

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

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA MARCHA DE IDOSOS SAUDÁVEIS E COM
DOENÇA DE PARKINSON DURANTE A SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

LUCAS RESENDE SOUSA

UBERLÂNDIA

2017

LUCAS RESENDE SOUSA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA MARCHA DE IDOSOS SAUDÁVEIS E COM
DOENÇA DE PARKINSON DURANTE A 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

Co-orientadora: Prof^ª. Dra. Nise Ribeiro Marques

UBERLÂNDIA

2017

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

S725a
2017 Sousa, Lucas Resende, 1991
 Análise eletromiográfica da marcha de idosos saudáveis e com
Doença de Parkinson durante a simulação de travessia de rua / Lucas
Resende Sousa. - 2017.
 55 f. : il.

 Orientadora: Camilla Zamfolini Hallal.
 Coorientadora: Nise Ribeiro Marques.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.
 Inclui bibliografia.

 1. Ciências médicas - Teses. 2. Parkinson, Doença de - Teses. 3.
Eletromiografia - Teses. 4. - Teses. I. Hallal, Camilla Zamfolini. II.
Marques, Nise Ribeiro. III. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. IV. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

LUCAS RESENDE SOUSA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA MARCHA DE IDOSOS SAUDÁVEIS E COM
DOENÇA DE PARKINSON DURANTE A SIMULAÇÃO DE TRAVESSIA DE RUA**

Presidente da Banca: Prof^a. Dr^a. 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: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio

Instituição: Universidade Federal de Uberlândia

Titular: Prof. Dr. Luciano Fernandes Crozara

Instituição: Faculdade de Medicina de Marília

Titular: Prof^a. Dr^a. Lilian Ramiro Felício

Instituição: Universidade Federal de Uberlândia

DEDICATÓRIA

“Dedico este trabalho a todos que vivenciaram comigo cada experiência nesses dois anos. A cumplicidade, força, amparo, amor, compreensão e principalmente o incentivo de vocês me fizeram chegar até aqui, e querer ir um pouco mais além”

AGRADECIMENTOS

À Deus. Jamais poderia deixar de agradecer aquele que foi o responsável por tudo, por colocar cada peça nesse quebra-cabeça que foi o mestrado. Sim, quebra-cabeça em que tudo se encaixou de uma maneira inexplicável.

À profa. Dra. Camilla Zamfolini Hallal, pela orientação tão valiosa e cuidadosa, sempre deixando transparecer seu lado humano e generoso. Não tenho palavras para expressar a gratidão que tenho por tudo que você faz. Que essa parceria continue dando bons frutos.

Ao meu pai, peça chave para que eu optasse por esse caminho. Muito mais que um espelho, é uma fonte inesgotável de força e de determinação para mim e para todos que o cercam. Me ajuda com as mais sábias palavras, com as mais preciosas dicas e além de tudo, com a imensa calma e amor. Sua história merecia um livro! Obrigado por sempre segurar a minha mão e ao mesmo tempo me incentivar a alçar grandes voos. Espero um dia conseguir retribuir tudo que faz por mim, meu grande herói.

À minha mãe, representação viva da minha vida. Impossível não sentir o quanto nossas vidas são entrelaçadas. Há muito de você em mim, e muito de mim em você. Lá no fundo do coração, junto com o sentimento de vitória e felicidade, temos o sentimento de eterna gratidão à Deus pelas peças que ele colocou nesse quebra cabeça durante essa jornada. Sabemos que hoje, comemoramos o fim de algumas batalhas, e a sua foi inexplicavelmente digna de dobrar os joelhos e apenas agradecer. Como crescemos nesse período! Saiba que o cuidado que você tem comigo, eu sempre terei com você, de uma forma triplicada.

À minha irmã, cujas semelhanças vão além de traços físicos. Cumplicidade e amor andaram sempre juntos em nossa relação tão intensa. Essa sua doçura e sensibilidade, além de toda positividade me acalentaram e me mostraram que tudo é possível. Acredito que amor é quando a gente mora um no outro. E isso a gente faz desde a infância, e será assim eternamente, mesmo não estando fisicamente juntos todo dia. Também não posso deixar de agradecer ao meu cunhado que é um grande homem, dotado de inúmeras qualidades. Você é uma pessoa admirável e não tenho dúvidas que será um excelente pai. Aliás, já está sendo. E por falar nisso.... Eis que surge uma peça para dar luz a todo esse quebra cabeça: meu sobrinho Davi. Ainda está na barriga, mas um dia vai ler esse agradecimento e vai saber que desde o dia que soube da sua existência, um sentimento avassalador de felicidade invadiu meu coração e me fez crer ainda mais que Deus tem planos maravilhosos para nós e concretiza isso das mais belas formas.

À minha fiel parceira, que é muito mais que namorada, e sua família. Você é a versão melhorada da mulher que pedi a Deus. Imagino que tenha sido a pessoa que mais ouviu minhas angústias e jamais perdeu a paciência. Foi o abraço que acolhia nos momentos de incerteza e desânimo, o olhar atencioso para ouvir sobre todas as etapas do trabalho e a aluna para escutar minhas aulas imaginárias. É muito bom encontrar uma pessoa que olha na mesma direção que você, vibra com suas vitórias e apoia quando algo não sai conforme o planejado. Não tenho palavras para agradecer, e também não tenho a menor dúvida de que sem você esse quebra cabeça não seria montado. Desde que você entrou na minha vida, o EU se tornou NÓS. E que esses nós jamais se desfaçam. Espero ser para você tudo que você é para mim.

Aos familiares que me deram apoio para seguir em frente, de diferentes formas, seja por palavras, abraços, orações, sorrisos ou até mesmo pelo simples fato de existirem. Vocês permitiram que essa caminhada se tornasse mais amena. Em especial, não poderia deixar de citar as crianças, que me fazem reviver a infância e partilhar com elas sentimentos puros e inocentes, proporcionando sempre muita alegria, energia contagiante e muito amor.

A profa. Dra. Nise Ribeiro, Gabriel, Ricardo, Bárbara, Lucyana e Kennedy pela disposição em ajudar e pelas contribuições com o desenvolvimento do trabalho.

Aos professores que fizeram contribuições valiosas para o trabalho, com olhares críticos e detalhados, e ao mesmo tempo cuidadosos.

Aos voluntários da pesquisa, pela disponibilidade em colaborar, por confiarem em mim, por acreditarem no desenvolvimento da ciência, e por me permitirem criar vínculos que ultrapassaram a relação pesquisador-amostra.

Aos colegas de pós-graduação que enfrentaram os mesmos desafios, que em meio a tantas turbulências, incertezas e angústias, foram capazes de manter seus objetivos e lutar arduamente para alcança-los.

A todos que participaram e contribuíram para meu desenvolvimento pessoal e profissional, o meu sincero e agradecimento e minha gratidão.

*“Certas pessoas veem coisas e se perguntam: ‘Por quê’?
Outas sonham com coisas que jamais existiram e se perguntam:
‘Por que não’? ”*

Bernard Shaw

RESUMO

Atravessar a rua é uma ação cotidiana complexa que requer planejamento e demanda cognitiva. As alterações da marcha de idosos saudáveis e com Doença de Parkinson (DP) podem fazer com que a travessia de rua seja uma situação de risco e causar acidentes. O objetivo deste estudo foi analisar o tempo de travessia e o nível de ativação dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) de 21 idosos saudáveis (GIS) e 19 com DP (GIDP) durante 3 condições de marcha: marcha em velocidade confortável (I), marcha com simulação de travessia de rua (II) e marcha com simulação de travessia de rua em tempo reduzido (III). No GIS, a ativação muscular do VL e BF foi maior na condição II do que na condição I, maior na condição III do que na condição I e maior na condição III do que na condição II; do TA e GA não foi diferente entre as condições II e I, foi maior na condição III do que na condição I e maior na condição III do que na condição II. Já no GIDP, o nível de ativação muscular de todos os músculos foi maior na condição II do que na condição I, maior na condição III do que na condição I e maior na condição III do que na condição II. De acordo com a dificuldade da tarefa, ambos os grupos reduziram o tempo médio para realizar a marcha. Pode-se concluir que houve efeito da condição de marcha sobre o tempo de travessia e atividade muscular nos grupos, e que o GIDP sofre maior influência do aumento de velocidade de marcha nos músculos TA e GL, em relação ao GIS.

Palavras-chave: Doença de Parkinson; marcha; eletromiografia; travessia de rua; dupla tarefa

ABSTRACT

Cross the street is a daily action that requires planning and cognitive demand. Changes in the gait of healthy elderly subjects and with Parkinson's disease (PD) can make the street crossing a risk situation and cause accidents. The objective of this study was to analyze the crossing time and the level of activation of the vastus lateralis (VL), biceps femoralis (BF), anterior tibialis (TA) and lateral gastrocnemius (GL) of 21 healthy elderly subjects (GIS) and 19 with PD (GIDP) during 3 street crossing situations: gait with comfortable speed (I), gait during simulated street crossing (II), and gait during simulated street crossing with reduced time (III). In GIS, the muscular activation of VL and BF was higher in condition II than in condition I, higher in condition III than in condition I and higher in condition III than in condition II; Of TA and GA was not different between conditions II and I, was higher in condition III than in condition I and higher in condition III than in condition II. In GIDP, the muscular activation level of all muscles was higher in condition II than in condition I, higher in condition III than in condition I and higher in condition III than in condition II. According to the difficulty of the task, both groups reduced the crossing time. There was an effect of gait condition on crossing time and muscle activity in the groups, and GIDP is more influenced by increase of gait velocity in TA and GL muscles compared to GIS.

Keywords: Parkinson's disease, gait, electromyography, street crossing, dual-task.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Mesencéfalo com depleção de neurônios da substância negra que contém melanina, demonstrando a despigmentação característica da doença (Fundamentação teórica).....	17
Figura 1- Ambiente de coleta de dados com o simulador de travessia de rua (Artigo).....	45
Figura 2- Nível de ativação muscular dos grupos em diferentes condições de marcha (Artigo).....	48
Figura 3- Tempo de travessia em diferentes condições de marcha (Artigo).....	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Caracterização da amostra.....	43
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BF	Bíceps femoral
DP	Doença de Parkinson
EMG	Eletromiografia
GIS	Grupo de idosos saudáveis
GIDP	Grupo de idosos com Doença de Parkinson
GL	Gastrocnêmio lateral
H&Y	Hoehn Yahr
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
TA	Tibial anterior
VL	Vasto lateral
3D	Tridimensional

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	14
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
Doença de Parkinson – Definição e fisiopatologia	16
Marcha e quedas	17
Idosos saudáveis e com Doença de Parkinson em condições de travessia de rua	20
Simulador de travessia de rua	22
Análise da marcha	23
OBJETIVOS	28
Objetivo Geral	28
Objetivos Específicos	28
HIPÓTESE	28
REFERÊNCIAS	29
ARTIGO ORIGINAL	36
INTRODUCTION	39
METHODS	40
Participants	40
Instruments	41
Procedures for data collection	41
Data analysis	43
RESULTS	44
DISCUSSION	47
REFERENCES	51

INTRODUÇÃO

Definida como uma enfermidade crônica, degenerativa e progressiva do sistema nervoso, a Doença de Parkinson (DP) caracteriza-se por sintomas motores e não motores associados à deterioração da qualidade de vida. A etiologia é idiopática na maioria dos casos, ou desconhecida, e sua incidência cresce drasticamente com o aumento da idade. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), cerca de 1% da população mundial com idade superior a 65 anos é afetada pela DP. No Brasil, cerca de 200 mil pessoas sofrem com a doença, e a prevalência estimada é de 100 a 200 casos a cada 100 mil habitantes. (KULISEVSKY et al., 2013; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; SOUZA, 2008).

Os distúrbios da marcha e as quedas frequentes são as queixas mais comuns de idosos saudáveis e com DP, e contribuem significativamente para a diminuição da função e independência (RUBINSTEIN; GILADI; HAUSDORFF, 2002). As quedas podem ocorrer em diversas situações, inclusive no trânsito, pois sabe-se que os acidentes que envolvem pedestres ocorrem, em sua maioria, em situações de travessia de rua. Nos Estados Unidos, por exemplo, 63% dos acidentes de trânsito envolvem pedestres no momento em que estão cruzando a rua, e cerca de 1,3 milhões de pessoas morrem em decorrência dos acidentes de trânsito a cada ano no mundo todo (HATFIELD; MURPHY, 2007; LIN et al., 2013).

A travessia de rua segura é uma questão primordial quando consideramos um país em que a população está envelhecendo. As pessoas com Doença de Parkinson, que em sua maioria encontram-se na faixa etária que os definem como idosos, devem ser consideradas também, e poucas são as informações sobre o risco de atravessar a rua para essa população. O risco de acidentes parece ser mais pronunciado em indivíduos com Doença de Parkinson classificados até o grau III da escala de Hoehn-Yahr, pois estes se encontram inseridos funcionalmente em atividades sociais, como por exemplo, atravessar a rua (HOEHN e YAHR, 1967). Os comprometimentos motores característicos da Doença de Parkinson, como tremor, rigidez, bradicinesia, alterações no controle postural e equilíbrio, podem resultar em modificações nos padrões da marcha, as quais dificultam a travessia de rua de maneira eficiente e segura (MARSDEN, 1994; MORRIS, 2000).

Atravessar a rua com segurança requer complexo planejamento e demanda cognitiva, pois é necessário realizar mais de uma tarefa ao mesmo tempo, como prestar atenção nos sinais e no tráfego além de caminhar (NEIDER et al. 2010). A realização da marcha concomitante à outra tarefa tem demonstrado forte relação com a maior propensão a quedas, as

quais têm consequências potencialmente danosas, principalmente quando ocorrem em situações de risco aumentado, como, durante a travessia de rua (PLUMMER-D'AMATO; ALTMANN; REILLY, 2011).

A marcha frente a uma tarefa desafiadora pode alterar a demanda neuromuscular e consequentemente aumentar o risco de quedas e acidentes. Neste sentido, a avaliação eletromiográfica é capaz de fornecer informações detalhadas sobre o comportamento neuromuscular e subsidiar a identificação de comportamentos motores atípicos que podem aumentar o risco de acidentes e quedas durante a travessia de rua (NAZMI et al., 2016).

Embora os dados epidemiológicos comprovem a alta incidência de acidentes graves com pedestre idosos, há uma lacuna na literatura de estudos que identificaram por meio de dados eletromiográficos, alterações na marcha de idosos saudáveis e com Doença de Parkinson durante simulação de travessia de rua, as quais podem aumentar potencialmente o risco de acidentes e quedas.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Doença de Parkinson – Definição e fisiopatologia

A DP foi descrita por James Parkinson no ano de 1817 como “movimentos involuntários e tremulantes”. Atualmente, sabe-se a fisiopatologia da doença, em que ocorre a degeneração de neurônios dopaminérgicos da substância negra do mesencéfalo (Figura 1) pelo acúmulo da proteína alfa-sinucleína e inclusões intraneuronais de corpos de Lewy, culminando em diminuição da ação do neurotransmissor dopamina no corpo estriado, e consequentemente, desordem no funcionamento dos núcleos da base. Outros neurotransmissores apresentam depleção, como a serotonina e norepinefrina, mas os efeitos dessa depleção são menos compreendidos (O’SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

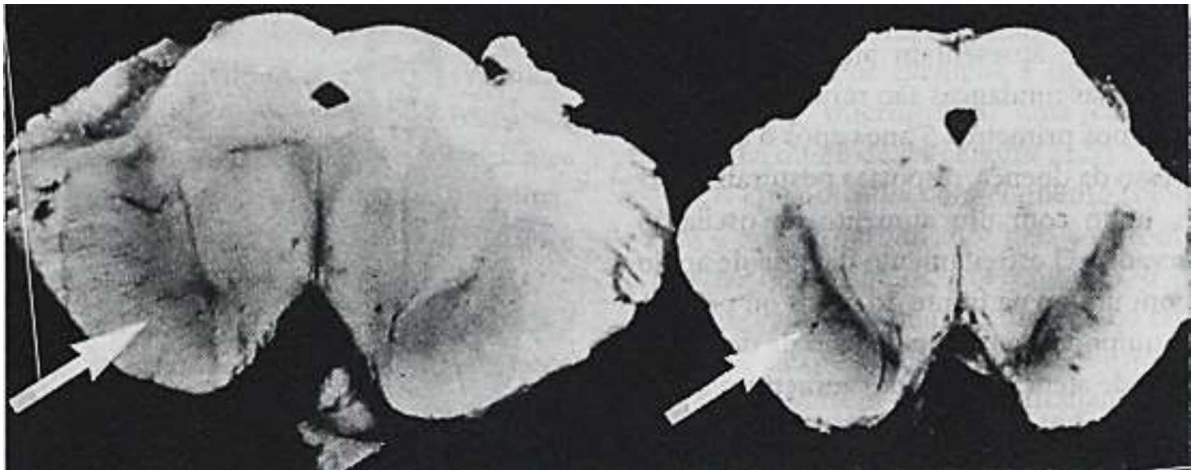


Figura 1: Mesencéfalo com depleção de neurônios da substância negra que contém melanina, demonstrando a despigmentação característica da doença (esquerdo) comparada ao mesencéfalo normal (direito).

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

Os núcleos da base desempenham um papel importante no planejamento e programação dos movimentos, além de atuar em processos cognitivos, como a consciência da orientação do corpo no espaço. Eles recebem entrada de múltiplas áreas corticais e estendem as projeções para áreas motoras, pré-motoras e suplementares, que desempenham papéis significativos no planejamento motor e na execução do movimento. As manifestações clínicas mais comuns da DP são a rigidez muscular, bradicinesia, tremor e instabilidade postural, além de perturbações do movimento e da marcha, distúrbios de fala, voz e deglutição. A depressão e interrupção das funções diárias também são comuns nos indivíduos com DP (O’SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

No estudo de Rodriguez et al. (2014) foi realizada a avaliação da complexidade da organização neuromuscular durante a marcha e a comparação do controle motor da marcha de indivíduos com DP e idosos saudáveis, além de investigar as relações entre a organização modular e parâmetros de marcha. Foi observado que o controle neuromuscular de idosos com DP durante a realização da marcha é alterado quando comparado aos idosos saudáveis e relaciona-se à diminuição da velocidade de caminhada e déficits biomecânicos de marcha. Tais alterações podem predispor a um maior risco de acidentes e quedas durante situações cotidianas, como por exemplo, a travessia de rua.

Além dos danos estruturais específicos da DP que apresentam padrões de movimento claramente reconhecíveis, há evidências de que os processos difusos relacionados ao envelhecimento envolvendo áreas de associação cortical, o corpo estriado, o cerebelo e os tratos de conexão inter-regionais também podem alterar o tempo e a coordenação do movimento e se associarem a dificuldades de caminhada e manutenção do equilíbrio (VANSWEARINGEN; STUDENSKI, 2014).

Marcha e quedas

A realização da marcha é uma atividade diária comum e simboliza um nível de independência e percepção de uma boa qualidade de vida. Da mesma forma, a realização de dupla tarefa durante a marcha também é uma situação cotidiana, sendo considerada um pré-requisito para uma vida normal. A marcha é uma experiência que se desenvolve gradualmente, e é mais do que apenas passos consecutivos. É uma integração do padrão locomotor (sequências específicas de breves picos de atividade muscular dos membros) com as fases cíclicas da marcha e com as exigências posturais necessárias para a manutenção da postura ereta (MARINHO, 2012; PATLA, 1995; VALGHAN, 2003; VANSWEARINGEN; STUDENSKI, 2014).

Deambular é uma tarefa complexa, envolvendo inúmeras interações entre as funções sensoriais e motoras. A marcha requer a coordenação e ação de músculos do tronco e membros que trabalham em conjunto para gerar a dinâmica do corpo necessária para o movimento, mecanismos de troca de energia, uso da força para propulsão, estabilidade postural, controle neural e compensações ambientais induzidas por comportamentos pretendidos e adequados. Fatores biomecânicos e neuromusculares interagem constantemente durante a marcha e a integração destes fatores economiza energia muscular, e quando se tem uma execução adequada e com menor gasto energético possível, a marcha é considerada eficiente e

funcional, evitando assim, a fadiga e as quedas (CIFUENTES, 2010; DICKINSON et al., 2000; DONALD, 2011; JAHN, 2010; LYONS, 2012; PERRY, 2005).

As alterações da marcha e a instabilidade postural, associadas à diminuição da força muscular e a postura em flexão de tronco, geram o medo de cair e quedas frequentes na população idosa, principalmente os indivíduos com DP. As quedas são a causa mais comum de morte acidental e lesões, e quando não ocasiona morte, constitui uma das causas de desabilidade, e resulta na institucionalização e diminuição da autonomia. A alta incidência de quedas em idosos é consequência das mudanças nos sistemas sensório-motor e músculo-esquelético oriundos do processo de envelhecimento que levam ao comprometimento da execução de tarefas motoras complexas (BLAKE et al., 1988; BLOCH et al., 2013; YEN et al, 2009; MORTAZA; OSMAN e MEHDIKHANI, 2014).

A diminuição da força muscular, da flexibilidade, da resistência e da velocidade de condução dos impulsos nervosos que resultam em perda de autonomia e independência são manifestações da degeneração do sistema neuromuscular dos idosos, impactando diretamente nas atividades de vida diárias. Além da degeneração neuromotora inerente ao envelhecimento, outras doenças senis podem causar alterações na marcha, como a DP, com consequente imobilidade, quedas e prejuízos à qualidade de vida destes indivíduos (HIRANO, FRAGA, STOLZE et al., 2004; MANTOVANI, 2007).

Além disso, estudos afirmam que tarefas que exigem demanda atencional têm influência sobre o controle da postura, ou seja, na execução da marcha (tarefa de equilíbrio) concomitante a uma tarefa cognitiva ou motora, como travessia de rua, podem ocorrer alterações posturais que aumentam o risco de quedas (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002; SWAN, OTANI e LOUBERT, 2007; DAELE et al, 2010; SCHULZ, LOYD e WILLIAM, 2010).

As alterações do sistema neuromuscular associadas à idade podem exigir que o sistema nervoso diminua o papel da via do fuso muscular e aumente o papel da co-contração. A manutenção do equilíbrio estático requer uma contração estável para controlar a estabilidade do tornozelo, feita pela co-contração da musculatura antagonista, e adaptações efetivas para responder à perturbação, feitas pelo *feedback* do fuso muscular. Os idosos podem ter limitações na mudança entre esses dois níveis de controle, influenciando o controle postural, favorecendo as quedas e diminuição da mobilidade. Além disso, as estruturas cerebrais que contribuem na representação interna do corpo no espaço e nos processos atencionais sofrem alterações morfológicas e bioquímicas (BAUDRY, 2016).

O aumento da co-contração de idosos é considerado uma estratégia para manutenção da estabilidade postural em situações de desequilíbrio, apesar de não ser necessariamente uma boa resposta compensatória. Os idosos podem usar a co-contração para suprir perdas das funções sensoriais e motoras decorrentes do envelhecimento, porém, investiga-se que o aumento da co-contração seja eficiente apenas para perturbações lentas do equilíbrio e pouco eficaz em situações de perturbação rápida, como por exemplo, um tropeço durante a marcha (CENCIARINI et al, 2010; ISHIDA et al., 2008).

Segundo Schulz et al. (2013) é sugerido que idosos apresentam cinética de extensor do quadril e do joelho menos intensiva e que idosos caídores apresentaram uma co-contração dos músculos do joelho maior do que os não caídores. Esse aumento da co-contração associa-se ao aumento da rigidez muscular, podendo gerar diminuição da capacidade de manter o equilíbrio durante tarefas estáticas e dinâmicas e prejudicar o movimento. Declínios no comprimento máximo do passo podem indicar declínios na cinética do extensor do quadril e do joelho e desempenho prejudicado em tarefas, como na realização da marcha.

Estudos recentes demonstram que o envelhecimento altera a contribuição das vias espinal e corticoespinal para controlar a atividade dos músculos do membro inferior envolvidos no equilíbrio estático e dinâmico, ocorrendo uma mudança do controle espinal para um controle supraespinal. Tal mudança é observada em situações de dupla-tarefas, indicando maiores déficits no desempenho de idosos, ocasionado pelo aumento da demanda cognitiva para controlar o equilíbrio. Isto representa uma mudança do controle automático do equilíbrio (nível inferior) para um controle atencional do equilíbrio (nível superior) tornando a tarefa intencionalmente guiada e prejudicando o desempenho para realizar situações cotidianas, como a travessia de rua (BAUDRY, 2016).

Por consequência, alterações neurais associadas à idade afetam diretamente a biomecânica e aumentam o custo energético da marcha, implicando na perda da eficiência da marcha e consequentemente gerando o risco de quedas e perda de mobilidade. A perda de habilidade motora que muitas vezes é inerente ao envelhecimento leva a uma redução do automatismo e à ineficiência energética. Uma perda de automatismo faz o indivíduo notar lacunas crescentes entre o desempenho motor desejado e o desempenho motor real, e que por sua vez provoca movimentos mais intencionalmente guiados (VANSWEARINGEN; STUDENSKI, 2014).

Fatores biomecânicos relacionados ao envelhecimento contribuem para o aumento do custo energético da marcha, como o tronco flexionado, a extensão limitada do quadril e o

movimento reduzido do tornozelo, resultando em menor uso de energia passiva armazenada e maior demanda neuromuscular. Existem também fatores neuromusculares envolvidos que alteram o padrão eficiente de recrutamento dos músculos e a sincronia dos movimentos dos membros. Esta associação de fatores biomecânicos e neuromusculares pode criar um ciclo vicioso de aumento da ineficiência da marcha, pois até as estratégias compensatórias exigem maior energia (VANSWEARINGEN; STUDENSKI, 2014).

Idosos saudáveis e com Doença de Parkinson em condições de travessia de rua

Durante as condições de travessia da rua a velocidade, cadência, comprimento do passo, tempo do passo, tempo de balanço e tempo de apoio são alterados pela idade e pela DP. A travessia de rua é uma dupla-tarefa que exige habilidades motoras e cognitivas, as quais tendem a diminuir progressivamente com o envelhecimento. Algumas alterações podem ser destacadas, como a sarcopenia, dinapenia, déficit de cognição, redução da velocidade de condução nervosa e diminuição agilidade e amplitude de movimento (GRABINER; BISWAS; GRABINER, 2001).

Os indivíduos com Doença de Parkinson representam um grande grupo de risco para sofrer acidentes de trânsito, uma vez que esta doença neurodegenerativa está entre os acometimentos neurológicos que mais causam distúrbios do movimento. Em adição, o aumento da idade e o crescente número de casos de pacientes com doenças neurodegenerativas fazem com que a segurança no trânsito se torne um assunto ainda mais importante (LIN et al., 2013; RODRIGUEZ et al., 2014).

Para pedestres idosos e com Doença de Parkinson, alterações na marcha representam um risco de acidentes no trânsito, pois os semáforos de pedestres estão programados, em média, para pessoas que caminham a uma velocidade de 1.2m/s, entretanto a velocidade média de marcha do idoso saudável na rua é de aproximadamente 0.4 m/s (PRADO, 2003). A velocidade de marcha do idoso é considerada lenta quando for inferior a 0,6 m/s; ligeiramente anormal quando for entre 0,6 m/s e 1,0 m/s, normal quando for entre 1,0 m/s e 1,3 m/s e rápido quando for igual a 1,3 m/s (HOULES et al. 2010).

No estudo de Lin et al. (2013) foi realizada a simulação de travessia de rua virtualmente, com cenas reais de uma rua e compararam idosos com DP leve a moderada (H&Y I a III) com um grupo de idosos saudáveis. Observaram que os idosos com DP apresentaram um tempo maior para atravessar a rua, tanto no ritmo normal quanto no ritmo rápido e que o

tempo médio de travessia para pacientes com H & Y fase III foi significativamente maior do que a de pacientes com estágios H & Y I e II. Os pacientes com DP apresentam maior risco de realizar a travessia de rua com êxito que o grupo controle, suportando a hipótese de que os pedestres com DP cometem mais erros na tomada de decisões ao atravessar a rua do que idosos saudáveis, afirmando que a Doença de Parkinson é um fator de risco para cruzar a rua com êxito, e o risco aumenta com a gravidade da doença. Esta observação sugere que a instabilidade postural prejudicada e o congelamento da marcha, contribuíram para este aumento de risco.

A severidade da Doença de Parkinson foi relacionada com a travessia com obstáculos por Vitório et al. (2014) em que por meio de um sistema opto eletrônico tridimensional (3D) foram avaliadas variáveis espaço-temporais de indivíduos com DP. No estágio leve da DP (H&Y 1 a 1,5) não há diferenças quando comparados aos idosos saudáveis. Já no estágio moderado da doença (H&Y 2 a 3) há alterações no comportamento locomotor dos indivíduos quando comparados aos idosos saudáveis, sendo elas: menores distâncias do pé ao obstáculo, menor distância da colocação do pé após o obstáculo, e diminuição da velocidade média, que podem ser justificadas pela bradicinesia e hipocinesia.

Em situações de simulação de travessia de rua em tempo regular e reduzido ocorrem mudanças significativas e progressivas nos parâmetros espaço temporais da marcha, especialmente em idosos. Considerando o risco de acidentes e quedas para a população idosa, espera-se que nos idosos com DP os riscos sejam maiores, principalmente com a progressão da doença, em que há alteração do controle neuromuscular. O risco de acidentes e quedas é presente porque eles têm que adotar uma velocidade de marcha que é significativamente maior do que sua velocidade preferida, e para isso, aumentam a cadência e ativação muscular. Essas características podem gerar tropeços e quedas durante a travessia de rua (LIN et al., 2013; VIEIRA et al., 2015).

Os acidentes de trânsito envolvendo idosos aumentaram nos últimos anos e o trânsito encontra-se mais arriscado, tanto pela inadequação do planejamento urbano e falta de atenção dos motoristas, quanto pela fragilidade da população idosa. É direito de todo cidadão deslocar-se com segurança, e para isso algumas medidas são imprescindíveis para prevenção de acidentes: semáforos com temporizadores adequados; informações acessíveis e legíveis; fiscalização mais rigorosa aos limites de velocidade e adoção de medidas educativas e punitivas. Devem ser consideradas todas as especificidades e fragilidades e reconhecer essa população como vulnerável aos acidentes de trânsito, principalmente na condição de pedestre (DOS SANTOS; RODRIGUES; DINIZ, 2015).

O comportamento de adultos jovens e idosos saudáveis foi comparado durante a travessia de rua no estudo de Dommes et al. (2014). Ao realizarem a simulação de uma via de mão dupla e comparar a travessia destes grupos, verificou-se que população idosa apresenta riscos expressivos de acidentes durante a travessia, conforme que. Foi demonstrado que o risco de colisão com o automóvel é maior nos idosos quando atravessam a rua e que eles atravessam mais lentamente, apontando limitações físicas e aumento da demanda atencional. Além disso, é alertado que são necessárias informações e treinamento para pedestres para garantir a segurança, minimizando o risco de acidentes de trânsito.

A percepção, cognição e habilidade motora de idosos e jovens também foram avaliadas durante a simulação de travessia de uma rua de mão dupla, e foi detectado que os idosos apresentam maior propensão a tomar decisões que levariam a colisão com o carro, principalmente quando os carros se aproximam em maior velocidade. A diminuição da acuidade visual, da velocidade de processamento e do comprimento do passo são fatores significativamente contribuintes para as colisões, e estes fatores estão presentes e acentuados na população com DP. Isto demonstra a vulnerabilidade dessa população, que apresentam diminuição do desempenho físico, perceptivo e cognitivo, sendo imprescindíveis melhorias na segurança do trânsito e medidas educativas para a população (DOMMES; CAVALLO; OXLEY, 2013; DOMMES et al., 2015).

Simulador de travessia de rua

O método de avaliação de risco na marcha por meio da simulação de travessia de rua tem se tornado presente nos estudos atuais, principalmente com populações que apresentem alterações de mobilidade. Vieira et al. (2015) utilizaram um método para avaliar parâmetros espaço-temporais de jovens e idosos durante simulação de travessia de rua, por meio de um simulador de imagens associado a um sistema de análise de marcha, com três condições de marcha: marcha em velocidade normal, marcha com travessia de rua e marcha com travessia de rua com tempo reduzido. Esse método que foi desenvolvido e testado possibilita avaliar o risco de quedas durante a travessia de rua, comparar diferentes grupos e estabelecer o tempo apropriado para pedestres mais velhos atravessarem a rua com segurança, considerando que o tempo para atravessar a rua é curto, até mesmo para idosos saudáveis.

ZITO et al. (2015) usaram a realidade virtual para simular a travessia de rua de idosos e jovens, e observar movimentos oculares e de cabeça, além de avaliar como os dois

grupos etários se comportavam em termos de número de travessias seguras, colisões virtuais e oportunidades de passagem de rua perdidas. Os pedestres idosos, que normalmente superestimam sua velocidade na travessia de rua e não conseguem adaptar a marcha de acordo com as condições de trânsito, se comportam de forma menos segura ao atravessar a rua do que os jovens, principalmente em situação de pressão de tempo. Pela análise dos movimentos dos olhos e da cabeça, observou-se que os idosos olham mais para o chão e menos para o outro lado da rua para atravessar, demonstrando que a travessia de rua é uma situação de risco de colisão.

A simulação de travessia de rua também tem sido utilizada com outras populações e intuítos diferentes, como para verificar o efeito do uso do celular e de conversas por mensagens de texto no desempenho da travessia de rua, mostrando que simular a travessia de rua tem efeitos impactantes para gerar informações para mudanças de comportamento pessoal e medidas políticas de conscientização e alerta de risco de acidentes. Um simulador, com alta fidelidade, em que os participantes eram movidos em um ambiente virtual por uma esteira, permitiu concluir que usando celular e escrevendo mensagens de texto ocorrem menos travessias bem sucedidas (BANDUCCI et al., 2016).

Análise da marcha

A análise do movimento humano é mais do que uma simples ferramenta de avaliação funcional, pois permite determinar as complexas relações entre limitações funcionais, déficits e incapacidades. As diversas técnicas de medição em biomecânica fornecem informações para interpretar causas e consequências do movimento (ALONSO et al. 2002; CANDOTTI; LOSS, 2006).

A análise da marcha é importante para identificar possíveis alterações na locomoção e propor medidas que diminuam situações de risco. A análise clínica da marcha é considerada a medição, processamento e interpretação de parâmetros biomecânicos da locomoção humana que permite a identificação de limitações no movimento e adequados procedimentos para a reabilitação. Os métodos predominantes para análise da marcha são a medição cinemática, da cinética e da atividade muscular (SOUSA; TAVARES; CORREIA, 2007).

Para analisar as fases da marcha, podem ser utilizados sensores de contato (“*footswitches*”) e os sensores inerciais, que se tornaram mais populares atualmente. Para análise da marcha em um ambiente interno, o sistema mais acurado é composto pela

eletromiografia, sensores ultrassônicos, sensores não-portáteis, juntamente com plataformas de força e câmeras de vídeo infravermelho (TABORRI et al., 2016).

A EMG é uma técnica experimental de desenvolvimento, registro e análise de sinais mio-elétricos, que são formados por variações fisiológicas no estado da membrana da fibra muscular. Essa técnica consiste no estudo da função muscular e permite a análise do sinal elétrico que se origina de um músculo durante uma contração muscular estática ou dinâmica, que geram potenciais de ação da membrana da fibra muscular resultante da despolarização e repolarização (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; KONRAD, 2006).

Além de propiciar informações de fenômenos fisiológicos e biomecânicos, com a EMG é possível realizar uma análise da marcha e da postura humana e mensurar a performance muscular (KONRAD, 2006). O uso dessa técnica, associado à cinemetria, permite a obtenção de informações para uma análise integrativa da locomoção humana (HAUSDORFF et al., 2003)

O eletromiógrafo é um instrumento que detecta, processa e registra a atividade elétrica dos músculos cujo registro é o eletromiograma, que pode indicar o estado fisiológico de um músculo ou grupo de músculos e dos nervos que controlam a contração muscular (BUTTON, 2002). O registro do eletromiograma requer um sistema que compreende: os eletrodos que capturam os potenciais elétricos do músculo em contração; um amplificador, que processa o sinal elétrico; e um decodificador, que permite a visualização gráfica, o que permitirá a completa análise dos dados (DELSYS, 1996).

Com o avanço da tecnologia, a eletromiografia deixou de ser usada apenas para diagnósticos tradicionais, incluindo também a análise de movimento. Atualmente existem vários métodos disponíveis para reconhecer padrões de movimento pelos sinais da EMG tanto para contrações dinâmicas quanto estáticas, com aplicabilidade em tempo real, em vários contextos. Deve-se escolher a metodologia mais adequada para classificar padrões de movimento, especialmente durante diferentes tipos de contrações. A avaliação da contração dinâmica, como por exemplo a realização da marcha, pode detectar alterações neurais refletidas em comportamentos motores atípicos (NAZMI et al., 2016).

Os músculos tibial anterior e gastrocnêmio são selecionados pelo fato dos músculos dorsiflexores e flexores plantares realizarem o controle muscular do tornozelo, que tem como papel principal absorver o choque e dar estabilidade na fase de apoio e auxiliar na fase de balanço. Com base em dados eletromiográficos, os flexores plantares estão ativos na fase de

apoio e agem como alavanca do calcâneo, atuando na absorção de energia e propulsão, enquanto os dorsiflexores são músculos da fase de balanço, controlando o peso do pé, evitando o desabamento, tendo aumento gradual de atividade no balanço terminal para posicionar o pé para apoio, e no contato inicial se encontra significativamente ativo (PERRY, 2005).

Os músculos vasto lateral e bíceps femoral são incluídos por considerar que no apoio o controle muscular do joelho é determinante para a estabilidade do membro e que no balanço é necessário a flexibilidade do joelho para a liberdade do membro para avançar. O músculo vasto lateral tem seu pico de atividade no início da resposta à carga, mantendo esse nível durante toda a resposta à carga e com o início do apoio médio reduz seu esforço aumentando gradualmente sua ação no balanço terminal para posicionar o pé no contato inicial. O músculo bíceps femoral, que auxilia na propulsão e flexão do joelho, tem sua ação mais intensa no final do balanço médio e terminal e continua em um nível mais baixo até o início da resposta à carga (PERRY, 2005).

Em uma recente revisão de Monteiro et al. (2016) foram destacados alguns aspectos biomecânicos da marcha de indivíduos com DP que prejudicam a locomoção e estabilidade dinâmica: dificuldade da regulação espaço-temporal, redução do comprimento de passada (CP), maior frequência de passada (FP), maior tempo do duplo apoio, maior variabilidade dos parâmetros espaço-temporais, diminuição da amplitude articular do membro inferior e deslocamento do centro de massa. A eletromiografia demonstrou que com o acréscimo de velocidade, a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos do membro inferior tende a aumentar em sujeitos com DP, porém há uma baixa ativação dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior e um aumento da co-contração dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio na fase de apoio, além de uma ativação mais contínua dos músculos flexores e extensores do joelho.

Algumas alterações biomecânicas podem ser observadas na DP, como a diminuição da força propulsora, aumento da atividade eletromiográfica no músculo tibial anterior na fase de oscilação e diminuição da atividade dos extensores do joelho na fase de balanço. Quando há um aumento de velocidade da marcha, tanto o músculo tibial anterior quanto o gastrocnêmio apresentam aumento de ativação muscular, independente do indivíduo apresentar *freezing* ou não quando comparados a idosos saudáveis (ALBANI et al. 2003).

Dietz et al. (1995) afirmaram que ao aumentar a velocidade da marcha, a atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior aumentam tanto em idosos saudáveis quanto com DP, porém o grupo com DP apresenta maior co-contração dos músculos antagonistas da perna e menor atividade dos extensores do joelho, prejudicando a realização da

marcha. Além disso, ocorre uma redução da modulação eletromiográfica nos músculos da perna do grupo DP e a amplitude do sinal eletromiográfico do músculo gastrocnêmio é menor tanto na marcha em velocidade normal quanto na aumentada. O aumento da co-ativação pode ser explicado como uma estratégia compensatória de diminuição do *feedback* proprioceptivo dos receptores de carga extensora que é compensado por uma maior ativação dos músculos flexores plantares e extensores do joelho. Além disso, a fase de apoio no grupo com DP apresenta maior duração quando comparado ao grupo saudável

Os indivíduos com DP apresentam alteração no controle neuromuscular, utilizando menos módulos motores para reconstruir os padrões de ativação muscular, sendo que essa redução pode estar associada com déficits biomecânicos de marcha. Destaca-se o controle neuromuscular dos músculos bíceps femoral e gastrocnêmio que se apresenta simplificado, ocasionando a diminuição dos impulsos propulsores. Além disso, o tempo de ativação muscular também é alterado, devido às alterações nos núcleos da base (RODRIGUEZ et al., 2014). A maior co-contração dos músculos antagonistas e redução na amplitude da musculatura distal são fatores que influenciam negativamente o controle neuromuscular e a execução da marcha de forma eficiente (DIETZ et al., 1995; MITOMA et al., 2000).

Pela avaliação eletromiográfica, Ferrarin et al. (2006) concluíram que não há alterações na sinergia muscular dos músculos tibial anterior e sóleo nos estágios iniciais da DP quando comparados a idosos saudáveis. Essas alterações são detectadas no estágio mais avançado da doença. No estágio inicial o grupo com DP consegue manter o padrão de movimento na fase de balanço semelhante ao grupo saudável, caracterizado por uma inibição da ação do músculo sóleo em uma ou ambas as pernas, seguido por um pico de ação do músculo tibial anterior para a execução do primeiro passo. Além disso, os indivíduos com DP leve não diferem dos idosos saudáveis na marcha no estado estacionário, mas diferem nas estratégias de iniciação e de giro da marcha. As principais diferenças são a limitação da amplitude de movimento na fase de balanço e do primeiro passo e a alteração do movimento de rotação de tronco na tarefa de giro.

Em adição, pessoas com DP apresentam uma tendência à marcha bradikinética e as incapacidades de iniciação da marcha consistem na redução do deslocamento posterior do centro de pressão e no prolongamento da fase de apoio, principalmente em situações que envolvem mudança de direção (CARPINELLA et al., 2007).

Hallal et. al. (2013) compararam a influência do medo de cair e da dupla tarefa sobre a variabilidade de parâmetros cinemáticos e eletromiográficos de idosas e jovens durante a caminhada em esteira em diferentes condições. As condições foram: marcha normal, marcha

com medo de cair e marcha com dupla tarefa. O grupo de idosas apresentou maior variabilidade em parâmetros cinemáticos e eletromiográficos, sugerindo que há uma dificuldade no controle da marcha, predispondo a um risco de quedas. A eletromiografia mostra-se então uma importante ferramenta para identificar alterações durante a marcha as quais podem refletir no risco de quedas. Entretanto, não foram identificados na literatura estudos que compararam o desempenho de idosos saudáveis e com Doença de Parkinson durante condições de travessia de rua por meio da eletromiografia.

No estudo de Meijer et al. (2009), foi questionado se a marcha mais lenta é mais estável do que a marcha com maior velocidade, considerando que muitos estudos afirmam tal fato e considerando a diversidade de métodos para avaliar a estabilidade da marcha. Ao analisar a relação entre estabilidade dinâmica e variabilidade cinemática, observaram que o caminhar com maior velocidade pode ser mais estável, em termos de estabilidade dinâmica local, contrariando dados pregressos ao estudo. Espy et al. (2011) também afirmam que marcha em maior velocidade, bem como passos mais curtos resultam na manutenção da estabilidade, diminuindo o risco de queda durante um desequilíbrio.

Já no estudo de Quach et al. (2012) através da análise de 600 idosos, foi afirmado que a marcha mais rápida se associa com um maior risco de quedas ao ar livre, como por exemplo no trânsito. A velocidade de marcha do idoso pode ser um medidor de saúde durante o envelhecimento, sendo um instrumento eficiente para prever expectativa de vida, surgimento de incapacidade física, risco de quedas e demência (HOULES et al. 2010). Para Van Den Bogert et al. (2002) utilizando um modelo matemático, constataram que o tempo de resposta mais rápido é mais importante do que a velocidade de caminhada mais lenta para evitar quedas.

Por fim, é sugerido que a marcha em menor velocidade tende a ser mais eficiente em termos de custo energético. O custo energético da caminhada é influenciado por muitos aspectos da marcha e, por sua vez, a eficiência da marcha afeta a capacidade funcional e o desempenho na atividade física (WATERS, 2004).

OBJETIVOS

Objetivo Geral

Analisar o nível de ativação muscular e o tempo médio de travessia de rua de idosos saudáveis e com Doença de Parkinson durante simulações de situações cotidianas de travessia de rua.

Objetivos Específicos

- Analisar a influência das condições de marcha sobre a atividade muscular dos músculos Vasto Lateral (VL), Bíceps Femoral (BF), Tibial Anterior (TA) e Gastrocnêmio (GL) em idosos saudáveis e em idosos com DP.

- Analisar a influência das condições de marcha sobre o tempo médio de travessia em idosos saudáveis e com DP.

HIPÓTESE

Hipotetizamos que os idosos com DP quando comparados aos idosos saudáveis durante as simulações de travessia, apresentarão maiores valores médios de ativação muscular e maior tempo médio para realizar a travessia, principalmente em situações de travessia de rua com tempo reduzido, as quais podem aumentar potencialmente o risco de acidentes e quedas. Esperamos também que a marcha com tempo reduzido, exigirá maior velocidade e consequentemente maiores valores de ativação muscular.

REFERÊNCIAS

ALBANI, G. et al. Differences in the EMG pattern of leg muscle activation during locomotion in Parkinson's disease. **Funct. Neurol.**, v.18, p. 165-170, 2003.

ALONSO, V.K. et al. Análise cinemática de marcha em pacientes hemiparéticos. **Rev FisioBrasil**, 2002.

BANDUCCI, S. E. et al. The effects of cell phone and text message conversations on simulated street crossing. **Human Factors**, v. 58, n. 1, p. 150–162, 2015.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles alive:** their function revealed by electromyography. 5.ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BAUDRY, S. Aging changes the contribution of spinal and corticospinal pathways to control balance. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 44, n. 3, p. 104–109, 2016.

BLAKE, A; MORGAN, M; DALLOSSO, H; EBRAHIM, S; ARIE, T; FENTEM, P; BASSEY, E. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. **Age and Ageing**, v. 17, p. 365-372, 1988.

BLOCH, F. et al. Estimation of the risk factors for falls in the elderly: Can meta-analysis provide a valid answer? **Geriatrics and Gerontology International**, v. 13, n. 2, p. 250–263, 2013.

BUTTON, V. L. S. N. Eletromiógrafo. Campinas: Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC/UNICAMP, p. 1-24, 2002

CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F. A produção científica brasileira na área de biomecânica. **Revista Brasileira De Ciências Do Esporte**, v. 28, n. 1, p. 121–129, 2006.

CARPINELLA, I. et al. Locomotor function in the early stage of Parkinson's disease. **Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.**, v.15, p. 543-551, 2007.

CENCIARINI, M; LOUGHLIN, P. J; SPARTO, P. J; REDFERN, M. S. Stiffness and damping in postura control increased with age. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, p. 267-275, 2010.

CIFUENTES, C; MARTÍNEZ, F; ROMERO, E. Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión. **Rev Fac Med**, v.18, n. 2, p. 82-96, 2010.

DAELE, U. V; HAGMAN, F; TRUIJEN, S; VORLAT, P; GHELUWE, B. V; VAES, P. Decreased in postural sway and trunk stiffness during cognitive dual-task in nonspecific chronic low back pain patients, performance compared to healthy control subjects. **Spine**, v. 35, p. 583-589, 2010.

DELSYS. **Technical Note 101: EMG Sensor Placement**. 2016. Disponível em: <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials_Technical%20Notes.html>. Acesso em: 27 dez. 2016.

DIETZ V, ZIJLSTRA W, PROKOP T, BERGER W. Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: adaptation and interlimb coordination. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 97, p. 409-415, 1995.

DICKINSON, M.H; FARLEY, C.T; FULL, R.J; KOEHL, M.A; KRAM, R; LEHMAN, S. How animals move: an integrative view. **Science**, v.288, p. 100-106, 2000.

DOMMES, A. et al. Crossing a two-way street : comparison of young and old pedestrians. **Journal of Safety Research**, v. 50, n. 1, p. 27–34, 2014.

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, A.; CAVALLO, V.; OXLEY, J. Functional declines as predictors of risky street-crossing decisions in older pedestrians. **Accident Analysis and Prevention**, v. 59, n. 1, p. 135–143, 2013.

DONALD, A.N. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

DOS SANTOS, A. M. R.; RODRIGUES, R. A. P.; DINIZ, M. A. Trauma no idoso por acidente de trânsito: revisão integrativa. **Revista da Escola de Enfermagem**, v. 49, n. 1, p. 162–172, 2015.

ESPY, D.D.; YANG, F.; Y.C. PAI, Y.C. Independent Influence of Gait Speed and Step Length on Stability and Fall Risk, **Gait Posture**. v.32, p. 378-382, 2011.

FERRARIN, M. et al. Locomotor disorders in patients at early stages of Parkinson's disease: a quantitative analysis. **Eng. Med. Biol. Soc.** 2006.

GRABINER, P. C.; BISWAS, S. T.; GRABINER, M. D. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 1, p. 31–35, 2001.

HALLAL, C. Z. et al. Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos em diferentes condições de marcha em idosos. **Motriz**, v. 19, n. 1, p. 141–150, 2013.

HATFIELD, J., MURPHY, S. The effects of mobile phone use on pedestrian crossing behaviour at signalised unsignalised intersections. **Accid Anal Prev**, v.39, p. 197-205, 2007.

HAUSDORF, J.M. et al. Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing of gait. **Experimental Brain Research**, v.149, p. 187-194, 2003.

HIRANO, E. S; FRAGA, G. P; MANTOVANI, M. Trauma no idoso. **Medicina, Ribeirão Preto**, v. 40, n. 8, p. 352-357, 2007.

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

HOULES, M. 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 task force, **J. Nutr. Health Aging**, v.13, p. 13-22, 2009.

ISHIDA, A; MASUDA, T; INAOKA, H; FUKUOKA, Y. Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 46, p. 213-221, 2008.

JAHN, K; ZWERGAL, A; SCHNIEPP, R. Gait disturbances in old age. **Deutsches Ärzteblatt International**, v. 107, n. 17, p. 306-16, 2010.

JAQUELIN, P. Análise de Marcha: Marcha Normal. Barueri: Manole; 2005. v.1. 191 p.

JOERLANE, M.; COSTA, C. Perfil epidemiológico de ocorrências no trânsito no Brasil - revisão integrativa. **Sanare**, v. 13, n. 2, p. 110–116, 2014.

KONRAD, P. **The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Noraxon IN ed. Arizona. p. 1-61, 2006.

KULISEVSKY, J. et al. NEUROLOGÍA Enfermedad de Parkinson avanzada. Características clínicas y tratamiento (parte I). **Neurología**, v. 28, n. 8, p. 503–521, 2013.

LIN, C. H. et al. Predictors of road crossing safety in pedestrians with Parkinson's disease. **Accident Analysis and Prevention**, v. 51, p. 202–207, 2013.

LYONS, MM. Central pattern generation of locomotion: A review of the evidence. **Physical Therapy**, v. 82, p. 69-83, 2012.

MARINHO, M.S; CHAVES, P.M; TARABAL, T.O. Dupla-tarefa na doença de Parkinson: uma revisão sistemática de ensaios clínicos aleatorizados. **Rev Bras Geriatr Gerontol**, v.17, n.1, p.191-199, 2014.

MARSDEN, C.O. Parkinson's disease. **J Neural Neurosurg Psychiatry**. v.57, p. 672-681, 1994.

MEIJER, O. G. et al. Is slow walking more stable ? **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 1506–1512, 2009.

MITOMA, H.R.; HAYASHI, N.; YANAGISAWA, H.; TSUKAGOSHI. Characteristics of parkinsonian and ataxic gaits: A study using surface electromyograms, angular displacements and floor reaction forces, **J. Neurol. Sci.** v.174, 2000.

MONTEIRO, E.P. et al. Aspectos biomecânicos da locomoção de pessoas com doença de Parkinson: revisão narrativa, **Rev. Bras. Ciências Do Esporte**. p.1-8, 2016.

MORRIS, M.E. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for physical therapy. **Physical Therapy**, v.80, p. 578-597, 2000.

MORTAZA, N., OSMAN, N.A.ABU., MEHDIKHANI, N. Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly? **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 50, n. 6, p. 677–691, 2014.

NAZMI, N. et al. A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions. **Sensors**, v. 16, p. 1–28, 2016.

NEIDER, M.B. et al. Pedestrians, vehicles and cell phones. **Accident analysis and prevention**. v.42, p. 589-594, 2010.

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

Organização Mundial da Saúde. Disponível em: <http://www.who.int/en/>

PATLA, A.A. Framework for understanding mobility problems in the elderly. In Craik RL, Oatis CA. **Gait analysis: theory and application**. 1995.

PERRY, J. **Análise de marcha**, v.1, Barueri: Manole, 2005.

PLUMMER-D'AMATO P, ALTMANN LJP, REILLY K. Dual-task effects of spontaneous speech and executive function on gait in aging: Exaggerated effects in slow walkers. **Gait & Posture**, v.33, p. 233-237, 2011.

PRADO, A.R.A. Acessibilidade e Desenho Universal. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, 2003.

QUACH, L. et al. The Non-linear Relationship between Gait Speed and Falls: The MOBILIZE Boston Study, **J Am Geriatr Soc**. v.59, p. 1069-1073, 2012.

RODRIGUEZ, K. L., ROEMMICH, R. T., CAM B., FREGLY, B. J., HASS, C. J. Persons with Parkinson's disease exhibit decreased neuromuscular complexity during gait. **Clin. Neurophysiol.**, v.124, n.7, p.1390-1397, 2014.

RUBINSTEIN, T. C.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J. M. The power of cueing to circumvent dopamine deficits: A review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 17, n. 6, p. 1148–1160, 2002.

SOUSA, D. S. S.; TAVARES, J. M. R. S.; CORREIA, M. V. EM LABORATÓRIO DE MOVIMENTO. **Encontro Nacional de Biomecânica**, p. 1–6, 2007.

SOUZA, S.E.M.; **Tratamento das doenças neurológicas**. 2º edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2008. P. 640-647.

STOLZE, H; KLEBE, S; ZECHLIN, C; BAECKER, C; FRIEGE, L; DEUSCH, G. Falls in frequent neurological diseases – prevalence, risk factors and etiology. **J Neurol.** v. 251, p. 79-84, 2004.

SCHULZ, B.W.; JONGPRASITHPORN, M.; HART-HUGHES, S.J.; 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.** v.28, p. 933-940, 2013.

SCHULZ, B. W; LOYD, J. D; WILLIAM E. The effects of everyday concurrent task on overground minimum toe clearance and gait parameters. **Gait & Posture**, v. 32, n. 1, 18-22, 2010.

SWAN, L; OTANI, H; LOUBERT, P. V. Reducing postural sway by manipulating the difficulty levels of a cognitive task and a balance task. **Gait & Posture**, v. 26, p. 470-474, 2007.

TABORRI, J. et al. Gait Partitioning Methods : A Systematic Review. **Sensors**, v. 16, n. November 2015, p. 40–42, 2016.

VALGHAN, C.L. Theories of bipedal walking: an odyssey. **J Biomech**, v.36, p. 513-23, 2003.

VAN DEN BOGERT, A.J.; PAVOL, M.J.; GRABINER, M.D. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip, **J. Biomech.** v.35, p. 199-205, 2002.

VANSWEARINGEN, J. M.; STUDENSKI, S. A. Aging, motor skill, and the energy cost of walking: implications for the prevention and treatment of mobility decline in older persons. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 69, n. 11, p. 1429–36, 2014.

VIEIRA, E. R. et al. Temporo-spatial gait parameters during street crossing conditions: a comparison between younger and older adults. **Gait & posture**, v. 41, n. 2, p. 510–5, 2015.

VITÓRIO, R. et al. Disease severity affects obstacle crossing in people with Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 40, n. 1, p. 266–269, 2014.

WATERS, R. Energy expenditure. In: Perry J, ed. **Gait Analysis: Normal and Pathologic Function**. Thorofare, NJ: Slack Inc.; p. 443-489, 2004.

WOOLLACOTT, M; SHUMWAY-COOK, A. Attentional the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait & Posture**, v. 16, p. 1-14, 2002.

YEN, H. C; CHEN, H. L; LIU, M. W; LIU, H. C; LU, T, W. Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 2501-2506, 2009.

ZITO, G. A. et al. Street crossing behavior in younger and older pedestrians : an eye- and head-tracking study. **BMC Geriatrics**, v. 15, p. 1–10, 2015.

**Artigo Original: “STREET CROSSING TIMES AND MUSCLE ACTIVATION OF
OLDER ADULTS WITH AND WITHOUT PARKINSON’S DISEASE”**

STREET CROSSING TIMES AND MUSCLE ACTIVATION OF OLDER ADULTS WITH AND WITHOUT PARKINSON'S DISEASE

Lucas R. Sousa^{a*}, Valdeci C. Dionísio^b, Edgar R. Vieira^c, Luciano F. Crozara^d, Luciane S. Souza^e, Camilla Z. Hallal^b

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

^b Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil, camillazhallal@yahoo.com.br

^c Departments of Physical Therapy and Neuroscience, Florida International University, United States, evieira@fiu.edu

^d Faculdade de Medicina de Marília, Brasil, lucianoeduca@gmail.com

^e Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Brasil, lusande@gmail.com

*Correspondence to: Rua Benjamin Constant, 1286, Bairro Nossa Senhora Aparecida, CEP 38400-678,

Uberlândia, Minas Gerais, Brasil

(34) 3212-1317 / (34) 9 9992-2009

lucas.resende.sousa@hotmail.com

HIGHLIGHTS

- Street crossing with reduced time increased lower limb muscle activation.
- Older adults with Parkinson's disease have a greater activation of lower limb muscles with increased walking speed.
- The attentional demand influences an electromyographic activity

ABSTRACT

Crossing streets is a complex daily activity that requires planning and represents a cognitive demand. Changes in gait in older adults can make street crossing a risky situation, especially for those with Parkinson's disease (PD). The objective of this study was to analyze the walking times and the activation of lower limb muscles of older adults with and without PD during comfortable speed gait and during street crossing simulations. The participants were 21 older adults without PD (age = 69 ± 2) and 19 older adults with PD (age = 69 ± 2). The electromyographic activity of the vastus lateralis (VL), biceps femoralis (BF), anterior tibialis (TA) and lateral gastrocnemius (GL) was analyzed during three conditions: comfortable speed gait (I), gait during simulated street crossing with regular time (II), and gait during simulated street crossing with reduced time (III). Older adults without PD had higher VL and BF activation in condition II than in condition I, and in condition III than in conditions I and II. The TA and GA activation were not different in conditions I and II, but were higher in condition III than in conditions I and II. Older adults with PD presented higher levels of activation of all muscles in condition II and III than in condition I, and higher in condition III than in condition II. The increase of the task difficulty reduced similarly the crossing time in both groups. There was an effect of gait condition on crossing time and muscle activity in both groups; however, older adults with PD had a greater increase in the activity of the lower limb muscles.

Keywords: Parkinson's disease, gait, electromyography, street crossing, dual-task.

INTRODUCTION

Changes in gait and frequent falls are the most common complaints of healthy elderly people and with Parkinson's disease (PD), and contribute significantly to the decrease of functional independence [1]. Falls can occur in a variety of situations, including traffic, and accidents involving pedestrians occur mostly in street crossings. In the United States, for example, 63% of traffic accidents involve pedestrians as they cross the street, and around 1.3 million people die from traffic accidents each year around the world [2,3].

Brazil is the country with the most records of injuries due to traffic accidents, and pedestrians are the most affected, corresponding to about 50% of people hospitalized. According to the *Ministério da Saúde* (2010) [34] the elderly, who present physical alterations associated with the aging process, and a group in which most individuals with PD also belong, represent 30% of the victims of trampling during the street crossing in Brazil, demonstrating the vulnerability of this population and the great susceptibility to serious injury or death [4,5].

The elderly population, including people with early-stage of PD (Hoehn Yahr I and II), are widely included in social activities, such as the street crossing. To perform the safe crossing, a good performance of multiple competitive tasks is required, including the sensory function, changing the focus of attention, different spatial locations and performance of motor tasks [3]. Considering the motor impairments characteristic of PD, such as tremor, stiffness, bradykinesia, changes in postural control and balance, associated with increased co-contraction of the antagonist muscles; reduction in the range of motion of lower limbs and alteration in neuromuscular control, changes in gait patterns may occur, which make it difficult to perform in an efficient and safe way. In a situation of time pressure, these changes can cause that the adequacy of the gait is impaired and influences the electromyographic activity [6–9].

Since PD is among the most disturbing neurological disorders, and considering the increase in age and the increasing number of cases of patients with neurodegenerative diseases, individuals with PD represent a large risk group for traffic accidents. Traffic safety, public accident prevention policies and measures to assess the gait during the road crossing thus become essential issues [3,7].

Considering electromyography an excellent tool to evaluate isotonic contraction and to detect neuromuscular changes that can be reflected in atypical motor behaviors [10], we aimed to analyze the muscle activation and the crossing time of the elderly with and without

PD during the simulation of daily situations of street crossing, which may predispose these individuals to a greater risk of accidents and falls.

METHODS

Participants

Forty subjects participated in the study (Table 1), and were divided into two groups: elderly group without Parkinson's disease (GIS: $n = 21$) and elderly group with Parkinson's disease (GIDP: $n = 19$). The sample size was determined based on the data collected previously, considering the effect size = 0.4; α error = 0.05; and power of 83%. The results of the calculation indicated a sample of 19 volunteers in each group. The present study was approved by the local ethics committee (CAAE 43869315.2.0000.5152) and all participants signed an informed consent form.

The eligibility criteria for the group of elderly without PD were absence of history of neurological diseases, practitioners of physical activities for at least 6 months prior to the study, at least 3 times a week. For the elderly group with PD the criteria were diagnosis of idiopathic Parkinson's disease classified in stages I to II of the Hoehn Yahr scale (H&Y) [11], physiotherapy for at least 6 months prior to the study, at least 3 times a week and could not be in pharmacological adaptation phase. All collection procedures were performed at the "on" phase of PD medications.

The eligibility criteria common to the groups were: age between 60 and 80 years, absence of pain, fracture, or severe soft tissue injury in the 6 months prior to the study, as well as history of cardiovascular, respiratory or cognitive alterations, requiring a score above 24 by applying the Mini Mental State Examination (MMSE).

Table 1. Participant's characteristics

Characteristics	without Parkinson's disease (n=21)	with Parkinson's disease (n=19)	<i>p</i>
Age (years)	69 ± 2	69 ± 2	0.942
Males/females (n)	10/11	9/10	-
H&Y I / H&Y II (n)	-	9/10	-
Weight (kg)	71 ± 3	73 ± 3	0.648
Height (cm)	161 ± 2	160 ± 2	0.877

H&Y = Hoehn Yahr scale of progression of Parkinson's disease [11]

Instruments

The electrodes were placed in the skin region on the vastus lateralis (VL), biceps femoralis - long head (BF), anterior tibial (TA) and gastrocnemius - lateral head (GL) according to the SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of muscles [12] and the reference electrode placed on the patella. An image projector was also used to simulate daily street crossing situations (Figura 1).

The CHANNELS MYOTRACE 400: BLUETOOTH (Noraxon®) biological sampling module was used to collect electromyographic data, with sampling frequency of 2000 Hz, 500-fold gain amplifier, 16-bit analogue / digital conversion card , With 4 channels. To determine the beginning and end of the gait cycles of contact sensors (Foot Switch - Noraxon®) are used.

Procedures for data collection

Prior to gait assessment procedures, volunteers were instructed on all assessment procedures and familiar with gait conditions and standard verbal commands. All evaluations were performed in a single day, with an average duration of 2 hours.

The data of the individuals were initially recorded (Table 1) and the electromyography (EMG) electrodes were later positioned and the gait evaluation was performed on a walkway 10 meters long and 2 meters wide. The first 2 meters and the last 2 meters of the walkway were disregarded in the analysis of the data to avoid possible influences of the process of acceleration and deceleration of the gait [13]. The simulation of street crossing

was carried out according to the recommendations of the *Departamento Nacional de Trânsito brasileiro* (DENATRAN) for the semaphore timing, adopting for the normal time 17 seconds, and for the reduced time 8.5 seconds.

The electromyographic signals and the crossing time were collected throughout the gait test, with reference to the dominant lower limb, and for this, 3 repetitions of the following laterality tests were performed: kicking the ball, going up and down a step and suffering a anterior and posterior displacement [14]. Surface electrodes Ag / AgCl were used in a bipolar configuration, with a capture area of 1cm in diameter and an interelectrode distance of 2cm. Before the positioning of the electrodes, the tricotomy was performed, and the skin was cleaned with alcohol.

The subjects completed tests under three conditions: gait with comfortable speed (I), gait during simulated street crossing (II) and gait during simulated street crossing with reduced time (III) [33]. Each volunteer walked for 3 consecutive times in each of the gait conditions, which were randomized.

The video of the street crossing simulation included traffic noise and displayed an intersection situation with cars crossing; the subject was positioned on the sidewalk at the intersection looking at incoming traffic from both directions; a pedestrian light was also displayed on the screen to indicate the time remaining for the crossing. The images were projected at eye level, with a standard distance of 2.33 meters from the projector to the projection screen and at a distance of 12m between the subject and the screen.

During the gait with comfortable speed, the volunteers were instructed, by verbal command, to walk on the runway at the speed they walk routinely.

In order to carry out the gait during simulated street crossing, the volunteers were instructed to pay attention to a projector that simulated videos and sounds of traffic of vehicles (Figura 1). According to the video and images of the pedestrian traffic light simulator, the volunteer should decide on the best time to cross the walkway to the opposite side, respecting the time of the pedestrian traffic light.

In addition, they performed gait during simulated street crossing with reduced time. In this condition, the volunteers received the same orientation of the previous condition, emphasizing the difference that the time of the traffic light for pedestrians was reduced,

simulating a very common daily situation in which the pedestrian starts the street crossing with little time remaining at the traffic light for pedestrians.

Figure 1 illustrates the collection environment with the street crossing simulator.

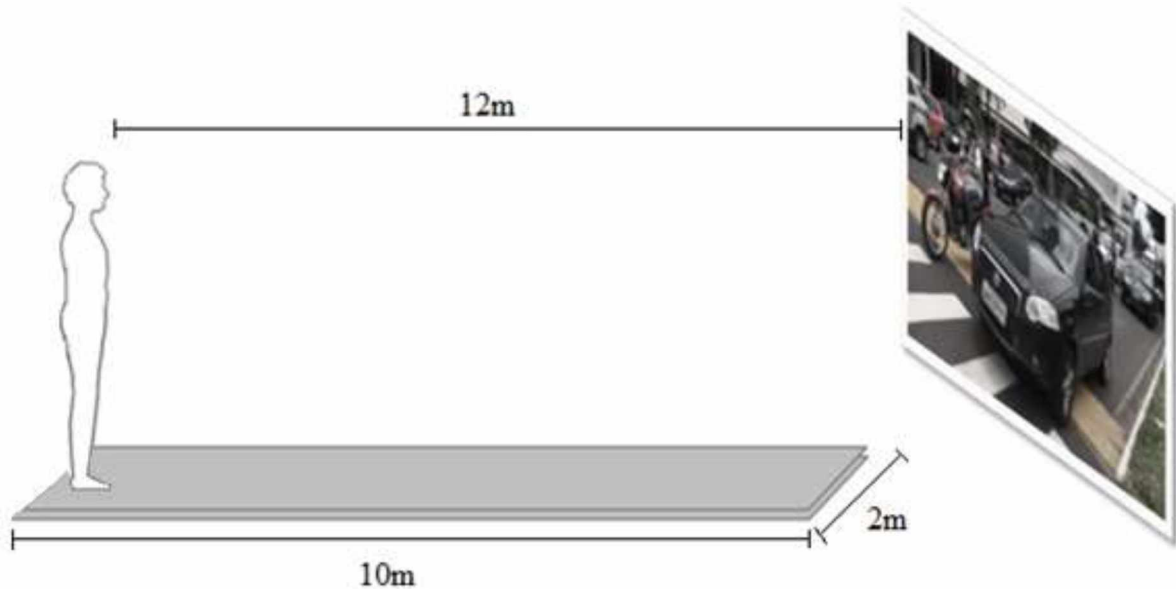


Figure 1: Simulated street crossing environment.

Data analysis

EMG data were processed using routines developed in a Matlab environment (Mathworks®), being considered for analysis 10 consecutive steps of each of the different gait conditions.

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, rectification by the whole wave method, besides low pass filter of 4th order with cutoff frequency of 6 Hz. The linear envelope values of each subject were normalized by the mean values of gait condition at comfortable speed for each muscle.

The crossing time was obtained by the software of Noraxon® MR 3.8 considering 10 consecutive steps for each condition.

Statistical analysis

Data were described by mean and standard deviation. The verification of normality and homogeneity of data was performed using the Shapiro-Wilk and Levene tests, respectively. After being identified that the variance-covariance structure of the data, even after transformation, was not homogeneous ($p < 0.05$), a one-way multivariate analysis of variance (MANOVA) repeated measurements was conducted for each group (GIS and GIDP) and applied the Holm correction to control the type I error rate.

The dependent variables used were EMG_VL, EMG_BF, EMG_TA and EMG_GL. Then, when general significance was identified in MANOVA, the one-way univariate analysis of variance (ANOVA) was followed up with repeated measures for each of the dependent variables. When the sphericity assumption of the data was violated, the Greenhouse-Geisser correction was used. Each significant ANOVA was followed by simple effects analysis with Holm correction for multiple comparisons. The significance level adopted for all statistical procedures was $p < 0.05$. All analyzes were performed using the SPSS statistical package, v.18 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Statistical analysis of the crossing time was performed using PASW statistics 18.0® software (SPSS). The MANOVA test was used with significance level of $p < 0.05$.

RESULTS

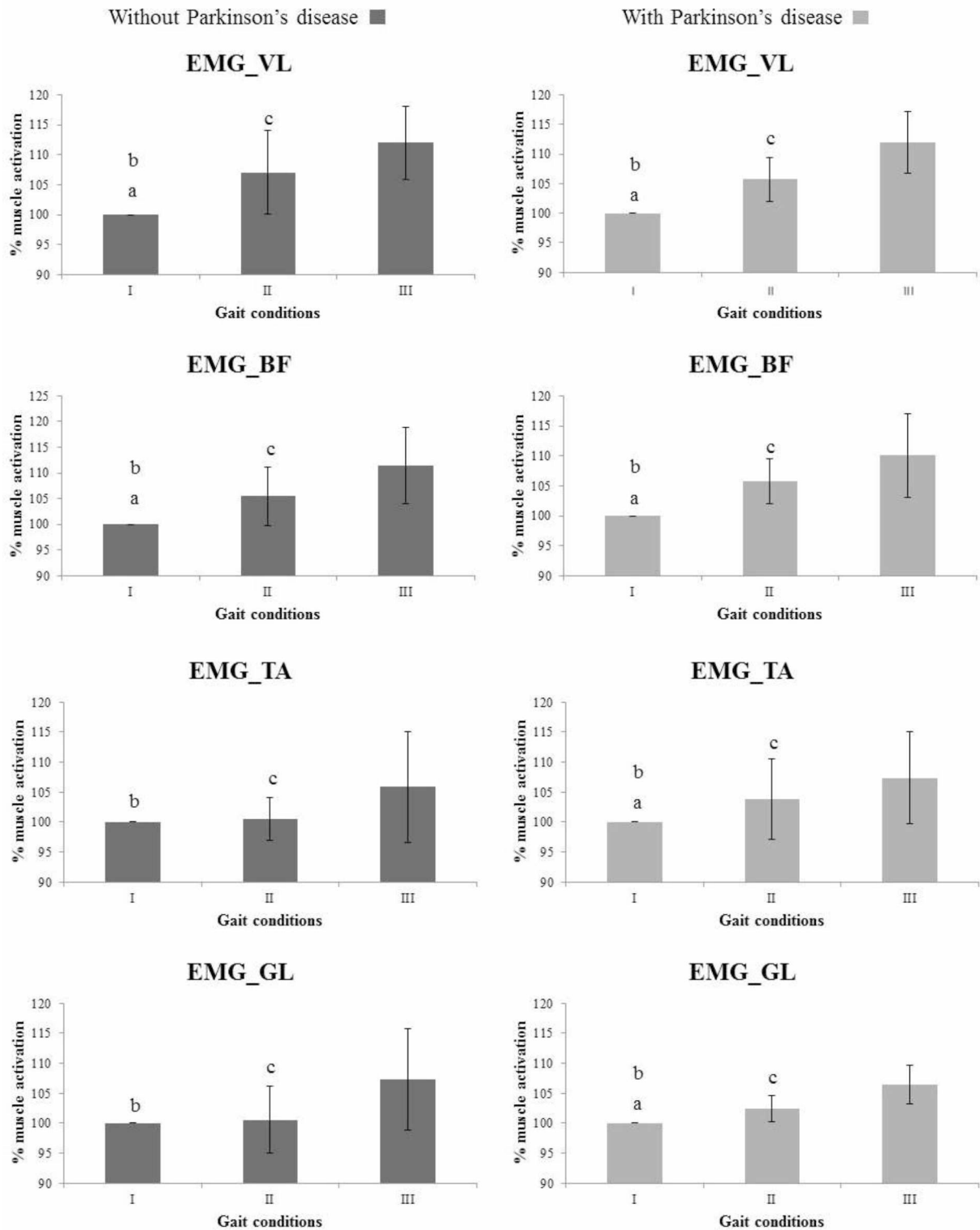
There was a significant effect of gait condition on muscle activity in the elderly without Parkinson's disease (Pillai's Trace = 0.904, $F_{8,13} = 15$, $p < 0.001$) and with Parkinson's disease (Pillai's Trace = 0.941, $F_{8,11} = 22$, $p < 0.001$). The univariate ANOVAS revealed a significant effect of the gait condition on the muscles VL ($p < 0.001$ and $p < 0.001$), BF ($p < 0.001$ and $p < 0.001$), TA ($p = 0.006$ and $p = 0.001$) and GL ($p < 0.001$ and $p < 0.001$) in GIS and GIDP, respectively.

Elderly without Parkinson's disease had 7% higher VL level activation in condition II than in condition I ($p < 0.001$), 12% higher in condition III than in condition I ($p < 0.001$) and 5% higher in condition III than in condition II ($p < 0.001$); of BF 5% higher in condition II than in condition I ($p < 0.001$), 11% higher in condition III than in condition I ($p < 0.001$) and 6% higher in condition III than in condition II ($p < 0.001$); of TA was not different between conditions II and I ($p = 0.509$), was 6% higher in condition III than in condition I ($p = 0.017$) and 5% higher in condition III than in condition II ($p = 0.025$); and of GL was not different

between conditions II and I ($p = 0.635$), was 7% higher in condition III than in condition I ($p = 0.002$) and 7% higher in condition III than in condition II ($p < 0.001$) (Figure 2).

In the PD group, the VL muscle activation was 6% higher in condition II than in condition I ($p < 0.001$), 12% higher in condition III than in condition I ($p < 0.001$) and 6% higher in condition III than in condition II ($p < 0.001$); of BF was 6% higher in condition II than in condition I ($p < 0.001$), 10% higher in condition III than in condition I ($p < 0.001$) and 4% higher in condition III than in condition II ($p = 0.002$); of TA was 4% higher in condition II than in condition I ($p = 0.023$), 7% higher in condition III than in condition I ($p = 0.001$) and 4% higher in condition III than in condition II ($p < 0.001$); and of GL was 2.5% higher in condition II than in condition I ($p < 0.001$), 6% higher in condition III than in condition I ($p < 0.001$) and 4% higher in condition III than in condition II ($p < 0.001$) (Figure 2).

Figure 2. Level of muscular activation in different gait conditions of the VL, BF, TA and GL muscles of the groups without and with Parkinson's disease.

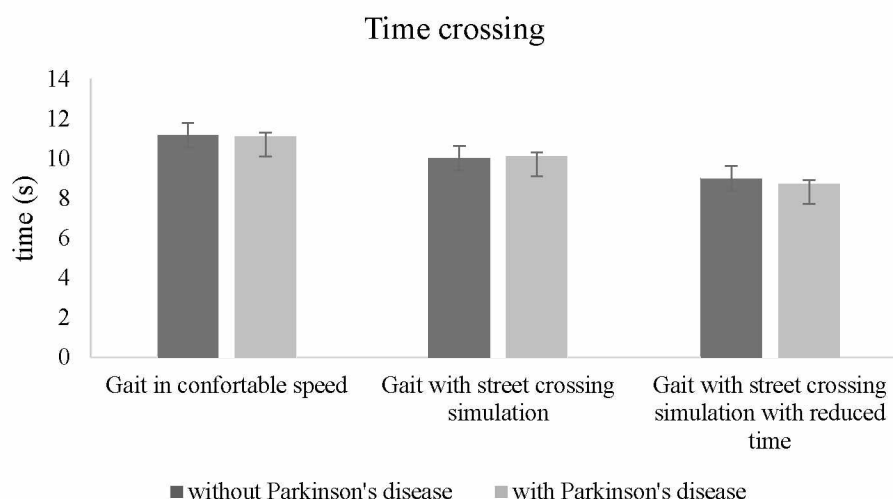


a Significant difference between condition I and condition II
 b Significant difference between condition I and condition III
 c Significant difference between condition II and condition III

The results demonstrates that there was no significant difference between the groups with and without PD in the average time of crossing in the different gait conditions (Figure 3). However, according to the difficulty of the task, both groups reduced the average time to perform the gait. The elderly without PD performed condition III in a shorter time

compared to conditions I (2.359; $p = 0.000$) and II (1.367; $p = 0.000$) as well as in condition II compared to condition I (0.992; $p = 0.001$). Similarly, the elderly with Parkinson's disease performed condition III in a shorter time compared to conditions I (2.130; $p = 0.000$) and II (0.986; $p = 0.016$) as well as in condition II compared to condition I (1.144; $P = 0.004$).

Figure 3. Average time of crossing of groups during gait conditions



DISCUSSION

The present study aimed to analyze the muscular activation of elderly without and with PD during simulations of daily street crossing situations, considering this situation as a risk factor for accidents. This was the first study that evaluated the performance of elderly without and with PD during street crossing conditions through electromyography. It was evidenced a significant effect of gait condition on muscle activity in both groups. The elderly group with PD is influenced by the increase in velocity in all muscles analyzed when all gait conditions are compared. The elderly without PD present the same electromyographic behavior, except when we compare GL and TA in gait conditions I and II.

The gait during simulated street crossing with reduced time presented the highest mean values of muscle activation and lower mean values of crossing time in both groups, suggesting that in one a situation involving a double task of greater complexity, the risk of falls And accidents can be greater because when several tasks are performed simultaneously, stimulus competition occurs, dividing the attention in order to execute them, and thus, gait performance is impaired [15,16]. In this situation, healthy and PD elderly have to adopt a gait speed that is significantly higher than their preferred speed, and for this, they increase cadence

and muscle activation. These characteristics can cause trips and falls during the crossing, since these individuals are not accustomed to perform this type of motor pattern [17].

In addition, current studies demonstrates that with aging there are changes in gait and posture controls from a lower level (automatic) to a higher level (attentional) and this fact can be aggravated by PD and especially in double task situations. With the loss of automatism during gait, as a way of replacing the automatic control, it becomes essential to keep your attention on the activity. This implies an increase in energy expenditure, an increase in neuromuscular demand and, consequently, increases the risk of falls and accidents and loss of mobility [18,19].

With the increase of the gait speed, Albani et al., (2003) found that the PD group presented a greater increase in muscle activation of the anterior tibial muscle and gastrocnemius when compared to the healthy elderly group, corroborating our findings when comparing situations I and II. It is suggested that neuromuscular control and gait execution are altered in PD, since people with PD present greater co-contraction of antagonistic muscles [21] and reductions in range of motion of the lower limbs [22]. In contrast, Dietz et al., 1995 observed that, by increasing gait velocity, electromyographic activity of the anterior tibial and gastrocnemius increases proportionally in both healthy elderly and PD.

Agreeing with our hypothesis that with the increase of velocity the electromyographic activity of the muscles of the lower limb tends to increase in individuals with PD in a recent review Monteiro et al., (2016) showed biomechanical aspects of the gait of individuals with PD impairing locomotion and dynamic stability, and adding that there is an increase in the co-contraction between the anterior and gastrocnemius tibial muscles in the support phase that may increase the electromyographic activity, in addition to a continuous activation of the flexor muscles and knee extensors.

In the comparison of situation III with II and I with III, groups behaved in a similar way. This may be related to the fact that in the early stage of PD the pattern of movement and the electromyographic activity in gait is similar to the healthy elderly [24]. In addition, the two groups have inherent characteristics of aging that can impair the execution of the task of crossing the street, which is a multitasking that requires motor and cognitive skills, which tend to decrease with age [25,26].

Rodriguez et al. (2014) affirm that the neuromuscular control of the elderly with PD during gait is simplified when compared to the healthy elderly and this is reflected in the decrease of the walking speed. The neuromuscular control of the biceps femoralis and gastrocnemius muscles is simplified, leading to the reduction of the propulsive impulses. In

addition, the time of muscle activation is changed due to changes in the *nucleos da base*. In our study, it was not possible to identify differences in average crossing time between the elderly with and without PD, this probably occurred due to the fact that participants with PD were in stages I and II of H & Y. Carpinella et al. (2007) say that although the elderly in the early stage of PD present a tendency to bradykinetic gait, changes in gait parameters are manifested in the more advanced stages of PD.

In the present study, although the reduced time to cross the street resulted in higher muscle activation values and a shorter mean time of task execution, the groups did not present a significant difference in the average crossing time in the different gait conditions, not corroborating with the findings from Lin et al., 2013 that found that the elderly with PD have a longer time to cross the street and that with the progression of the disease, the average time of crossing increases significantly.

The study presents as limitations the non-separation of the support and balance phases and the performance of the electromyographic analysis unilaterally, considering that the manifestations of PD are asymmetric in the initial phases. However, the gait alterations could still be evidenced.

In conclusion, there was a significant effect of the gait condition on the muscular activity level and on the crossing time in both groups, and the elderly with PD were more influenced by the gait speed increase in the TA and GL muscles. Elderly subjects without or with PD may present an increased risk of accidents and falls during a street crossing situation, especially with reduced time, due to the increased neuromuscular demand evidenced by electromyography and the reduction in the time to perform the task.

We suggest the creation of policies to encourage traffic education and changes in timing of traffic lights as a way to prevent accidents in populations that have changes in gait and that are inserted in social activities.

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT

None of the authors has financial or personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) the work presented in this article.

ACKNOWLEDGEMENTS

Thanks to the funding agencies FAPEMIG (Process APQ 00327-14) and CNPQ (Process no. 459592/2014), the partnership with Universidade Estadual Paulista (UNESP - Marília) and Florida International University (FIU).

REFERENCES

- [1] T.C. Rubinstein, N. Giladi, J.M. Hausdorff, The power of cueing to circumvent dopamine deficits: A review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease, *Mov. Disord.* 17 (2002) 1148–1160. doi:10.1002/mds.10259.
- [2] S.E. Banducci, N. Ward, J.G. Gaspar, K.R. Schab, J.A. Crowell, H. Kaczmariski, A.F. Kramer, The effects of cell phone and text message conversations on simulated street crossing, *Hum. Factors.* 58 (2016) 150–162. doi:10.1177/0018720815609501.
- [3] C.H. Lin, Y.K. Ou, R.M. Wu, Y.C. Liu, Predictors of road crossing safety in pedestrians with Parkinson's disease, *Accid. Anal. Prev.* 51 (2013) 202–207. doi:10.1016/j.aap.2012.11.018.
- [4] M. Joerlane, C. Costa, Perfil epidemiológico de ocorrências no trânsito no brasil - revisão integrativa, *Sanare.* 13 (2014) 110–116.
- [5] O. Bock, Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons, *J. Neuroeng. Rehabil.* 5 (2008) 27. doi:10.1186/1743-0003-5-27.
- [6] C.D. MARSDEN, Parkinson's disease, *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 57 (1994) 672–681.
- [7] K.L. Rodriguez, R.T. Roemmich, B. Cam, B.J. Fregly, C.J. Hass, Persons with Parkinson's disease exhibit decreased neuromuscular complexity during gait, *Clin Neurophysiol.* 124 (2014) 1390–1397. doi:10.1016/j.clinph.2013.02.006.
- [8] A.M.R. dos Santos, R.A.P. Rodrigues, M.A. Diniz, Trauma no idoso por acidente de trânsito: revisão integrativa, *Rev. Da Esc. Enferm.* 49 (2015) 162–172. doi:10.1590/S0080-623420150000100021.
- [9] G.A. Zito, D. Cazzoli, L. Scheffler, M. Jäger, R.M. Müri, U.P. Mosimann, T. Nyffeler, F.W. Mast, Street crossing behavior in younger and older pedestrians : an eye- and

- head-tracking study, *BMC Geriatr.* 15 (2015) 1–10. doi:10.1186/s12877-015-0175-0.
- [10] N. Nazmi, M. Azizi, A. Rahman, S. Yamamoto, S.A. Ahmad, H. Zamzuri, S.A. Mazlan, A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions, *Sensors.* 16 (2016) 1–28. doi:10.3390/s16081304.
- [11] M.M. Hoehn, M.D. Yahr, M.M. Hoehn, M.D. Yahr, Parkinsonism : onset , progression , and mortality, *Neurology.* 17 (2012) 427–442. doi:10.1212/WNL.17.5.427.
- [12] 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:10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [13] 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:10.1016/j.gaitpost.2010.02.017.
- [14] 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:10.1016/S0966-6362(00)00070-9.
- [15] Y.H. Chu, P.F. Tang, Y.C. Peng, H.Y. Chen, Meta-analysis of type and complexity of a secondary task during walking on the prediction of elderly falls, *Geriatr. Gerontol. Int.* 13 (2013) 289–297. doi:10.1111/j.1447-0594.2012.00893.x.
- [16] N.B. Alexander, J.M. Hausdorff, Linking Thinking, Walking, and Falling, *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 63 (2008) 1325–1328. doi:10.1093/gerona/63.12.1325.
- [17] L. Quach, A.M. Galica, R.N. Jones, E. Procter-Gray, B. Manor, M.T. Hannan, L.A. Lipsitz, The Non-linear Relationship between Gait Speed and Falls: The MOBILIZE Boston Study, *J Am Geriatr Soc.* 59 (2012) 1069–1073. doi:10.1111/j.1532-5415.2011.03408.x.

- [18] S. Baudry, Aging changes the contribution of spinal and corticospinal pathways to control balance, *Exerc. Sport Sci. Rev.* 44 (2016) 104–109.
doi:10.1249/JES.0000000000000080.
- [19] J.M. VanSwearingen, S.A. Studenski, Aging, motor skill, and the energy cost of walking: implications for the prevention and treatment of mobility decline in older persons., *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 69 (2014) 1429–36.
doi:10.1093/gerona/glu153.
- [20] G. Albani, G. Sandrini, G. König, C. Martin-Soelch, A. Mauro, R. Pignatti, C. Pacchetti, V. Dietz, K.L. Leenders, Differences in the EMG pattern of leg muscle activation during locomotion in Parkinson's disease, *Funct. Neurol.* 18 (2003) 165–170.
- [21] V. Dietz, W. Zijlstra, T. Prokop, W. Berger, Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: Adaptation and interlimb coordination, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 97 (1995) 408–415. doi:10.1016/0924-980X(95)00109-X.
- [22] H. Mitoma, R. Hayashi, N. Yanagisawa, H. Tsukagoshi, Characteristics of parkinsonian and ataxic gaits: A study using surface electromyograms, angular displacements and floor reaction forces, *J. Neurol. Sci.* 174 (2000) 22–39.
doi:10.1016/S0022-510X(99)00329-9.
- [23] E.P. Monteiro, L.B. Wild, F.G. Martinez, A. de S. Pagnussat, L.A. Peyré-Tartaruga, Aspectos biomecânicos da locomoção de pessoas com doença de Parkinson: revisão narrativa, *Rev. Bras. Ciências Do Esporte.* (2016) 1–8. doi:10.1016/j.rbce.2016.07.003.
- [24] M. Ferrarin, I. Carpinella, M. Rabuffetti, E. Calabrese, P. Mazzoleni, R. Nemni, Locomotor disorders in patients at early stages of Parkinson's disease: a quantitative analysis., *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.* 1 (2006) 1224–1227. doi:10.1109/IEMBS.2006.260677.
- [25] E.R. Vieira, H.-H. Lim, D. Brunt, C.Z. Hallal, L. Kinsey, L. Errington, M. Gonçalves, Temporo-spatial gait parameters during street crossing conditions: a comparison

- between younger and older adults., *Gait Posture*. 41 (2015) 510–5.
doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.001.
- [26] P.C. Grabiner, S.T. Biswas, M.D. Grabiner, Age-related changes in spatial and temporal gait variables, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82 (2001) 31–35.
doi:10.1053/apmr.2001.18219.
- [27] I. Carpinella, P. Crenna, E. Calabrese, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, R. Nemni, M. Ferrarin, Locomotor function in the early stage of Parkinson's disease, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 15 (2007) 543–551. doi:10.1109/TNSRE.2007.908933.