. Hallal, Camilla Zamfolini. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. III. Título.

CDU: 61

FOLHA DE APROVAÇÃO

SARAH MORENO MORINI

VARIABILIDADE DA ATIVAÇÃO MUSCULAR EM IDOSOS COM DOENÇA DE PARKINSON DURANTE SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA

Presidente da Banca: Profª. Dra Camilla Zamfolini Hallal

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde

Banca Examinadora

Titular: Profª. Dra. Vivian Mara Gonçalves de Oliveira Azevedo

Instituição: Universidade Federal de Uberlândia

Titular: Profª. Dra. Mary Hellen Morelli Gotardo

Instituição: Universidade Estadual Paulista

DEDICATÓRIA

“Dedico este trabalho, primeiramente a DEUS, por nortear a minha vida e ter me sustentado até o presente momento. E à minha família e amigos, os quais sempre me deram forças, palavras de incentivo e de coragem para que eu nunca desistisse dos meus sonhos”.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por ser quem sou e por ter conduzido a minha vida pelos melhores caminhos. O teu amor, a tua fidelidade e as tuas promessas têm me acompanhado aonde quer que a planta dos meus pés pise. E apesar dos obstáculos da vida surgirem, o Senhor, tem me sustentado e me ajudado a vencê-los.

À minha orientadora profª. Dra. Camilla Zamfolini Hallal, a qual tem me orientado com tanta dedicação, sabedoria, paciência e sempre de uma forma amigável, cuidadosa e generosa. Essas qualidades como pessoa e orientadora só fizeram crescer a minha admiração por esta grande mulher que és. É um exemplo para todos que estão à volta dela, tanto para nós alunos, como para os próprios pacientes. E estes poucos meses que a vida nos uniu nos mostrou que a nossa relação foi muito além de orientanda-orientadora, nos tornando amigas. Minha eterna gratidão por confiar em mim e ter me ajudado a superar os desafios e obstáculos que surgiram durante o meu mestrado.

Aos meus pais, Marta Moreno e Jairo Morini, e ao meu irmão Jônatas Moreno Morini, os quais são a minha razão de viver, os meus maiores exemplos, os alicerces da minha vida e o meu grande porto seguro. Sou muito grata a Deus por ter uma família tão especial e a qual sempre me fizeram entender que o futuro é feito a partir da constante dedicação no presente. Nos momentos em que eu estava desanimada, cansada ou achando que tudo estava dando errado, eram eles os meus maiores motivadores. Eles me abraçavam e diziam que Deus iria me abençoar, que não era pra eu desistir, que eu estava no caminho da vitória e que tanto eles quanto nosso Deus sempre estariam comigo. Eles estiveram comigo nesta batalha e, hoje, comemoram comigo a minha vitória. Meu amor por vocês é incondicional.

Aos meus avós, Dirce e Manoel, os quais sempre me apoiaram a correr atrás dos meus sonhos e objetivos. A minha avó é o meu orgulho e o meu exemplo de mulher valente, temente a Deus e que enfrenta qualquer desafio que a vida lhe impõe. No ano passado descobrimos um câncer de mama nela. Foi tudo muito rápido e nos pegou de surpresa. Uma má surpresa, na verdade. Mas ela se manteve forte, calma e extremamente confiante. Sua valentia foi tão grande que ela mesma nos acalmou. Passamos por todos os processos de tratamento: cirurgia, quimioterapia e radioterapia e em todas elas, minha avó foi vencedora. E o ensinamento que ela nos deu, após passar por tudo isso, é que sempre teremos que enfrentar batalhas em nossas vidas, umas mais fáceis e outras mais difíceis e doloridas. No entanto, em todas elas temos que ter uma única arma de combate: a Fé. Com essa arma venceremos todas

as batalhas que a vida nos colocar. E ao meu avô, não tenho palavras para agradecê-lo por todo carinho e suporte que tem me dado até o presente momento. Aos meus “Guduguinhos” minha eterna gratidão, admiração e amor infinito.

Aos familiares e irmãos na amizade e também na Fé, os quais sempre me motivavam com palavras de incentivo, de força e também me ajudaram em orações, sempre me colocando nas mãos do nosso querido e grande mestre, Deus. Em especial ao meu primo Fernando, o qual tem sido meu ombro amigo, meu conselheiro e aquele que sempre me acalma quando entro em desespero. Ele sempre acha um jeito de me fazer rir, mesmo quando a preocupação é grande, desta forma, ele me faz encará-la com mais leveza e tranquilidade. Suas mensagens de motivação, de confiança, de esperança e dizendo que sempre acreditou em minha dedicação tornaram os meus dias difíceis mais fáceis e me deixaram mais forte para encarar os desafios diários da vida de uma mestrandia. Quero agradecer também as minhas tias, Raquel e Rute, pelas quais tenho grande carinho, respeito e admiração. Elas sempre estiveram ao meu lado e me deram forças para nunca desistir e sempre correr atrás dos meus objetivos e sonhos.

Aos colegas do grupo de pesquisa Lucas, Lucyana, Bárbara, os quais foram elementos-chaves para o desenvolvimento do trabalho. Minha eterna gratidão pela disposição e paciência de cada um de vocês em me ajudar e pelas contribuições com o desenvolvimento do trabalho.

Às professoras Mary Hellen Morcelli Gotardo e Vivian Mara Gonçalves de Oliveira Azevedo, que compuseram uma banca examinadora muito rica em conhecimento e que aceitaram compartilhar comigo toda essa experiência através de contribuições valiosas para o trabalho. A minha admiração é que as contribuições foram feitas com olhares críticos e cientificamente experientes, transmitidas com muita delicadeza e sempre com o intuito de enriquecer o conhecimento e jamais de enaltecer as limitações intelectuais do aluno.

Aos voluntários que se dispuseram em colaborar para o desenvolvimento da pesquisa e por acreditarem em nós, pesquisadores, pois estamos sempre buscando através da ciência algo para contribuir na sociedade.

Aos colegas de pós-graduação que enfrentaram os mesmos desafios, as mesmas preocupações, incertezas, angústias e as infinitas noites mal dormidas, no entanto, mesmo diante de tantas turbulências foram capazes de manter seus objetivos e concluir esta missão, assim como eu. Em especial agradeço o apoio emocional dos meus colegas Gianluca, Gláucia, Patrícia, Caroline, Lucyana e Bárbara, os quais estiveram sempre presentes em todos os

momentos e acompanharam todas as minhas dificuldades vivenciadas ao longo destes dois anos de mestrado. E como bons amigos, sempre me deram forças e nunca me deixaram desistir. Vocês foram importantíssimos nesta minha jornada e exerceram o papel de Amigos com excelência. Esta minha conquista, na verdade, é nossa.

A esta universidade, seu corpo docente, direção, e administração, em especial a Gisele e Viviane, corpo da secretaria da Pós-graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, as quais sempre atenderam com muita atenção e dedicação todos os alunos.

Por fim, agradeço a todos que participaram e contribuíram de alguma forma nesta minha formação e também no meu desenvolvimento pessoal e profissional. Minha eterna gratidão.

*“Bem-aventurado o homem que acha sabedoria,
e o homem que adquire conhecimento”.*

(Provérbios 3:13)

RESUMO

Introdução: Atravessar a rua caminhando pode ser considerado uma situação de risco, pois os pedestres devem prestar atenção aos sinais de trânsito e ao tráfego enquanto caminham, caracterizando uma tarefa múltipla. Idosos com Doença de Parkinson (DP) apresentam prejuízo na marcha quando atividades de dupla-tarefa são requeridas, desta forma, podem estar mais vulneráveis aos riscos de quedas e acidentes nas vias urbanas. **Objetivo:** analisar a variabilidade da ativação muscular durante diferentes simulações de travessia de rua em idosos com DP. **Material e métodos:** Participaram deste estudo transversal observacional 19 idosos com DP idiopática em estágio inicial, com classificação I a II da escala de Hoehn & Yahr. A variabilidade eletromiográfica (EMG) dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) foi analisada durante três condições: simulação de travessia de rua em velocidade de preferência (Marcha I), simulação de travessia de rua em tempo normal (Marcha II) e simulação de travessia de rua em tempo reduzido (Marcha III). Os dados eletromiográficos foram calculados por meio da média dos desvios-padrão considerando 10 ciclos consecutivos de marcha iniciais de cada participante e em cada uma das três condições de marcha avaliada. Foi utilizado o teste de Shapiro Wilk para verificação da normalidade dos dados e o teste de Wilcoxon para comparação da variabilidade da ativação dos músculos avaliados. **Resultados:** Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na variabilidade de ativação muscular para VL, BF, TA e GL comparando Marcha I e II ($p=0,355$; $p=0,936$; $p=0,778$ e $p=0,198$, respectivamente); Marcha I e III ($p=0,658$; $p=0,136$; $p=0,184$ e $p=0,227$, respectivamente) e Marcha II e III ($p=0,658$; $p=0,295$; $p=0,376$ e $p=0,601$, respectivamente). **Conclusão:** Os idosos com DP, quando submetidos a situações desafiadoras, tais como a travessia de rua, não apresentaram alterações significativas na variabilidade EMG em relação à marcha normal, o que caracteriza um déficit de adaptação da marcha frente às demandas ambientais, aumentando as chances de sofrerem quedas e acidentes durante tal atividade cotidiana.

Palavras-chave: marcha parkinsoniana, déficit neuromuscular, variabilidade, dupla tarefa, acidente de trânsito.

ABSTRACT

Introduction: Crossing the street can be considered a risk situation because pedestrians must pay attention to traffic signs and traffic while walking, characterizing a multiple task. Elderly people with Parkinson's disease (PD) present gait impairment when dual-task activities are required, thus they may be more vulnerable to the risks of falls and accidents on urban roads.

Objective: to analyze the muscle activation variability during different simulations of street crossing in elderly with PD. **Material and methods:** Participants from this observational cross-sectional study were 19 elderly patients with idiopathic PD at an early stage, with classification I to II of the Hoehn & Yahr scale. The electromyographic (EMG) variability of the vastus lateralis (VL), biceps femoralis (BF), anterior tibialis (TA) and lateral gastrocnemius (GL) was analyzed during three conditions: simulation of street crossing at preference speed (Gait I), simulation of street crossing in normal time (Gait II) and simulation of street crossing in reduced time (Gait III). The electromyographic data were calculated by means of the mean of the standard deviations considering 10 consecutive initial gait cycles of each participant and in each of the three gait conditions evaluated. The Shapiro-Wilk test was used to verify the normality of the data and the Wilcoxon test to compare the activation variability of the evaluated muscles. **Results:** The results showed that there was no significant difference in muscle activation variability for VL, BF, TA and GL comparing Gait I and III ($p=0.658$; $p=0.136$; $p=0.184$ e $p=0.227$, respectively) and Gait II and III ($p=0.658$, $p=0.295$; $p=0.376$ and $p=0.601$, respectively). **Conclusions:** Elderly persons with PD, when subjected to challenging situations, such as the street crossing, did not present significant changes in EMG variability in relation to normal gait, which characterizes an adaptation deficit of gait in the face of environmental demands, increasing the chances to suffer falls and accidents during such daily activity.

Keywords: Parkinsonian gait, neuromuscular deficit, variability, dual task, traffic accident.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Ambiente simulado de travessia de rua.....	39
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Caracterização da amostra.....	36
Tabela 2. Tempo médio de travessia nas diferentes condições de marcha.....	38
Tabela 3. Diferença média no tempo de travessia nas diferentes condições de marcha.....	39
Tabela 4. Valores observados (1º quartil, mediana, 3º quartil, mínimo, máximo) para os músculos avaliados nas diferentes condições de marcha.....	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

BF	Bíceps femoral
DP	Doença de Parkinson
EMG	Eletromiografia
GIDP	Grupo de idosos com doença de Parkinson
GL	Gastrocnêmio lateral
H&Y	Hoehn Yahr
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
SNpc	Substância nigra pars compacta
TA	Tibial anterior
VL	Vasto lateral

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
2.1 Doença de Parkinson	17
2.2 Alterações da marcha na Doença de Parkinson.....	19
2.3 Acidentes de trânsito com pedestres idosos.....	20
2.4 Eletromiografia e variabilidade	22
3 OBJETIVO.....	25
3.1 Objetivo Geral	25
REFERÊNCIAS.....	26
ARTIGO ORIGINAL	31
1. INTRODUCTION	34
2. METHODS	36
2.1. Study design and Participants	36
2.2. Instruments.....	37
2.3. Procedures for data collection.....	37
2.4. Data Analysis	39
2.5. Statistical Analysis	40
3. RESULTS	40
4. DISCUSSION	41
4.1 Limitations	43
5. CONCLUSION.....	43
REFERENCES	45

APRESENTAÇÃO

A presente dissertação de Mestrado foi desenvolvida na Universidade Federal de Uberlândia com financiamento do CNPq e FAPEMIG, sob a orientação da Profª. Dra. Camilla Zamfolini Hallal. A apresentação dá-se inicialmente pela Fundamentação Teórica com o objetivo de elucidar o conteúdo referencial utilizado em todas as etapas da realização desta pesquisa. Na sequência, segue apresentado o artigo científico, produto das coletas e processamento de dados realizados durante a execução do Mestrado.

O artigo foi submetido na língua inglesa, de acordo com as exigências da revista *Gait & Posture*, entretanto, para efeito da apresentação, neste momento como parte integrante desta defesa de mestrado, o mesmo está apresentado em português.

1. INTRODUÇÃO

Os acidentes de trânsito são responsáveis pela morte de mais de 1,24 milhões de pessoas no mundo e mais de 22% dessas mortes são pedestres (WHO, 2016). No Brasil, ocorre mais de 45 mil mortes de pessoas por ano e esses números fazem com que o país ocupe o quinto lugar entre os países com maior índice de mortalidade no trânsito (MORAES NETO et al., 2012). O crescente número de acidentes envolvendo pedestres representa um grande problema de saúde pública e implica altos custos para os sistemas de saúde. Em 2014, foram quase 170 mil casos de acidentes no trânsito, causando um déficit de 12,3 bilhões de reais (IPEA, 2015).

As estatísticas mostram que 63% dos acidentes envolvendo pedestres ocorrem durante a travessia de rua (VIEIRA et al., 2015). Realizar o cruzamento de rua de forma segura requer um planejamento complexo, no qual envolve tanto habilidades motoras como também exige um desempenho cognitivo, caracterizando-se como tarefa múltipla (HALLAL et al., 2017). Portanto, se o indivíduo não prestar atenção nos sinais de trânsito e ao tráfico enquanto caminha ou venha a se distrair por algum motivo, por exemplo, com o uso do celular ou qualquer outra atividade associada à travessia de rua, ele pode se expor a uma situação de risco de acidentes (NEIDER et al., 2010; VIEIRA et al., 2015). Com relação aos riscos de acidentes, os idosos com mais de 60 anos estão entre os pedestres mais vulneráveis, representando 42,6% dos óbitos por acidentes de trânsito, sobretudo por atropelamentos e quedas (IBGE, 2002).

Dentre as inúmeras causas das quedas em idosos, mais de 50% dos casos ocorrem durante a marcha. As características decorrentes do processo de envelhecimento associado com doenças crônicas degenerativas levam ao comprometimento funcional destes indivíduos, interferindo na qualidade de vida e, possivelmente, pode até contribuir para a institucionalização (HALLAL et al., 2013). A Doença de Parkinson (DP) é uma das doenças neurológicas mais comuns e as principais queixas são com relação aos déficits motores que comprometem a marcha e aumentam os riscos de quedas nesta população (RUBINSTEIN; GILADI; HAUSDORFF, 2002). Cerca de 60% dos parkinsonianos caem pelo menos uma vez ao ano e de 50 a 86% são caídores recorrentes (CAETANO et al., 2017).

Os indivíduos com DP, sobretudo os que estão entre as fases I e III da escala de Hoehn-Yahr, ainda apresentam uma independência funcional apesar dos comprometimentos motores (HOEHN e YAHR, 1967). Considerando que a travessia de rua é uma atividade

funcional cotidiana, os indivíduos com DP podem estar altamente vulneráveis aos riscos de quedas e acidentes de trânsito devido aos comprometimentos motores característicos da doença. Portanto, identificar as alterações no padrão de movimento e no comportamento neuromuscular da marcha dos indivíduos com DP, por meio da análise biomecânica, pode ser útil na avaliação do risco de quedas para os pedestres com DP e, principalmente, pode ser útil na formulação de programas de prevenção de quedas ou de medidas que visem melhorar a segurança nas vias urbanas (LIN et al., 2013; STERGIOU; DECKER, 2011). Neste contexto, a eletromiografia é considerada uma excelente ferramenta de avaliação dos distúrbios musculares, do sistema nervoso periférico e da junção neuromuscular (CHOWDHURY et al., 2013; SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

Embora os dados epidemiológicos evidenciem alta incidência de acidentes de trânsito com a população idosa na condição de pedestres, estudos ainda são necessários, sobretudo estudos que identifiquem as alterações na ativação muscular durante a marcha por meio da variabilidade eletromiográfica em diferentes situações de simulação de travessia de rua em idosos com doença de Parkinson.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Doença de Parkinson

Descrito por James Parkinson em 1817, a Doença de Parkinson (DP) é a segunda doença neurodegenerativa mais comum (WIRDEFELDT et al., 2011; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010). É caracterizada como uma enfermidade crônica, degenerativa e progressiva do sistema nervoso, em que ocorre a degeneração dos neurônios dopaminérgicos na via nigroestriatal. Apesar de sua etiologia ainda permanecer desconhecida, muitos pesquisadores acreditam que esta doença apareça em decorrência de uma interação entre fatores genéticos e ambientais, no entanto, a identidade desses fatores, a natureza dessas interações e as alterações moleculares dessa neurodegeneração progressiva permanecem desconhecidas (PRINGSHEIM et al., 2014; WIRDEFELDT et al., 2011).

Dados mundiais revelam uma prevalência crescente de DP com relação à idade: 41 por 100.000 em indivíduos de 40 a 49 anos; 107 por 100.000 em indivíduos de 50 a 59 anos; 173 por 100.000 em indivíduos de 55 a 64 anos; 428 por 100.000 em indivíduos de 60 a 69 anos; 425 por 100.000 em indivíduos de 65 a 74 anos; 1.087 por 100.000 em indivíduos de 70 a 79 anos; e 1.903 por 100.000 em indivíduos com mais de 80 anos (PRINGSHEIM et al., 2014). Há uma diferença na prevalência com relação ao sexo, homens são acometidos 1,5 a 2 vezes mais do que as mulheres (BRASIL, 2014; LEE; GILBERT, 2016; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010). O estudo de Haaxma et al. mostra que as mulheres podem ter um fenótipo mais benigno com progressão mais lenta da DP do que os homens. Os autores observaram que a maior atividade de estrogênio permite maiores níveis de dopamina no estriado, portanto, isso explicaria a diferença fenotípica entre homens e mulheres com relação à DP (HAAXMA et al., 2007; PRINGSHEIM et al., 2014).

Os principais sinais cardinais da DP estão relacionados às disfunções motoras e destacamos tremor em repouso, bradicinesia, rigidez e comprometimento do reflexo postural. Em adição aos sinais clínicos motores, estão presentes na DP outras manifestações que incluem disfunção do sistema cognitivo e comportamental, disfunção autonômica e cardiopulmonar, distúrbios na voz, fala e deglutição, disfunção olfativa e dermatite seborreica (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; WIRDEFELDT et al., 2011).

O termo “parkinsonismo” refere-se aos sintomas motores causados pela alteração na função dos núcleos da base, presentes na DP. Entretanto, um ou mais destes sintomas podem

estar presentes em muitas outras doenças, que têm em comum a lesão do sistema dopaminérgico nigroestriado, mas que apresentam outros sintomas que não são característicos da DP. Parkinsonismo primário ou idiopático refere-se à Doença de Parkinson e pode ser subdividido em Parkinsonismo juvenil (surgimento antes dos 21 anos), Parkinsonismo precoce (surgimento entre os 21 e 40 anos), DP com tremor predominante (DP benigna) e DP com instabilidade e distúrbios de marcha (DP maligna). O Parkinsonismo Secundário refere-se a síndromes com etiologia específica ou reconhecida, como infecções, toxinas ambientais, medicamentos neurolépticos, acidentes traumáticos, neoplasias, condições hereditárias e disfunções metabólicas. E o Parkinsonismo Plus, que é raro e de baixa incidência de acometimento, refere-se às condições de degeneração de múltiplos sistemas, como por exemplo, Paralisia Supranuclear Progressiva, Doença de Huntington, Doença de Alzheimer, Degeneração Ganglionar Corticobasal (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; STEIDL et al., 2007; WIRDEFELDT et al., 2011).

Independente da etiologia, o que se sabe sobre a fisiopatologia da DP é que está associada à degeneração de neurônios dopaminérgicos da substância nigra pars compacta (SNpc) pelo acúmulo da proteína alfa-sinucleína e inclusões intraneuronais de corpos de Lewy, resultando na diminuição da ação do neurotransmissor dopamina no corpo estriado. A diminuição da dopamina culminará num desequilíbrio nas funções dos núcleos da base, consequentemente, o planejamento e a programação dos movimentos sofrerão alterações. Além disso, tal desequilíbrio pode afetar os processos cognitivos, tais como a consciência da orientação do corpo no espaço. Os sinais cardinais da DP serão clinicamente evidentes quando houver uma perda de 50-60% dos neurônios nigrais e uma redução de 80-85% do teor de dopamina do estriado. Outros neurotransmissores, serotonina e norepinefrina, podem sofrer depleção, contudo, os seus efeitos são menos compreendidos (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010). Apesar do crescimento científico sobre esta enfermidade, os mecanismos moleculares na patogênese da DP ainda não são amplamente desvendados.

A gravidade da DP, medida de acordo com a escala de Hoehn e Yahr (H&Y), demência e desenvolvimento precoce da doença são preditores para uma baixa expectativa de vida (WIRDEFELDT et al., 2011). Apesar disso, a DP está entre as doenças neurológicas cujo tratamento dos pacientes ambulatoriais representa alto custo e desta forma, tem um impacto nos sistemas de saúde. Esses gastos aumentam à medida que a doença progride, pois os estágios mais avançados da DP estão associados à redução da qualidade de vida, diminuição da produtividade e maior utilização dos recursos da saúde. Portanto, terapias

destinadas a retardar a deterioração da DP tem efeito positivo tanto no fato de oferecer melhor qualidade de vida aos pacientes como também têm potencial de reduzir os custos dos recursos de saúde (DOWDING et al., 2006).

2.2 Alterações da marcha na Doença de Parkinson

As disfunções da marcha e as quedas estão entre as queixas motoras mais significantes dos indivíduos com DP. Quando os sintomas da doença se tornam mais pronunciados, os parkinsonianos sofrem com perda de independência funcional e até mesmo situações de institucionalização (RUBINSTEIN; GILADI; HAUSDORFF, 2002).

A marcha parkinsoniana é caracterizada por apresentar uma velocidade de marcha mais lenta, comprimento de passos curtos, postura encurvada, redução do balanço dos braços e instabilidade postural, o que contribui para o aumento do risco de quedas nestes indivíduos (WARLOP et al., 2016).

Nos indivíduos com DP, o controle neuromuscular e a execução da marcha estão alterados, pois há uma menor utilização das unidades motoras para reconstruir os padrões de ativação muscular. Esses módulos motores são formados pelo sistema nervoso central para coordenar simultaneamente a ativação de diferentes músculos e grupos musculares para realizar a tarefa de forma eficiente (RODRIGUEZ et al., 2014). Além da redução dos módulos motores, há um aumento da co-ativação de músculos antagonistas (DIETZ et al., 1995), diminuição de amplitude da ativação muscular da musculatura distal das extremidades inferiores (MITOMA et al., 2000) e alteração no tempo de ativação muscular, devido às alterações nos núcleos da base (RODRIGUEZ et al., 2014). Esses déficits de controle neural comprometem a biomecânica da marcha dos indivíduos parkinsonianos, permitindo velocidades de marcha mais lentas, aumento da variabilidade da marcha e aumento da frequência de quedas (RODRIGUEZ et al., 2014).

A marcha é uma habilidade complexa que envolve uma série de sistemas fisiológicos e neuropsicológicos, ou seja, depende do sistema nervoso, muscular, sensorial e cognitiva (HALLAL et al., 2013; HAUSDORFF et al., 2005). O risco de quedas em indivíduos que apresentam alguma alteração no sistema cognitivo é maior, e a estabilidade e o equilíbrio durante a marcha podem estar comprometidos, principalmente se forem combinadas com uma

segunda tarefa (dupla-tarefa). Indivíduos com DP apresentam um declínio no desempenho da marcha associada à dupla-tarefa (HAUSDORFF et al., 2005).

2.3 Acidentes de trânsito com pedestres idosos

O crescimento da população idosa bem como a vida mais ativa por eles desenvolvida tem os deixado mais expostos e, conseqüentemente, tem possibilitado o aumento da ocorrência de trauma por acidente de trânsito neste grupo. A vulnerabilidade do idoso ao acidente de trânsito é incontestável devido aos fatores comuns ao envelhecimento, tais como fragilidade, comorbidades, polifarmácia e limitações funcionais, físicas e cognitivas. E na condição de pedestre, este risco se acentua (SANTOS; RODRIGUES; DINIZ, 2015).

Mortalidade por acidentes de trânsito é a nona principal causa de mortes no mundo. Aproximadamente 1,24 milhões de pessoas morrem por acidentes de trânsito em todo o mundo; 22% dessas mortes são de pedestres; de 20 a 50 milhões de pessoas sofrem com lesões não fatais como sequelas após serem vítimas de acidentes de trânsito (WHO, 2016; POUR et al., 2017).

O Brasil ocupa o 5º lugar entre os países com maior índice de mortalidade no trânsito, sendo aproximadamente 45 mil pessoas por ano (IPEA, 2015; Moraes Neto et al., 2012). Dentre os pedestres mais vulneráveis estão os idosos acima de 60 anos, os quais representam 48,2% dos óbitos por acidentes de trânsito, sobretudo por atropelamento e queda (SANTOS; RODRIGUES; DINIZ, 2015). O elevado índice de mortalidade envolvendo pedestres é um problema de saúde pública que implica em custos elevados aos fundos públicos. Em 2014, foram quase 170 mil casos de acidentes no trânsito, sendo que os gastos para a sociedade foram de 12,3 bilhões de reais, dos quais 64,7% desses custos estavam associados às vítimas dos acidentes, como cuidados com a saúde e perda de produção devido às lesões ou morte (IPEA, 2015).

A travessia de rua é uma atividade dinâmica que exige ações sincronizadas das funções sensório-visual, cognitivas e motoras para que o pedestre realize uma travessia de rua com segurança (LIN et al., 2013). Contudo, um pedestre idoso com DP muito provavelmente pode apresentar deficiências decorrentes da idade e decorrentes da própria doença, tais como uma mobilidade mais restrita, falta de atenção, dificuldades visuais e auditivas, insuficiência postural, congelamento da marcha (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; WARLOP et al., 2016).

Em adição, fatores relacionados ao ambiente de tráfego, tais como o tempo dos semáforos nas vias, a falta de sinalizações e de faixas de pedestres, as condições de pavimentação asfáltica e a velocidade com que os veículos trafegam, também são fatores que elevam potencialmente o risco de pedestres ao atravessar a rua (LIN, et al., 2013; SANTOS; RODRIGUES; DINIZ, 2015).

As alterações na marcha dos pedestres idosos e com DP representam um risco muito alto de acidentes de trânsito, pelo fato dos semáforos de pedestres estarem programados para indivíduos que caminham com uma velocidade média de 1,2 m/s, valor padronizado internacionalmente e que é utilizado em várias cidades e países, tais como Inglaterra, Irlanda, África do Sul e EUA. Entretanto, essa medida adotada é insensível às características associadas ao envelhecimento, e pode promover o aumento de risco de ferimentos por acidentes e até mesmo levar ao isolamento social por conta do medo de se locomover em situações desafiadoras (DUIM; LEBRÃO; ANTUNES, 2017). A velocidade média para que um idoso saudável atravessasse a rua em segurança é de 0,4 m/s (PRADO, 2003). O estudo de Duim et al. (2017) relata que se a velocidade utilizada como padrão para regulamentar o tempo dos semáforos fosse de 0,9 m/s, mais de 30% dos idosos poderiam atravessar a rua ao seu ritmo habitual e com segurança. A velocidade de marcha do idoso pode ser classificada em lenta ($V_m < 0,6$ m/s), normal ($0,6 \text{ m/s} \leq V_m \leq 1,0 \text{ m/s}$) e rápida ($V_m > 1,0$ m/s). O valor da velocidade de 1,0 m/s é utilizado para prever mortalidade, mas a velocidade de 0,8 m/s é mais utilizada para prever os desfechos adversos à saúde (ABELLAN VAN KAN et al., 2009).

O estudo de Lin et al (2013) realizou uma simulação virtual de travessia de rua com um grupo de idosos com DP leve a moderada (Hoehn & Yahr I a III) e com outro grupo controle de idosos saudáveis. Os resultados do estudo foram que os idosos com DP apresentaram riscos significativamente maiores do que o grupo controle em relação à percepção visual, visual-espacial e funções executivas. O tempo de travessia da rua, tanto em velocidade normal quanto em velocidade rápida, foi maior para os idosos com DP. E esse risco ao atravessar a rua foi aumentado conforme a gravidade do estágio da DP segundo a Hoehn & Yahr.

Dommes et al. (2013) avaliaram a percepção, cognição e habilidade motora durante simulação de travessia de rua de mão dupla de idosos e jovens. O estudo verificou que os idosos apresentam maior risco de se envolver em uma colisão, principalmente quando os carros estão em alta velocidade, devido ao declínio das habilidades perceptivas, cognitivas e motoras. A diminuição da acuidade visual, da velocidade de processamento e do comprimento

do passo são fatores significativamente contribuintes para a colisão. Tais fatores estão presente e acentuado nos idosos com DP e, por isso, os tornam mais vulneráveis (DOMMES; CAVALLO; OXLEY, 2013; DOMMES et al., 2015).

Idosos submetidos a situações de simulação de travessia de rua em tempo regular e reduzido apresentam alterações significativas nos parâmetros espaço temporais da marcha. Levando em consideração o risco de acidentes e quedas devido ao envelhecimento, espera-se que os idosos com DP sejam mais vulneráveis, principalmente com a progressão da doença, devido às alterações do controle neuromuscular. Os idosos com DP precisam adotar uma estratégia de velocidade de marcha que é significativamente maior do que sua velocidade normal, e para isso, aumentam a cadência e ativação muscular. Tais adaptações da marcha podem provocar tropeços e quedas durante a travessia de rua (LIN et al., 2013; VIEIRA et al., 2015).

Com o crescimento dos grandes centros, o trânsito encontra-se mais caótico e arriscado, além disso, a falta de atenção dos motoristas e a inadequação do planejamento urbano aumentam a vulnerabilidade dos idosos pedestres. Diante disso, medidas de prevenção são imprescindíveis para reduzir os riscos de acidentes de trânsito e proteger os usuários mais vulneráveis das vias públicas, principalmente na condição de pedestre (SANTOS; RODRIGUES; DINIZ, 2015).

2.4 Eletromiografia e variabilidade

A avaliação de distúrbios musculares, do sistema nervoso periférico e da junção neuromuscular é realizada por meio do exame funcional de eletromiografia (EMG), no qual verifica a atividade do sinal elétrico dos músculos, que é controlado pelo sistema nervoso durante a contração muscular. Esta avaliação pode ser realizada por dois caminhos, EMG de superfície e EMG intramuscular (CHOWDHURY et al., 2013; MONDELLI et al., 2014; SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

A EMG intramuscular é uma técnica invasiva, pois se utiliza uma agulha a qual perfura a pele até chegar sobre o ventre muscular para captar os sinais mioelétricos, por isso é uma técnica dolorosa e desconfortante para o indivíduo e também pode causar efeitos colaterais, tais como sangramento, hematomas e infecção (MONDELLI et al., 2014). A EMG de superfície é uma técnica não invasiva, indolor, em que eletrodos de superfície são

colocados sobre a pele que recobre o músculo e desta forma os sinais mioelétricos são registrados. É preferível utilizar esta técnica de EMG de superfície para obter informações sobre o tempo ou a intensidade da ativação do músculo superficial, bem como detectar a presença de doença neuromuscular, no entanto, não há suporte científico de que este método é capaz de diferenciar condições neuropáticas e miopáticas ou especificar as doenças neuromusculares (CHOWDHURY et al., 2013; MONDELLI et al., 2014).

A identificação e a análise dos padrões de movimento e no comportamento neuromuscular dos movimentos humanos são essenciais na pesquisa biomecânica tanto para o diagnóstico médico, quanto para o processo de reabilitação e de pesquisas relacionados às performances esportivas (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014). No caso de indivíduos com DP, a análise biomecânica da marcha é imprescindível na otimização das estratégias de prevenção às quedas e acidentes.

A variabilidade do movimento humano engloba variações normais que ocorrem no desempenho motor ao longo de várias repetições da mesma tarefa e esta característica está presente em todos os sistemas biológicos (STERGIOU; DECKER, 2011). A variabilidade da marcha, por exemplo, são flutuações nas características de um passo para o outro e é um importante preditor de declínio de mobilidade e risco de quedas em idosos (BRACH et al., 2008).

Stergiou et al. propôs que desvios da variabilidade de um nível ótimo para um nível em direção a aleatoriedade dos passos (ou seja, maior variabilidade) ou em direção ao excesso de regularidade dos passos (ou seja, baixa variabilidade) indicam perda das capacidades adaptativas do sistema neuromuscular e estão associados à déficits motores. Sistemas saudáveis mantêm um nível ótimo de variabilidade, o que significa que o indivíduo tem a capacidade fisiológica de realizar várias respostas adaptativas a quaisquer perturbações diárias que sofra durante a marcha (STERGIOU; DECKER, 2011).

Indivíduos com distúrbios neurológicos, sobretudo aqueles que afetam a função dos gânglios basais (Doença de Parkinson e Doença de Huntington) e outras disfunções do sistema nervoso central (Doença da substância branca e Doença de Alzheimer), apresentam variabilidade dos padrões da marcha aumentada por causa do prejuízo na estratégia do controle neuromuscular (BRACH et al., 2008; HWANG et al., 2003).

Vários autores estudaram a variabilidade dos parâmetros cinemáticos da marcha, variáveis espaço-temporais: aumento da variabilidade do tempo de balanço em idosos representa predisposição às quedas (BRACH et al., 2007; BRACH et al., 2008); variabilidade

das variáveis temporais da marcha relaciona-se com maior grau de comprometimento funcional em idosos com DP (WARLOP et al., 2016); aumento da variabilidade das variáveis espaço temporais da marcha (comprimento de passo, tempo de passo) está presente em idosos e correlaciona-se a maiores risco de quedas em comparação a jovens adultos (KANG; DINGWELL, 2008). As adaptações requeridas durante a marcha geralmente leva a contração muscular em associação com a variabilidade do desempenho, desta forma, a variabilidade eletromiográfica pode ser um recurso utilizado para avaliação da marcha (HWANG et al, 2003).

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Analisar a variabilidade da ativação muscular durante as diferentes situações de simulação de travessia de rua em indivíduos com Doença de Parkinson.

REFERÊNCIAS

ABELLAN VAN KAN, G et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an international academy on nutrition and aging (iana) task force. *The Journal of Nutrition, Health & Aging: Clinical Neurosciences*. v.13, n.10, p. 881-889, 2009.

BRACH, Jennifer S. et al. Gait Variability and the Risk of Incident Mobility Disability in Community-Dwelling Older Adults. **Journal of Gerontology: medical sciences**.v.62A, n.9,p. 983–988, 2007.

BRACH, Jennifer S. et al. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. **Gait & Posture**, [s.l.], v. 27, n. 3, p.431-439, abr. 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.016>.

BRASIL. Ministério da Saúde. Blog da saúde. Doença de Parkinson. Brasília, DF. <http://www.blog.saude.gov.br/lcmf56>, 2014 (acessado em 10 de novembro de 2017).

CHOWDHURY, Rubana et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. **Sensors**, [s.l.], v. 13, n. 12, p.12431-12466, 17 set. 2013. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s130912431>.

DIETZ, V. et al. Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: adaptation and interlimb coordination. **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology/electromyography And Motor Control**, [s.l.], v. 97, n. 6, p.408-415, dez. 1995. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/0924-980x\(95\)00109-x](http://dx.doi.org/10.1016/0924-980x(95)00109-x).

DOMMES, A. et al. Towards an explanation of age-related difficulties in crossing a two-way street. **Accident Analysis and Prevention**, v. 85, n. 1, p. 229-238, 2015.

DOMMES, Aurélie; CAVALLO, Viola; OXLEY, Jennifer. Functional declines as predictors of risky street-crossing decisions in older pedestrians. **Accident Analysis & Prevention**, [s.l.], v. 59, p.135-143, out. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2013.05.017>.

DOWDING CH; SHENTON CL; SALEK S. A Review of the Health-Related Quality of Life and Economic Impact of Parkinson's Disease. **Drugs Aging**. v.23, n.9, p. 693-721, 2006.

DUIM, Etienne; LEBRÃO, Maria Lucia; ANTUNES, José Leopoldo Ferreira. Walking speed of older people and pedestrian crossing time. **Journal Of Transport & Health**, [s.l.], v. 5, p.70-76, jun. 2017. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jth.2017.02.001>

HAAXMA, C.A. et al. Gender differences in Parkinson's disease. **Journal Of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, [s.l.], v. 78, n. 8, p.819-824, 1 ago. 2007. BMJ. <http://dx.doi.org/10.1136/jnnp.2006.103788>.

HALLAL, Camilla Zamfolini et al. Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos em diferentes condições de marcha em idosos. **Motriz: Revista de Educação Física**, [s.l.], v. 19, n. 1, p.141-150, mar. 2013. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s1980-65742013000100014>.

HAUSDORFF, Jeffrey M et al. Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task. **Experimental Brain Research**, [s.l.], v. 164, n. 4, p.541-548, 28 abr. 2005. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-2280-3>.

HOEHN M.M., YAHR, M.D. Parkinsonism: onset, progression and mortality. **Neurology**, v.17, p. 422-427, 1967.

HWANG, I.-S et al. Electromyographic analysis of locomotion for healthy and hemiparetic subjects-study of performance variability and rail effect on treadmill. **Gait & Posture**. v.18, p. 1-12, 2003.

KANG, Hyun Gu; DINGWELL, Jonathan B.. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. **Gait & Posture**, [s.l.], v. 27, n. 4, p.572-577, maio 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.009>.

LEE, A., GILBERT, R.M. Epidemiology of Parkinson Disease. **Neurologic Clinics**, v.34, n.4, p. 955-965, 2016.

LIN, Chin-hsien et al. Predictors of road crossing safety in pedestrians with Parkinson's disease. **Accident Analysis & Prevention**, [s.l.], v. 51, p.202-207, mar. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2012.11.018>.

MITOMA, Hiroshi et al. Characteristics of parkinsonian and ataxic gaits: a study using surface electromyograms, angular displacements and floor reaction forces. **Journal Of The Neurological Sciences**, [s.l.], v. 174, n. 1, p.22-39, mar. 2000. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0022-510x\(99\)00329-9](http://dx.doi.org/10.1016/s0022-510x(99)00329-9).

MONDELLI M, ARETINI A, GRECO G. Conhecimento de eletromiografia (EMG) em pacientes submetidos a exames EMG. **Neurologia funcional**. v. 29, n. 3, p. 195-200, 2014.

NEIDER, Mark B. et al. Pedestrians, vehicles, and cell phones. **Accident Analysis & Prevention**, [s.l.], v. 42, n. 2, p.589-594, mar. 2010. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2009.10.004>.

O'SULLIVAN, SB; SCHMITZ, T.J. Doença de Parkinson. **Fisioterapia Avaliação e Tratamento**. São Paulo: Manole, 2010. p. 930-939.

POUR, Alireza Toran et al. Influence of pedestrian age and gender on spatial and temporal distribution of pedestrian crashes. **Traffic Injury Prevention**, [s.l.], v. 19, n. 1, p.81-87, 12 jun. 2017. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/15389588.2017.1341630>.

PRADO, A. R. A. Acessibilidade e Desenho Universal. Versão atualizada do texto publicado nos anais do III Congresso Paulista de Geriatria e Gerontologia – GERP' 2003, promovido pela Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia – SBGG/SP, Santos, 2003.

PRINGSHEIM, Tamara et al. The prevalence of Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. **Movement Disorders**, [s.l.], v. 29, n. 13, p.1583-1590, 28 jun. 2014. Wiley-Blackwell. <http://dx.doi.org/10.1002/mds.25945>.

RODRIGUEZ, Kathryn L. et al. Persons with Parkinson's disease exhibit decreased neuromuscular complexity during gait. **Clinical Neurophysiology**, [s.l.], v. 124, n. 7, p.1390-1397, jul. 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2013.02.006>.

RUBINSTEIN, Tamar C.; GILADI, Nir; HAUSDORFF, Jeffrey M. The power of cueing to circumvent dopamine deficits: A review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, [s.l.], v. 17, n. 6, p.1148-1160, nov. 2002. Wiley-Blackwell. <http://dx.doi.org/10.1002/mds.10259>.

SANTOS, Ana Maria Ribeiro dos; RODRIGUES, Rosalina Aparecida Partezani; DINIZ, Marina Aleixo. Trauma in the elderly caused by traffic accident: integrative review. **Revista da Escola de Enfermagem da Usp**, [s.l.], v. 49, n. 1, p.162-172, fev. 2015. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0080-623420150000100021>.

STEIDL, EMS, ZIEGLER JR, FERREIRA FG. Doença de parkinson: Revisão bibliográfica. **Disc. Scientia**. Série: Ciências da Saúde, Santa Maria, v. 8, n. 1, p. 115-129, 2007.

STERGIOU, Nicholas; DECKER, Leslie M. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection?. **Human Movement Science**, [s.l.], v. 30, n. 5, p.869-888, out. 2011. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>.

SUPUK, Tamara; SKELIN, Ana; CIC, Maja. Design, Development and Testing of a Low-Cost sEMG System and Its Use in Recording Muscle Activity in Human Gait. **Sensors**, [s.l.], v. 14, n. 12, p.8235-8258, 7 maio 2014. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s140508235>.

VIEIRA, Edgar R. et al. Temporo-spatial gait parameters during street crossing conditions: A comparison between younger and older adults. **Gait & Posture**, [s.l.], v. 41, n. 2, p.510-515, fev. 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.001>.

WARLOP, T et al. Temporal organization of stride duration variability as a marker of gait instability in Parkinson's disease. **Journal Of Rehabilitation Medicine**, [s.l.], v. 48, n. 10, p.865-871, 2016. Acta Dermato-Venereologica.

WHO, World Health Organization. World health statistics 2016: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals. E-ISBN 978 92 4 069569 6. Disponível em: http://www.who.int/gho/publications/world_health_statistics/2016/EN_WHS2016_TOC.pdf

WIRDEFELDT, Karin et al. Epidemiology and etiology of Parkinson's disease: a review of the evidence. **European Journal Of Epidemiology**, [s.l.], v. 26, n. 1, p.1-58, 28 maio 2011. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s10654-011-9581-6>.

Artigo Original: “MUSCULAR ACTIVATION VARIABILITY IN ELDERLY WITH PARKINSON DISEASE DURING STREET CROSSING SIMULATION”

MUSCULAR ACTIVATION VARIABILITY IN ELDERLY WITH PARKINSON DISEASE DURING STREET CROSSING SIMULATION

Sarah M. Morini^{a*}, Lucas R. Sousa^b, Lucyana T. Oliveira^c, Bárbara C.R. Martins^d, Mary H. Morcelli^e, Vivian M.G.O Azevedo^f, Camilla Z. Hallal^g

^a Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, sarahmoreno.morini@gmail.com

^b Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, lucas.resende.sousa@hotmail.com

^c Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, lucyanat.oliveira@hotmail.com

^d Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, UFTM/UFU, Brasil, barbara.martins15@hotmail.com

^e Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Faculdade de Filosofia e Ciências - Campus de Marília, Brasil, morcellimh@gmail.com

^f Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, viviangaazevedo1@gmail.com

^g Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, camillazHallal@yahoo.com.br

* Correspondent Author: Rua Benjamin Constant, 1286, Bairro Nossa Senhora Aparecida, CEP 38400-678,

Uberlândia, Minas Gerais, Brasil.

(34) 3212-1317 / (14) 981696722

sarahmoreno.morini@gmail.com

HIGHLIGHTS

- Street crossing is an everyday situation that presents risks to the elderly with Parkinson's Disease.
- Dual-task gait is compromised in elderly people with Parkinson's disease.
- Electromyographic variability is a predictor of falls.
- Elderly with Parkinson's presented low muscle activation variability during simulation of street crossing.

ABSTRACT

Crossing the street can be considered a risk situation, because walkers must pay attention to traffic signs and traffic while walking, characterizing a multiple task. Elderly persons with Parkinson's disease (PD) present gait impairment when dual task activities are required. The aim of this study was to analyze the muscular activation variability during different simulations of street crossing in elderly with PD. Participants in this cross-sectional study were 19 elderly persons with idiopathic PD at an early stage, with classification I to II of Hoehn & Yahr scale. The electromyographic (EMG) variability of the vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior and lateral gastrocnemius muscles was analyzed during three conditions: simulation of street crossing in preference speed (Gait I), simulation of street crossing in normal time (Gait II) and simulation of street crossing in reduced time (Gait III). The electromyographic data were calculated by means of the mean of the standard deviations considering 10 consecutive cycles of initial gait of each participant and in each of the three gait conditions evaluated. It was used the Shapiro Wilk test to verify the normality of the data and the Wilcoxon test to compare the activation variability of the evaluated muscles. The results showed that there was no significant difference in muscle activation variability for the vastus lateralis, biceps femoralis, anterior tibialis and lateral gastrocnemius comparing Gait I and II ($p=0.355$; $p=0.936$; $p=0.778$ and $p=0.198$); Gait I and III ($p=0.658$; $p=0.136$; $p=0.184$ and $p=0.227$) and Gait II and III ($p=0.658$; $p=0.295$; $p=0.376$ and $p=0.601$). The elderly with PD, when subjected to challenging situations, such as the street crossing, did not present significant changes in the EMG variability in relation to the normal gait, which characterizes a deficit of gait adaptation against the environmental demands.

Keywords: Parkinsonian gait, neuromuscular deficit, variability, dual task, traffic accident.

1. INTRODUCTION

Parkinson's disease (PD) is the second most common neurodegenerative disorder, characterized by being a chronic, degenerative and progressive disease of the nervous system, which occurs due to the degeneration of dopaminergic neurons in the nigrostriatal pathway [1]. About 1 to 2% of the world population over the age of 60-65 years are affected by PD and this number increases to 3.0% in individuals aged 80 years and over. The prevalence ranges from 50 to 260 cases per 100,000 persons worldwide, and in Brazil there are 200 thousand estimated cases of PD [2,3,4,5].

Clinically, PD presents as motor as non-motor disorders, in which may functionally compromise these individuals. Among the most disabling symptoms are the reduction of balance and changes in gait (reduced gait speed, short steps, bent posture, reduced arm swing and postural instability). These motor alterations generate negative effects on the performance of daily life activities (DLAs), reduce functional independence and increase the risk of falls [6,7]. The gait instability may interfere with the social interaction of the individual, influencing the neuropsychological and functional state, such as fear of falling, decreased confidence, restriction of mobility and even institutionalization [8].

Among the many factors causing falls in the elderly, more than 50% of the cases occur during gait [9]. About 60% parkinsonians report that they fall at least once a year and recurrent persons who fall account for 50-86%. [6]. The gait is an extremely complex motor skill and also requires a high degree of complexity of the cognitive functions. In this way, any daily challenge during gait can seriously compromise the ability to control dynamic balance, especially in individuals with PD [9].

Among the several daily situations that involve the gait execution, there is pedestrian traffic in urban roads. Crossing the street can be considered a risk situation, given the innumerable environmental factors that make this activity a multiple task, since pedestrians must pay attention to traffic signs and traffic, besides walking. In addition, inadequate urban planning also interferes with the mobility of the elderly persons as a pedestrian and transport users [11].

About 1.25 million people are killed in traffic accidents worldwide and over 22% of these deaths are pedestrian [12]. Brazil occupies the 5th place among the countries with the highest mortality rate in traffic, with approximately 45 thousand persons per year [13,14]. The elderly persons over 60 years old account for 48.2% of deaths, mainly due to running over and fall [15]. The high mortality rate involving pedestrians is a public health problem that

implies high costs to public funds. In 2014, 12.3 billion reais were spent for almost 170 thousand traffic accidents [13].

The identification of changes in the movement pattern and the neuromuscular gait behavior of the individual with PD, through the analysis of biomechanical parameters, is essential in the optimization of the strategies to prevent falls and accidents in this population. Thus, the study of gait variability may be a means of identifying these gait alterations, since healthy systems maintain an optimal level of variability, which means that the individual has the physiological ability to perform various adaptive responses to any daily disturbances that undergo during the gait. In situations where variability is altered, increased or decreased, it may be indicative of loss of adaptive capacities of the neuromuscular system and, therefore, are associated with motor deficits [16].

It is known that maintaining proper activation and coordination of the muscles during gait is a fundamental requirement to perform the desired displacement, besides maintaining optimal energy consumption. In addition, any change or adaptation of a movement pattern necessarily involves changes in muscle activation patterns [10]. In this way, the functional examination of electromyography (EMG) presents as an evaluation method of muscular disorders, the peripheral nervous system and the neuromuscular junction [17,18]. The surface EMG is a noninvasive and painless technique because the electrodes for capturing the myoelectric signal are placed on the skin that covers the muscle [17]. The muscle activation variability during gait in individuals with PD may be a strategy for the evaluation and prevention of falls in these individuals.

Considering the above, the purpose of the study was to analyze the muscle activation variability during different simulation situations of street crossing in individuals with PD. It was hypothesized that the elderly with PD would present greater muscular activation variability during gait in the simulation conditions of crossing than during normal gait, given the adaptive demands of the task.

2. METHODS

2.1. Study design and Participants

This is an observational cross-sectional study in elderly with PD submitted to the simulation of street crossing in a controlled laboratory environment. The present study was approved by the local research ethics committee (CAAE 43869315.2.0000.5152). All the

participants were previously oriented about the research procedures and then signed the informed consent form.

19 elderly individuals with idiopathic Parkinson's Disease participated in the study (Table 1). The sample size was initially determined based on the data collected in a pilot study, using the G* Power program (power = 0.95, effect size = 1.21, α error = 0.05), which indicated a sample of 16 volunteers.

Inclusion criteria adopted were: idiopathic Parkinson's diagnosis in initial stage, with classification I to II of the Hoehn & Yahr scale [19]; could not be in the pharmacologic adaptation phase; present a score above 24 in the Mini Mental State Examination (MMSE). The individuals recruited were part of a physiotherapeutic rehabilitation program, in which was performed 3 times a week.

Exclusion criteria were: presence of pain, fracture, or severe injury to muscles, tendons and/or ligaments in the 6 months prior to the study, as well as a history of known or reported cardiovascular, respiratory or cognitive alterations. The volunteers that report any malaise during collection could also be excluded.

Table 1. Characterization of the sample

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

GEPD = group of elderly with Parkinson disease; H&Y = Hoehn Yahr scale; MMSE = Mini-Mental State Examination.

2.2. Instruments

Electromyographic data collection was performed by means of the CHANNELS MYOTRACE 400: BLUETOOTH (Noraxon®) biological signal acquisition module, with a sampling frequency of 2000 Hz and bipolar Ag/AgCl electrodes. In order to determine the start and end of gait cycles, Foot Switch pressure sensors (Noraxon®) were used. It was used the image projector for the virtual simulation of street crossing situations.

2.3. Procedures for data collection

The collection procedures were performed in the on-phase of the PD medicines, in a single day, with an average duration of 2 hours. The volunteers were instructed on all evaluation procedures and familiar with gait conditions and standardized stimuli. In this first moment, the characterization data of the volunteers were recorded (Table 1) and the MMSE was applied.

The electromyographic signals were collected throughout the gait test, always having as reference the dominant lower limb. To this, 3 repetitions of the following lateral tests were performed: kicking the ball, going up and down one step and undergoing an anterior and posterior displacement [20].

After that, the skin was prepared to place the electrodes through the tricotomy and cleaning of the skin with alcohol, reducing the impedance. Ag/AgCl (Meditrace®) surface electrodes were arranged in a bipolar configuration, with a capture area of 1 cm in diameter and an inter-electrode distance of 2 cm. The electrodes were positioned in the skin region on the vastus lateralis (VL), biceps femoralis (BF), anterior tibialis (TA) and head portion of the lateral gastrocnemius (GL) muscles according to the SENIAM (Surface Electromyography for the Non -Invasive Assessment of muscles) standards and orientations [21].

Subsequently, the gait evaluation was carried out on a walkway 10 meters long and 2 meters wide. The first 2 meters and the last 2 meters long of the walkway were disregarded in the data analysis to avoid possible influences of the acceleration and deceleration process of the gait [22].

Afterward, the gait evaluation was started through the simulation of the street crossing, adopting as traffic lights timing 17 seconds for the normal time and 8.5 seconds for the reduced time, according to the recommendations of *Departamento Nacional de Trânsito Brasileiro* (DENATRAN). Simulation scenes of crossing a high-flow vehicle path, with cars and motorcycles moving at different speeds, as well as real sound and visual stimuli were used. The images were projected at eye height, with a standard distance of 2.33 meters from the projector to the projection screen and a distance of 12 m between the individual and the screen.

The elderly with PD were subjected three conditions for the gait evaluation: simulation of street crossing in preference speed (gait I), simulation of street crossing in normal time (gait II) and simulation of street crossing in reduced time (gait III). The volunteers randomly

performed three times each gait condition so that we could have enough data for the analyzed sample of 10 consecutive cycles. During the gait I, the volunteers were verbally oriented to walk on the walkaway at the speed with which they usually carry out their daily life activities. For performing the gait II and III, the volunteers were instructed to pay attention to a projector that virtually simulated the street crossing environment, with videos and sounds of automobiles and images of the pedestrian traffic light simulator. The volunteer should decide the best time to cross the walkaway to the opposite side, respecting the time of the traffic light for pedestrians, 17 seconds (gait II) and 8.5 seconds (gait III). The average time of crossing in the different gait conditions is shown in table 2 and the average difference of the crossing time in the comparison between the gait conditions are shown in table 3. Figure 1 illustrates the collection environment with the simulator of street crossing.

Table 2. Average time of crossing in different gait conditions.

	Average time to perform gait (s)
Gait I	11,105
Gait II	10,117
Gait III	8,757

Gait I = simulation of street crossing in preference speed; Gait II = simulation of street crossing in normal time (17 seconds); Gait III = simulation of street crossing in reduced time (8.5 seconds); s = seconds.

Table 3. Average difference in crossing time in different gait conditions

	Average difference in time to perform gait (s)
Gait I x Gait II	1,144 (p=0,004)
Gait I x Gait III	2,130 (p=0,000)
Gait II x Gait III	0,986 (p=0,016)

Gait I = simulation of street crossing in preference speed; Gait II = simulation of street crossing in normal time (17 seconds); Gait III = simulation of street crossing in reduced time (8.5 seconds); s = seconds.

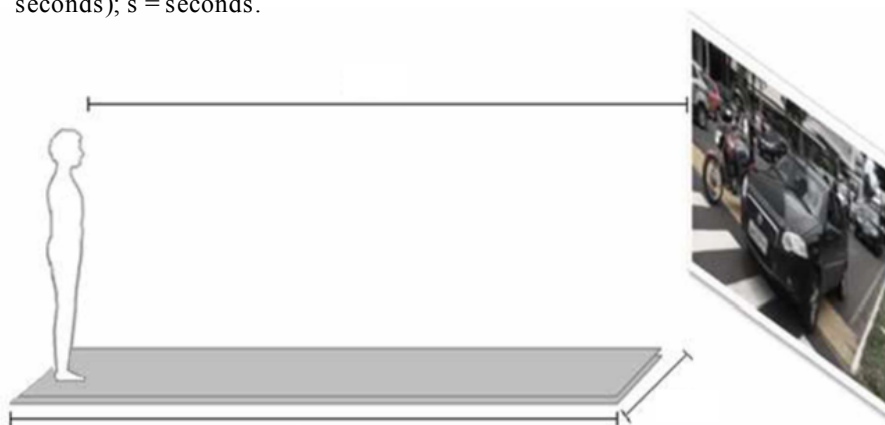


Figure 1. Simulated street crossing environment.

Modified image of Vieira et al., 2015

2.4. Data analysis

For the analysis of electromyographic data, 10 consecutive cycles of initial gait were considered for each of the three gait conditions evaluated. The beginning and end of each gait cycle were determined by the Foot Switch (Noraxon®).

The electromyographic signals were collected with a sampling frequency of 2000Hz and processed by means of routines developed in Matlab environment (Mathworks®). The amplitude of the electromyographic signal was calculated by means of 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, afterwards, it was carried out the smoothing of the signal to create the envelope through the 4th order low pass filter with a cutoff frequency of 6 Hz. The linear envelope values of each individual were normalized by the mean values of the gait condition at preference speed for each muscle. For the calculation of muscle activation variability, the mean of the standard deviations of the 10 gait cycles was analyzed for each participant and each gait condition was calculated [23].

2.5. Statistical analysis

For statistical analysis, PASW statistics 18.0® software (SPSS) was used. Initially the Shapiro Wilk test was performed to verify the normality of the data. To compare the activation variability of the analyzed muscles between the conditions was used the Wilcoxon test, adopting the significance level of $p < 0.05$.

3. RESULTS

The results showed that there was no significant difference in muscle activation variability for VL, BF, TA and GL comparing Gait I and II ($p=0.355$; $p=0.936$; $p=0.778$ e $p=0.198$); Gait I and III ($p=0.658$; $p=0.136$; $p=0.184$ and $p=0.227$) and Gait II and III ($p=0.658$; $p=0.295$; $p=0.376$ and $p=0.601$). Table 4 shows the median, quartile, maximum and minimum values of the muscle activation variability of the VL, BF, TA and GL muscles for the different gait conditions.

Table 4. Observed percentage values (1st quartile, median, 3rd quartile, minimum, maximum) for the muscles evaluated in the different gait conditions

	Gait I	Gait II	Gait III
VL Q1	9,81	9,55	10,39
VL median	11,95	11,21	11,08
VL Q3	13,51	12,72	15,99
VL Minimum	6,44	6,93	6,21
VL Maximum	17,84	31,9	24,81
BF Q1	6,12	6,57	7,82
BF median	9,25	8,00	9,27
BF Q3	11,00	10,86	13,97
BF Minimum	0,88	2,78	2,15
BF Maximum	13,55	27,85	24,84
TA Q1	7,32	7,30	6,98
TA median	8,51	8,80	10,97
TA Q3	10,45	11,04	14,18
TA Minimum	5,47	5,32	4,78
TA Maximum	15,64	55,42	31,17
GL Q1	6,90	8,21	7,88
GL median	8,63	10,40	9,54
GL Q3	12,58	13,15	17,12
GL Minimum	4,75	2,22	3,86
GL Maximum	23,58	34,47	29,33

VL=Vastus Lateralis; BF=Biceps Femoralis; TA=Anterior Tibialis; GL=Lateral Gastrocnemius; Q1= 1st quartile; Q3= 3rd quartile.

4. DISCUSSION

This study aimed to verify the muscle activation variability of the lower limbs during the simulation of different situations of street crossing in elderly with PD.

The results of the present study showed that there was no significant difference between the activation variability for the VL, BF, TA and GL muscles in the three simulations performed on the street crossing. These results were contrary to our initial hypothesis, since it was expected that the muscular activation variability during the street crossing conditions would be higher than during normal gait, due to the adaptive demands of the task.

During the walking movement, it is necessary quick responses and effective adjustments of the sensorimotor system at each step, according to the demands of the environment, in order to maintain a functional, effective and stable locomotion [24]. These fluctuations in characteristics from one step to another are called gait variability, which is an important predictor of mobility decline and risk of falls in the elderly [25].

Healthy systems maintain an optimal variability level, which means that the individual has the physiological capacity to perform various adaptive responses to any daily disturbances that he/she experiences during gait [16]. These adaptations are responsible for adequately dimensioning the speed, direction, magnitude and accuracy of the steps, reducing the risk of falls [6].

If the variability demonstrates a deviation from the optimal level toward the randomness of the steps, that is, to the increase of the variability, or if it maintains an excess of regularity of the steps so that their variability remains very low, there is a loss of adaptive capacities of the neuromuscular system and this is associated with motor deficits [16,26]. For example, in daily gait situations, the variability of the biomechanical parameters tends to remain at their optimum level, since few adjustments are necessary. However, in challenging situations, such as dual-tasks, gait variability tends to increase, to promote adaptation to the new environmental requirement [16,26]. Individuals with neurological disorders, particularly those which affect basal ganglia function (Parkinson's disease and Huntington's disease) and other central nervous system disorders (White Matter Disease and Alzheimer's Disease), have variability in the patterns of increased gait because of the impairment in the neuromuscular control strategy [25,26].

Individuals with PD present motor performance impairment during gait in dual task situations. Research suggests that when these individuals focus on motor performance while they are performing the dual task, they can generate normal movement patterns. This occurs because the region of the pre-motor cortex is activated instead of resorting to the deficit circuit of the nuclei of the base. However, this strategy may sometimes compromise the performance of both motor and cognitive tasks. Another mechanism used is to prioritize all the elements of a complex task equally, that is, both motor and cognitive functions. However, in the elderly with PD, this increases motor instability and causes a higher risk of falls due to competition in neural processing, different from that in healthy individuals, which prioritize motor function to maintain balance and gait stability [27].].

The increased gait variability indicates greater risk of falls and studies have shown that this increase is associated with slower gait speed, since both elderly and healthy young adults become more variable when walking at slower speeds. However, regardless of gait speed, other factors related to aging may influence this increase in variability, for example, nerve or musculoskeletal deterioration [23].

Studies have demonstrated an increase in electromyographic and kinematic variability in the elderly compared to young [9] and in elderly with PD comparing with healthy elderly during gait [28]. Such studies have shown that the aging factor and the presence of neurological diseases are associated with gait instabilities, due to the decline of the central and peripheral nervous system. However, our results were the opposite, the elderly with PD did not show increase in variability. It suggests that the hypokinetic characteristics of this neurological dysfunction influenced neuromuscular adjustments, predisposing these individuals to greater risks of traffic accidents.

Although we did not evaluate the gait speed, the decrease in the average accomplishment time of gait II and III suggests that adjustments of gait speed were necessary. The time of traffic lights is programmed based on the average speed of 1.2 m/s. If this velocity were 0.9 m/s, more than 30% of the elderly could cross the street at their usual and safe pace [29]. When we consider individuals with mobility limitations, such as Parkinsonians, the time needed to cross the street may be even greater, since they have less ability to adapt to the task safely, as the results of this study showed.

The difficulties that individuals with PD find in adapting to the street crossing conditions demonstrated in the present study suggest that new prevention strategies should be taken to improve traffic safety. In Brazil, measures that include reduction of speed limit for automobiles, law enforcement and penalties, educational policies for both drivers and pedestrians are already in force [29]. However, regulating traffic lights timers to pedestrians would be a very important measure to promote the safe mobility of vulnerable groups to traffic accidents.

4.1. Limitations

Issues related to gender differences were not addressed in this study, regarding that, in Brazil, the mortality rate due to traffic accidents among the elderly over 60 years old in the walker condition is higher for men than for women, 74, 3% and 25.7% [30]. In addition, the development of PD is known to be from 1.5 to 2 times higher in men than in women [1,3,4]. The study participants were in the early stages of the Parkinson's manifestation (I and II of the HY scale), however, the choice of these individuals was due to the fact that they were able to carry out the gait independently, a fundamental condition for the execution of the proposed experimental protocol, besides the fact that this is an activity present in their daily lives.

Finally, the electromyographic analysis was performed unilaterally on the dominant lower limb and, considering that the manifestations of PD are asymmetrical in the early stages, this limitation should be considered with caution.

5. CONCLUSION

The elderly with Parkinson's disease, when subjected to challenging situations, such as the street crossing, did not present significant changes in the EMG variability in relation to the gait with preference speed. These results show that individuals with PD are not able to adjust gait patterns according to the task demand, which increases the chances of suffering falls and accidents during the performance of such daily activity.

DECLARATION OF CONFLICT OF INTERESTS

None of the authors had any conflict of interests, financial or personal relationships with other persons or organizations that could influence the results of this study.

ACKNOWLEDGEMENTS

FAPEMIG (Process APQ 00327-14) and CNPQ (Process nº 459592/2014).

REFERENCES

- [1] S.B. O'Sullivan, T.J. Schmitz, Fisioterapia Avaliação e Tratamento, Doença de Parkinson, Manole São Paulo 5 (2010) 930-939.
- [2] M.T. Barbosa, P. Caramelli, D.P. Maia, M.C.Q. Cunningham, H.L. Guerra, M.F.L. Costa, F. Cardoso, Parkinsonism and Parkinson's Disease in the Elderly: A Community-Based Survey in Brazil (the Bambur' Study), *Movement Disorders* 21(6) (2006) 800 – 808. doi.org/10.1002/mds.20806.
- [3] A. Lee, R.M. Gilbert, Epidemiology of Parkinson Disease, *Neurologic Clinics*, 34(4) (2016) 955-965. doi.org/10.1016/j.ncl.2016.06.012.
- [4] Brasil. Ministério da Saúde. Blog da saúde. Doença de Parkinson. Brasília, DF. <http://www.blog.saude.gov.br/lcmf56>, 2014 (acessado em 10 de novembro de 2017).
- [5] F.M.N. Peternella, S.S. Marcon, Descobrindo uma Doença de Parkinson: impacto para o parkinsoniano e seu familiar, *Rev. bras. Enferm*, 62(1) (2009) 25-31. doi.org/10.1590/S0034-71672009000100004.
- [6] M.J.D. Caetano, S.R. Lord, N.E. Allen, M.A. Brodie, J. Song, S.S. Paul, C.G. Canning, J.C. Menant, Stepping reaction time and gait adaptability are significantly impaired in people with Parkinson's disease: Implications for fall risk, *Parkinsonism and Related Disorders* 30 (2017) 1-7. doi.org/10.1016/j.parkreldis.2017.11.340.
- [7] T. Warlop, C. Detrembleur, B. Bollens, G. Stoquart, F. Crevecoeur, A. Jeanjean, T. Lejeune, Temporal organization of stride duration variability as a marker of gait instability in parkinson's disease, *J Rehabil Med* 48 (2016) 865-871. doi.org/10.2340/16501977-2158.
- [8] J.M. Hausdorff, M. Nelson, D. Kaliton, J.E. Layne, M. J. Bernstein, A. Nuernberger, M.A.F. Singh, Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise, *J Appl Physiol* 90 (2001) 2117–2129. doi.org/10.1152/jappl.2001.90.6.2117.
- [9] Hallal, C. Z., N.R. Marques, A. Castro, D.H. Spinoso, D.M. Rossi, M.T. Navega, J.A.M.G. Silva, M. Gonçalves, Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos em diferentes condições de marcha em idosos, *Motriz* 19(10) (2013) 141-150.
- [10] C.Z. Hallal, M.T. Navega, J.A.M.G. Silva, D.H. Spinoso, M.H. Morcelli, L.F. Crozara, N.R. Marques, Do cognitive tasks during gait increase the risk of accidents with pedestrians? A study based on electromyographic parameters. *Fisioter. Mov* 30(1) (2017) 125-32. doi.org/10.1590/1980-5918.030.001.ao13.

- [11] M.G. Freitas, P.F. Bonolo, E.N. Moraes, C.J. Machado, Idosos atendidos em serviços de urgência no Brasil: um estudo para vítimas de quedas e de acidentes de trânsito, *Ciência & Saúde Coletiva*, 20(3) (2015) 701-712. doi.org/10.1590/1413-81232015203.19582014.
- [12] WHO, World Health Organization, World health statistics 2016: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals. E-ISBN 978 92 4 069569 6, http://www.who.int/gho/publications/world_health_statistics/2016/EN_WHS2016_TOC.pdf, 2016 (acessado em 15 de setembro 2017).
- [13] IPEA, Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada, Acidentes de trânsito nas rodovias federais brasileiras: caracterização, tendências e custos para a sociedade, Relatório de Pesquisa Brasília, <http://www.ipea.gov.br>, 2015 (acessado em 22 de novembro de 2017).
- [14] O.L. Moraes Neto, M.M.S. Montenegro, R.A. Monteiro, J.B.S. Júnior, M.M.A. Silva, C.M. Lima, L.O.M. Miranda, D.C. Malta, J.B. Silva Junior, Mortalidade por Acidentes de Transporte Terrestre no Brasil na última década: tendência e aglomerados de risco, *Ciência & Saúde Coletiva* 17(9) (2012) 2223-2236. doi.org/10.1590/S1413-81232012000900002.
- [15] A.M.R. Santos, R.A.P. Partezani, M.A. Diniz, Trauma no idoso por acidente de trânsito: revisão integrativa, *Rev Esc Enferm USP* 49(1) (2015) 162-172. doi.org/10.1590/S0080-623420150000100021.
- [16] N. Stergiou, L.M. Decker, Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection?, *Human Movement Science* 30 (2011) 869–888. doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002.
- [17] R.H. Chowdhury, M.B.I. Reaz, M.A.B. Mohd Ali, A.A.A. Bakar, K. Chellappan, T.G. Chang, Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques, *Sensors* 13 (2013)12431-12466. doi.org/10.3390/s130912431.
- [18] T.G. Supuk, A.K. Skelin, M. Cic, Design, Development and Testing of a Low-Cost sEMG System and Its Use in Recording Muscle Activity in Human Gait, *Sensors* 14 (2014) 8235-8258. doi.org/10.3390/s140508235.
- [19] M.M. Hoehn, Yahr, M.M. Hoehn, Yahr, Parkinsonism: onset, progression, and mortality, *Neurology* 17 (2012) 427-442. doi.org/10.1212/WNL.17.5.427.
- [20] H. Sadeghi, P. Allard, F. Prince, H. Labelle, Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review, *Gait Posture* 12 (2000) 34-45. [doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9).

- [21] H.J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10 (2000) 361-374. [doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).
- [22] J.H. Hollman, K.B. Childs, M.L. McNeil, A.C. Mueller, C.M. Quilter, J.W. Youdas, Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals, *Gait Posture.* 32 (2010) 23-28. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.017.
- [23] H.G. Kang, J.B. Dingwell, Separating the effects of age and walking speed on gait variability, *Gait & Posture* 27 (2008) 572–577. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.009.
- [24] T. Stöggl, A. Haudum, J. Birklbauer, M. Murrer, E. Müller, Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes, *Clinical Biomechanics* 25 (2010) 816–822. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.012.
- [25] J.S. Brach, S. Studenski, S. Perera, J.M. VanSwearingen, A.B. Newman, Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons, *Gait & Posture* 27 (2008) 431–439. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.016.
- [26] I-S. Hwang, H-M. Lee, R-J. Cherng, J-J.J. Chen, Electromyographic analysis of locomotion for healthy and hemiparetic subjects*/study of performance variability and rail effect on treadmill, *Gait and Posture* 18 (2003) 1-12. [doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00071-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00071-1).
- [27] M.S. Marinho, P.M. Chaves, T.O. Tarabal, Dupla-tarefa na doença de Parkinson: uma revisão sistemática de ensaios clínicos aleatorizados, *Rev. Bras. Geriatr. Gerontol* 17(1) (2014) 191-199. doi.org/10.1590/S1809-98232014000100018.
- [28] R.A. Miller, M.H. Thaut, G.C. McIntosh, R.R. Rice, Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 101 (1996) 1-7. [doi.org/10.1016/0013-4694\(95\)00209-X](https://doi.org/10.1016/0013-4694(95)00209-X).
- [29] E. Duim, M.L. Lebrão, J. L.F. Antunes, Walking speed of older people and pedestrian crossing time, *Journal of Transport & Health* 5 (2017) 70-76. doi.org/10.1016/j.jth.2017.02.001.
- [30] Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, *Saúde Brasil 2014: uma análise da situação de saúde e das causas externas*, Brasília: Ministério da Saúde, (2015) 1-462. <http://www.saude.gov.br/bvs> (acessado em 22 de novembro de 2017).