

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE RIO CLARO
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

**Impacto da doença de Parkinson sobre as características
cinéticas e cinemáticas da tarefa de levantar e andar, em
caidores e não caidores**

Paulo Henrique Silva Pelicioni

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

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

Dezembro/2014

Dedico este trabalho para estes que continuam a ser meu alicerce e minha inspiração. A vocês Saulo Pelicioni e Marilsa Silva Pelicioni.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me dar forças e pela motivação de acordar e a cada dia perceber a escolha certa que fiz, de seguir meus sonhos e concluir essa etapa em minha carreira. Agradeço meus pais que foram fundamentais, onde minha mãe, Marilsa Silva Pelicioni que atualmente não pode me acalantar com palavras ou dar-me abraços de incentivo, mas que desde meu colégio técnico me incentivou a seguir meus sonhos, a fazer o que amo. Outra peça fundamental para o êxito neste trabalho foi meu pai, Saulo Pelicioni, com todo o teu carinho, palavras de ânimo, suporte emocional, e por tudo o que fizera, eu te amo. Agradeço também minha irmã, Marina Silva Pelicioni, que mais uma vez acreditou em mim, e sempre me tratou com carinho e respeito na minha profissão, muito obrigado.

Agradeço aos membros da banca, Prof. Dr. Renato de Moraes e Prof. José Luiz Riani Costa, pelas colocações e contribuições na dissertação e defesa, com a certeza de agregar muito conhecimento a este trabalho.

Agradeço aos membros do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção, por todo esse tempo de aprendizagem, pelos ensinamentos, por compartilhar meu dia com vocês, pelas conversas acadêmicas ou até mesmo informais, vocês foram especiais na minha vida. Agradeço em especial ao Marcelo Pinto Pereira, que me auxiliou durante todo esse tempo, seja em simples dúvidas, até mesmo com resolução de grandes problemas nesse período. Agradeço também ao José Luiz Altarúgio Junior, Mariana Mendes Leal Rodrigues, Luana Carolina de Moraes e Juliana Lahr, por toda a ajuda desde as coletas, até na discussão de ideias para a elaboração desse manuscrito.

A Prof. Dr. Lilian Teresa Bucken Gobbi me refiro com um especial agradecimento. Desde minha graduação, encontrei as portas de seu laboratório abertas com muito carinho e atenção, e pude mergulhar em um imenso e rico tempo de aprendizagem e oportunidades. Obrigado pela amizade, orientação e parceria.

Aos meus colegas do Neuroscience Research Australia Maria Joana Duarte Caetano, Daniel Schoene, Michela Persiani, Mayna Ratana, Conie Severino, Yves Gschwind e Vicky Smith e Professores Stephen Ronald Lord, Jasmine Menant e Kim Delbaere e também da Universidade de Sydney, Jooeun Song e Serene Paul também rendo agradecimentos, pela aprendizagem e por compartilhar de conhecimentos

preciosos adquiridos durante meu estágio no exterior, resumindo em bom tom a vocês: Cheers!

Ainda sobre Sydney agradeço aos meus amigos que me acolheram “além do pacífico” e me fizeram sentir mais perto de casa, me trataram como uma grande família brasileira. Obrigado Felipe Cânova, Filipe Filgueiras, Thaiz Helena, Gustavo Mattos, Jéssica Zanetti, Guilherme Leme, Mariana Atherino, Luiza Castro, Fatima Raposo e Thiago Reis.

Agradeço aos amigos que estiveram ao meu lado durante toda essa grande jornada. Paulo Cezar Rocha dos Santos, Lucas Pilla Zorzetto, Guilherme Cardenas, Leandro Hirose, Bianca Bortolin, Ana Clara Cassanti, Allan Carrara, Gabriel Tardivo Quintana, Thiago Ferreira, Alexandre Calipo, Felipe Bessani, Camila e Giuliano Caieiras, muito obrigado meus caros.

Ao PROPARKI e ao PROFIT sou grato por contribuir com a pesquisa em forma de conhecimento e permissão para que os participantes participassem desse estudo.

Agradeço por fim a FAPESP pelo apoio financeiro nas formas de bolsa de mestrado e bolsa de estágio no exterior.

Resumo

Introdução: Recentes estudos têm demonstrado a dificuldade de pacientes com doença de Parkinson (DP) em realizar tarefas sequenciais, como o caso da tarefa de levantar e andar (LEA). A dificuldade em realizar tarefas dessa natureza pode ser atribuída às restrições físicas dessa população, aos aspectos neurofisiológicos e clínicos da DP, ao contexto em que a tarefa é realizada e também à escolha de um padrão precavido adotado por esses pacientes. Os pacientes com DP apresentam comprometimentos na circuitaria motora, no processamento sensorial e na programação da ação. A LEA, como outra tarefa motora sequencial, exige programação e execução contínua em indivíduos neurologicamente saudáveis, portanto, espera-se que pacientes com DP apresentem soluções adequadas ao seu contexto, como por exemplo, separar a tarefa em duas distintas a fim de garantir a estabilidade e apresentar menor risco de cair, principalmente quando realizada sob restrição temporal. Dessa forma duas hipóteses foram elaboradas para este estudo: pacientes com DP separam a tarefa de LEA com demanda temporal em duas distintas e apresentam modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal em comparação com seus pares neurologicamente saudáveis; pacientes com DP caidores apresentam um comportamento ainda mais precavido quando comparados a seus pares não caidores.

Objetivo: Avaliar o comportamento motor de indivíduos idosos saudáveis e idosos com DP caidores e não caidores na tarefa de LEA com demanda temporal, em dois diferentes estudos. **Método:** No estudo 1, participaram 28 indivíduos, formando intencionalmente dois grupos: grupo GDP, com 14 pacientes com DP idiopática e o grupo GC com 14 indivíduos neurologicamente sadios (grupo controle). No estudo 2, participaram 26 indivíduos, formando intencionalmente dois grupos: grupo GNC, com 13 pacientes com DP idiopática não caidores e o grupo GCA, com 13 participantes com DP idiopática caidores (considerados como tal se apresentassem uma queda nos últimos 12 meses). Para realizar a LEA com demanda temporal, os participantes permaneceram sentados em uma cadeira sem braços e sem encosto, com os pés descalços posicionados confortavelmente sobre duas plataformas de força. A altura do assento foi padronizada com 0,42m. Após ouvir ao toque sonoro de um telefone, os participantes deveriam atendê-lo com o intuito de não deixar a ligação “cair”. Com as mãos sobre os joelhos, os participantes levantaram imediatamente após o toque do telefone e iniciaram a marcha por uma passarela de 4 metros. Cada participante realizou 5 tentativas. O comportamento motor foi mensurado por meio de variáveis de desempenho (tempo de reação, tempo total da tarefa, tempo de cada uma das 4 fases da tarefa e índice de fluidez), variáveis cinemáticas (espaciais, espaço-temporais, amplitude e velocidade do centro de massa (CM), separação do centro de pressão e CM e momento linear), cinéticas (forças de reação do solo (FRS) e energia cinética do CM), variáveis clínicas e de medo de cair específicas, somente para o estudo 2. Estas variáveis foram comparadas entre os grupos em ambos os estudos, por meio de análises estatísticas apropriadas ($p < 0,05$).

Resultados: No estudo 1, os grupos apresentaram diferenças estatísticas significantes nas variáveis: tempo de realização da Fase 1 ($p = 0,045$), Fase 4 ($p = 0,036$) e tarefa total ($p = 0,004$); índice de fluidez ($p = 0,038$); duração ($p = 0,036$), comprimento ($p = 0,014$) e velocidade ($p = 0,003$) do primeiro passo; amplitude médio-lateral do CM na Fase 2 ($p = 0,021$); velocidade horizontal do CM nas fases 1 ($p = 0,001$) e 3 ($p = 0,003$), velocidade vertical nas fases 2 ($p = 0,04$) e 3 ($p = 0,022$); FRS médio-lateral nas fases 1 ($p = 0,019$) e 3 ($p = 0,05$); energia cinética do CM médio-lateral nas fases 2 ($p < 0,001$) e 3 ($p = 0,008$); momento linear horizontal nas fases 1 ($p = 0,046$) e 3 ($p = 0,041$). No estudo 2,

não foi observada nenhuma diferença estatística significativa entre os grupos. **Conclusão:** A hipótese do estudo 1 foi confirmada, porém a do estudo 2 não foi confirmada. Idosos saudáveis realizaram a tarefa de LEA com demanda temporal com maior fluidez quando comparados a pacientes com DP (caído e não caído). A sobreposição de movimentos representa um desafio ao controle postural dos pacientes e demonstra a fragilidade em executar movimentos sequenciais quando há exigência temporal. Talvez um episódio de queda e o nível de atividade física expliquem a similaridade do comportamento de pacientes caído e não caído na LEA com demanda temporal (Estudo 2). Com os achados obtidos nos dois estudos, pode-se concluir que a LEA com demanda temporal é uma forma de avaliação do controle motor que detecta modificações em populações com déficits no sequenciamento motor, como é o caso da DP e traz indícios sobre a fragilidade dessa população. A avaliação do comportamento motor de pacientes com DP caído na LEA com demanda temporal necessita ser melhor investigada.

Palavras-chave: Doença de Parkinson, idoso, cinética, cinemática, acidentes por quedas.

Abstract

Title: Impact of Parkinson's disease on kinetic and kinematic features of the sit-to-walk task in fallers and no fallers.

Background: Recent studies have shown that Parkinson's disease (PD) patients have some difficulty to perform sequential tasks, as the sit-to-walk (STW) task. The difficulty to perform this task may be attributed to the PD physical impairments, neurophysiologic and clinic impairments, the context that the task is performed and to the conservative pattern adopted for these patients. PD patients show some impairment in the motor circuitry, sensory processing and program of action. The STW task, like another sequential task requires continuous program end execution in healthy subjects. Therefore, we expect that PD patients perform this task with appropriate motor solutions, as for example, separate the STW in two distinct tasks to ensure the stability and demonstrate less risk of fall. Thus two hypotheses were developed: PD patients separate the STW in two distinct tasks and show some alterations in kinetic and kinematic parameters when compared with healthy matched-control; PD patients fallers show a more conservative behavior than non-fallers. **Aim:** To assess healthy elderlies, PD patients non-fallers and fallers motor behavior's in the STW in time constraints, in two different studies. **Methods:** 28 subjects participated in the study 1 and two different groups were established: GDP group, with 14 PD patients and GC group, with healthy matched-control. In the study 2, 26 subjects participated and two different groups were established: GNC group, with 13 PD patients non-fallers and GCA group, with 13 PD patients fallers (they have been considered fallers whether had fallen at least once in the last year). To perform the STW, the participants were seated in a chair armless and backless, barefoot on the two force plates. The height of chair was standardized in 0.42 m. After the subjects hear a mobile ring, they should rise from the chair and answer it. With their hands on their knees, the subjects rose from a chair immediately after the mobile ring and walked for 4 meters. Each subject performed 5 trials. The motor behavior of these subjects was measured by performance measures (reaction time, STW total time, time of each STW phase and fluidity index), kinematic measures (spatial, spatio-temporal, range and velocity of center of mass (CoM), difference between center of pressure and CoM, and momentum), kinetics (ground force reactions (GFR) and kinetic energy of CoM), specific clinical and fear of falling measures, just for study 2. These variables were compared between groups in both studies using appropriated analysis ($p < 0.05$). **Results:** In the study 1, the groups were statistically different in variables: time of phase 1 ($p = 0.045$), phase 4 ($p = 0.036$) and STW total time ($p = 0.004$); fluidity index ($p = 0.038$); duration ($p = 0.036$), length ($p = 0.014$) and velocity ($p = 0.003$) of first step; mediolateral range of CoM in the phase 2 ($p = 0.021$); horizontal velocity of CoM in the phase 1 ($p = 0.001$) and 3 ($p = 0.003$), vertical velocity in the phase 2 ($p = 0.04$) and 3 ($p = 0.022$); mediolateral GFR in the phase 1 ($p = 0.019$) and 3 ($p = 0.05$); mediolateral kinetic energy of CoM in the phases 2 ($p < 0.001$) and 3 ($p = 0.008$); horizontal momentum in the phase 1 ($p = 0.046$) and 3 ($p = 0.041$). In the study 2 none difference between groups was observed. **Conclusion:** The study 1 hypothesis was confirmed, but the hypothesis of study 2 was not confirmed. The healthy elderlies performed the STW in time constraints more fluidic than PD patients (fallers and non-fallers). The movement overlapping represents a threat in the PD postural control and due that, these patients show more frailty to perform sequential movement when there is a time pressure. Perhaps an episode of fall and the active lifestyle may explain the

similar behavior between PD patients fallers and non-fallers (Study 2). Joining both studies we can conclude that the STW in time constraint is a good manner to assess the motor control which detects modification in people with motor sequence impairments, such as PD. The STW in time constraint may show some evidences about the PD frailty. The PD fallers motor behavior assessment must be better investigate.

Palavras-chave: Idiopathic Parkinson's disease, elderly, kinetics, kinematics, accidental falls.

Sumário

1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1. Doença de Parkinson	19
2.2. Quedas na doença de Parkinson.....	22
2.3. Tarefa de levantar e andar.....	25
3. OBJETIVO GERAL	31
3.1. Objetivos específicos	31
4. ESTUDO 1: Avaliação do comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson e idosos neurologicamente saudáveis durante a tarefa de levantar e andar com demanda temporal.....	32
4.1. INTRODUÇÃO	32
4.2. OBJETIVO	33
4.3. MATERIAIS E MÉTODO	33
4.3.1. Participantes	33
4.3.2. Avaliações Iniciais dos Participantes	35
4.3.3. Procedimentos	36
4.3.4. Coleta e análise de dados	41
4.4. RESULTADOS	47
4.5. DISCUSSÃO	53
4.6. CONCLUSÃO	59
5. ESTUDO 2: Avaliação do comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson caídores e não caídores durante a tarefa de levantar e andar com demanda temporal.....	60
5.1. INTRODUÇÃO	60
5.2. OBJETIVO	62
5.3. MATERIAIS E MÉTODO	62
5.4. RESULTADOS	64
5.5. DISCUSSÃO	70
5.6. CONCLUSÃO	73
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	74
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75

Anexo 1. Protocolo submetido e aprovado pelo Comitê de ética em Pesquisa com Seres Humanos.....	90
Anexo 2. <i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>	91
Anexo 3. Mini-exame do Estado Mental.....	93
Anexo 4. <i>Falls Efficacy Scale – International</i>	94
Anexo 5. Questionário de Baecke Modificado Para Idosos.	95

LISTA DE ABRVIATURAS E SIGLAS

AVDs – Atividades da vida diária

CM – Centro de Massa

CP – Centro de Pressão

DP – Doença de Parkinson

DVIDEOW – Digital Video for *Windows*

EIAS – Espinhas ilíacas anterossuperiores

FES-I – *Falls Efficacy Scale – International*

FRS – Força de Reação do Solo

GC – Grupo de idosos neurologicamente sadios

GCA – Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor

GDP – Grupo de pacientes com doença de Parkinson

GNC – Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor

HY – Escala de estadiamento de Hoehn & Yahr

IA – Iniciar o andar

IF – Índice de Fluidez

LEA – Tarefa de Levantar e Andar

LEPLO – Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção

MEEM – Mini Exame do Estado Mental

NAF – Nível de Atividade Física

PROFIT – Programa de Atividade Física para a Terceira Idade

PROPARKI – Programa de Atividade Física para Pacientes com Doença de Parkinson

SPP – Sentado para em pé

TDP – Tempo de diagnóstico da doença de Parkinson

UNESP – Universidade Estadual Paulista

UPDRS – *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*

%PC – Porcentagem de Peso corporal

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação gráfica das fases da tarefa de levantar e andar.....	38
Figura 2. Traçados cinéticos, cinemáticos e eventos da tarefa de levantar e andar: 1: Início do movimento; 2: Perda de contato com o assento; 3: Pico de velocidade do Centro de Massa; 4: Início da marcha.	39
Figura 3. Representação da padronização da base de suporte.....	40
Figura 4. Representação da vestimenta e do posicionamento dos marcadores reflexivos passivos utilizados para a análise cinemática.	42
Figura 5. Representação gráfica do ambiente de calibração do espaço de coleta.	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características demográficas e clínicas dos participantes por grupo.....	34
Tabela 2. Médias, desvios padrão e significância das variáveis do desempenho na tarefa de levantar e andar por grupo.	48
Tabela 3. Médias, desvios padrão e significância das variáveis espaciais, temporais e espaço-temporais por grupo durante o primeiro passo.	48
Tabela 4. Médias, desvios padrão e significância da amplitude de movimento do Centro de Massa por grupo de acordo com as fases da LEA.	49
Tabela 5. Médias, desvios padrão e significância da velocidade do Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA.	50
Tabela 6. Médias, desvios padrão e significância da diferença entre o Centro de Pressão e Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA.	50
Tabela 7. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de máximas forças de reação do solo vertical e horizontal e forças de reação do solo por grupo durante as três primeiras fases da LEA.....	51
Tabela 8. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de energia cinética por grupo durante as três primeiras fases da LEA.	52
Tabela 9. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de momento linear por grupo de acordo com as fases da LEA.	53
Tabela 10. Características demográficas e clínicas por grupo.....	63
Tabela 11. Médias, desvios padrão e significância das variáveis do desempenho na tarefa de levantar e andar por grupo.	64
Tabela 12. Médias, desvios padrão e significância das variáveis espaciais, temporais e espaço-temporais por grupo durante o primeiro passo.	64
Tabela 13. Médias, desvios padrão e significância da amplitude de movimento do Centro de Massa por grupo de acordo com as fases da LEA.	65
Tabela 14. Médias, desvios padrão e significância da velocidade do Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA.....	65
Tabela 15. Médias, desvios padrão e significância da diferença entre o Centro de Pressão e Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA.....	66

Tabela 16. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de máximas forças de reação do solo vertical e horizontal e forças de reação do solo por grupo durante as três primeiras fases da LEA.....	66
Tabela 17. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de energia cinética por grupo durante as três primeiras fases da LEA.	67
Tabela 18. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de momento linear por grupo de acordo com as fases da LEA.	67
Tabela 19. Médias, desvios padrão e significância dos itens da UPDRS: Levantar (27), Passo (29), Estabilidade Postural (30) e Bradicinesia (31), por grupo.....	68
Tabela 20. Médias, desvios padrão e significância dos itens específicos da FES-I por grupo.....	69

1. INTRODUÇÃO

A tarefa de levantar e andar (LEA) é caracterizada pela transferência do corpo para frente e para cima ao se levantar, antes de chegar totalmente à posição vertical ao iniciar o andar (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; MAGNAN; McFADYEN; St-VINCENT, 1996). É também uma tarefa fundamental e muito utilizada durante a realização das atividades da vida diária (AVDs). Nas tarefas do dia a dia são raros os momentos onde os indivíduos dividem não intencionalmente a LEA em duas tarefas separadas, o levantar e o andar, sendo que normalmente os indivíduos iniciam a marcha ainda durante a transição da posição sentada para a posição em pé (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010). Essa característica é observada de forma marcante em indivíduos jovens (BUCKLEY et al., 2009).

Quando se trata apenas de se levantar de um assento, a independência do indivíduo idoso relacionada à sua saúde funcional é apontada como um requisito básico para a manutenção de um estilo de vida independente. Assim, durante o processo de envelhecimento, a inabilidade ao levantar contribui para a perda de autonomia dessa população (DEHAIL et al., 2007). Além disso, mais de 43% dos idosos relatam dificuldades em se levantar de uma cadeira, devido principalmente a alterações musculoesqueléticas e a desafios impostos pelo controle postural, pois o corpo se movimenta para uma pequena base de suporte (BUCKLEY et al., 2009; IKEDA et al., 1991).

A LEA é uma tarefa altamente dependente de um bom nível de estabilidade postural e espera-se que indivíduos idosos apresentem maior dificuldade em sua realização (BUCKLEY et al., 2009; KOUTA; SHINKODA, 2008). Ainda, por meio da investigação da tarefa completa e de suas diferentes fases, rupturas no sequenciamento motor podem ser identificadas, já que se trata de uma tarefa contínua. De fato, é observado em idosos e em indivíduos que apresentam déficits na realização de tarefas motoras sequenciais, maior tempo de realização da tarefa e maior separação entre as diferentes fases da LEA (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008). Uma das patologias que é marcadamente afetada pela dificuldade de realização de tarefas motoras sequenciais e que, portanto, pode levar os indivíduos a apresentar ainda maior

dificuldade na realização da LEA é a doença de Parkinson (DP) (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

A DP é a segunda patologia neurodegenerativa em índice de acometimento em indivíduos acima dos 60 anos de idade (OLANOW; STERN; SETHI, 2009) e sua prevalência tem sido relatada em torno de 3,3% de toda a população brasileira acima dos 64 anos (BARBOSA et al., 2006). A neurofisiopatologia da DP está relacionada diretamente com a morte de neurônios na Parte Compacta da Substância Negra, que integra os Núcleos da Base, desencadeando redução nos níveis de dopamina (MONGEON; BLANCHET; MESSIER, 2009).

Pacientes com DP apresentam dificuldades em regular internamente movimentos contínuos, rítmicos e rápidos (ALMEIDA, 2012), como a marcha. Em comparação a seus pares neurologicamente saudáveis, alterações na marcha como redução no comprimento da passada e na velocidade da marcha e aumento no tempo de duplo suporte e na cadência (LEWIS; BYBLOW; WALT, 2000; MORRIS et al., 1994) são observadas. Estas alterações têm sido relacionadas não somente à hipometria, comumente observada nesses pacientes, mas também têm sido associadas à escolha de um padrão locomotor mais precavido adotado por pacientes com DP (VITÓRIO et al., 2010; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

O desempenho em tarefas discretas, como iniciar a marcha e levantar da cadeira, também é comprometido em pacientes com DP. Quando comparados a seus pares neurologicamente saudáveis, pacientes com DP ao iniciar a marcha podem apresentar acinesia (dificuldades em iniciar movimentos), episódios de congelamento e comprometimentos no controle postural antecipatório (DELVAL; TARD; DEFEBVRE, 2014; HALLIDAY et al., 1998; ROSIN; TOPKA; DICHGANS, 1997). Quanto à capacidade de levantar de uma cadeira, tem sido observada menor velocidade de deslocamento do Centro de Massa (CM) (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008) e menores velocidades angulares, também associadas à escolha de um padrão de movimento mais seguro. Devido a isso, até 80% das pessoas com DP relatam dificuldades para se levantar de uma cadeira (BROD; MENDELSON; ROBERTS, 1998).

Os indivíduos com DP também apresentam dificuldades no controle do equilíbrio postural, que podem ser atribuídas aos déficits no processamento sensorial central e às alterações motoras (COLNAT-COULBOIS et al., 2005). Tais alterações do equilíbrio postural comprometem a qualidade de vida e a independência dos idosos com

DP, interferindo diretamente na habilidade de desempenhar as AVDs (CAETANO, 2007) e fazem com que estes tenham maior incidência de quedas (GRIMBERGEN; MUNNEKE; BLOEM, 2004).

Um dos sinais e sintomas motores marcantes na DP é a bradicinesia, caracterizada como a redução na velocidade do movimento. Essa lentidão não é um reflexo puro da doença e sim uma adaptação necessária do Sistema Sensório-motor para lidar com as realidades de um ambiente que exige a precisão de movimento (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990). Quando ocorrem situações com maior exigência temporal, devido à lentidão de movimento e à limitada habilidade para modificar a velocidade de movimento, pacientes com DP dão prioridade à velocidade em detrimento da precisão (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990). Exigências da tarefa parecem ser determinantes no desempenho e controle motor tanto em pacientes com DP como em seus pares saudáveis, sendo que um dos principais determinantes da organização do movimento é o contexto em que ele é realizado (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990).

A interrupção de um sequenciamento motor ao longo da restrição da variação de um movimento fornece informações necessárias sobre os princípios de controle neural subjacentes nesses pacientes (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990). Déficits no controle temporal e na velocidade de movimento em pacientes com DP variam de acordo com as exigências da tarefa. Esses déficits temporais em modificar as etapas sequenciais de um programa motor podem ser atribuídos ao comprometimento na integração *on-line* do próximo movimento e à incapacidade dos pacientes com DP em utilizar a informação sensorial em um circuito fechado para controlar o movimento. A dificuldade em realizar transições entre as etapas motoras de uma sequência são acentuadas em situações em que diferentes ações devem ser planejadas para completar a sequência (ALMEIDA, 2012; BROWN; ALMEIDA, 2011). Esses déficits são mais evidentes quando a ação motora envolve a coordenação de múltiplas sequências de ações segmentares (ALMEIDA, 2012). Hipocinesia (diminuição da amplitude dos movimentos) e episódios de congelamento são agravados em tarefas de andar mais complexas, sendo de extrema importância avaliar outras tarefas do andar com diferentes objetivos (ALMEIDA, 2012; MORRIS et al., 2001).

Assim, pelos comprometimentos na circuitaria motora, no processamento sensorial e na programação da ação apresentados pelos pacientes com DP (BARTELS; LEENDERS, 2009) e considerando que a LEA, como outra tarefa motora sequencial,

exige programação e execução contínua em indivíduos sem déficits no sequenciamento motor, idosos com DP apresentam uma solução motora ótima (buscam priorizar a estabilidade ao invés da mobilidade) adequada às suas restrições, quando comparados com indivíduos saudáveis da mesma faixa etária (BUCKLEY; PTISIKOULIS; HASS, 2008). Entretanto, apesar dessa tarefa ser muito utilizada durante o dia a dia e da importância da sua investigação em pacientes com DP, o comportamento de jovens (KERR; DURWARD; KERR, 2004; KOUTA; SHINKODA; KANEMURA, 2006) e idosos saudáveis (PELICIONI et al., 2014a; ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; BUCKLEY et al., 2009; KOUTA; SHINKODA, 2008; KOUTA; SHINKODA; SHIMIZU, 2007; KERR et al., 2007; DEHAIL et al., 2007) têm sido descritos. Entretanto, poucos estudos têm sido conduzidos em pacientes com comprometimento neurológico (CHOI et al., 2013; FRYKBERG et al., 2012; FRYKBERG et al., 2009; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

Buckley, Pitsikoulis e Hass (2008) avaliaram pacientes com DP e idosos saudáveis realizando a LEA. Os resultados ilustraram bem a separação das fases de sentado para em pé (SPP) e de iniciar o andar (IA) e evidenciaram o comportamento de populações com déficits motores ao separar a tarefa a fim de garantir estabilidade e apresentar menor risco de cair. Buckley, Pitsikoulis e Hass (2008) nos trouxeram em seu estudo a principal informação sobre o comportamento motor de pacientes com DP em uma tarefa dinâmica e de transição como a LEA: pacientes priorizam a estabilidade ao invés da mobilidade. Buckley, Pitsikoulis e Hass (2008) também exigiram a execução da LEA sem maior demanda temporal, permitindo ao paciente, programar a ação, buscar sua estabilidade, e em seguida atingir o objetivo proposto pela tarefa, que é levantar e andar.

Essa ênfase pela estabilidade é a estratégia adotada pelo paciente na LEA, sob este contexto (menor demanda temporal), porém durante o dia a dia, realizamos tarefas fundamentais em que as executamos sob restrição temporal, como atravessar uma rua, com o semáforo “fechando”, atender uma campainha e até mesmo atender um telefone, antes que este pare de tocar (KOUTA; SHINKODA, 2008; KOUTA; SHINKODA; SHIMIZU, 2007; OXLEY et al., 2005). Nesses casos, a exigência temporal é grande e ainda não há um conhecimento prévio do comportamento locomotor de pacientes com DP, na realização da LEA com maior demanda temporal. E com a presença de maior exigência temporal, há a necessidade de priorizar a mobilidade a fim de alcançar o objetivo proposto da tarefa, e não há também conhecimento prévio do comportamento

motor de pacientes com DP caídores, que por sua experiência de queda, podem apresentar maior hesitação (KERR et al., 2013; KERR; KERR; DURWARD, 2004), assim como maior instabilidade ao executar a LEA (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; FRYKBERG et al., 2009).

Mais estudos são necessários devido às características dos comprometimentos motores da DP terem ligação com a LEA, principalmente em relação à diminuição da força muscular (marcante na DP) e dificuldade em iniciar o movimento. Apesar dos resultados expressivos, o estudo de Buckley, Pitsikoulis e Hass (2008), único na literatura com essa população, não empregou nenhuma exigência temporal na tarefa da LEA, como por exemplo, pedir ao voluntário desligar um alarme (KOUTA; SHINKODA; SHIMIZU, 2007) ou um bipe sonoro (KOUTA; SHINKODA, 2008) ou até mesmo atender um telefone. Da mesma forma, o estudo de Buckley Pitsikoulis e Hass (2008) não comparou indivíduos caídores com não caídores, sendo esse um fator determinante para o desempenho da LEA (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010).

Diante do exposto, surgiram dois questionamentos: (i) Idosos com DP são diferentes de idosos saudáveis no desempenho de uma tarefa sequencial com demanda temporal? A hipótese atribuída a essa questão é de que idosos com DP separam as fases SPP e IA e apresentam modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal; (ii) Existe diferença no desempenho da LEA com demanda temporal entre pacientes com DP caídores e não caídores? A hipótese atribuída a essa questão é de que as alterações anteriormente esperadas serão exacerbadas em pacientes com DP caídores. Para responder estes questionamentos, dois estudos foram desenhados e conduzidos.

Para a realização desse estudo, o mesmo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista /Rio Claro (Protocolo nº 7125/2012; Anexo 1).

Fundamentado na literatura, referente à abordagem sobre a doença de Parkinson e quedas nessa população e a realização da tarefa de levantar e andar, o presente estudo busca aprofundar o entendimento do comportamento dos pacientes com DP na realização da LEA. A revisão de literatura apresentada a seguir subsidia teoricamente os dois estudos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Para fundamentar os procedimentos metodológicos aplicados no presente estudo, a revisão da literatura abrange aspectos relacionados à doença de Parkinson e quedas nessa população e considerações sobre a tarefa de levantar e andar.

2.1. Doença de Parkinson

Com o aumento da qualidade de vida, ocorre o aumento da expectativa de vida na população e, com isso, a incidência e a prevalência de doenças neurodegenerativas também aumentam, como por exemplo, a doença de Parkinson. A DP é a segunda doença neurodegenerativa com maior prevalência no mundo, afetando de 0,5 a 1% da população com idade entre 65 e 69 anos no mundo, chegando a 3% na população com 80 anos de idade (DE LAU; BRETELER, 2006). Em relação à população brasileira, a população idosa também vem num aumento crescente da expectativa de vida e há poucos relatos na literatura sobre a prevalência da DP nessa população. Em um estudo recente (BARBOSA et al., 2006), os autores relataram que a prevalência da DP na população brasileira com mais de 64 anos é de 3,3%.

A DP é caracterizada por ser uma doença neurológica progressiva, ocasionada principalmente pela morte dos neurônios produtores de dopamina na Parte Compacta da Substância Negra que integra os Núcleos da Base (OLANOW; STERN; SETHI, 2009). Essa deficiência leva os indivíduos a apresentarem, primariamente, distúrbios no movimento. Como sintomas principais, os indivíduos apresentam: tremor em repouso, rigidez, bradicinesia, hipocinesia, déficits na marcha e instabilidade postural. Todos estes sintomas afetam ativamente as características locomotoras dos pacientes, exceto o tremor em repouso, que cessa durante o movimento voluntário, pois o tremor não concorre concomitantemente com atividades corticais (HELMICH et al., 2012) e não compromete o controle do equilíbrio postural desses pacientes (VITORIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013).

Os neurônios dopaminérgicos da Substância Negra Parte Compacta são responsáveis pelo controle dos circuitos dos Núcleos da Base (JURI; RODRIGUEZ-OROZ; OBESO, 2010). Estes neurônios fornecem aferências excitatórias por via direta ao Globo Pálido Interno e à Substância Negra Parte Reticulada e aferências inibitórias

por via indireta ao Globo Pálido Externo. Estas projeções dopaminérgicas são responsáveis por aumentar a atividade na via direta e diminuir na via indireta e, consequentemente, diminuem o efeito da aferência inibitória oriunda dos Núcleos da Base. Na DP, os neurônios dopaminérgicos localizados na Substância Negra Parte Compacta são destruídos e ocorre desequilíbrio entre as vias (direta e indireta). Assim, o efeito inibitório da saída dos Núcleos da Base fica anormalmente alto, levando a uma inibição excessiva da via Tálamo-cortical e, com isso, a ativação dos neurônios motores superiores no Córtex Cerebral fica reduzida (DELONG; WICHMANN, 2009). O descontrole das vias direta e indireta acarreta excessiva inibição do Globo Pálido Externo, desinibição do Núcleo Subtalâmico e ativação do Globo Pálido Interno e da Substância Negra Parte Reticulada. Desta forma, a ativação excessiva dos neurônios eferentes dos Núcleos da Base acarreta inibição dos sistemas motores. Consequentemente, os sinais e sintomas da DP são evidenciados. O excesso de inibição GABAérgica do Córtex Motor através dos neurônios tálamo-corticais leva à bradicinesia e à hipocinesia (RINALDI; PEREIRA; BATISTELA, 2013).

Quanto à bradicinesia é um dos principais sintomas da DP e é conhecida pela lentidão na execução de movimentos. A bradicinesia ocorre por um problema de saturação, isto é, há uma falha em ativar o músculo agonista apropriadamente. O primeiro estímulo agonista pode ser insuficiente e com isso há uma interrupção de conectividade entre a percepção do objetivo da tarefa e o envio das informações apropriadas ao Córtex Motor, refletindo na regulação interna do *output* motor (MAJSÁK et al., 2008; TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990). Com a progressão da DP, há uma maior degradação desse controle de regulação interna (ALMEIDA, 2012). Esses pacientes não são somente lentos, mas também são afetados de forma marcante quanto à habilidade de modificar a velocidade de um movimento em decorrência de diferentes demandas temporais. A incapacidade do indivíduo em modificar a estrutura temporal de um movimento frente a uma demanda reflete os déficits fundamentais na organização de um movimento, sendo que essa lentidão nos pacientes com DP não pode ser explicada somente por uma simples e geral lentidão do programa motor (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990).

A rigidez é outro sintoma relacionado com as alterações nas características locomotoras. Em indivíduos em condições normais, os neurônios da Medula Espinal são estimulados pela Formação Reticular e Núcleo Pedúnculo-Pontino e esses inibem o motoneurônio por meio do interneurônio medular inibitório (TAKAKUSAKI;

TOMITA; YANO, 2008; TAKAKUSAKI et al., 2004; TAKAKUSAKI et al., 2003). Por outro lado, o sistema excitatório do tônus muscular inclui trajetos descendentes como os tratos Coerulo-espinhal, Rafe-espinhal e Reticulo-espinhal (HABAGUCHI et al., 2002; TAKAKUSAKI et al., 2003). Assim, um perfeito equilíbrio entre esses dois sistemas, por meio de interações inibitórias recíprocas, é responsável por manter o tônus muscular adequado. Entretanto, pacientes com DP apresentam um aumento da atividade inibitória do Núcleo Pedúnculo-Pontino e redução do estímulo descendente dessa mesma estrutura. Além disso, o sistema excitatório também está comprometido pela degeneração dos neurônios dos Núcleos Coerulos e da Rafe. Como resultado, pacientes com DP apresentam atividade reduzida dos interneurônios inibitórios da Medula Espinhal e, conseqüentemente, aumento do tônus muscular, caracterizando a rigidez na DP.

As projeções do Núcleo Pedúnculo-Pontino para a Formação Reticular, mediada pelas projeções GABAérgicas da Substância Negra Parte Reticulada, têm um importante papel na regulação de movimentos rítmicos dos membros e no início da marcha (TAKAKUSAKI; TOMITA; YANO, 2008). A amplitude de um movimento pode ser processada através dos Núcleos da Base, Área Motora Suplementar e Córtex Pré-motor, enquanto o movimento rítmico é controlado por outras estruturas neurais, como o Tronco Cerebral, Medula Espinhal e Cerebelo (ALMEIDA, 2012). Quanto ao controle temporal durante os movimentos, pesquisas a base de imagens têm implicado que os Núcleos da Base e o Putâme são envolvidos nesse controle (ALMEIDA, 2012; HARRINGTON; HALLAND; KNIGHT, 1998; RAO et al., 1997).

Acredita-se que as projeções Nigroestriatais são envolvidas na produção da disfunção motora na DP. Essas projeções são parte da alça de *feedback* entre Córtex Motor, Estriado, Globo Pálido, Tálamo e Área Motora Suplementar e são comumente envolvidas na regulação de movimentos bem praticados e repetidos (ALMEIDA, 2012; ALMEIDA; WISHART; LEE, 2002; ALEXANDER; DELONG; STRICK, 1986). Este circuito pode desenvolver uma função vital na integração Sensório-motora do *feedback* proprioceptivo a partir dos membros inferiores, associados a outro estímulo externo (ALMEIDA, 2012).

O comprometimento desses sistemas explica os comprometimentos relacionados com a marcha e, principalmente, com a dificuldade de realizar movimentos rítmicos e repetitivos, automáticos e cíclicos (DEVOS; DEFERVRE; BORDET, 2010; PAHAPILL; LOZANO, 2000). Uma forma de melhora na condição temporal é a

suplementação dopaminérgica exógena, levando a uma regulação de parâmetros da marcha (ALMEIDA, 2012).

Com a progressão característica da DP, existe a relação direta entre o tempo de doença e o quadro clínico dos pacientes. Nos estágios iniciais da doença (1 a 1,5 na escala de estadiamento de Hoehn & Yahr – HY) (GOETZ et al., 2004; HOEHN; YAHR, 1967), a instabilidade postural não é comum, mas é fator marcante em pacientes em estágios moderados e avançados (entre os estágios 2,5 e 4 na escala de estadiamento de HY). Além disso, o comprometimento do controle postural nos pacientes com DP também pode estar relacionado a problemas na integração sensorial, uma das funções dos Núcleos da Base (BROWN et al., 2006).

Os sinais e sintomas da DP são comumente avaliados e descritos na literatura por meio da *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS) (FAHN; ELTON, 1987), sendo esta uma avaliação clínica, dentre outros, de tremor de repouso, rigidez e bradicinesia; uma avaliação mais acurada das alterações da marcha é descrita em testes cinéticos e cinemáticos mais específicos (VITÓRIO et al., 2012; VITÓRIO et al., 2010); e a instabilidade postural pode ser avaliada por testes específicos de avaliação postural estática ou dinâmica (BŁASZCZYK; ORAWIEC, 2011; EBERSBACH; GUNKEL, 2011; CARPENTER et al., 2004).

Em decorrência dos comprometimentos motores da DP como redução da mobilidade funcional (VAN DER MARCK et al., 2014; MAK & PANG, 2010; LATT et al., 2009), instabilidade postural (VAN DER MARCK et al., 2014; LATT et al., 2009; JACOBS et al., 2005), comprometimento das respostas compensatórias (PAUL et al., 2014; ALMEIDA, 2012; JACOBS et al., 2005), diminuição da capacidade física (PAUL et al., 2014; KERR et al., 2010; LATT et al., 2009) e sintomas não-motores (GAZIBARA et al., 2014a; LATT et al., 2009; BALASH et al., 2005), os pacientes com DP podem vir a apresentar a ocorrência de queda.

2.2. Quedas na doença de Parkinson

Um episódio de queda pode ser descrito como um evento não intencional que resulta na mudança de posição de um indivíduo para um nível inferior em relação à sua posição inicial, sem correção a tempo hábil, determinada por causas multifatoriais, comprometendo a estabilidade postural (SIQUEIRA et al., 2007; FABRÍCIO;

RODRIGUES; COSTA-JUNIOR, 2004). O mesmo indivíduo pode apresentar medo de futuras quedas, em decorrência dos traumas (físicos e/ou psicológicos) gerados por esse evento (HSU et al., 2012).

A ocorrência de queda é algo comum na população idosa, acometendo cerca de 30% de indivíduos sem qualquer patologia neurológica (RUBESTEIN; JOSEPHSON, 2006), porém essa incidência aumenta principalmente quando há quadros patológicos que afetam a mobilidade e estabilidade postural dessa população, como é o caso da DP (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013). Cerca de 68% de pacientes com DP apresentam algum episódio de queda, por um período de um ano, representando a segunda maior causa de hospitalização nessa população (TEMLETT; TOMPSON, 2006), afetando principalmente a qualidade de vida, em decorrência de complicações como: fraturas, diminuição da capacidade funcional e mobilidade, e perda da independência para a realização das AVDs (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013).

Outra alteração importante que ocorre na vida desses pacientes é em relação à mobilidade e locomoção. Pacientes caidores apresentam alterações no padrão do andar, tais como menor comprimento e velocidade da passada e menor tempo de duplo suporte quando comparados com pacientes não caidores (COLE et al., 2010). O desempenho do andar reflete o risco e o medo de quedas (TIEDEMANN; SHERRINGTON; LORD, 2005), principalmente em pacientes com DP. Essa lentidão no andar pode ser explicada não só pela alteração de parâmetros espaciais e temporais do andar, mas também pela diminuição da força dos membros inferiores e da autoconfiança na capacidade de se mover, pela presença de dor e pelo comprometimento da condição visual (PELICIONI et al., 2013; VITÓRIO et al., 2012; TIEDEMANN; SHERRINGTON; LORD, 2005).

O nível reduzido de força muscular nesses pacientes, principalmente nos membros inferiores, é outro fator contribuinte para a ocorrência de queda. Em um estudo prévio realizado por nosso grupo foi observado que os pacientes com DP apresentam menor produção e taxa de desenvolvimento de força, quando comparado a idosos saudáveis, levando a crer que esses indivíduos apresentam maior risco de quedas, principalmente em mudanças de direção ou tarefas que demandem tempo de execução (PELICIONI et al., 2013).

Os pacientes com DP caidores também apresentam menor deslocamento do CM na direção anteroposterior da base de suporte. Tais diferenças entre os grupos indicam um comportamento mais precavido da população caidora, porém mais instável durante o

andar (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013). Pacientes com DP caídores apresentam mais comprometimentos no equilíbrio postural quando comparados a indivíduos não caídores, apontando que esses comprometimentos estejam entre os principais fatores preditores de quedas na DP (DUNCAN et al., 2012; LEDDY; CROWNER; EARHART, 2011; KERR et al., 2010). A instabilidade postural é um dos sintomas mais prevalentes nesses pacientes, principalmente com o avanço da doença. Grande parte dos pacientes em estágios moderados e avançados da DP apresenta um déficit postural característico nessa população, conhecido como *stooped posture*. Esse déficit é caracterizado por uma inclinação do tronco à frente, com anteriorização da cabeça, aumentando a instabilidade dos pacientes, principalmente devido ao deslocamento do CM ao limite anterior da base de suporte, tornando-os mais propensos a cair (JACOBS et al., 2005). Em relação ao avanço da doença, a literatura assevera que os pacientes com DP caídores apresentam maior tempo de diagnóstico e comprometimento motor da DP (LEDDY; CROWNER; EARHART, 2011; KERR et al., 2010; LATT et al., 2009; BALASH et al., 2005).

Déficits no controle do equilíbrio representam a causa primária de quedas que ocorrem durante transferências, mudança de direção durante o andar ou realização de movimentos com grande alteração postural (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013). Apesar da vasta literatura acerca de instabilidade postural e DP, não são completamente conhecidos os mecanismos que levam a déficits no equilíbrio postural na DP, mas sabemos que as alterações posturais, o comprometimento das respostas compensatórias a perturbações externas e os déficits no controle temporal contribuem para a maior ocorrência de quedas na DP (ALMEIDA, 2012; JACOBS et al., 2005; BLOEM et al., 1996).

Fatores neuropsicológicos também contribuem para a ocorrência de quedas na população de pacientes com DP. Um fator neuropsicológico a contribuir com a ocorrência de quedas é a atenção. Pacientes com DP caídores apresentam pior desempenho em testes de atenção quando comparados com não caídores (ALLCOCK et al., 2009). A distração durante a realização das AVDs pode ser um fator contribuinte a ocorrência de quedas, levando o paciente a não perceber alguma ameaça do ambiente ao controle do equilíbrio postural, ocasionando a queda (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013).

Alterações na marcha, associados à instabilidade postural e sintomas clínicos motores, podem levar o paciente com DP a sofrer uma queda. Um teste que pode

integrar a avaliação de sintomas clínicos motores, alterações na marcha e avaliar a instabilidade postural é a LEA. Essa tarefa integra a avaliação do início de um movimento, a realização de movimentos cíclicos como o andar e a instabilidade postural, além de mensurar aspectos da capacidade funcional, como força muscular dos membros inferiores, equilíbrio e coordenação intersegmentar (PELICIONI et al., 2014a; PELICIONI et al., 2014b; KERR et al., 2013; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008), sendo estes aspectos comprometidos de forma marcante na DP.

2.3. Tarefa de levantar e andar

A tarefa LEA é caracterizada por apresentar demanda postural e locomotora, onde o indivíduo realiza as transições da posição sentada para a posição em pé e, posteriormente, para o andar (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; MAGNAN; McFADYEN; St-VINCENT, 1996). AVDs incluem esta tarefa, como por exemplo, em situações onde a pessoa levanta e anda para modificar a programação de um televisor, atender à campainha ou ao telefone. Assim, é comum observar o início do andar, mas não tão comum de observar somente a realização do movimento onde os indivíduos partem da posição sentada para a posição em pé, e permanecem nessa posição. Na LEA, essas duas ações são realizadas sequencialmente. Indivíduos jovens saudáveis iniciam o andar enquanto estão se levantando de um assento (KERR; DURWARD; KERR, 2004; MAGNAN; McFADYEN; St-VINCENT, 1996). Devido à dinâmica dessa tarefa, a LEA torna-se mais desafiadora do que SPP e IA separadamente, pois há a integração da locomoção e a necessidade de um controle postural mais eficaz para sua realização (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008). Ainda, a LEA tem uma característica funcional, já que realizamos essa tarefa repetidamente durante o dia a dia (KERR et al., 2013).

A diferença entre a LEA e somente a realização do SPP pode ser observada através da biomecânica de cada ação. No SPP, o momento linear anteroposterior é mais lento no início do movimento a fim de limitar o deslocamento do corpo para frente, e o momento linear vertical é maior para manter o corpo ereto, sendo assim, atingindo o objetivo da tarefa (KERR; DURWARD; KERR, 2004). Na LEA, um significativo momento linear para frente (impulso propulsivo) e para cima deve ser gerado inicialmente pelo tronco e, em seguida, pela extensão do quadril e joelhos, não somente

para levantar do assento, mas também para gerar o primeiro passo, com contínua velocidade anteroposterior para garantir a estabilidade do corpo e iniciar o andar (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; KOUTA; SHINKODA; KANEMURA, 2007; MAGNAN; McFADYEN; St-VINCENT, 1996).

A LEA foi descrita pela primeira vez por Magnan, McFadyen e St-Vincent (1996), por meio da adição do IA ao SPP, considerando a necessidade de investigar uma tarefa motora mais completa e mais dinâmica. Esses autores também relataram que a transição do SPP para o IA ocorre durante o momento de perda de contato com o assento e que influencia a transição do IA para a ação automatizada do andar. A exploração das características de inércia, por meio da velocidade para frente gerada na ação anterior, permite observar os efeitos nas transições entre essas ações quando comparadas com a execução isolada de cada uma. Anos mais tarde, Kerr, Durward e Kerr (2004) analisaram a LEA em 4 fases. A primeira fase foi iniciada com a primeira mudança na Força de Reação do Solo (FRS) vertical com o indivíduo sentado até a perda do contato com o assento. Durante esse período, o indivíduo realiza uma flexão do tronco, movendo o CM para frente e para baixo. A segunda fase iniciou com a perda do contato com o assento até o momento em que o pico da velocidade vertical do CM foi encontrado. Essa fase é caracterizada pela extensão das articulações dos membros inferiores e do tronco enquanto o corpo se verticaliza. A terceira fase foi descrita como o início do andar, identificado pelo início da transferência lateral de peso até o momento de *toe off* do primeiro membro a se mover. A última fase iniciou-se com o término da fase anterior até o *toe off* do outro membro.

Kerr, Durward e Kerr (2004) definiram a primeira fase similarmente à primeira fase da tarefa de SPP, como descrito na literatura (MARTIN et al., 2002). Os indivíduos durante a LEA realizam um rápido movimento de flexão para gerar o momento linear anteroposterior necessário para, na próxima fase, realizar uma eficiente transição para o andar. Quanto ao iniciar o andar descrito na terceira fase, esse já é realizado durante a saída do assento, confirmando o movimento como uma atividade contínua singular, ao invés da combinação de dois movimentos distintos (sentado para em pé e em seguida o início do andar). A respeito das fases da LEA, Buckley e colaboradores (2009) utilizaram-se das mesmas fases adotadas por Kerr, Durward e Kerr (2004).

Já diferentes autores utilizaram diferentes formas para avaliar a LEA, principalmente por diferentes populações serem estudadas ao desempenhar essa tarefa.

Kerr e colaboradores (2007) realizaram a LEA utilizando interruptores (posicionados no assento da cadeira) a fim de identificar o início do movimento pela perda de contato com o assento, assim como o momento de *toe off* (posicionados sob os pés dos indivíduos), em jovens, idosos saudáveis e idosos com risco de cair. Esses autores definiram 3 fases de movimento sendo a primeira semelhante a utilizada no estudo anterior (KERR; DURWARD, KERR, 2004), porém a fase 2 foi adotada como o movimento ocorrido desde a perda de contato com o assento até o primeiro *toe off* e a fase 3 similar à quarta fase do estudo anterior. Esses autores, após o estudo, observaram uma lacuna em sua análise, já que uma possível e importante fase deveria ser avaliada (a transição para o andar entre as fases 2 e 3, onde há uma suposta sobreposição de eventos). Esta fase sugerida pelos autores poderia trazer achados significativos, uma vez que idosos com risco de quedas, devido a sua fragilidade, podem iniciar o andar somente após ficar totalmente em pé, algo não observado em indivíduos jovens (KERR et al., 2013).

Essa sobreposição de eventos resulta em um controle de movimento mais desafiador para os indivíduos, que pode ser ainda mais acentuado quando a tarefa é executada com diferentes demandas temporais. Devido à sua característica, a LEA tem sido considerada como uma potencial ferramenta de avaliação do controle motor, principalmente para indivíduos idosos e com comprometimentos neurológicos (DP e Acidente Vascular Encefálico), uma vez que avalia o sequenciamento motor de ações integradas, com controle intersegmentar (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

Dehail e colaboradores (2007) realizaram um estudo com idosos saudáveis e a LEA novamente foi dividida em quatro fases, porém essa divisão foi realizada a fim de descobrir principalmente o tempo de ativação muscular específico para todas as fases, descrevendo cada uma de acordo com a cinemática e amplitude angular do movimento. Esses autores observaram que a extensão de joelhos tem início quando há o início do primeiro passo e a flexão de tronco é maior a fim de acentuar a transferência do corpo para frente, para iniciar o andar. Foi observado que a extensão do tronco foi contínua enquanto os indivíduos realizavam o *heel off*, consequentemente com uma sobreposição de fases, demonstrando que não houve uma separação da tarefa em SPP e IA tão evidente, mesmo na população idosa. Apesar disso, uma possível degradação no desempenho na LEA pode ser observada, já que os autores relataram déficits na ativação do músculo tibial anterior, atribuídos à dificuldade dessa população em apresentar correta resposta na estratégia de tornozelo. Outra característica dos idosos é

um menor momento linear vertical devido à diminuição da força muscular dos músculos extensores do joelho e quadril, quando comparados com indivíduos jovens.

Jovens e idosos saudáveis têm apresentado algumas similaridades na LEA (PELICIONI et al., 2014a; KERR et al., 2013; KERR et al., 2007), porém, essas populações são diferentes durante o período de levantar da cadeira, pois os idosos apresentam déficits musculoesqueléticos e desafios no controle postural criado pelo corpo estendido sobre uma diminuída base de suporte (BUCKLEY et al., 2009; DEHAIL et al., 2007; IKEDA et al., 1991). Menor velocidade horizontal durante o momento de levantar da cadeira também é observado na população idosa, devido à restrição na progressão anterior do CM. Talvez isso aconteça como uma forma dos idosos priorizarem a estabilidade ao invés da mobilidade. Ao se levantar da cadeira, os idosos apresentam maior deslocamento vertical do CM quando comparados aos jovens antes de iniciar o andar, até o corpo estar ereto, além do CM estar dentro dos limites de estabilidade da base de suporte (BUCKLEY et al., 2009), evidenciando assim a ênfase dada por essa população à estabilidade postural.

Quanto ao iniciar o andar na LEA, os idosos iniciam o andar depois que os jovens, apresentando déficits de integração entre SPP e IA. Isso acontece, pois os idosos realizam uma estratégia com menor fluidez e apresentam maior hesitação durante a LEA (KERR et al., 2013). Os indivíduos idosos priorizam um movimento mais seguro, reduzindo a separação entre o Centro de Pressão (CP)-CM, mantendo assim a estabilidade, sendo essa uma medida adotada para reduzir as exigências mecânicas do sistema musculoesquelético (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; BUCKLEY et al., 2009; KOUTA; SHINKODA, 2008; KERR et al., 2007; HASS et al., 2005; HAHN; CHOU, 2004; MARTIN et al., 2002).

Idosos com medo de cair apresentam um déficit de integração das duas tarefas (SPP e IA) maior ainda durante a LEA, além de apresentarem alterações cinemáticas, tais como diminuição do comprimento dos passos, diminuição da velocidade e aumento do tempo de duplo suporte para diminuir o risco de cair (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010). Além do medo, os idosos apresentam um movimento mais lento, principalmente nas duas primeiras fases descritas por Kerr, Durward e Kerr (2004). Essa lentidão é decorrente de diminuição de flexibilidade na articulação do joelho e diminuição da força muscular, assim como pode ser uma estratégia empregada para minimizar a desestabilização provocada pelo momento linear na direção anterior durante o levantar (KERR et al., 2007). A fase onde os indivíduos ficam totalmente em

pé também é mais longa em idosos, para acomodar déficits no equilíbrio postural ou por reflexo da fraqueza dos músculos extensores dos membros inferiores. A lentidão, por fim, pode ser explicada pela cautela para realizar essa tarefa, assim como maior hesitação demonstrada por essa população (KERR et al., 2013). Idosos com risco de cair apresentam essa lentidão ainda mais acentuada, demonstrando diferenças no tempo de realização de cada fase da LEA, assim como no tempo total da tarefa (KERR et al., 2007).

Idosos também apresentam um comportamento alterado frente a situações com maior exigência temporal. Na execução da LEA em máxima velocidade, indivíduos jovens apresentaram maiores valores de FRS e maior separação do CP-CM, quando comparados a idosos saudáveis (KOUTA; SHINKODA, 2008). Indivíduos idosos apresentam déficits na percepção e nas capacidades cognitiva e motora, assim como apresentam dificuldade em julgar sua velocidade de andar frente a uma restrição temporal. Esses déficits levam os idosos a apresentar maior dificuldade em elaborar uma estratégia compensatória para controlar o sistema de ação em face a mudanças na tarefa e no ambiente, por apresentarem seu sistema rígido (TEIXEIRA et al., 2006; OXLEY et al., 2005).

Em outro estudo, Kouta, Shinkoda e Shimizu (2007) solicitaram que idosos realizassem a LEA em velocidade rápida e lenta. Na velocidade rápida, pode-se observar que um movimento mais fluídico foi realizado. Os idosos perderam o contato com o assento com seus quadris e joelhos flexionados e iniciaram o andar enquanto gradualmente estendiam essas articulações. A FRS anterior foi maior e houve acoplamento entre o CP e o CM, onde o CP se moveu para levar o CM à frente, com maior aceleração do CM, enquanto o idoso estava se levantando e andando. Na velocidade lenta, o CP se moveu para frente durante o movimento de ficar em pé, a fim de prevenir a aceleração do CM à frente. A coordenação intersegmentar exigida na LEA, que é um ato motor que requer que segmentos corporais sejam controlados de forma integrada, é deficitária em populações com déficits no controle motor, como é o caso da DP (TEIXEIRA, 2006). Pacientes com DP podem apresentar um atraso na execução de um movimento que requer processar uma grande quantidade de informação em um curto espaço de tempo (ALMEIDA, 2012).

O primeiro estudo que comparou o desempenho na LEA de pacientes com DP e idosos saudáveis foi conduzido por Buckley, Pitsikoulis e Hass (2008). Aplicando a avaliação das fases de acordo com Kerr, Durward e Kerr (2004), os resultados

revelaram que, tanto no tempo total de realização da tarefa quanto na fase de perda de contato com o assento até o término do levantar (fase 2), os idosos saudáveis apresentaram menor tempo de realização. Em relação às características espaço-temporais, foram apontadas maiores porcentagens no deslocamento do CM durante a transição de fases e na fase 3 (momento de *heel-off*) em idosos com DP; maior comprimento e velocidade do passo, maior distância entre o CP-CM no primeiro contato do calcâneo e maior velocidade anteroposterior ao sair do assento foram apresentados pelo grupo de idosos saudáveis. A separação entre as fases 2 e 3 ilustrou bem a separação das tarefas de SPP e IA, preenchendo a lacuna deixada por Kerr e colaboradores (2007). Esta separação de fases demonstrou a incapacidade de pacientes com DP na execução de tarefas sequenciais, provavelmente, a fim de garantir estabilidade e reduzir o risco de cair.

Dessa forma, alguns estudos buscaram elucidar a importância de avaliar o controle motor através da LEA, tanto em questão de como a avaliação pode simular e traduzir uma situação cotidiana quanto avaliar comprometimentos na população idosa (BUCKLEY et al., 2009; DEHAIL et al., 2007; KERR; DURWARD; KERR, 2004), idosos frágeis (KERR et al., 2013; ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; KERR et al., 2007) e em populações que apresentam déficits motores (FRYKBERG et al., 2009; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

Por meio dessa revisão, foram abordados aspectos teóricos que explicam os comprometimentos motores observados em pacientes com DP e, consequentemente, episódios de queda, presentes de forma marcante nessa população. A descrição detalhada da LEA e a apresentação de estudos que compararam o comportamento de jovens, idosos e pacientes com DP fundamentam os procedimentos metodológicos adotados no presente estudo.

3. OBJETIVO GERAL

Avaliar o comportamento motor de indivíduos idosos saudáveis e idosos com DP caído e não caído na tarefa de LEA com demanda temporal, em dois diferentes estudos.

3.1. Objetivos específicos

a) Avaliar o comportamento motor de indivíduos idosos neurologicamente saudáveis e idosos com DP na tarefa de LEA com demanda temporal, mensurado pelas variáveis de desempenho, cinemáticas e cinéticas (Estudo 1);

b) Avaliar o comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson não caído e caído na tarefa de LEA com demanda temporal, mensurado pelas variáveis de desempenho, cinemáticas e cinéticas (Estudo 2).

4. ESTUDO 1: Avaliação do comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson e idosos neurologicamente saudáveis durante a tarefa de levantar e andar com demanda temporal.

4.1. INTRODUÇÃO

Recentes estudos têm demonstrado a dificuldade de pacientes com DP em realizar tarefas sequenciais, como o caso da LEA (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008). A dificuldade em realizar tarefas sequenciais dessa natureza pode ser atribuída às restrições físicas desses pacientes, como alterações no andar e instabilidade postural (COLNAT-COULBOIS et al., 2005; LEWIS; BYBLOW; WALT, 2000; MORRIS et al., 1994); aos aspectos neurofisiológicos da DP, como dificuldades em regular internamente movimentos contínuos, rítmicos e rápidos (ALMEIDA, 2012), e a bradicinesia, principalmente quando há a necessidade em realizar essas tarefas com maior exigência temporal (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990); ao contexto em que a tarefa é realizado, podendo ser talvez o principal determinante no desempenho e controle motor (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990); e à adoção de um padrão precavido por esses pacientes (VITÓRIO et al., 2010; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

Pacientes com DP apresentam comprometimentos na circuitaria motora, no processamento sensorial e na programação da ação (BARTELS; LEENDERS, 2009). A LEA, como outra tarefa motora sequencial, exige programação e execução contínua em indivíduos sem déficits no sequenciamento motor. Portanto, espera-se que pacientes com DP apresentem soluções adequadas ao seu contexto e restrições, quando comparado com idosos saudáveis da mesma faixa etária (BUCKLEY; PTISIKOULIS; HASS, 2008). Essas soluções como no caso da LEA, foram abordadas por Buckley, Ptsikoulis e Hass (2008), que observaram que os pacientes com DP realizam a separação das fases de sentado para em pé (SPP) e de iniciar o andar (IA) e evidenciaram o comportamento de populações com déficits motores ao separar a tarefa a fim de garantir estabilidade e apresentar menor risco de cair.

Apesar dos resultados expressivos, o estudo de Buckley, Ptsikoulis e Hass (2008), único na literatura com essa população, não empregou nenhuma exigência temporal na tarefa da LEA, principalmente por exigências da tarefa (principalmente

temporais) que parecem ser determinantes no desempenho e controle motor em pacientes com DP. Portanto, a fim de preencher essa lacuna, surge o seguinte questionamento: Idosos com DP são diferentes de idosos saudáveis no desempenho de uma tarefa sequencial com demanda temporal? A hipótese atribuída a essa questão é de que idosos com DP separam as fases SPP e IA e apresentam modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA.

4.2. OBJETIVO

Avaliar o comportamento motor de indivíduos idosos com DP e idosos neurologicamente sadios na tarefa de LEA com demanda temporal, mensurado pelas variáveis de desempenho, cinemáticas e cinéticas.

4.3. MATERIAIS E MÉTODO

4.3.1. Participantes

Para verificar o tamanho amostral necessário a fim de alcançar um poder de 0,8, com base no tempo total da tarefa revelado no estudo de Buckley e colaboradores (2009), foi utilizado o teste de análise do poder do software *GPower* (FAUL et al., 2007), estabelecendo o poder ($1 - \beta$), fixado em 0,8 e $\alpha = 05$, *two tailed*. Essa análise determinou que o tamanho mínimo da amostra de 10 indivíduos foi suficiente para que as diferenças entre os grupos atingissem significância estatística em 0,05.

Participaram deste estudo 28 indivíduos, pareados em gênero, e similares quanto à idade e suas características antropométricas (massa corpórea e estatura) formando intencionalmente dois grupos: grupo DP (GDP) com 14 pacientes com DP idiopática na cidade de Rio Claro, selecionados do Programa de Atividade Física para Pacientes com Doença de Parkinson (PROPARKI); grupo controle (GC) com 14 indivíduos neurologicamente sadios selecionados na comunidade local e do Programa de Atividade Física para Terceira Idade (PROFIT). Ambos os grupos fazem parte de projetos de extensão à comunidade do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP) - Campus de Rio Claro. Todos os

participantes foram convidados para a participação no estudo e, em caso de aceite, leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Os dados dos participantes, características demográficas e clínicas, por grupo, estão presentes na Tabela 1.

Tabela 1. Características demográficas e clínicas dos participantes por grupo.

	GDP	GC	p
Idade (anos)	70,76 ± 4,49	69,86 ± 5,17	0,616
Massa Corpórea (kg)	68 ± 7,19	66,09 ± 14,18	0,659
Estatura (cm)	159,38 ± 6,63	161,69 ± 7,69	0,403
MEEM (pontos)	28,29 ± 2,16	27,57 ± 1,55	0,325
FES-I (pontos)	27,07 ± 12,16	24, 86 ± 12,24	0,369
NAF (pontos)	3,74 ± 1,79	4,07 ± 2,15	0,667
UPDRS-I (pontos)	3,86 ± 2,21	-	-
UPDRS-II (pontos)	12,14 ± 5,59	-	-
UPDRS-III (pontos)	27,21 ± 6,81	-	-
UPDRS-Total (pontos)	43,21 ± 13,03	-	-
HY (estágio)	1,89 ± 0,29	-	-
TDP (anos)	4,93 ± 2,79	-	-

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente sadios; MEEM: Mini Exame do Estado Mental; FES-I: *Falls Efficacy Scale-International*; NAF: Nível de atividade física; UPDRS-I: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* sub-escala 1; UPDRS-II: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* sub-escala 2; UPDRS-III: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* sub-escala 3; UPDRS-Total: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* pontuação total; HY: Estágio de Hoehn e Yahr; TDP: Tempo de diagnóstico da doença de Parkinson.

Os pacientes foram conduzidos ao estudo após a confirmação do diagnóstico da doença de característica idiopática por um neurologista/geriatra. Inicialmente, foram fornecidos esclarecimentos quanto à participação no estudo como, por exemplo, os objetivos da pesquisa e a tarefa a ser executada. Quanto aos pacientes com DP foram incluídos da amostra pacientes que estivessem entre os Estágios 1 e 3 da escala de HY (GOETZ et al., 2004) e sob efeito de terapia medicamentosa anti-parkinsoniana.

Para a participação no estudo os indivíduos deveriam atender aos seguintes critérios de exclusão: presença de doenças osteomioarticulares e/ou neuromusculares, cardiorrespiratórias, distúrbios de equilíbrio (que impedisse a realização das avaliações e testes), problemas de visão não corrigidos com o uso de óculos e declínio cognitivo (escore e nota de corte adotado segundo Brucki e colaboradores (2003) na avaliação do Mini Exame do Estado Mental- MEEM).

4.3.2. Avaliações Iniciais dos Participantes

Anterior à coleta dos dados, foi realizada a anamnese dos participantes, que incluiu questões gerais como idade, utilização de medicamentos, presença ou ausência de fatores contribuintes para os critérios de exclusão. Após isso, os indivíduos estavam aptos a participar no estudo.

Para avaliação clínica dos pacientes com DP, foi realizada a avaliação da UPDRS (FAHN; ELTON, 1987; Anexo 2), que inclui três sub-escalas: I – atividade mental, comportamento e humor: composta por 4 questões, por meio de auto relato do paciente; II – atividades da vida diária: composta por 13 questões, por meio de auto relato do paciente; III – funções motoras: composta por 14 avaliações realizadas por um profissional treinado. Para cada pergunta ou item de avaliação atribuiu-se um critério de pontuação de 0 a 4, onde 0 significa livre de qualquer comprometimento e 4 maior comprometimento nesse quesito. O estado geral de acometimento da DP foi obtido pela pontuação total (soma da pontuação das 3 sub-escalas), onde quanto maior a pontuação, mais acometido está o paciente.

Como consequência da avaliação clínica da UPDRS, obtiveram-se as informações necessárias para caracterizar os níveis de estágio da DP, através da escala de HY (GOETZ et al., 2004; HOEHN; YAHR, 1967), que aponta o estágio da doença, a presença da unilateralidade/bilateralidade e o nível de resposta aos reflexos posturais. Os estágios da DP pela escala de HY são: Estágio 0 - Sem sinais da doença; Estágio 1 - Doença unilateral; Estágio 1,5 – Doença unilateral associada ao envolvimento axial; Estágio 2 - Doença bilateral sem comprometimento no equilíbrio; Estágio 2,5 - Doença bilateral com recuperação no teste de retropulsão (item 30 na subescala III da UPDRS, que avalia a estabilidade postural); Estágio 3 - Doença bilateral leve a moderada, alguma instabilidade postural e independência física; Estágio 4 - Incapacidade grave; ainda capaz de andar e permanecer em pé sem ajuda; Estágio 5 - Paciente se encontra em cadeira de rodas ou acamado.

O Mini Exame do Estado Mental foi aplicado a todos os participantes com a finalidade de realizar um rastreio cognitivo (FOLSTEIN, 1975; Anexo 3). O MEEM é um questionário composto por sete categorias, sendo elas: orientação para tempo, orientação para local, registro de palavras, atenção e cálculo, lembrança de palavras mencionadas, linguagem e capacidade construtiva visual. Quanto maior a pontuação no

MEEM, maior integridade cognitiva. No caso da população brasileira, o escore do MEEM é atribuído aos indivíduos de acordo com sua escolaridade (BRUCKI et al., 2003).

O medo de cair dos idosos foi avaliado por meio da *Falls Efficacy Scale – International* (FES-I; Anexo 4). Essa escala é composta por 16 perguntas sobre o medo de cair em diferentes situações, sejam elas fáceis ou difíceis de serem realizadas durante a prática de atividades físicas e sociais, podendo essa avaliação ser utilizada em diferentes línguas e contextos sociais. Para cada pergunta atribui-se um critério de pontuação de 1 a 4, onde 1 significa menor medo de cair enquanto 4 maior medo de cair diante das situações propostas (CAMARGOS et al., 2010; YARDLEY et al., 2005).

O nível de atividade física (NAF) dos participantes foi avaliado pelo questionário de Baecke modificado para idosos, que é um questionário sobre a atividade física habitual (BARBIERI et al., 2013; BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982; Anexo 5). Nesse questionário, as respostas são pontuadas em uma escala de 5 pontos e resulta em três diferentes índices refletindo atividade física durante atividades ocupacionais, tempo de lazer (excluindo atividades esportivas) e atividades esportivas. A somatória dos três índices foi definida como um índice geral de atividade física. Tal questionário tem sido utilizado na população idosa, assim como em pacientes com DP (SANTOS et al., 2014).

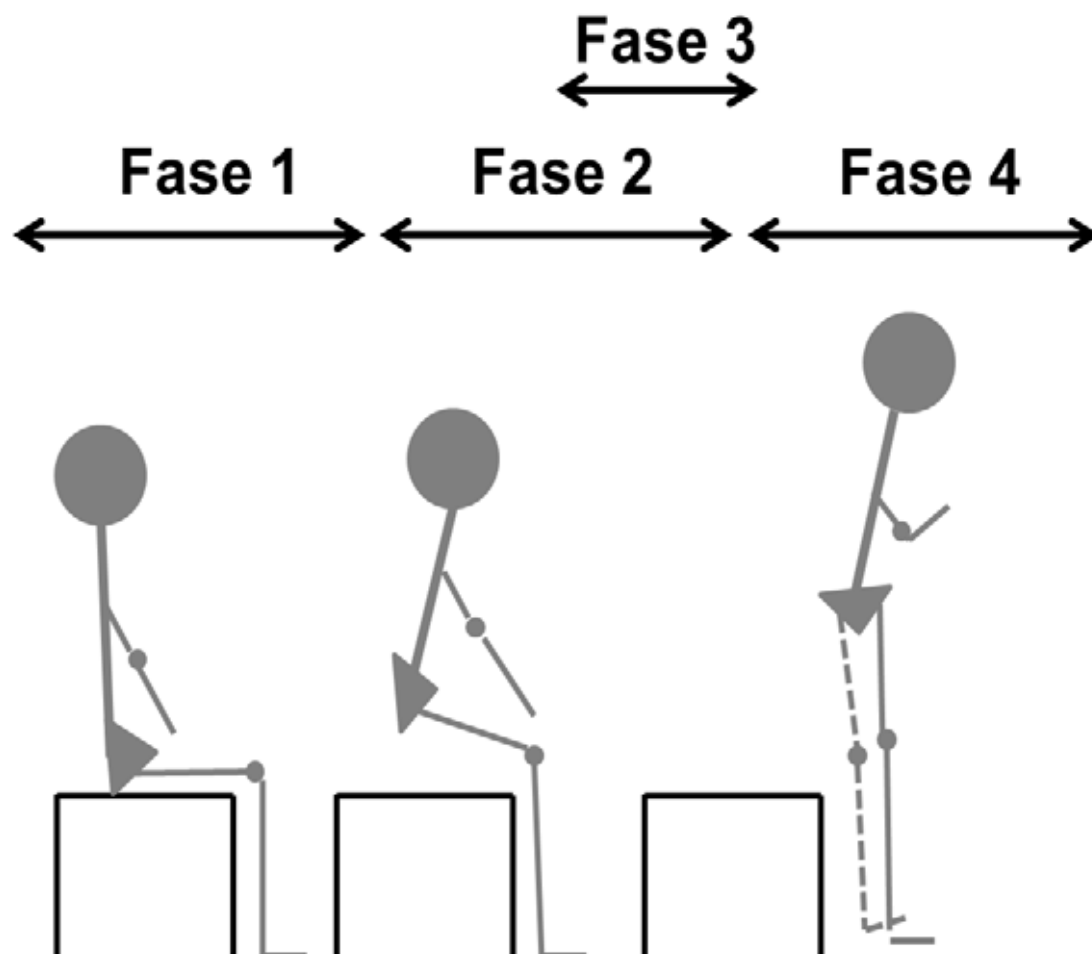
4.3.3. Procedimentos

Todas as avaliações de um mesmo participante foram realizadas em um único dia e os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO), do Departamento de Educação Física da UNESP de Rio Claro. Em um primeiro momento, a anamnese, as avaliações clínicas (somente para os indivíduos com DP), o rastreio cognitivo, avaliação do medo de cair e o nível de atividade física foram realizados. Em um segundo momento foi realizado a avaliação das medidas antropométricas (estatura e massa corporal) e das medidas segmentares dos membros inferiores e superiores bilateralmente (comprimento da coxa, perna e pé; altura do tornozelo; largura e comprimento do pé; comprimento do braço e antebraço), tronco e cabeça.

Na sequência, os participantes realizaram a tarefa de LEA com demanda temporal. A tarefa de LEA é composta por quatro fases (Figura 1), adaptadas de acordo com Kerr, Durward e Kerr (2004) e Buckley e colaboradores (2009): a primeira fase (F1) ocorre entre o início do movimento, identificado pela primeira mudança na força de reação do solo (FRS) vertical (definida visualmente na análise dos dados), até a perda de contato com o assento, identificado pelo primeiro pico na FRS anteroposterior; a segunda fase (F2) tem início com a perda do contato com o assento, identificado um momento de transferência (sentado para em pé) até o pico de velocidade vertical do CM; a terceira fase (F3) é onde ocorre a sobreposição de eventos, e inicia com o *heel off* até o início da marcha (identificada pelo *toe off*). Valores negativos expressam que o participante iniciou o andar antes de atingir o pico de velocidade vertical do CM e valores positivos expressam que o participante iniciou o andar após atingir o pico de velocidade vertical do CM; a quarta fase (F4) começa com o início da marcha e continua através do balanço inicial do membro até o momento de toque do calcâneo com o solo. O desempenho da tarefa total foi adotado pela soma do tempo gasto nas 4 fases. Ainda, o tempo de reação da tarefa foi determinado pelo intervalo de tempo entre o toque do telefone (comando de início da tarefa) e o início da fase 1.

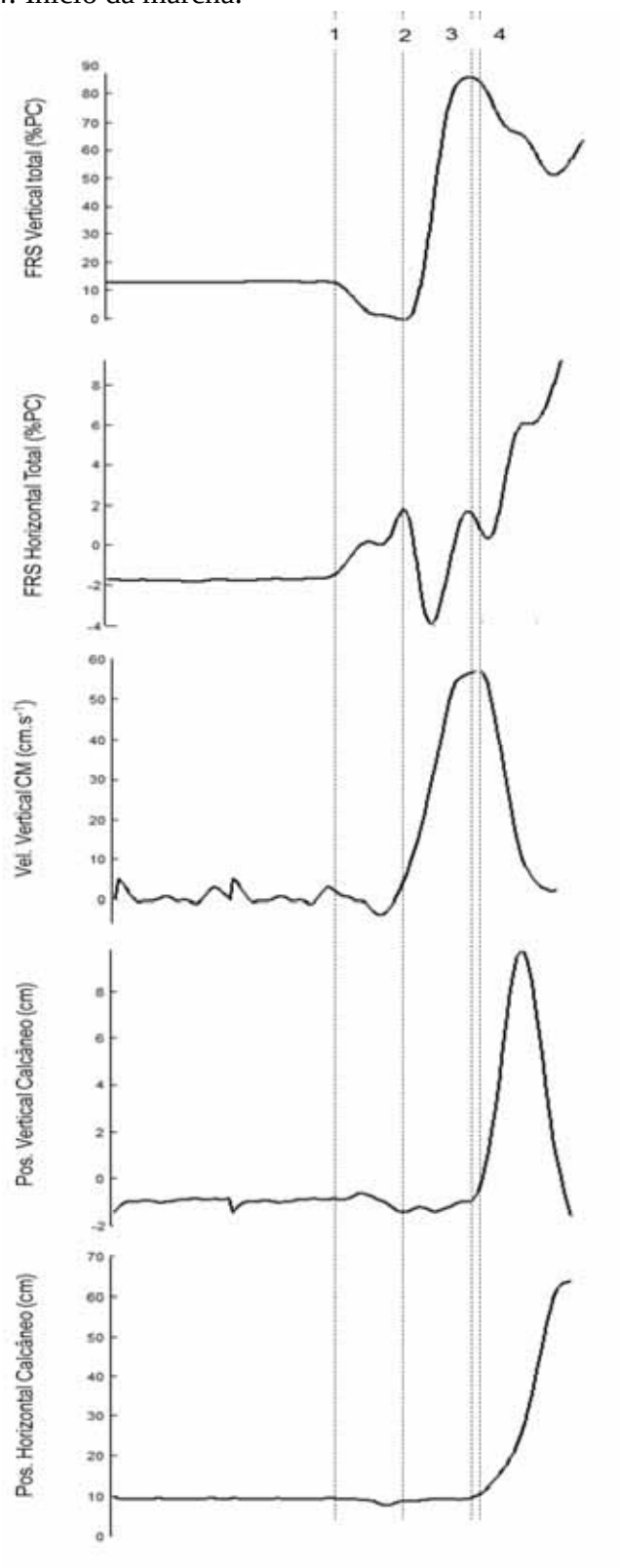
Outra variável de desempenho empregada neste estudo foi o Índice de Fluidez (IF), que é uma estratégia motora, onde o momento linear anteroposterior para frente é mantido ou levemente diminui depois de atingir o primeiro pico na tarefa. O IF foi definido em porcentagem da máxima queda na velocidade anteroposterior do CM a partir do pico de velocidade anterior do CM gerado no fim da Fase 1, referente ao pico inicial (considerado como 100%) (KERR et al., 2013; ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; MALOUIN et al., 2003; DION et al., 2003). Menores quedas na velocidade anteroposterior do CM representam maiores valores de IF, indicando maior fluidez (unindo duas tarefas em uma única) e maiores quedas na velocidade anteroposterior do CM representam menores valores de IF, indicando menor fluidez (separação de duas tarefas distintas).

Figura 1. Representação gráfica das fases da tarefa de levantar e andar.



A Figura 2 apresenta a representação gráfica dos eventos que ocorrem durante cada uma das fases da tarefa de LEA com demanda temporal de um participante do grupo GDP, a fim de ilustrar como ocorre cada uma das fases, na visão de cada evento cinético e cinemático.

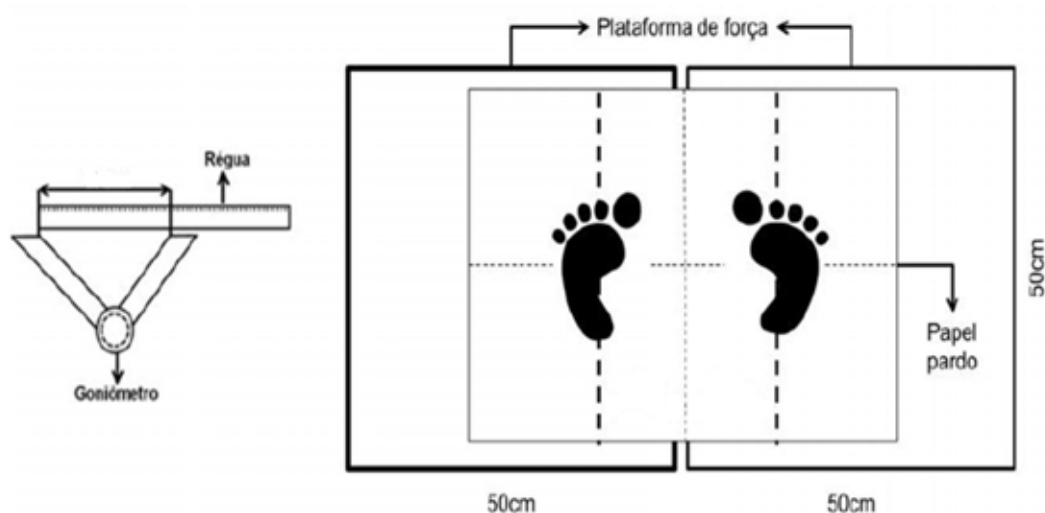
Figura 2. Traçados cinéticos, cinemáticos e eventos da tarefa de levantar e andar: 1: Início do movimento; 2: Perda de contato com o assento; 3: Pico de velocidade do Centro de Massa; 4: Início da marcha.



FRS: Força de Reação do Solo; %PC: Porcentagem do Peso corporal; Vel. Vertical CM: Velocidade Vertical do Centro de Massa; Pos. Vertical Calcâneo: Posicionamento vertical do calcâneo; Pos. Horizontal Calcâneo: Posicionamento horizontal do calcâneo.

Para realizar a tarefa de LEA, os indivíduos permaneceram sentados em uma cadeira sem braços e sem encosto (PEREIRA et al., 2014; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; KOUTA; SHINKODA, 2008; KOUTA; SHINKODA; SHIMIZU, 2007), com os pés descalços posicionados confortavelmente sobre duas plataformas de força. Para padronizar a base de suporte e garantir o mesmo posicionamento dos pés sobre as plataformas de força em todas as tentativas, a distância entre os pés foi personalizada a partir da largura das espinhas ilíacas anterossuperiores (EIAS). Para determinar essa distância, um goniômetro foi utilizado e cada extremidade desse equipamento foi posicionada na EIAS direita e esquerda. A seguir, a abertura encontrada pelo goniômetro foi medida por uma régua comum de 30cm e a distância encontrada foi transferida para uma folha de papel pardo. A metade dessa distância encontrada foi posicionada no centro do papel, garantindo a mesma medida de cada lado da folha. Exatamente na distância igual à metade da largura do quadril da pessoa foi traçada uma linha de cada lado do papel. O papel marcado foi posicionado sobre as plataformas de força e o participante posicionou-se sobre as mesmas colocando o segundo artelho de cada pé sobre as linhas traçadas. O centro do papel foi posicionado entre as duas plataformas (Figura 3).

Figura 3. Representação da padronização da base de suporte.



A altura do assento também foi padronizada com 0,42m e os participantes tiveram a liberdade de escolher o melhor posicionamento quanto ao ângulo dos joelhos e, conseqüentemente, em relação ao assento. Os participantes foram instruídos a realizar a tarefa o mais rápido possível após ouvir ao toque sonoro de um telefone posicionado 4

metros à sua frente, onde eles pudessem vê-lo. Um dos avaliadores realizou uma ligação e, após ouvir o toque sonoro, o participante deveria atendê-lo sem deixar a ligação “cair”. Com as mãos sobre os joelhos, os participantes levantaram imediatamente após o toque do telefone e iniciaram a marcha por uma passarela de 4 metros e, assim que iniciaram, puderam mover os braços. Os participantes ficaram livres para iniciar o andar com o membro de sua preferência durante todas as tentativas. Cada participante realizou 7 tentativas, sendo as 2 primeiras empregadas para familiarização com a tarefa (DEHAIL et al., 2007).

4.3.4. Coleta e análise de dados

A análise de dados foi realizada nas dependências do LEPLO do Departamento de Educação Física da UNESP/Rio Claro.

Para a coleta dos dados cinemáticos, os participantes utilizaram uma vestimenta específica (camisa, calças e meias), idealizada pelo examinador (Figura 4), a fim de afixar os marcadores passivos utilizados para a captação de suas trajetórias.

Figura 4. Representação da vestimenta e do posicionamento dos marcadores passivos utilizados para a análise cinemática.

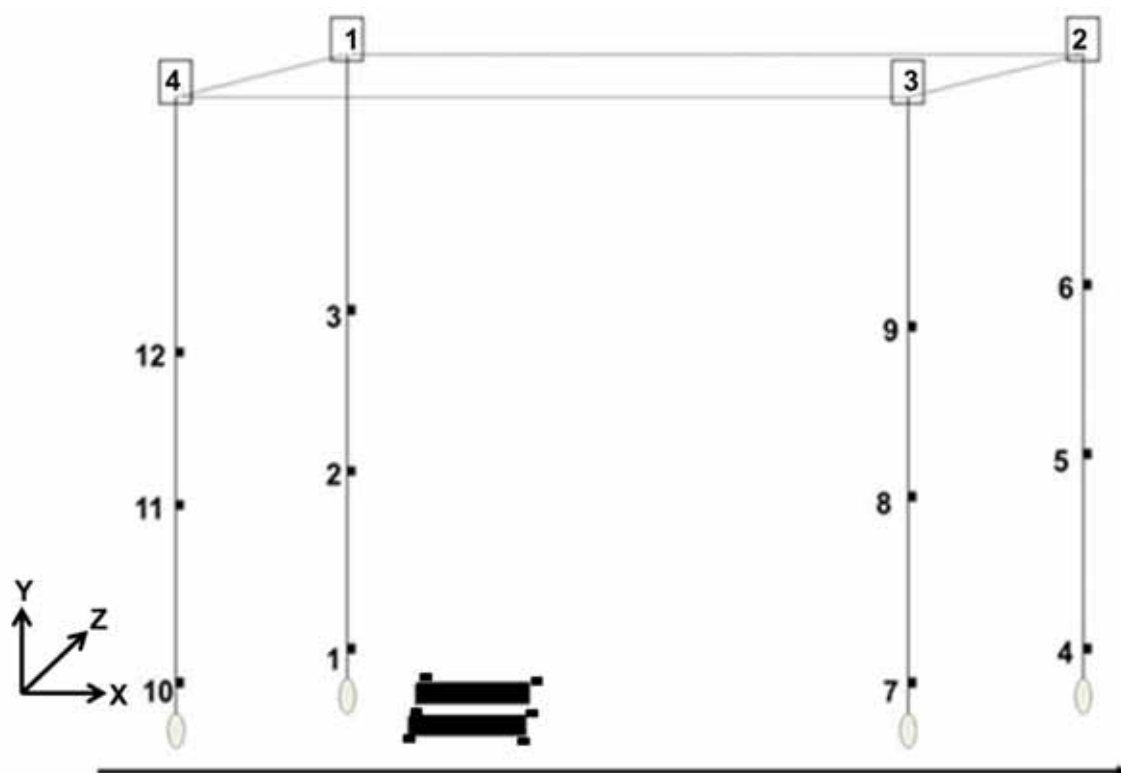


Os deslocamentos dos marcadores foram captados por quatro câmeras digitais (com frequência de aquisição de 60Hz), posicionadas de forma perpendicular entre si, permitindo a captação de uma área de coleta com comprimento de 3,5m. Essas câmeras foram conectadas a dois computadores por meio de fios de alta velocidade de conexão (cabos *firewire*/ iEE 1394). As câmeras foram configuradas com um *shutter* de 1/250 e equilíbrio de branco e foco manuais. Ao lado de cada uma delas foram também posicionados refletores luminosos para aumentar o contraste entre os marcadores e a vestimenta.

O ambiente foi devidamente calibrado anteriormente a cada coleta de dados. Para a construção do ambiente de calibração do espaço de coleta (Figura 5), 4 fios de prumo e 18 marcadores reflexivos passivos (12 marcadores no fio de prumo, e outros 6 para as duas plataformas de força) foram utilizados. As dimensões do espaço calibrado foram: 200 cm de altura, 180 cm de largura e 200 cm de comprimento. O sistema de

referência adotado de origem cinemática foi atribuído ao primeiro marcador na figura 5, sendo este o ponto zero, e os demais pontos se referenciando sobre ele e, assim, criando um ambiente fechado com 3 dimensões para a coleta e análise dos dados. O ponto de referência cinética foi determinado ao centro de cada plataforma, configurado de acordo com os 6 marcadores utilizados para ambas plataformas. A sincronização entre cinemática e cinética foi realizada através de comandos específicos gerados em ambiente Matlab (Math Works, Inc.®). O participante e a cadeira estiveram dentro das dimensões desse ambiente calibrado durante todo o período de coleta.

Figura 5. Representação gráfica do ambiente de calibração do espaço de coleta.



X: Distância anteroposterior; Y: Distância vertical; Z: Distância médio-lateral.

Os procedimentos videogramétricos foram realizados *offline* utilizando o *software* Digital Video for Windows (DVIDEO) (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003; BARROS et al., 1999). Para determinação do centro de massa corpóreo, 22 marcadores passivos foram afixados nos seguintes pontos anatômicos, bilateralmente no dorso dos pés entre o segundo e o terceiro metatarsos, na região posterior dos calcâneos, nos maléolos laterais, nos epicôndilos laterais do fêmur, nas projeções das articulações coxofemorais, nas espinhas ilíacas anterossuperiores, na face posterior do sacro (entre a segunda e terceira vértebras sacrais), na face anterior (terço médio) dos acrômios, nos epicôndilos laterais do úmero, nos punhos, na região superior da cabeça e nas regiões temporais (Figura 4). Esses marcadores foram reconstruídos, formando 13 segmentos: cabeça-pescoço, tronco, pelve, braços, antebraços, coxas, pernas e pés (ESPY; YANG; PAI, 2010; HAHN; CHOU, 2004). O CM de cada um desses segmentos foi obtido considerando a tabela antropométrica descrita por Winter (1990) e o CM corpóreo pela soma dos CM segmentares, de acordo com a equação de Merello, Fantacone e Balej (2010):

$$CM = \frac{\sum m_i V_i}{\sum m_i}$$

Onde V indica a posição (nos três eixos, x, y e z) do CM de cada segmento com massa igual a m. Para uma boa confiança na mensuração dos dados, somente um avaliador fixou os marcadores em todos os participantes (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; MCGINLEY et al., 2009).

Duas plataformas de força (*AccuGait, Advanced Mechanical Technologies®* – 50cm x 50cm) forneceram registros das forças reativas exercidas pelos participantes contra a superfície de suporte. Os dados cinéticos foram adquiridos pelo *software NetForce* (AMTI®). Ambas as plataformas foram posicionadas lado a lado, permitindo que cada pé fosse posicionado sobre uma plataforma (Figura 3). Os dados relativos às FRS foram utilizados para posterior cálculo dos momentos exercidos sobre a plataforma e, finalmente, a partir dos dados das FRS e dos momentos, a posição do CP foi calculada.

Todos os sistemas de aquisição de dados (plataformas de força, câmeras digitais e o toque sonoro do telefone) foram sincronizados eletronicamente. As plataformas de força e as câmeras digitais foram sincronizadas através de um dispositivo manual, que foi acionado ao tocá-lo sobre uma das plataformas. Ao mesmo tempo em que a plataforma de força realizava o registro da força exercida sobre ela, este dispositivo emitia uma luz visível ao sistema das câmeras, onde, foi identificado no tratamento dos dados o exato momento de registro de força e emissão da luz, para a sincronização dessas duas ferramentas. A sincronização entre as câmeras digitais e o toque sonoro do telefone foi realizada no *software DVIDEOW*. Quando uma mudança na sonoridade era percebida, via *DVIDEOW*, devido ao toque do telefone, o quadro correspondente era identificado, para posterior inclusão no tratamento dos dados.

As seguintes variáveis dependentes foram selecionadas e descritas detalhadamente abaixo.

(i) Variáveis temporais de desempenho na LEA com demanda temporal:

- Tempo de reação: foi determinado pelo tempo dispendido entre o momento em que foi identificada uma mudança na sonoridade via *DVIDEOW*, até o momento em que houve a primeira mudança na FRS vertical total, identificado pelas plataformas de força sob os pés dos participantes (coincidente com o início da Fase 1);
- Tempo de realização das Fases 1, 2, 3, 4 e total;

(ii) Variáveis cinemáticas:

- Duração, comprimento, largura e velocidade média do primeiro passo;
- Amplitude vertical, anteroposterior e médio-lateral do CM durante a realização das Fases 1 a 4 da LEA com demanda temporal: foram determinadas pela máxima amplitude do CM durante a realização de cada uma das fases;
- Velocidade vertical, anteroposterior e médio-lateral do CM obtida no fim das Fases 1 a 3 da LEA com demanda temporal: foram determinadas pela velocidade de deslocamento do CM durante a realização de cada uma das fases;
- Momento linear vertical, anteroposterior e médio-lateral obtido no fim das Fases 1 a 4 da LEA com demanda temporal: foi determinado através do cálculo: *velocidade do CM* $\times$ *Massa corpórea* no fim de cada uma das fases;
- Índice de Fluidez: foi definido em porcentagem da máxima queda na velocidade anteroposterior do CM a partir do pico de velocidade anterior do CM gerado no fim da Fase 1, referente ao pico inicial (considerado como 100%). Menores quedas na velocidade anteroposterior do CM representam maiores valores de IF e maiores quedas na velocidade anteroposterior do CM representam menores valores de IF (KERR et al., 2013; MALOUIN et al., 2003);
- Distância anteroposterior e médio-lateral entre o CP e o CM no fim das Fases 1 a 3 da LEA com demanda temporal: essa variável foi definida como a distância de separação entre o CP e o CM no fim de cada uma das fases.

(iii) Variáveis cinéticas:

- Energia cinética do CM: foi obtida através da análise cinemática e foi calculado como: $\frac{1}{2} \times m \times v^2$ (m = massa corpórea, v^2 = velocidade do CM). A energia cinética Total do CM foi dada pela soma da energia cinética nas 3 direções: $\frac{1}{2} \times m \times v_x^2 + \frac{1}{2} \times m \times v_y^2 + \frac{1}{2} \times m \times v_z^2$. A energia cinética total foi normalizada como a porcentagem de energia cinética em cada direção (x = anteroposterior, y = vertical e z = médio-lateral, CHEN; CHOU, 2013);
- Energia cinética vertical, anteroposterior e médiolateral do CM no fim das fases 1 a 3 da LEA com demanda temporal: foi determinada com a porcentagem de energia cinética do CM dispendida na sua respectiva direção de acordo com cada uma das fases;

- Máxima força vertical e anteroposterior: Máxima FRS obtida durante a tentativa (através das plataformas de força sob os pés do participante), normalizada pela massa corpórea de cada um dos participantes, expressa em porcentagem;
- FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral obtida no fim das Fases 1 a 3 da LEA com demanda temporal: FRS obtida no fim de todas as respectivas fases (através das plataformas de força sob os pés do participante), normalizada pela massa corpórea de cada um dos participantes.

O tratamento dos dados e o cálculo das variáveis cinemáticas e cinéticas foram realizados através de rotinas específicas escritas em linguagem Matlab (Math Works, Inc.®). Os dados foram analisados estatisticamente por meio do programa SPSS (SPSS for Windows ® - versão 18.0), onde o nível de significância de todas as análises foi mantido em 0,05. Primeiramente foi realizada a estatística descritiva e logo após foi verificada a normalidade e a homogeneidade dos dados, que foram atingidas. Para comparar o desempenho entre os grupos GDP e GC, para todas as variáveis analisadas, foram empregados testes t de *Student* para amostras independentes.

4.4. RESULTADOS

Na Tabela 2 são apresentados os dados de desempenho dos participantes na LEA com demanda temporal. Houve diferença entre os grupos para as variáveis de desempenho no tempo da Fase 1 ($t_{1,26} = -2,103$; $p = 0,045$), Fase 4 ($t_{1,26} = -2,218$; $p = 0,036$) e Tempo total ($t_{1,26} = -3,166$; $p = 0,004$), onde o GDP realizou essa fase e a tarefa por completo em maior tempo quando comparado ao GC. O GDP também realizou a tarefa de uma maneira menos fluídica, observado por um menor IF, quando comparado ao GC ($t_{1,26} = 2,191$; $p = 0,038$).

Tabela 2. Médias, desvios padrão e significância das variáveis do desempenho na tarefa de levantar e andar com demanda temporal por grupo.

	GDP	GC	p
Tempo de reação (ms)	461 ± 154	510 ± 172	0,437
Fase 1 (s)	0,64 ± 0,11	0,56 ± 0,09	0,045
Fase 2 (s)	0,19 ± 0,12	0,13 ± 0,08	0,095
Fase 3 (s)	-0,02 ± 0,12	-0,02 ± 0,04	0,898
Fase 4 (s)	0,39 ± 0,3	0,36 ± 0,4	0,036
Tempo total (s)	1,21 ± 0,2	1,03 ± 0,1	0,004
IF (%)	57,68 ± 15,58	70,12 ± 14,44	0,038

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente sadios; IF: Índice de Fluidez.

Na Tabela 3 são apresentados os dados das variáveis cinemáticas espaço-temporais durante a realização do primeiro passo. Foi observada diferença estatística significativa entre os grupos para as variáveis de duração ($t_{1,26} = -2,218$; $p = 0,036$), comprimento ($t_{1,26} = 2,625$; $p = 0,014$) e velocidade ($t_{1,26} = 3,334$; $p = 0,003$) do primeiro passo.

Tabela 3. Médias, desvios padrão e significância das variáveis espaço-temporais por grupo durante o primeiro passo.

	GDP	GC	p
Duração (s)	0,39 ± 0,3	0,36 ± 0,4	0,036
Comprimento (cm)	49,73 ± 13,26	61,4 ± 10,06	0,014
Largura (cm)	12,62 ± 11,25	15,24 ± 13,14	0,98
Velocidade (cm/s)	127,63 ± 35,35	170,59 ± 32,79	0,003

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente sadios.

As variáveis de amplitude do CM por fase da LEA com demanda temporal são apresentadas na Tabela 4. Diferença estatística significativa entre os grupos foi encontrada somente na amplitude médio-lateral na Fase 2 ($t_{1,26} = -2,454$; $p = 0,021$).

Tabela 4. Médias, desvios padrão e significância da amplitude de movimento do Centro de Massa por grupo de acordo com as fases da LEA com demanda temporal.

	GDP	GC	p
Amplitude (cm)			
Fase 1			
Vertical	3,86 ± 2,24	4,8 ± 3,81	0,431
Anteroposterior	25,96 ± 4,75	29,65 ± 5,89	0,08
Médio-lateral	2,1 ± 1,76	2,54 ± 1,54	0,437
Fase 2			
Vertical	6,26 ± 2,66	5,17 ± 3,32	0,35
Anteroposterior	13,24 ± 11,39	9,81 ± 6,52	0,337
Médio-lateral	1,87 ± 0,97	1,05 ± 0,79	0,021
Fase 3			
Vertical	0,97 ± 3,94	0,91 ± 2,73	0,961
Anteroposterior	3,92 ± 9,55	2,04 ± 4,21	0,506
Médio-lateral	0,96 ± 0,64	0,58 ± 0,31	0,07
Fase 4			
Vertical	9,89 ± 4,27	11,01 ± 2,72	0,417
Anteroposterior	35,93 ± 9,88	40,43 ± 6,48	0,166
Médio-lateral	2,2 ± 1,14	2,16 ± 1,16	0,929

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente sadios.

Na Tabela 5 são apresentados os dados das variáveis de velocidade do CM no fim das fases 1, 2 e 3 da LEA com demanda temporal. O GDP apresentou menores velocidades anteroposterior do CM nas Fases 1 ($t_{1,26} = 3,7$; $p = 0,001$) e 3 ($t_{1,26} = 3,305$; $p = 0,003$), e vertical do CM na Fase 2 ($t_{1,26} = 2,162$; $p = 0,04$) e Fase 3 ($t_{1,26} = 2,435$; $p = 0,022$).

Tabela 5. Médias, desvios padrão e significância da velocidade do Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GDP	GC	p
Velocidade (cm/s)			
Fase 1			
Vertical	28,39 ± 12,92	38,51 ± 21,42	0,145
Anteroposterior	63,6 ± 15,31	83,84 ± 13,58	0,001
Fase 2			
Vertical	50,52 ± 11,4	60,5 ± 12,97	0,04
Anteroposterior	74,1 ± 34,44	88,77 ± 16,91	0,169
Fase 3			
Vertical	42,29 ± 13,15	54,07 ± 12,46	0,022
Anteroposterior	65,12 ± 19,27	87,35 ± 16,18	0,003

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente saudáveis.

Nenhuma diferença estatística significativa foi observada entre os grupos para as variáveis de diferença entre o CP e CM nas três primeiras fases da LEA com demanda temporal (Tabela 6).

Tabela 6. Médias, desvios padrão e significância da distância entre o Centro de Pressão e Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GDP	GC	p
Distância CP-CM (cm)			
Fase 1			
Anteroposterior	21,67 ± 7,65	20,7 ± 7,92	0,743
Médio-lateral	15,9 ± 4,33	13,59 ± 8,35	0,367
Fase 2			
Anteroposterior	34,63 ± 11,27	30,24 ± 7,32	0,254
Médio-lateral	15,92 ± 4,86	13,36 ± 8,09	0,318
Fase 3			
Anteroposterior	30,81 ± 6,66	28,2 ± 6,62	0,307
Médio-lateral	16,04 ± 4,97	13,52 ± 8,2	0,335

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente saudáveis; Distância CP-CM: Distância entre o Centro de Pressão e o Centro de Massa.

Na Tabela 7 são apresentados os dados das variáveis de Máximas Forças Vertical e Anteroposterior e de FRS durante as fases 1, 2 e 3 da LEA com demanda temporal. Nenhuma diferença estatística significativa foi observada entre os grupos para as variáveis de Máximas Forças Anteroposterior e Vertical. Houve diferença estatística

significante entre os grupos para as variáveis de FRS Médio-lateral na Fase 1 ($t_{1,26} = -2,496$; $p = 0,019$) e Fase 3 ($t_{1,26} = -2,043$; $p = 0,05$).

Tabela 7. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de máximas forças de reação do solo vertical e anteroposterior e forças de reação do solo, normalizada pela massa corpórea por grupo durante as três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GDP	GC	p
Máxima força vertical	88,79 $\pm$ 5,84	85,99 $\pm$ 8,65	0,325
Máxima força anteroposterior	13,41 $\pm$ 5,3	15,57 $\pm$ 4,38	0,251
Fase1			
FRS Vertical	76,37 $\pm$ 21,41	79,48 $\pm$ 34,42	0,776
FRS Anteroposterior	-1,32 $\pm$ 2,11	-0,4 $\pm$ 1,67	0,215
FRS Médio-lateral	2,77 $\pm$ 1,58	1,46 $\pm$ 1,17	0,019
Fase 2			
FRS Vertical	116,81 $\pm$ 9,39	114,21 $\pm$ 19,53	0,55
FRS Anteroposterior	2,99 $\pm$ 8,31	2,88 $\pm$ 4,06	0,581
FRS Médio-lateral	5,55 $\pm$ 4,23	3,75 $\pm$ 2,3	0,241
Fase 3			
FRS Vertical	107,92 $\pm$ 10,95	110,53 $\pm$ 24,67	0,081
FRS Anteroposterior	1,82 $\pm$ 3,28	1,81 $\pm$ 3,77	0,989
FRS Médio-lateral	4,8 $\pm$ 2,34	3,12 $\pm$ 1,98	0,05

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente saudáveis; FRS Vertical: Força de Reação do Solo Vertical; FRS Horizontal: Força de Reação do Solo Horizontal; FRS Médio-lateral: Força de Reação do Solo Médio-lateral.

As variáveis de energia cinética do CM são apresentadas na Tabela 8. Diferenças estatísticas significantes entre os grupos foram observadas para a energia cinética médio-lateral na Fase 2 ($t_{1,26} = -3,992$; $p = 0,001$) e Fase 3 ($t_{1,26} = -2,858$; $p = 0,008$).

Tabela 8. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de energia cinética por grupo durante as três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GDP	GC	p
Energia cinética do CM (%)			
Fase 1			
Anteroposterior	76,97 ± 15,12	78,72 ± 15,63	0,766
Vertical	21,14 ± 15,48	20,24 ± 15,78	0,881
Médio-lateral	1,89 ± 1,8	1,04 ± 0,72	0,108
Fase 2			
Anteroposterior	60,2 ± 18,27	65,88 ± 14,89	0,375
Vertical	36,83 ± 18,54	32,93 ± 14,92	0,546
Médio-lateral	2,97 ± 1,7	1,19 ± 0,75	0,001
Fase 3			
Anteroposterior	64,77 ± 15,5	69,64 ± 12,74	0,372
Vertical	30,52 ± 14,77	28,58 ± 12,43	0,71
Médio-lateral	4,71 ± 4,22	1,79 ± 1,4	0,008

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente sadios; %: Porcentagem produto em cada um dos eixos anteroposterior, vertical e médio-lateral.

Na Tabela 9 são apresentados os dados das variáveis de momento linear por fases da LEA com demanda temporal. Foram observadas diferenças estatísticas significante entre os grupos para as variáveis de momento linear anteroposterior na Fase 1 ($t_{1,26} = 2,092$; $p = 0,046$) e Fase 3 ($t_{1,26} = 2,15$; $p = 0,041$).

Tabela 9. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de momento linear por grupo de acordo com as fases da LEA com demanda temporal.

	GDP	GC	p
Momento linear (Kg.cm/s)			
Fase 1			
Vertical	1962,71 $\pm$ 980,18	2622,45 $\pm$ 1723,98	0,483
Anteroposterior	4358,35 $\pm$ 1222,26	5548,04 $\pm$ 1741,6	0,046
Médio-lateral	583,13 $\pm$ 374,04	517,43 $\pm$ 275,63	0,593
Fase 2			
Vertical	3478,49 $\pm$ 960,32	3994,5 $\pm$ 1305,84	0,244
Anteroposterior	5087,27 $\pm$ 2388,34	5843,9 $\pm$ 1782,86	0,351
Médio-lateral	892,66 $\pm$ 350,7	645,54 $\pm$ 291,8	0,053
Fase 3			
Vertical	2921,57 $\pm$ 1017,9	3592,2 $\pm$ 1292,02	0,145
Anteroposterior	4479,72 $\pm$ 1420,27	5739,25 $\pm$ 1669,8	0,041
Médio-lateral	908,62 $\pm$ 363,8	701,48 $\pm$ 370,61	0,148
Fase 4			
Vertical	423,17 $\pm$ 771,66	597,91 $\pm$ 1181,25	0,647
Anteroposterior	8732,08 $\pm$ 2859,05	9601,5 $\pm$ 2486,04	0,398
Médio-lateral	1273,32 $\pm$ 813,2	1676,65 $\pm$ 1795,57	0,789

GDP: Grupo de pacientes com doença de Parkinson; GC: Grupo de idosos neurologicamente sadios.

4.5. DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar o comportamento motor de indivíduos idosos com DP e idosos neurologicamente sadios na tarefa de LEA com demanda temporal, mensurado pelas variáveis de desempenho, cinemáticas e cinéticas. Essa discussão se faz acerca primeiramente por cada uma das fases da LEA com demanda temporal, para posteriormente discorrer sobre o desempenho geral na LEA com demanda temporal.

As diferenças entre GDP e GC aconteceram desde o início da tarefa (Fase 1), onde o GC apresentou menor tempo de realização da Fase 1 (Tabela 2), quando comparado ao GDP, que pode ser atribuído à maior velocidade anteroposterior do CM (Tabela 5) e ao maior momento linear anteroposterior (Tabela 9). Esse menor tempo de execução da Fase 1 pode ser atribuído também à maior força muscular apresentada por indivíduos neurologicamente sadios. Estudos prévios encontraram menores picos de força e taxas de desenvolvimento de força nos músculos extensores da coxa em pacientes com DP quando comparado a seus pares neurologicamente saudáveis (PELICIONI et al., 2013; STEVENS-LAPSLEY et al., 2012). Considerando a exigência

temporal empregada neste estudo, a bradicinesia (que é a lentidão em executar movimentos), os déficits na integração sensoriomotora (ALMEIDA, 2012) e os menores escores de flexibilidade articular e força muscular que os pacientes apresentam, podem ter favorecido a adoção de uma estratégia para minimizar a desestabilização ocasionada pela necessidade de geração de momento linear anterior (KERR et al., 2007).

A primeira fase da LEA com demanda temporal é similar à primeira fase da tarefa de SPP (KERR; DURWARD; KERR, 2004; MARTIN et al., 2002), onde alguns estudos prévios têm relatado que pacientes com DP apresentam maior tempo de realização dessa fase, (MAK; HUI-CHAN, 2002), em decorrência de bradicinesia e mudanças em seu padrão de movimento. Pacientes com DP apresentam déficits em levantar-se de uma cadeira, por menores velocidades angulares apresentadas, associadas à escolha de um padrão de movimento mais seguro (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008). Essas alterações podem refletir na dificuldade de cerca de 80% dos pacientes com DP apresentarem dificuldades em levantar-se de uma cadeira (BROD; MENDELSON; ROBERTS, 1998).

Ao comparar os resultados do presente estudo com o único estudo realizado com pacientes com DP (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008), houve concordância na menor velocidade anteroposterior do CM dos pacientes com DP em ambos os estudos. Por outro lado, outros resultados são controversos como, por exemplo, a ausência de separação CP-CM e diferença no desempenho da Fase 1 observadas no presente estudo. Essa ausência de separação do CP-CM e diferença no desempenho da Fase 1 podem ser explicados pela maior demanda temporal adotada no presente estudo, onde as exigências da tarefa parecem ser determinantes no desempenho e no controle motor dos pacientes com DP, onde o contexto em que o movimento é realizado é um dos principais determinantes de organização do movimento (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990).

A reduzida velocidade anteroposterior do CM durante a perda de contato com o assento tem sido atribuída a reduções no pico do torque de flexão do quadril e dorsiflexão no tornozelo em pacientes com DP (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; MAK; HUI-CHAN, 2002). Buckley e colaboradores (2008) observaram que a redução dessa velocidade ocorreu porque pacientes com DP reverteram a direção da flexão do quadril (necessária para gerar um momento linear horizontal) para a extensão do quadril muito mais do que seus pares neurologicamente saudáveis. Essa exacerbação

na reversão de direção é atribuída ao déficit dos pacientes com DP em realizar um plano motor mais natural durante a execução da Fase 1 (MAK; HUI-CHAN, 2002).

Maior momento linear é considerado importante e fundamental para uma eficiente e posterior transição para o andar (KERR; DURWARD; KERR, 2004). O equilíbrio postural garantido na LEA com demanda temporal é oriundo do momento linear anteroposterior (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; MAGNAN; McFADYEN; St-VINCENT, 1996), e o GDP, com seu reduzido momento linear anteroposterior (Tabela 9), apresenta restrições na progressão anterior do CM para as fases subsequentes. Essas observações indicam que os pacientes com DP não são hábeis para gerar adequada força e utilizarem os benefícios da dinâmica do pêndulo invertido, onde a energia potencial gravitacional é convertida em energia cinética (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

A respeito da utilização de forças, os pacientes com DP apresentaram maior FRS médio-lateral (Tabela 7), quando comparado ao GC. Essa maior FRS médio-lateral pode ser atribuída a um aumento da atividade médio-lateral para estabilizar a postura durante movimentos na direção anteroposterior (BLASZCZYK et al., 2007; MANCINI et al., 2008; MITCHELL et al., 1995). O controle neuromuscular médio-lateral é decorrente do mecanismo de controle dos músculos do quadril (WINTER, 1995), deficitário em pacientes com DP, levando-os a realizar maior força para manter o controle postural.

Um momento linear anteroposterior significativamente menor para pacientes com DP na Fase 1 (Tabela 9), associado a menor velocidade vertical do CM na fase subsequente (Tabela 5), suportam a ideia de que o GDP adotou uma estratégia de movimento considerada como “segura”. A estratégia adotada pelos idosos neurologicamente saudáveis se aproxima da de jovens saudáveis quando se trata de executar a LEA com demanda temporal (KOUTA; SHINKODA, 2008). O movimento alterado do CM tem sido considerado como um preditor de déficits no controle postural (KOUTA; SHINKODA, 2008). Especula-se, então, que os pacientes com DP não são aptos a deslocar o CM para frente, deslocando-o para o lado a fim de facilitar o primeiro passo na fase subsequente, tornando o CM na Fase 2 mais amplo no sentido médio-lateral (Tabela 4).

A maior amplitude médio-lateral do CM é consequência da FRS gerada na fase anterior, levando os pacientes com DP a apresentarem maior energia cinética médio-lateral (Tabela 8) e maior momento linear médio-lateral marginal na Fase 2 (Tabela 9). Esses resultados indicam a necessidade de um maior controle postural médio-lateral

apresentado pelos pacientes com DP na Fase 2. Os pacientes com DP são mais instáveis ao realizar o controle médio-lateral, uma vez que o CM fica próximo dos limites de estabilidade e a habilidade dos músculos do quadril e tornozelo exercerem um torque específico para esse controle é mais limitada na direção médio-lateral (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005; HORAK; MACPHERSON, 1996). Os músculos do quadril se apresentam em maior co-contracção e menor direcionamento específico de ativação em pacientes com DP (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005; DIMITROVA; HORAK; NUTT, 2004a). A rigidez e a bradicinesia também representam restrições biomecânicas em pacientes com DP e respostas posturais na direção médio-lateral, que exigem controle lateral do tronco, são ineficientes e limitadas por respostas rígidas não específicas apresentadas por essa população (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005; CARPENTER et al., 2004).

Na Fase 3 há a sobreposição de eventos. Nessa fase inicia-se o andar e para isso, os indivíduos dependem do que ocorreu nas fases anteriores. As velocidades anteroposterior e vertical do CM (Tabela 5) são maiores para GC do que para GDP. Isso demonstra que os idosos neurologicamente saudáveis ainda estão em transição entre as duas tarefas (SPP e IA) quando estão realizando o primeiro passo. Indivíduos que não realizam a LEA com demanda temporal rápida e fluidicamente apresentam ineficiência na geração da velocidade anterior do CM nas fases anteriores, sendo que esse movimento do CM gera a força impulsiva para facilitar o primeiro passo (KOUTA; SHINKODA; SHIMIZU, 2007).

A extensão dos joelhos quando o primeiro passo é programado e a flexão do tronco durante esse momento de transição acentuam a transferência do corpo para frente, evidenciando que a LEA com demanda temporal de fato ocorre por uma sobreposição de eventos e não uma simples sucessão de fases (DEHAIL et al., 2007), demonstrado pelo grupo GC. A fim de alcançar esta transição, o momento linear anteroposterior gerado na Fase 1 (Tabela 9) deve ser suficiente para permitir que o indivíduo utilize do mecanismo do pêndulo invertido para minimizar o gasto energético do primeiro passo (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; BRENIERE; DO, 1991). Isso foi observado no GC, que continuou com a geração do momento linear anteroposterior na Fase 3 (Tabela 9), utilizando dos componentes inerciais das fases anteriores e apresentando menor dispêndio energético na realização da tarefa.

O GDP continuou apresentando maior energia cinética médio-lateral na Fase 3 (Tabela 8). A maior energia cinética médio-lateral gerada pelos pacientes com DP se

deve à utilização de um pendulo invertido rígido, que requer maior força reativa para retornar seu CM ao equilíbrio postural “normal” (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005). O aumento dessa atividade médio-lateral pode refletir a tentativa de manter a estabilidade do equilíbrio postural frente a um movimento mais desafiador no sentido anteroposterior (MITCHELL et al., 1995), como é o caso da fase de transição. A rigidez axial e a coordenação deficitária do tronco podem contribuir para uma maior instabilidade médio-lateral e maior dispêndio energético para recuperar esse equilíbrio postural (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005; DIMITROVA; HORAK; NUTT, 2004b).

Esse movimento médio-lateral exacerbado em pacientes com DP reflete maior instabilidade postural tanto pela localização do CM próximo ao limite de estabilidade como pela limitação biomecânica dos músculos do quadril para gerar torque suficiente para recuperação (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005), por isso o GDP apresenta a necessidade de gerar maior FRS médio-lateral (Tabela 7). Essa ineficiência leva os pacientes com DP a apresentar maior risco de quedas que, somado com duração e severidade da DP, estabilidade postural, rigidez e déficits na marcha, relacionam-se também com maior déficit médio-lateral (BLASZCZYK; ORAWIEC, 2011; BLASZCZYK et al., 2007). A inabilidade dos pacientes com DP em realizar o controle postural médio-lateral se deve também à fisiopatologia da DP (HORAK; DIMITROVA; NUTT, 2005), em três aspectos: comprometimentos nos núcleos da base (importante para o controle axial); dificuldade em utilizar a informação somatosensorial (para se adaptar à demanda postural); e déficits proprioceptivos (para realizar ajustes posturais).

Na Fase 4, os indivíduos realizam o primeiro passo, onde o GDP apresentou maior tempo de realização (Tabela 2). Essa maior duração da fase 4 do GDP é decorrente da menor velocidade (Tabela 3) apresentada por todo o desempenho da tarefa até o momento, assim como pelo menor comprimento do primeiro passo (Tabela 3). O menor comprimento do passo apresentado pelo GDP pode ser consequência da restrição ao levantar da cadeira e, quando somada à menor velocidade, pode ser referida como uma tentativa de estabilização a fim de reduzir um possível risco de queda nessa transição (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008). Ainda, realizar um passo mais curto foi a melhor opção (solução motora ótima) adotada pelo GDP uma vez que esses pacientes apresentam hipocinesia e também é uma característica da tarefa de IA a realização de um passo mais curto em pacientes com DP (HASS et al., 2005).

Quanto ao desempenho da tarefa como um todo, o GDP apresentou maior tempo de realização da LEA com demanda temporal (Tabela 2) e menor IF (Tabela 2). O tempo de realização da LEA com demanda temporal foi maior para GDP pelas características da DP, como a lentidão na execução de movimentos e os déficits para modificar a velocidade de movimento devido a demandas ambientais (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990). O tempo de movimento é um parâmetro importante no comportamento motor de pacientes com DP e a incapacidade motora sugere déficits fundamentais na organização do movimento (TEASDALE; PHILLIPS; STELMACH, 1990), como observado na execução da LEA com demanda temporal.

O comportamento dos pacientes com DP na LEA com demanda temporal pode ser decorrente da dificuldade em internamente regular movimentos rítmicos e contínuos que envolvem a coordenação de múltiplas sequências de ações. Outra dificuldade apresentada por esses pacientes é em realizar transições entre as etapas motoras de uma sequência, que são acentuadas nas situações em que diferentes ações devem ser planejadas para completar uma sequência de movimentos (ALMEIDA, 2012; BROWN; ALMEIDA, 2011), como pelo menor IF observado no presente estudo.

A produção de movimentos sequenciais em indivíduos saudáveis envolve múltiplas estruturas corticais e subcorticais. Em relação aos Núcleos da Base, tem sido atribuído ao Estriado o gerenciamento do sistema dopaminérgico e a codificação e implementação dos programas motores sequenciais (GOERENDT et al., 2003). Com os comprometimentos do sistema dopaminérgico na via nigroestriatal, pacientes com DP apresentam déficits no sequenciamento motor (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; AGOSTINO et al., 1992; BENECKE et al., 1987). A dificuldade temporal em modificar as etapas sequenciais de um programa motor pode ser atribuída ao fato de que a integração *on-line* do próximo movimento pode gerar um déficit na capacidade de utilizar informação sensorial de um circuito fechado para controlar o movimento em si (ALMEIDA, 2012). Os déficits no controle temporal podem estar associados com déficits no controle do equilíbrio postural dos pacientes com DP, que priorizam a estabilidade em detrimento da velocidade de execução. Quando pacientes desviam a conectividade neural deficitária, induzem o foco apropriado nas características do movimento e alcançam uma velocidade rápida de execução do movimento (ALMEIDA, 2012; MAJSKAK et al., 2008).

O menor IF observado no GDP indica que os pacientes não completaram a LEA com demanda temporal por meio de um movimento contínuo. Ao invés disso, esses

indivíduos realizaram a LEA com demanda temporal separadamente em SPP e, após isso, o IA. Essa separação na LEA com demanda temporal é considerada um sinal de déficits no equilíbrio postural e decorrente de um menor controle automático (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; DEHAIL et al., 2007). O menor momento linear anteroposterior durante a perda de contato com o assento e a demora ao iniciar um passo até atingir totalmente a verticalidade refletem a menor fluidez (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; BUCKLEY et al., 2009; KOUTA; SHINKODA, 2008). A menor fluidez pode também ser atribuída tanto às características físicas dos pacientes com DP como limitações na força ou amplitude de movimento (PELICIONI et al., 2014b; BARBIERI et al., 2012; PEREIRA; PELICIONI; GOBBI, 2013) como pela priorização da estabilidade sobre a mobilidade (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; BUCKLEY et al., 2009; DEHAIL et al., 2007; KERR et al., 2007; KOUTA; SHINKODA; SHIMIZU, 2007). O medo e o risco de cair podem também influenciar a menor fluidez, levando os pacientes a apresentar maior hesitação para levantar e andar (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; KERR et al., 2007; KERR; KERR; DURWARD, 2006).

4.6. CONCLUSÃO

A hipótese deste estudo, que idosos com DP separam as fases SPP e IA e apresentam modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal, foi confirmada. A separação dos movimentos SPP e IA na LEA com demanda temporal representa um desafio ao controle postural de idosos saudáveis e mais exacerbado em pacientes com DP devido ao comprometimento em executar movimentos sequenciais. Os pacientes com DP também apresentaram maior dispêndio energético médio-lateral, configurando a instabilidade postural. Assim, os sinais e sintomas motores da DP, bradicinesia, hipometria e instabilidade postural foram observados no presente estudo e explicam as diferenças em relação aos idosos neurologicamente saudáveis.

5. ESTUDO 2: Avaliação do comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson caídores e não caídores durante a tarefa de levantar e andar com demanda temporal.

5.1. INTRODUÇÃO

A queda é um dos episódios mais debilitantes na população de pacientes com DP, cuja prevalência estimada varia de 38% a 68% (GAZIBARA et al., 2014b; LATT et al., 2009). As quedas que ocorrem nessa população podem ser ocasionadas por características intrínsecas dos pacientes como a redução da mobilidade funcional (VAN DER MARCK et al., 2014; MAK; PANG, 2010; LATT et al., 2009), instabilidade postural (VAN DER MARCK et al., 2014; LATT et al., 2009; JACOBS et al., 2005), sintomas não-motores (GAZIBARA et al., 2014a; LATT et al., 2009; BALASH et al., 2005), episódios de congelamento (HIORTH et al., 2014; KERR et al., 2010; LATT et al., 2009), comprometimento das respostas compensatórias (PAUL et al., 2014; ALMEIDA, 2012; JACOBS et al., 2005), déficits na atenção (ALLCOCK et al., 2009) e diminuição da capacidade física (PAUL et al., 2014; KERR et al., 2010; LATT et al., 2009).

Aspectos extrínsecos também levam esses pacientes a cair e estão relacionados a tropeços em degrau ou algum objeto ao chão, iluminação inadequada, superfícies desconhecidas, surgimento repentino de um obstáculo no caminho, entre outras condições ambientais (GAZIBARA et al., 2014a; VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013). As demandas de tarefas específicas também podem levar um indivíduo a cair, como por exemplo, a exigência temporal, como é o caso de atravessar uma rua e atender uma campainha ou um telefone.

Uma tarefa fundamental e muito utilizada durante a realização das AVDs, é a tarefa de LEA (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008; KERR; DURWARD; KERR, 2004). A LEA é caracterizada pela transferência do corpo para frente e para cima ao se levantar, antes de chegar totalmente à posição vertical ao iniciar o andar (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010; MAGNAN; McFADYEN; ST-VINCENT, 1996), e é comum em situações dessa natureza que episódios de queda aconteçam (GAZIBARA et al., 2014a; KERR et al., 2007). Em estudo recente, Buckley, Ptsikoulis e Hass (2008) observaram que pacientes com DP realizam a LEA com

separação das fases de sentado para em pé (SPP) e de iniciar o andar (IA) e evidenciaram um comportamento mais precavido de populações com déficits motores ao separar a tarefa a fim de garantir estabilidade e apresentar menor risco de cair.

No Estudo 1, observou-se que pacientes com DP, ao executar a LEA com demanda temporal, executaram dois movimentos distintos (SPP e IA), diferente de seus pares neurologicamente saudáveis. Estes resultados corroboram os achados de Buckley, Ptisikoulis e Hass (2008) e demonstram a maior fragilidade dessa população ao executar movimentos sequenciais com exigência temporal. Os pacientes com DP também apresentaram maior dispêndio energético médio-lateral representado por sua instabilidade postural.

Apesar dos importantes achados contribuírem para o conhecimento do comportamento motor dessa população, ainda é desconhecido o comportamento motor na execução da LEA com demanda temporal, em pacientes com DP caídores. Pacientes com DP caídores apresentam uma série de restrições físicas, como diminuição da mobilidade funcional (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013; MAK; PANG; MOK, 2012), maior instabilidade postural quando comparado aos seus pares não caídores (VAN DER MARCK et al., 2014; LATT et al., 2009; JACOBS et al., 2005), restrições na realização das AVDs (VITÓRIO; LIRANI-SILVA; PELICIONI, 2013), alterações no andar (MAK; PANG; MOK, 2012; TAKAOKA et al., 2011; SCHAAFSMA et al., 2003), medo de cair novamente (HSU et al., 2012; TAKAOKA et al., 2011) e traumas psicológicos (HSU et al., 2012; BLOEM et al., 2001). Estas características limitam os pacientes com DP caídores a executar movimentos sequenciais e com restrição temporal (ALMEIDA, 2012).

A fim de preencher essa lacuna, surge o seguinte questionamento: Pacientes com DP caídores são diferentes de pacientes com DP não caídores no desempenho de uma tarefa sequencial com demanda temporal? A hipótese atribuída a essa questão é de que pacientes com DP caídores irão separar ainda mais as fases SPP e IA, apresentando um comportamento ainda mais conservador observado pelas modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal, principalmente no sentido médio-lateral (demonstrando mais instabilidade na execução da LEA com demanda temporal).

5.2. OBJETIVO

Avaliar o comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson não caidores e caidores na tarefa de LEA com demanda temporal, mensurado pelas variáveis de desempenho, cinemáticas e cinéticas.

5.3. MATERIAIS E MÉTODO

Participaram deste estudo 26 indivíduos com DP idiopática na cidade de Rio Claro, selecionados do Programa de Atividade Física para Pacientes com Doença de Parkinson (PROPARKI) e intencionalmente distribuídos em dois grupos: 13 indivíduos não caidores (GNC) e 13 indivíduos caidores (GCA). Tal grupo faz parte de um projeto de extensão à comunidade do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP) - Campus de Rio Claro. Todos os participantes foram convidados para a participação no estudo e, em caso de aceite, leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Todos os participantes do Estudo 1, participaram do Estudo 2, sendo distribuídos entre os grupos GNC e GCA de acordo com seu histórico de queda.

Para verificar o tamanho amostral necessário a fim de alcançar um poder de 0,8, com base no tempo total da tarefa revelado no estudo de Buckley e colaboradores (2009), foi utilizado o teste de análise do poder do software *GPower* (FAUL et al., 2007), estabelecendo o poder ($1 - \beta$), fixado em 0,8 e $\alpha = 05$, *two tailed*. Essa análise determinou que o tamanho mínimo da amostra de 10 indivíduos foi suficiente para que as diferenças entre os grupos atingissem significância estatística em 0,05. Os dados dos participantes, características demográficas e clínicas, por grupo, estão presentes na Tabela 10.

Tabela 10. Características demográficas e clínicas por grupo.

	GNC	GCA	p
Idade (anos)	72,62 ± 5,45	71 ± 5,52	0,46
Massa Corpórea (kg)	71,16 ± 10,62	69,35 ± 11,74	0,683
Estatura (cm)	161,91 ± 6,98	162 ± 7,61	0,975
MEEM (pontos)	28,61 ± 1,71	27,92 ± 2,25	0,386
FES-I (pontos)	29,54 ± 14,26	25,15 ± 8,77	0,416
NAF (pontos)	4,34 ± 3,02	4,08 ± 4,46	0,779
UPDRS-I (pontos)	3,77 ± 2,28	4,08 ± 2,63	0,753
UPDRS-II (pontos)	11,62 ± 6,09	13,62 ± 4,62	0,355
UPDRS-III (pontos)	28,62 ± 8,19	30,69 ± 9,68	0,56
UPDRS-Total (pontos)	44 ± 14,87	48,38 ± 14,31	0,451
HY (estágio)	1,88 ± 0,3	2,08 ± 0,34	0,142
TDP (anos)	4,92 ± 2,63	6 ± 2,86	0,327

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor; MEEM: Mini Exame do Estado Mental; FES-I: *Falls Efficacy Scale-International*; NAF: Nível de atividade física; UPDRS-I: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* sub-escala 1; UPDRS-II: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* sub-escala 2; UPDRS-III: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* sub-escala 3; UPDRS-Total: *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* pontuação total; HY: Estágio de Hoehn e Yahr; TDP: Tempo de doença.

Os pacientes foram conduzidos para o estudo após a confirmação do diagnóstico da doença de característica idiopática por um neurologista/ geriatra. Inicialmente, foram fornecidos esclarecimentos quanto à participação no estudo como, por exemplo, os objetivos da pesquisa e a tarefa a ser executada e quanto aos pacientes com DP foram incluídos da amostra pacientes que estivessem entre os Estágios 1 e 3 da escala de estadiamento de HY (GOETZ et al., 2004), e sob efeito de terapia medicamentosa anti-parkinsoniana durante a avaliação.

Para a participação no estudo os indivíduos deveriam atender aos mesmos critérios de exclusão estabelecidos no Estudo 1. Para distinção dos indivíduos com DP entre caidores e não caidores, durante a entrevista, os voluntários responderam se tiveram algum episódio de queda nos últimos 12 meses (WOOD et al., 2002), ou através de informações obtidas no banco de dados do LEPLO ou por meio do relato de queda no item 13 da avaliação clínica da UPDRS. Uma queda foi considerada de acordo com Siqueira e colaboradores (2007) e Fabrício, Rodrigues e Costa-Júnior (2004), como um evento não intencional que resulta em mudança de posição de um indivíduo para um nível inferior em relação à sua posição inicial, sem correção a tempo hábil. O paciente foi considerado caidor pelo relato de pelo menos uma queda durante este período.

As variáveis dependentes foram as mesmas do Estudo 1, incluindo: (i) Variáveis clínicas: itens específicos da UPDRS (27, 29, 30 e 31; Anexo 2); (ii) Variáveis de medo de cair: todos os itens da FES-I (Anexo 4).

Todos os procedimentos de coleta e análise dos dados empregados no Estudo 1 foram também utilizados no presente estudo. As variáveis dependentes clínicas e de medo de cair não atenderam aos pressupostos de distribuição normal e homogeneidade das variâncias. Assim, o teste de U de *Mann-Whitney* foi empregado para comparar os escores entre GNC e GCA nas variáveis clínicas e de medo de cair.

5.4. RESULTADOS

Nas tabelas 11 a 18 são apresentados os dados dos participantes por grupo na LEA com demanda temporal. Em nenhuma das variáveis analisadas foi encontrada diferença estatística significativa entre GNC e GCA.

Tabela 11. Médias, desvios padrão e significância das variáveis do desempenho na tarefa de levantar e andar com demanda temporal por grupo.

	GNC	GCA	p
Tempo de reação (ms)	507 ± 194	516 ± 184	0,918
Fase 1 (s)	0,64 ± 0,11	0,67 ± 0,09	0,427
Fase 2 (s)	0,22 ± 0,14	0,18 ± 0,13	0,405
Fase 3 (s)	- 0,01 ± 0,14	0,02 ± 0,13	0,595
Fase 4 (s)	0,39 ± 0,05	0,41 ± 0,03	0,321
Tempo total (s)	1,23 ± 0,2	1,28 ± 0,2	0,589
IF (%)	59,72 ± 14,61	55,05 ± 15,02	0,429

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor; IF: Índice de Fluidez.

Tabela 12. Médias, desvios padrão e significância das variáveis espaço-temporais por grupo durante o primeiro passo.

	GNC	GCA	p
Duração (s)	0,39 ± 0,05	0,41 ± 0,03	0,321
Comprimento (cm)	51,03 ± 14,87	50,67 ± 13,85	0,949
Largura (cm)	9,49 ± 4,79	13,88 ± 11,1	0,193
Velocidade (cm/s)	130,22 ± 33,21	125,53 ± 37,48	0,738

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor.

Tabela 13. Médias, desvios padrão e significância da amplitude de movimento do Centro de Massa por grupo de acordo com as fases da LEA com demanda temporal.

	GNC	GCA	p
Amplitude (cm)			
Fase 1			
Vertical	3,81 ± 2,61	4,63 ± 2,48	0,418
Anteroposterior	25,27 ± 4,34	24,99 ± 4,34	0,868
Médio-lateral	2,2 ± 1,78	2,54 ± 2,13	0,656
Fase 2			
Vertical	7,22 ± 3,29	6,4 ± 3,4	0,535
Anteroposterior	15,27 ± 15,22	10,67 ± 11,86	0,235
Médio-lateral	1,93 ± 1,1	1,49 ± 1,01	0,298
Fase 3			
Vertical	0,35 ± 4,87	- 0,86 ± 4,41	0,514
Anteroposterior	4,52 ± 14,3	1,97 ± 10,14	0,466
Médio-lateral	1,09 ± 0,77	0,97 ± 0,74	0,618
Fase 4			
Vertical	9,44 ± 4,07	8,03 ± 4,01	0,38
Anteroposterior	35,75 ± 11,44	33,99 ± 9,34	0,67
Médio-lateral	2,1 ± 1,06	3,03 ± 1,87	0,129

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor.

Tabela 14. Médias, desvios padrão e significância da velocidade do Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GNC	GCA	p
Velocidade (cm/s)			
Fase 1			
Vertical	27,43 ± 13,16	29,78 ± 11,38	0,423
Anteroposterior	61,24 ± 14,99	55,74 ± 15,59	0,368
Fase 2			
Vertical	51,92 ± 9,73	51,67 ± 11,85	0,637
Anteroposterior	69,46 ± 28,31	61,78 ± 34,77	0,453
Fase 3			
Vertical	43,05 ± 10,54	41,41 ± 12,41	0,72
Anteroposterior	63,97 ± 18,16	57,34 ± 20,45	0,391

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor.

Tabela 15. Médias, desvios padrão e significância da distância entre o Centro de Pressão e Centro de Massa por grupo nas três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GNC	GCA	p
Distância CP-CM (cm)			
Fase 1			
Anteroposterior	22,74 $\pm$ 6,25	22,5 $\pm$ 9,03	0,938
Médio-lateral	15,64 $\pm$ 5,34	13,45 $\pm$ 5,32	0,307
Fase 2			
Anteroposterior	37 $\pm$ 16,51	32,86 $\pm$ 12,31	0,433
Médio-lateral	15,99 $\pm$ 5,37	13,15 $\pm$ 5,38	0,191
Fase 3			
Anteroposterior	33,03 $\pm$ 7,9	30,7 $\pm$ 8,7	0,482
Médio-lateral	16 $\pm$ 5,66	12,77 $\pm$ 5,31	0,146

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor; Distância CP-CM: Distância entre o Centro de Pressão e o Centro de Massa.

Tabela 16. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de máximas forças de reação do solo vertical e anteroposterior e forças de reação do solo, normalizada pela massa corpórea por grupo durante as três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GNC	GCA	p
Máxima força vertical	86,81 $\pm$ 6,29	88,09 $\pm$ 6,53	0,615
Máxima força anteroposterior	13,18 $\pm$ 4,61	12,64 $\pm$ 5,22	0,78
Fase1			
FRS Vertical	73,48 $\pm$ 20,79	82,52 $\pm$ 13,17	0,198
FRS Anteroposterior	- 1,67 $\pm$ 2,12	- 1,43 $\pm$ 2,65	0,809
FRS Médio-lateral	2,82 $\pm$ 1,67	2,48 $\pm$ 1,63	0,6
Fase 2			
FRS Vertical	111,65 $\pm$ 14,21	115,06 $\pm$ 9,96	0,485
FRS Anteroposterior	1,78 $\pm$ 4,62	2,32 $\pm$ 8,56	0,939
FRS Médio-lateral	4,39 $\pm$ 2,2	5,76 $\pm$ 4,01	0,283
Fase 3			
FRS Vertical	104,98 $\pm$ 9,37	106,79 $\pm$ 11,47	0,663
FRS Anteroposterior	2,6 $\pm$ 2,78	2,4 $\pm$ 3,41	0,874
FRS Médio-lateral	4,82 $\pm$ 2,77	4,89 $\pm$ 1,74	0,932

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor; FRS Vertical: Força de Reação do Solo Vertical; FRS Horizontal: Força de Reação do Solo Horizontal; FRS Médio-lateral: Força de Reação do Solo Médio-lateral.

Tabela 17. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de energia cinética por grupo durante as três primeiras fases da LEA com demanda temporal.

	GNC	GCA	p
Energia cinética do CM(%)			
Fase 1			
Anteroposterior	76,92 ± 15,59	71,38 ± 12,43	0,326
Vertical	21,61 ± 15,75	25,41 ± 12,78	0,294
Médio-lateral	1,46 ± 0,88	3,2 ± 4,32	0,213
Fase 2			
Anteroposterior	57,42 ± 17,74	50,43 ± 19,83	0,353
Vertical	40,23 ± 18,57	46,38 ± 19,16	0,414
Médio-lateral	2,35 ± 1,56	3,19 ± 2,3	0,334
Fase 3			
Anteroposterior	64,17 ± 15	57,6 ± 15,83	0,288
Vertical	32,4 ± 14,44	36,54 ± 15,71	0,491
Médio-lateral	3,44 ± 2,6	5,87 ± 4,82	0,142

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caído; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caído; % Porcentagem produto em cada um dos eixos anteroposterior, vertical e médio-lateral.

Tabela 18. Médias, desvios padrão e significância das variáveis de momento linear por grupo de acordo com as fases da LEA com demanda temporal.

	GNC	GCA	p
Momento linear (kg.cm/s)			
Fase 1			
Vertical	1986,36 ± 1019,2	2115,9 ± 1017,22	0,748
Anteroposterior	4344,03 ± 1144,24	3912,64 ± 1355,43	0,389
Médio-lateral	506,32 ± 209,29	658,68 ± 481,33	0,618
Fase 2			
Vertical	3704,91 ± 899,24	3663,73 ± 1267,2	0,925
Anteroposterior	4929,84 ± 1988,38	4354,41 ± 2479,47	0,52
Médio-lateral	803,7 ± 385,36	852,68 ± 376,21	0,746
Fase 3			
Vertical	3079,72 ± 904,98	3067,18 ± 1409,57	0,979
Anteroposterior	4584,91 ± 1539	3941,17 ± 1561,32	0,3
Médio-lateral	821,48 ± 262,63	946,41 ± 342,92	0,29
Fase 4			
Vertical	396,21 ± 667,68	213,78 ± 639,42	0,484
Anteroposterior	9038,82 ± 3200,51	8362,95 ± 2957,3	0,581
Médio-lateral	1227,21 ± 772,41	1268,21 ± 727,03	0,996

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caído; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caído.

Na Tabela 19 são apresentados os dados relativos às variáveis clínicas, extraídas da UPDRS. Não foram evidenciadas diferenças estatísticas significantes entre os grupos nessas variáveis.

Tabela 19. Médias, desvios padrão e significância dos itens da UPDRS: Levantar (27), Passo (29), Estabilidade Postural (30) e Bradicinesia (31), por grupo.

	GNC	GCA	p
Levantar (pontos)	0,38 $\pm$ 0,51	0,38 $\pm$ 0,51	1
Passo (pontos)	0,69 $\pm$ 0,63	0,61 $\pm$ 0,77	0,652
Estabilidade Postural (pontos)	0,54 $\pm$ 0,52	0,62 $\pm$ 0,65	0,839
Bradicinesia (pontos)	1 $\pm$ 0,71	1,15 $\pm$ 0,55	0,554

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor.

Também não houve diferença estatisticamente significativa entre GNC e GCA nos itens da FES-I (Tabela 20).

Tabela 20. Médias, desvios padrão e significância dos itens específicos da FES-I por grupo.

Item (pontos)	GNC	GCA	p
Item 1	1,62 $\pm$ 1,04	1,62 $\pm$ 0,77	0,68
Item 2	1,85 $\pm$ 1,15	1,31 $\pm$ 0,63	0,182
Item 3	1,46 $\pm$ 0,97	1,15 $\pm$ 0,38	0,526
Item 4	1,77 $\pm$ 1,3	1,77 $\pm$ 1,01	0,681
Item 5	1,54 $\pm$ 0,97	1,31 $\pm$ 0,75	0,404
Item 6	1,38 $\pm$ 0,77	1,15 $\pm$ 0,55	0,307
Item 7	2,39 $\pm$ 1,04	2,31 $\pm$ 1,32	0,791
Item 8	1,46 $\pm$ 0,97	1,23 $\pm$ 0,44	0,834
Item 9	2,15 $\pm$ 1,28	1,62 $\pm$ 0,77	0,333
Item 10	1,77 $\pm$ 1,17	1,38 $\pm$ 0,87	0,361
Item 11	2,69 $\pm$ 1,25	2,62 $\pm$ 0,97	0,852
Item 12	1,46 $\pm$ 0,97	1,23 $\pm$ 0,6	0,576
Item 13	2,23 $\pm$ 1,36	1,69 $\pm$ 1,18	0,25
Item 14	2,61 $\pm$ 1,19	2 $\pm$ 0,82	0,169
Item 15	2 $\pm$ 1,15	1,38 $\pm$ 0,51	0,191
Item 16	1,54 $\pm$ 0,97	1,15 $\pm$ 0,37	0,296

GNC: Grupo de pacientes com doença de Parkinson não caidor; GCA: Grupo de pacientes com doença de Parkinson caidor; Item 1: Limpar a casa; Item 2: Vestir-se ou despir-se; Item 3: Preparar refeições diárias; Item 4: Tomar banho; Item 5: Ir às compras; Item 6: Sentar-se ou levantar-se de uma cadeira; Item 7: Subir ou descer escadas; Item 8: Andar pela vizinhança; Item 9: Alcançar algum objeto acima da sua cabeça ou no chão; Item 10: atender ao telefone antes que pare de tocar; Item 11: Andar em superfícies escorregadias; Item 12: Visitar um amigo ou um parente; Item 13: Andar em um local onde haja multidão; Item 14: Andar em superfícies irregulares; Item 15: Subir ou descer uma rampa; Item 16: Sair para eventos sociais.

5.5. DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar o comportamento motor de pacientes com doença de Parkinson não caidores e caidores na tarefa de LEA com demanda temporal, mensurado pelas variáveis de desempenho, cinemáticas e cinéticas. Estudos anteriores evidenciaram que a LEA é sensível para detectar alterações importantes na funcionalidade de diferentes populações e para fornecer características do comportamento motor em cada fase dessa tarefa dinâmica e sequencial. Foram observadas alterações na população idosa (PELICIONI et al., 2014a; BUCKLEY et al., 2009; DEHAIL et al., 2007), em idosos com risco de queda (KERR et al., 2007) e com medo de cair (ABERG; FRYKBERG; HALVORSEN, 2010), pacientes que sofreram acidente vascular encefálico (CHOI et al., 2013; FRYKBERG et al., 2012) e em pacientes com DP (BUCKLEY; PITSIKOULIS; HASS, 2008).

Dessa forma, era esperado que pacientes com DP, que caíram num passado recente (até 12 meses antes da realização da avaliação), apresentassem diferenças significantes quando comparados a pacientes com DP não caidores. No Estudo 1, observou-se que pacientes com DP (independente do histórico de queda), realizaram a LEA com demanda temporal com maior tempo de execução e menor fluidez, quando comparados ao seus pares neurologicamente saudáveis. Estes resultados demonstram a maior fragilidade dessa população ao executar movimentos sequenciais com exigência temporal. Os pacientes com DP também apresentaram maior dispêndio energético médio-lateral representado por sua instabilidade postural. Esperava-se, nesse estudo, que o GCA apresentasse um comportamento mais conservador, porém mais instável durante a execução da LEA com demanda temporal, o que não foi observado.

O presente estudo distribuiu os pacientes nos grupos (GNC e GCA) com base no relato pessoal de quedas nos últimos 12 meses e procurou pareá-los quanto à idade, estágio e tempo de DP (Tabela 10), de forma a eliminar algum efeito de variáveis confundidoras. Ao parear os grupos quanto ao estágio da DP, não foi considerado o fato que indivíduos caidores se apresentam em estágios mais avançados e com maior tempo de DP quando comparados a pacientes não caidores (VAN DER MARCK et al., 2014; HIORTH; LODE; LARSEN, 2013; KERR et al., 2010; LATT et al., 2009; BALASH et al., 2005). Quanto maior o tempo de DP, maior a progressão clínica da doença e, com isso, surgem mais comprometimentos físicos, como por exemplo, redução dos níveis da

capacidade física e funcional (PEREIRA; PELICIONI; GOBBI, 2013; BARBIERI et al., 2012) e aumento da instabilidade postural (GAZIBARA et al., 2014a; JACOBS et al., 2005). As semelhanças entre os grupos no estadiamento da doença, nas variáveis clínicas, físicas, funcionais e cognitivas garantem que estes parâmetros foram bem controlados no estudo e este controle pode ter impedido a observação de diferenças no desempenho da LEA com demanda temporal.

Outro aspecto similar entre ambos os grupos é o medo de cair (Tabelas 10 e 20), avaliado por meio da FES-I. Esperava-se que os pacientes com DP caidores apresentassem maior medo de queda, pois um episódio de queda pode levar a consequências físicas e psicológicas, como por exemplo, episódios recorrentes de quedas (ALLEN; SCHWARZEL; CANNING, 2013; CUMMING et al., 2000) e um maior medo de cair novamente (HSU et al., 2012; TAKAOKA et al., 2011). O episódio de queda experimentado pelo GCA não promoveu alterações físicas (desempenho na LEA com demanda temporal) e psicológicas (medo de cair). Os resultados apresentados na Tabela 20, para cada item da FES-I, apontam que mesmo nos itens mais relacionados à avaliação da LEA com demanda temporal (sentar-se ou levantar-se da cadeira e atender ao telefone antes que pare de tocar), os grupos apresentaram o mesmo comportamento de medo de cair. Mesmo com a experiência de queda, os pacientes com DP caidores executaram a LEA com demanda temporal com desempenho similar aos pacientes com DP não caidores. Considerando que a queda ocorre por fatores intrínsecos, dentre eles o comprometimento das respostas compensatórias (PAUL et al., 2014; ALMEIDA, 2012; JACOBS et al., 2005), a exposição a uma tarefa dinâmica e com demanda temporal pode ter afetado os dois grupos de forma similar.

Especula-se também que talvez o GNC já apresentasse um medo maior de queda (similar ao paciente com DP caidor) e, por isso, realizou a LEA com demanda temporal com desempenho similar ao GCA. Segundo Camargos e colaboradores (2010), em uma população de idosos brasileiros neurologicamente saudáveis, uma pontuação igual ou maior a 23 pontos atribui a uma associação com queda nos últimos 12 meses. Apesar das diferenças apresentadas por idosos neurologicamente saudáveis e pacientes com DP, talvez ambos os grupos desse estudo já apresentassem uma condição intrínseca similar, ou até mesmo pelas características clínicas de ambos os grupos ser similares, ambos os grupos poderiam apresentar esse potencial de queda. Porém, somente especulamos sobre esse resultado, uma vez que parte desses pacientes caiu nos últimos 12 meses, e não temos o controle de como ocorreram essas quedas. Ainda, por decorrência da

queda, o GCA pode apresentar algumas restrições físicas, como diminuição na força dos membros inferiores e na mobilidade funcional, não avaliada de forma objetiva nesse estudo.

Um aspecto que pode ter levado à semelhança dos grupos no desempenho da LEA com demanda temporal é que todos os pacientes apresentam similares NAF (Tabela 10). Esse NAF similar pode ter reduzido algumas limitações ocasionadas pela queda, como por exemplo, maior dependência na execução das AVDs e restrições e isolamentos sociais (GAZIBARA et al., 2014a; IDJADI et al., 2005), assim como ter levado a melhora em parâmetros de saúde funcional desses pacientes. Talvez, os benefícios de uma vida fisicamente ativa pode ter levado ambos os grupos apresentaram seu desempenho similar na tarefa de LEA com demanda temporal, corroborando o achado de Gazibara e colaboradores (2014b), onde o exercício físico leva a melhora nos parâmetros motores e não motores da DP, reduzindo o efeito deletério provocado por um episódio de queda (CORCOS et al., 2013; GRAZINA; MASSANO, 2013).

Algumas limitações desse estudo podem ter contribuído para a ausência de diferenças entre os grupos como, por exemplo, a ausência de informações sobre a quantidade de quedas e o contexto como estas quedas ocorreram. Sabe-se que a recorrência de episódio de queda traz informações importantes sobre a condição física do paciente com DP (ALLEN; SCHWARZEL; CANNING, 2013), principalmente atribuídos à maior fragilidade dos caídores. Outra limitação do estudo foi quanto ao método de distinção de indivíduos caídores dos não caídores. Apesar de ser amplamente descrito na literatura, considerar pelo menos uma queda no período de 12 meses (ALLEN; SCHWARZEL; CANNING, 2013; LAMB et al., 2005; WOOD et al., 2002), talvez não seja sensível para detectar alterações físicas em pacientes com DP decorrentes de um episódio de queda. Allen, Schwarzel e Canning (2013), em uma revisão sistemática bem detalhada sobre a avaliação de queda em pacientes com DP, sugerem que a atribuição de quedas aos pacientes com DP pode ser realizada com um tempo menor. Outros autores já têm realizado pesquisas com um tempo reduzido de classificação de indivíduos como caídores, como por exemplo, um tempo de 6 meses (GAZIBARA et al., 2014; NEMANICH et al., 2013; DUNCAN; EARHART, 2012; DUNCAN et al., 2012). Este período foi sugerido como ideal para avaliar o histórico de quedas de pacientes com DP por Pickering e colaboradores (2007) em uma meta-análise.

Outro aspecto importante a ser considerado é como essa evidência de queda relatada pelo paciente com DP é anotada. No presente estudo, utilizamos as informações fornecidas pelo paciente, informações através de registro no banco de dados do LEPLO, e as anotações realizadas através do item 13 da UPDRS, onde os pacientes relatam se tiveram histórico de quedas recente, podendo esse ser um viés do nosso estudo, principalmente na distinção dos pacientes entre caídores e não caídores. O uso de diário com documentação da queda diária é considerado a melhor forma de estimar queda dos pacientes (HIORTH et al., 2014; ALLEN; SCWARZEL; CANNING, 2013; HIORTH; LODE; LARSEN, 2013; VOSS et al., 2012; MAK; PANG, 2010), podendo realizar a estimativa correta de quedas, com o menor viés possível.

Como sugestões para futuros estudos, é de extrema importância a anotação do número e a razão das quedas através de um diário de quedas, por um tempo de 6 meses previamente ou posteriormente a avaliação da LEA com demanda temporal, eliminando assim qualquer viés de interpretação de queda.

5.6. CONCLUSÃO

A hipótese do presente estudo foi que pacientes com DP caídores separariam ainda mais as fases SPP e IA, apresentando um comportamento ainda mais conservador observado pelas modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal, principalmente no sentido médio-lateral (demonstrando mais instabilidade na execução da LEA com demanda temporal). Os resultados obtidos não confirmaram esta hipótese: os pacientes com DP caídores e não caídores têm desempenho semelhante na LEA com demanda temporal. Talvez um episódio de queda não seja suficiente para gerar limitações físicas (desempenho da LEA com demanda temporal) nem psicológicas nesses pacientes (medo de cair). A ausência de diferença pode ter sido suprimida por esses pacientes apresentarem similares níveis de atividade física, e pelo fato de ter uma vida fisicamente ativa pode ter levado estes a não sofrer o impacto proporcionado pelos efeitos deletérios da queda.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

As hipóteses dos estudos foram de que idosos com DP separam as fases SPP e IA e apresentam modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal (Estudo 1), e de que pacientes com DP caídores separam ainda mais as fases SPP e IA, apresentando um comportamento ainda mais conservador apresentado pelas modificações nos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a LEA com demanda temporal (Estudo 2). No caso do Estudo 1, os resultados obtidos permitiram que a hipótese foi confirmada, já quanto ao Estudo 2, os resultados obtidos não permitiram confirmar a hipótese.

Idosos saudáveis realizaram a tarefa de LEA com demanda temporal com maior fluidez comparado aos pacientes com DP (caídores e não caídores), que executaram a tarefa com menor fluidez e em maior tempo de realização. A sobreposição de movimentos representa um desafio ao controle postural dos pacientes e demonstra a fragilidade em executar movimentos sequenciais quando há exigência temporal. Talvez um episódio de queda e o nível atividade física expliquem a similaridade do comportamento de pacientes caídores e não caídores na LEA com demanda temporal.

Com os achados obtidos nos dois estudos, pode-se concluir que a LEA com demanda temporal é uma forma de avaliação do controle motor, que detecta modificações em populações com déficits no sequenciamento motor, como é o caso da DP, trazendo indícios sobre a fragilidade dessa população. A avaliação do comportamento motor de pacientes com DP caídores na LEA com demanda temporal necessita ser mais bem investigada.

Este estudo também traz benefícios acadêmicos, a extensa revisão de literatura apresentada nesse estudo permite aos leitores e à comunidade acadêmica a reprodução da metodologia da LEA com demanda temporal, com todo o embasamento teórico necessário e atual que garante a boa qualidade do presente estudo, trazendo grande impacto educacional à comunidade. Ainda este estudo permitiu investigar um método recente de avaliação em pacientes com DP, aprofundando o conhecimento sobre o controle motor e biomecânico dessa população. Este estudo permite ter maior conhecimento nos aspectos funcionais dessa população e contribui para a elaboração de futuras intervenções que melhorem a qualidade de vida e os aspectos físicos dessa população.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABERG, A. C.; FRYKBERG, G. E.; HALVORSEN, K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. **Gait and Posture**, Oxford, v. 31, p. 438 – 443, 2010.

AGOSTINO, R.; BERARDELLI, A.; FORMICA, A.; ACCOMERO, N.; MANFREDI, M. Sequential arm movements in patients with Parkinson's disease, Huntington's disease and Dystonia. **Brain**, London, v. 115, n. 5, p. 1481 – 1495, 1992.

ALEXANDER, G. E.; DELONG, M. R.; STRICK, P. L. Parallel organization of functionally segregated circuits linking basal ganglia and cortex. **Annual review of neuroscience**, Palo Alto, v. 9, p. 357 – 381, 1986.

ALLCOCK, L. M.; ROWAN, E. N.; STEEN, I. N.; WESNES, K.; KENNY, R. A.; BURN, D. J. Impaired attention predicts falling in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v. 15, n. 2, p. 110 – 115, 2009.

ALLEN, N. E.; SCHWARZEL, A. K.; CANNING, C. G. Recurrent falls in Parkinson's disease: a systematic review. **Parkinson's Disease**, New York, v. 2013, 16 páginas, 2013.

ALMEIDA, Q. J.; WISHART, L. R.; LEE, T. D. Disruptive influences of a cued voluntary shift on coordinated movement in Parkinson's disease. **Neuropsychologia**, Oxford, v. 41, n. 4, p. 442 - 452, 2002.

ALMEIDA, Q. J. Timing Control in Parkinson's Disease. In: DUSHANOVA, J. (Ed). **Mechanisms in Parkinson's Disease – Models and Treatments**. 1ed. Rijeka: InTech, 2012, p. 39 - 56.

BAECKE, J. A.; BUREMA J.; FRIJTERS J. E. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, Bethesda, v. 36, n. 5, p. 936 – 942, 1982.

BALASH, Y.; PERETZ, C.; LEIBOVICH, G.; HERMAN, T.; HAUSDORFF, J. M.; GILADI, N. Falls in outpatients with Parkinson's disease: Frequency, impact and identifying factors. **Journal of Neurology**, Berlin, v. 252, n. 11, p. 1310 – 1315, 2005.

BARBIERI, F. A.; RINALDI, N. M.; SANTOS, P. C. R.; LIRANI-SILVA, E.; VITORIO, R.; TEIXEIRA-ARROYO, C.; STELLA, F.; GOBBI, L. T. B. Functional

capacity of Brazilian patients with Parkinson's disease (PD): Relationship between clinical and characteristics and disease severity. **Archives of Gerontology and Gerontology**, Amsterdam, v. 54, n. 2, p. e83 – e88, 2012.

BARBIERI, F. A.; SANTOS, P. C. R.; VITÓRIO, R.; VAN DIEEN, J. H.; GOBBI, L. T. B. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. **Gait and Posture**, Oxford, v. 38, n. 4, p. 702 – 707, 2013.

BARBOSA, M. T.; CARAMELLI, P.; MAIA, D. P.; CUNNINGHAM, M. C.; GUERRA, H. L.; LIMA-COSTA, M. F.; CARDOSO, F. Parkinsonism and Parkinson's disease in the elderly: A community-based survey in Brazil (the Bambuí Study). **Movement Disorders**, New York, v. 21, n. 6, p. 800 – 808, 2006.

BARROS, R. M. L.; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N. J.; FIGUEROA, P. J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise 3D de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v. 15, n. 1, p. 79 – 86, 1999.

BARTELS, A. L.; LEENDERS, K. L. Parkinson's disease: The syndrome, the pathogenesis and pathophysiology. **Cortex**, Varese, v. 45, n. 8, p. 915 – 921, 2009.

BENECKE, R.; ROTHWELL, J. C.; DICK, J. P. R.; DAY, B. L.; MARDSEN, C. D. Performance of simultaneous movements in patients with Parkinson's disease. **Brain**, London, v. 109, n. 4, p. 739 – 757, 1986.

BŁASZCZYK, J. W.; ORAWIEC, R.; DUDA-KŁODOWSKA, D.; OPALA, G. Assessment of postural instability in patients with Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 183, n. 1, p. 107 – 114, 2007.

BŁASZCZYK, J. W.; ORAWIEC, R. Assessment of postural control in patients with Parkinson's disease: sway ratio analysis. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 30, n. 2, p. 396 – 404, 2011.

BLOEM, B. R.; BECKLEY, D. J.; VAN DIJK, J. G.; ZWINDERMAN, A. H.; REMLER, M. P.; ROOS, R. A. Influence of dopaminergic medication on automatic postural responses and balance impairment in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, New York, v. 11, n. 5, p. 509 – 521, 1996.

BLOEM, B. R.; GRIMBERGEN, Y. A.; CRAMER, M.; WILLEMSSEN, M.; ZWINDERMAN, A. H. Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, Berlin, v. 248, n. 11, p. 950 – 958, 2001.

BRENIÈRE, Y.; DO, M. C. Control of gait initiation. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 23, n. 4, p. 235 – 240, 1991.

BROD, M.; MENDELSON, G. A.; ROBERTS, B. Patients' experiences of Parkinson's disease. **Journal of Gerontology, Series B: Psychological Sciences and Social Sciences**, Washington, v. 53, n. 4, p. 213 – 222, 1998.

BROWN, M. J.; ALMEIDA, Q. J. Evaluating dopaminergic system contributions to cued pattern switching during bimanual coordination. **European Journal of Neuroscience**, Oxford, v. 34, n.4, p. 632-640, 2011.

BROWN, L. A.; COOPER, S. A.; DOAN, J. B.; DICKIN, D. C.; WHISHAW, I. Q.; PELLIS, S. M.; SUCHOWERSKY, O. Parkinsonian deficits in sensory integration for postural control: Temporal response to changes in visual input. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v. 12, N. 6, p. 376 – 381, 2006.

BRUCKI, S. M. D.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P. H. F.; OKAMOTO, I. H. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, São Paulo, v. 61, n. 3B, p. 777 – 781, 2003.

BUCKLEY, T. A.; PITSIKOULIS, C.; BARTHELEMY, E.; HASS, C. J. Age impairs sit – to – walk motor performance. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 42, n. 14, p. 2318 – 2322, 2009.

BUCKLEY, T. A.; PITSIKOULIS, C.; HASS, C. J. Dynamic postural stability during sit – to – walk transitions in Parkinson's disease patients. **Movement Disorders**, New York, v. 23, n. 9, p. 1274 – 1280, 2008.

CAETANO, M. J. D. **Equilíbrio dinâmico em idosos com doença de Parkinson**. 2007. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

CAMARGOS, F. F. O.; DIAS, R. C. D.; DIAS, J. M. D.; FREIRE, M. T. F. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES – I – BRASIL). **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 237 – 243, 2010.

CARPENTER, M. G.; ALLUM, J. H.; HONEGGER, F.; ADKIN, A. L.; BLOEM, B. R. Postural abnormalities to multidirectional stance perturbations in Parkinson's disease.

Journal of Neurology, Neurosurgery e Psychiatry, London, v. 75, n. 9, p. 1245 – 1254, 2004.

CHEN, T.; CHOU, L. S. Altered center of mass control during sit – to – walk in elderly adults with and without history of falling. **Gait and Posture**, Oxford, v. 38, p. 696 – 701, 2013.

CHOI, Y.; HER, J. G.; KO, J.; KO, D. H.; WOO, J.; O’SULLIVAN, D.; KIM, H. The effects of chair height and foot position on chronic stroke patients’ sit – to - walk movement. **Journal of Physical Therapy Science**, Moroyama, v. 25, p. 431–435, 2013.

COLE, M. H.; SILBURN, P. A.; WOOD, J. M.; WORRINGHAM, C. J.; KERR, G. K. Falls in Parkinson’s disease: kinematic evidence for impaired head and trunk control. **Movement Disorders**, New York, v. 25, n. 14, p. 2369 – 2378, 2010.

COLNAT-COULBOIS, S.; GAUCHARD, G.; MAILLARD, L.; BARROCHE, G.; VESPIGNANI, H.; AUQUE, J.; PERRIN, P. Bilateral subthalamic nucleus stimulation improves balance control in Parkinson’s disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, London, v. 76, n. 6, p. 780 – 787, 2005.

CORCOS, D. M.; ROBICHAUD, J. A.; DAVID, F. J.; LEURGANS, S. E.; VAILLANCOURT, D. E.; POON, C.; RAFFERTY, M. R.; KOHRT, W. M.; COMELLA, C. L. A two-year randomized controlled trial of progressive resistance exercise for Parkinson’s disease. **Movement Disorders**, New York, v. 28, n. 9, p. 1230 – 1240, 2013.

CUMMING, R. G.; SALKED, G.; THOMAS, M.; SZONYI, G. Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF – 36 scores, and nursing home admission. **Journals of Gerontology**, Washington, v. 55, n. 5, p. M299 – M305, 2000.

DE LAU, L. M.; BRETELER, M. M. Epidemiology of Parkinson’s disease. **Lancet Neurology**, London, v. 5, n. 6, p. 525 – 535, 2006.

DEHAIL, P.; BESTAVEN, E.; MALLET, A.; ROBERT, B.; BOURDEL-MARCHASSON, I.; PETIT, J. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “sit - to - Walk” task in elderly subjects: Role of strength. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 22, p. 1096 – 1103, 2007.

DELONG, M.; WICHMANN, T. Update on models of basal ganglia function and dysfunction. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v. 15, p. S237 – S240, 2009. Suplemento 3.

DELVAL, A.; TARD, C.; DEFEBVRE, L. Why we should study gait initiation in Parkinson's disease. **Neurophysiologie Clinique**, Paris, v. 44, n. 1, p. 69 – 76, 2014.

DEVOS, D.; DEFEBVRE, L.; BORDET, R. Dopaminergic and non-dopaminergic pharmacological hypotheses for gait disorders in Parkinson's disease. **Fundamental and Clinical Pharmacology**, Paris, v. 24, n. 4, p. 407 – 421, 2010.

DION, L.; MALOUIN, F.; McFADYEN, B.; RICHARDS, C. L. Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with rise – to – walk task. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, New York, v. 17, n. 2, p. 83 – 92, 2003.

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

DIMITROVA, D.; HORAK, F. B.; NUTT, J. G. Abnormal force patterns for multidirectional postural responses in patients with Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 156, n. 2, p. 183 – 195, 2004b.

DUNCAN, R. P.; EARHART, G. M. Should one measure balance or gait to best predict falls among people with Parkinson's disease? **Parkinson's Disease**, New York, v. 2012, 6 páginas, 2012.

DUNCAN, R. P.; LEDDY, A. L.; CAVANAUGH, J. T.; DIBBLE, L. E.; ELLIS, T. D.; FORD, M. P.; FOREMAN, K. B.; EARHART, G. M. Accuracy of fall prediction in Parkinson disease: six-month and 12-month prospective analyses. **Parkinson's Disease**, New York, v. 2012, 7 páginas, 2012.

EBERSBACH, G.; GUNKEL, M. Posturography reflects clinical imbalance in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, New York, v. 26, n. 2, p. 241 – 246, 2011.

ESPY, D. D.; YANG, F.; PAI, Y. C. Control of center of mass motion state through cuing and decoupling of spontaneous gait parameters in level walking. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 43, n. 13, p. 2548 – 2553, 2010.

FABRÍCIO, S. C.; RODRIGUES, R. A.; COSTA-JUNIOR, M. L. Falls among older adults seen at a São Paulo State public hospital: causes and consequences. **Revista de Saúde Pública**, São Paulo, v. 38, n. 1, p. 93 – 99, 2004.

FAHN, S.; ELTON, R. L. UPDRS program members. Unified Parkinson's Disease Rating Scale. In: FAHN, S.; MARSDEN, C. D.; GOLDSTEIN, M.; CALNE, D. B. (Ed). **Recent Developments in Parkinson's Disease**, v. 2. Florham Park, NJ: Macmillan Healthcare Information, 1987. p. 153 – 163.

FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A. G.; BUCHNER, A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomechanical sciences. **Behavior Research Methods**, Austin, v. 39, p. 175 – 191, 2007.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A flexible Software for tracking of markers used in Human Motion Analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Amsterdam, v. 72, n. 2, p. 155 – 65, 2003.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUG, P. R. Minimental state: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, Oxford, v. 12, n. 3, p. 189 – 198, 1975.

FRYKBERG, G. E.; ABERG, A. C.; HALVORSEN, K.; BORG, J.; HIRSCHFELD, H. Temporal coordination of the sit – to – walk in subjects with stroke and in controls. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 90, n. 6, p. 1009 – 1017, 2009.

FRYKBERG, G. E.; THIERFELDER, T.; ABERG, A. C.; HALVORSEN, K.; BORG, J.; HIRSCHFELD, H. Impact of stroke on anterior-posterior force generation prior to seat - off during sit - to - walk. **Gait and Posture**, Oxford, v. 35, n. 1, p. 56 – 60, 2012.

GAZIBARA, T.; PEKMEZOVIC, T.; TEPAVCEVIC, D. K.; TOMIC, A.; STANKOVIC, A.; KOSTIC, V. S.; SVETEL, M. Circumstances of falls and fall-related injuries among patients with Parkinson's disease in an outpatient setting. **Geriatric Nursing**, New York, v. 35, n. 5, p. 364 – 369, 2014a.

GAZIBARA, T.; PEKMEZOVIC, T.; TEPAVCEVIC, D. K.; TOMIC, A.; STANKOVIC, A.; KOSTIC, V. S.; SVETEL, M. Fall frequency and risk factors in patients with Parkinson's disease in Belgrade, Serbia: A cross-sectional study. **Geriatrics and Gerontology International**, Tokyo, doi: 10.1111/ggi.12300, 2014b.

GOERENDT, I. K.; MESSA, C.; LAWRENCE, A. D.; GRASBY, P. M.; PICCINI, P.; BROOKS, D. J. Dopamine release during sequential finger movements in health in Parkinson's disease: a PET study. **Brain**, London, v. 126, p. 312 – 325, 2003.

GOETZ, C.G.; POEWE, W.; RASCOL, O.; SAMPAIO, C.; STEBBINS, G. T.; COUNSELL, C.; GILADI, N.; HOLOOWAY, R. G.; MOORE, C. G.; WENNING, YAHR, M. D.; SEIDL, L. Movement disorder society task force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations. **Movement Disorders**, New York, v. 19, p. 1020 – 1028, 2004.

GRAZINA, R.; MASSANO, J. Physical exercise and Parkinson's disease: influence on symptoms, disease course and prevention. **Reviews in the Neurosciences**, London, v. 24, n. 2, p. 139 – 152, 2013.

GRIMBERGEN, Y. A. M.; MUNNEKE, M.; BLOEM, B. R. Falls in Parkinson's disease. **Current Opinion in Neurology**, Philadelphia, v. 17, n. 4, p. 405 – 415, 2004.

HABAGUCHI, T.; TAKAKUSAKI, K.; SAITOH, K.; SUGIMOTO, J.; SAKAMOTO, T. Medullary reticulospinal tract mediating the generalized motor inhibition in cats: II. Functional organization within the medullary reticular formation with respect to postsynaptic inhibition of forelimb and hindlimb motoneurons. **Neuroscience**, Oxford, v. 113, n. 1, p. 65 – 77, 2002.

HAHN, M. E.; CHOW, L. Age related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. **Journal of Biomechanics**. Elmsford, v. 37. p. 837 – 844, 2004.

HALLIDAY, S. E.; WINTER, D. A.; FRANK, J. S.; PATLA, A. E.; PRINCE, F. The initiation of gait in young, elderly and Parkinson's disease subjects. **Gait and Posture**, Oxford, v. 8, n. 1, p. 8 – 14, 1998.

HARRINGTON, D. L.; HAALAND, K. Y.; KNIGHT, R. T. Cortical Networks Underlying Mechanisms of Time Perception. **Journal of Neuroscience**, Baltimore, v. 18, n. 3, p. 1085 - 1095, 1998.

HASS, C. J.; WADDELL, D. E.; FLEMING, R. P.; JUNCOS, J. L.; GREGOR, R. J. Gait initiation and dynamic balance control in Parkinson's disease. **Archive Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 86, n. 11, p. 2172 – 2176, 2005.

HELMICH, R. C.; HALLETT, M.; DEUSCHL, G.; TONI, I.; BLOEM, B. R. Cerebral causes and consequences of parkinsonian resting tremor: a tale of two circuits? **Brain**, London, v. 135, n. 11, p. 3206 – 3226, 2012.

HIORTH, Y. H.; LARSEN, J. P.; LODE, K.; PEDERSEN, K. F. Natural history of falls in a population-based cohort of patients with Parkinson's disease: An 8 – year prospective study. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v. 20, n. 10, p. 1059 – 1064, 2014.

HIORTH, Y. H.; LODE, K.; LARSEN, J. P. Frequencies of falls and associated features at different stages of Parkinson's disease. **European Journal of Neurology**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 160 – 166, 2013.

HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism: onset, progression, and mortality. **Neurology**, New York, v. 17, p. 427 – 42, 1967.

HORAK, F. B.; DIMITROVA, D.; NUTT, J. G. Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. **Experimental Neurology**, New York, v. 193, n. 2, p. 504 – 521, 2005.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: Smith, J.L. (Ed.), **Handbook of Physiology**: Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems, V. 12. Oxford University Press, New York, 1996, p. 255– 292.

HSU, C. L.; NAGAMATSU, L. S.; DAVIS, J. C.; LIU-AMBROSE, T. Examining the relationship between specific cognitive process and falls risk in older adults: a systematic review. **Osteoporosis International**, London, v. 23, n. 10, p. 2409 – 2424, 2012.

IDJADI, J. A.; AHARNOFF, G. B.; RICHMOND, J.; EGOL, K. A.; ZUCKERMAN, J. D.; KOVAL, K. J. Hip fracture outcomes in patients with Parkinson's disease. **American Journal of Orthopedics (Belle Mead)**, Chatham, v. 34, n. 7, p. 341 – 346, 2005.

IKEDA, E. R.; SCHENKMAN, M. L.; RILLEY, P. O.; HODGE, W. A. Influence of age in dynamics of rising from a chair. **Physical Therapy**, New York, v. 71, n. 6, p. 473 – 481, 1991.

JACOBS, J. V.; DIMITROVA, D. M.; NUTT, J. G.; HORAK, F. B. Can stooped posture explain multidirectional postural instability in patients with Parkinson's disease? **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 166, n. 1, p. 78 – 88, 2005.

JURI, C.; RODRIGUEZ-OROZ, M.; OBESO, J. A. The pathophysiological basis of sensory disturbances in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, Amsterdam, v. 289, n. 1 – 2, p. 60 – 65, 2010.

KERR, A.; DURWARD, B.; KERR, K. M. Defining phases for the sit - to - walk movement. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 19, p. 385 – 390, 2004.

KERR, A.; KERR, K. M.; DURWARD, B. Hesitancy during the sit – to – walk movement. **Gait and Posture**, Oxford, p. S262 – S264, 2006.

KERR, A.; POMEROY, V. P.; ROWE, P. J.; DALL, P.; RAFFERTY, D. Measuring movement fluency during sit – to – walk task. **Gait and Posture**, Oxford, v. 37, p. 598 – 602, 2013.

KERR, A.; RAFFERTY, D.; KERR, K. M.; DURWARD, B. Timing phases of the sit-to-walk movement: validity of a clinical test. **Gait and Posture**, Oxford, v. 26, p. 11 – 16, 2007.

KERR, G. K.; WORRINGHAM, C. J.; COLE, M. H.; LACHEREZ, P. F.; WOOD, J. M.; SILBURN, P. A. Predictors of future falls in Parkinson disease. **Neurology**, New York, v. 75, n. 2, p. 116 – 124, 2010.

KOUTA, M. S.; SHINKODA, K.; KANEMURA, N. Sit – to - walk versus sit – to - stand or gait initiation: biomechanical analysis of young men. **Journal of Physical Therapy Science**, Moroyama, v. 18, n. 2, p. 201 – 206, 2006.

KOUTA, M. S.; SHINKODA, K.; SHIMIZU, M. E. Biomechanical analysis of the sit – to – walk series of motion frequently observed in daily living: effects of motion speed on elderly persons. **Journal of Physical Therapy Science**, Moroyama, v. 19, n. 4, p. 267 – 271, 2007.

KOUTA, M.; SHINKODA, K. Differences in biomechanical characteristics of sit-to-walk motion between younger and elderly males dwelling in the community. **Journal of Physical Therapy Science**, Moroyama, v. 20, n. 3, p. 185 – 189, 2008.

LAMB, S. E.; JORSTAD-STEIN, E. C.; HAUER, K.; BECKER, C. Development of a common outcome data set for fall injury prevention trials: the Prevention of Falls Network Europe consensus. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v. 53, n. 9, p. 1618 – 1622, 2005.

LATT, M. D.; LORD, S. R.; MORRIS, J. G.; FUNG, V. S. Clinical and physiological assessments for elucidating falls risk in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, New York, v. 24, n. 9, p. 1280 – 1289, 2009.

LEDDY, A. L.; CROWNER, B. E.; EARHART, G. M. Functional gait assessment and balance evaluation system test: Reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. **Physical Therapy**, New York, v. 91, n. 1, p.102 - 113, 2011.

LEWIS, G. N.; BYBLOW, W. D.; WALT, S. E. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. **Brain**, London, v. 123 (Pt 10), p. 2077 – 2090, 2000.

MAGNAN, A.; McFADYEN, B.; St-VINCENT, G. Modification of the Sit-to-stand task with addition of gait initiation. **Gait and Posture**, Oxford, v. 4, p. 232 – 241, 1996.

MAJSAK, M. J.; KAMINSKI, T.; GENTILE, A. M.; GORDON, A. M. Effects of a moving target versus a temporal constraint on reach and grasp in patients with Parkinson's disease. **Experimental Neurology**, New York, v. 210, n. 2, p. 479–488, 2008.

MAK, M. K. Y.; HUI-CHAN, C. W. Y. Switching of movement directions is central to Parkinsonian bradykinesia in sit – to – stand. **Movement Disorders**, New York, v. 17, n. 6, p. 1188 – 1195, 2002.

MAK, M. K.Y.; PANG, M. Y. c. Parkinsonian single fallers versus recurrent fallers: different fall characteristics and clinical features. **Journal of Neurology**, v. 257, n. 9, p. 1543 – 1551, 2010.

MAK, M. K. Y.; PANG, M. Y. C.; MOK, V. Gait difficulty, postural instability, and muscle weakness are associated with fear of falling in people with Parkinson's disease. **Parkinson's Disease**, New York, v. 2012, 5 pages, 2012.

MALOUIN, F.; McFADYEN, B.; DION, L.; RICHARDS, C. L. A fluidity scale for evaluating the motor strategy of the rise – to – walk task after stroke. **Clinical Rehabilitation**, London, v. 17, n. 6, p. 674 – 684, 2003.

MANCINI, M.; ROCCHI, L.; HORAK, F. B.; CHIARI, L. Effects of Parkinson's disease and levodopa on functional limits of stability. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 23, n. 4, p. 450 – 458, 2008.

MARTIN, M.; SHINBERG, M.; KUCHIBHATLA, M.; RAY, L.; CAROLLO, J. J.; SCHENKMAN, M. L. Gait initiation in community-dwelling adults with Parkinson disease: comparison with older and younger adults without the disease. **Physical Therapy**, New York, v. 82, p. 566 – 577, 2002.

McGINLEY, J. L.; BAKER, R.; WOLFE, R.; MORRIS, M. E. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. **Gait and Posture**, Oxford, v. 29, n. 3, p. 360 – 369, 2009.

MERELLO, M.; FANTACONE, N.; BALEJ, J. Kinematic study of whole body center of mass position during gait in Parkinson's disease patients with and without festination. **Movement Disorders**, New York, v. 25, n. 6, p. 747 – 754, 2010.

MITCHELL, S. L.; COLLINS, J. J.; De LUCA, C. J.; BURROWS, A.; LIPSITZ, L. A. Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. **Neuroscience Letters**, Amsterdam, v. 197, n. 2, p. 133- 136, 1995.

MONGEON, D.; BLANCHET, P.; MESSIER, J. Impact of Parkinson's disease and dopaminergic medication on proprioceptive processing. **Neuroscience**, Oxford, v. 158, n. 2, p. 426 – 440, 2009.

MORRIS, M. E.; HUXHAM, F.; MCGINLEY, J.; IANSEK, R. Gait disorders and gait rehabilitation in Parkinson's disease. **Advances in Neurology**, New York, v. 87, p. 347-361, 2001.

MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; MATYAS, T. A.; SUMMERS, J. J. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, London, v. 57, n. 12, p. 1532 – 1534, 1994.

NEMANICH, S. T.; DUNCAN, R. P.; DIBBLE, L. E.; CAVANAUGH, J. T.; ELLIS, T. D.; FORD, M. P.; FOREMAN, K. B.; EARHART, G. M. Predictors of gait speeds and the relationship of gait speeds to falls in men and women with Parkinson's disease. **Parkinson's Disease**, New York, v. 2013, 8 páginas, 2013.

OLANOW, C. W.; STERN, M. B.; SETHI, K. The scientific and clinical basis for the treatment of Parkinson disease. **Neurology**, New York, v. 72, n. 21, Suplemento 4, p. S1 – 136, 2009.

OXLEY, J. A.; IHSEN, E.; FILDES, B. N.; CHARLTON, J. L.; DAY, R. H. Crossing roads safely: An experimental study of age differences in gap selection by pedestrians. **Accident Analysis and Prevention**, New York, v. 37, n. 5, p. 962 – 971, 2005.

PAHAPILL, P. A.; LOZANO, A. M. The pedunculopontine nucleus and Parkinson's disease. **Brain**, London, v. 123, N. 9, p. 1767 – 1783, 2000.

PAUL, S. S.; SHERRINGTON, C.; CANNING, C. G.; FUNG, V. S.C.; CLOSE, J. C. T.; LORD, S. R. The relative contribution of physical and cognitive fall risk factors in people with Parkinson's disease: a large prospective cohort study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, New York, v. 28, n. 3, p. 282 – 290, 2014.

PELICIONI, P. H. S.; PEREIRA, M. P.; LAHR, J.; ALTARUGIO-JUNIOR, J.; RODRIGUES, M. M. L.; MORAIS, L. C.; GOBBI, L. T. B. The relation between the performance of transition phase of sit-to-walk task and strength components in Parkinson's disease patients. In: 18th Annual Congress of the European College of Sport Science, Barcelona. **Book of the abstracts of the 18th Annual Congress of the European College of Sport Science**. Barcelona: Congress of the European College of Sport Science, 2013, p. 469 – 470.

PELICIONI, P. H. S.; PEREIRA, M. P. P.; LAHR, J.; GOBBI, L. T. B. Análise cinética e cinemática do levantar e andar em jovens e idosos. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, Campinas, 2014a. No prelo.

PELICIONI, P. H. S.; PEREIRA, M. P.; LAHR, J.; RODRIGUES, M. M. L.; MORAIS, L. C.; GOBBI, L. T. B. Relação entre o desempenho da tarefa de levantar e andar e dos componentes funcionais de pacientes com doença de Parkinson. In: XIX Congresso Latinoamericano de Fisioterapia y Kinesiologia, São Paulo. **Anais do XIX Congresso Latinoamericano de Fisioterapia y Kinesiologia**, São Paulo, 2014b.

PEREIRA, M. P.; PELICIONI, P. H. S.; GOBBI, L. T. B. Parkinson's disease severity and motor subtype influence physical capacity componentes. **Motriz**, Rio Claro, v. 19, n. 3, p. 605 – 613, 2013.

PEREIRA, M. P.; PELICIONI, P. H. S.; LAHR, J.; GOBBI, L. T. B. Does the proprioceptive system stimulation improve the sit –to – walk performance in healthy young adults? **Journal of Physical Therapy Sciences**, Moroyama, 2014. No prelo.

PICKERING, R. M.; GRIMBERGEN, Y. A.; RIGNEY, U.; ASHBURN, A.; MAZIBRADA, G.; WOOD, B.; GRAY, P.; KERR, G.; BLOEM, B. R. A meta-analysis of six prospective studies of falling in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, New York, v. 22, n. 13, p. 1892 – 1900, 2007.

RAO, S. M.; HARRINGTON, D. L.; HAALAND, K. Y.; BOBHOLZ, J. A.; COX, R. W.; BINDER, J. R. Distributed Neural Systems Underlying the Timing of Movements. **Journal of Neuroscience**, Baltimore, v. 17, n. 14, p. 5528 – 5535, 1997.

RINALDI, N. M. PEREIRA, M. P.; BATISTELA, R. A. Neurofisiologia do sistema locomotor aplicada à doença de Parkinson. In: COELHO, F. G. M.; GOBBI, S.; COSTA, J. R. L.; GOBBI, L. T. B. (Ed). **Exercício Físico no Envelhecimento Saudável e Patológico**. 1ed. Curitiba: CRV, 2013, p. 301 - 313.

ROSIN, R.; TOPKA, H.; DICHGANS, J. Gait initiation in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, New York, v. 12, n. 5, p. 682 – 690, 1997.

RUBESTEIN, L. Z.; JOSEPHSON, K. R. Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show? **Medical clinics of North America**, Philadelphia, v. 90, n. 5, p. 807 – 824, 2006.

SANTOS, P. C. R.; BARBIERI, F. A.; ORCIOLI-SILVA, D.; SIMIELI, L.; GOBBI, L. T. B. Effects of physical activity/ levels on fatigue perception with Parkinson's disease and neurologically healthy individuals. **Health**, London, 2014. No prelo.

SCHAAFSMA, J. D.; GILADI, N.; BALASH, Y.; BARTELS, A. L.; GUREVICH, T.; HAUSDORFF, J. M. Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. **Journal of the Neurological Sciences**, Amsterdam, v. 212, n. 1 – 2, p. 47 – 53, 2003.

SIQUEIRA, F. V.; FACCHINI, L. A.; PICCINI, R. X.; TOMASI, E.; THUMÉ, E.; SILVEIRA, D. S.; VIEIRA, V.; HALLAL, P. C. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados. **Revista de Saúde Pública**, São Paulo, v. 41, n. 5, p. 749 – 756, 2007.

STEVENS-LAPSLEY, J.; KLUGER, B. M.; SCHENKMAN, M. Quadriceps muscle weakness, activation deficits, and fatigue with Parkinson's disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, New York, v. 26, n. 5, p. 533 – 541, 2014.

TAKAKUSAKI, K.; HABAGUCHI, T.; OHTINATA-SUGIMOTO, J.; SAITOH, K.; SAKAMOTO, T. Basal ganglia efferents to the brainstem centers controlling postural

muscle tone and locomotion: a new concept for understanding motor disorders in basal ganglia dysfunction. **Neuroscience**, Oxford, v. 119, n. 1, p. 293 – 308, 2003.

TAKAKUSAKI, K.; HABAGUCHI, T.; SAITOH, K.; KOHYAMA, J. Changes in the excitability of hindlimb motoneurons during muscular atonia induced by stimulating the pedunculopontine tegmental nucleus in cats. **Neuroscience**, Oxford, v. 124, n. 2, p. 467 – 480, 2004.

TAKAKUSAKI, K.; TOMITA, N.; YANO, M. Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction **Journal of Neurology**, Berlin, v. 255, n. 4, p. 19 – 29, 2008.

TAKAOKA, H.; TANAKA, N.; ENG, M.; SAEKI, K.; KIRIYAMA, T.; EURA, N.; IKEDA, M.; IZUMI, T.; KITAUTI, T.; FURIYA, Y.; SUGIE, K.; IKADA, Y.; UENO, S. Risk of falling in Parkinson's disease at the Hoehn – Yahr Stage III. **European Neurology**, Basel, v. 66, n. 5, p. 298 – 304, 2011.

TEASDALE, N.; PHILLIPS, J.; STELMACH, G. E. Temporal movement control in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, London, v. 53, n. 10, p. 862 – 868, 1990.

TEIXEIRA, L. A. Coordenação Intersegmentar. In: TEIXEIRA, L. A. (Ed). **Controle Motor**. 1ed. Barueri: Manole, 2006, p. 248 - 297.

TEMLETT, J. A.; THOMPSON, P. D. Reasons for admission to hospital for Parkinson's disease. **Internal Medicine Journal**, Carlton, v. 36, n. 8, p. 524 – 526, 2006.

TIEDEMANN, A.; SHERRINGTON, C.; LORD, S. R. Physiological and Psychological Predictors of Walking Speed in Older Community - Dwelling People. **Gerontology**, Basel, v. 51, n. 6, p. 390 – 395, 2005.

VAN DER MARCK, M. A.; KLOK, M. P. C.; OKUN, M. S.; GILADI, N.; MUNNEKE, M.; BLOEM, B. R. Consensus-based clinical practice recommendation for the examination and management of falls in patients with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v. 20, n. 4, p. 360 – 369, 2014.

VITÓRIO, R.; LIRANI-SILVA, E.; BARBIERI, F. A.; RAILE, V.; BATISTELA, R. A.; STELLA, F.; GOBBI, L. T. B. The role of vision in Parkinson's disease locomotion control: Free walking task. **Gait and Posture**, Oxford, v. 35, n. 2, p. 175 – 179, 2012.

VITÓRIO, R.; LIRANI-SILVA, E.; PELICIONI, P. H. S. Controle motor, ocorrência de quedas e doença de Parkinson. In: COELHO, F. G. M.; GOBBI, S.; COSTA, J. R. L.; GOBBI, L. T. B. (Ed). **Exercício Físico no Envelhecimento Saudável e Patológico**. 1ed. Curitiba: CRV, 2013, p. 314 - 326.

VITORIO, R.; PIERUCCINI-FARIA, F.; STELLA, F.; GOBBI, S.; GOBBI, L. T. B. Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease. **Gait and Posture**, Oxford, v. 31, n. 1, p. 143 – 146, 2010.

VOSS, T. S.; ELM, J. J.; WIELINSKI, C. L.; AMINOFF, M. J.; BANDYOPADHYAY, D.; CHOU, K. L.; SUDARSKY, L. R.; TILLEY, B. C. Fall frequency and risk assessment in early Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, Kidlington, v. 18, n. 7, p. 837 – 841, 2012.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2.ed. John Wiley & Sons: New York, 1990.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, Oxford, v. 3, p. 193 – 214, 1995.

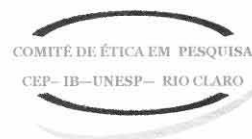
WOOD, B. H.; BILCLOUGH, J. A.; BOWRON, A.; WALKER, R. W. Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: a prospective multidisciplinary study. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, London, v. 72, n, 6, p. 721 – 725, 2002.

YARDLEY, L.; BEYER, N.; HAUER, K.; KEMPEN, G.; PIOT-ZIEGLER, C.; TODD, C. Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). **Age and Ageing**, London, v. 34, n. 6, p. 614 – 619, 2005.

Anexo 1. Protocolo submetido e aprovado pelo Comitê de ética em Pesquisa com Seres Humanos.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Rio Claro



DECISÃO CEP Nº 095/2012

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 7125	Data de Registro CEP: 26.09.2012
Projeto de Pesquisa: "Impacto da doença de Parkinson sobre as características cinéticas e cinemáticas da tarefa de levantar e andar"	

Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: -.-
	Colaboradores: -.-
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável: -.-
	Orientando(a): -.-
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: Paulo Henrique Silva Pelicioni
	Orientador: Lilian Teresa Bucken Gobbi

Objetivo Acadêmico:	☐ TCC
	☒ Mestrado
	☐ Doutorado
	☐ Outros – (especificar)

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 52ª reunião ordinária, realizada em 30/10/2012.	
☒	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
☐	Desde que atendidas as pendências apontadas na reunião (vide anexo), aprova o Projeto de Pesquisa acima citado.
☐	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado.
☐	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 60 dias):
☐	Não Aprovou.
☐	Retirou, devido à permanência das pendências.
☐	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o encaminha, com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa-CONEP/MS, por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

↙ "Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados"
Data de Entrega: Maio de 2014

Rio Claro, 1º de novembro de 2012.
 Prof. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari Coordenadora do CEP

Data										
			Off	On	Off	On	Off	On	Off	On
24	Movimentos com as mãos	Direita								
		Esquerda								
25	Pronação/supinação	Mão direita								
		Mão esquerda								
26	Agilidade com as pernas	Direita								
		Esquerda								
27	Levantar da cadeira									
28	Postura									
29	Passo									
30	Estabilidade postural									
31	Bradicinesia corporal									
	Subtotal 18-31 (máximo = 108)									
	Total pontos 1-31 (máximo = 176)									
32	Discinesia (duração)									
33	Discinesia (incapacidade)									
34	Discinesia (dor)									
35	Discinesia (matinal)									
36	“Offs” previsíveis									
37	“Offs” imprevisíveis									
38	“Offs” súbitos									
39	“Offs” duração									
40	Anorexia, náuseas, vômito									
41	Distúrbio do sono									
42	Sintomas ortostáticos:									
	PA	Sentado								
		Deitado								
		Em pé								
	Pulso	Deitado								
		Em pé								
	Estágio de Hoehn & Yahr									
	% AVD Total (PD)									
	% AVD (com distonia)									

Anexo 3. Mini-exame do Estado Mental.**MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL**

(Folstein, Folstein & McHugh, 1.975)

Paciente: _____

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

Anos de escolaridade: _____

ORIENTAÇÃO

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

MEMÓRIA IMEDIATA

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

ATENÇÃO E CÁLCULO

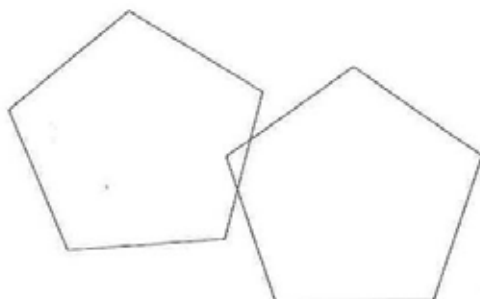
- (100 - 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto)()
- (alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

EVOCÇÃO

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

LINGUAGEM

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

ESCORE: (____/30)

Anexo 4. Falls Efficacy Scale – International.

Falls Efficacy Scale International (FES-I)

Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre o quanto você está preocupado com a possibilidade de cair. Para cada uma das atividades a seguir, por favor, marque a alternativa que mais se aproxima da sua própria opinião para mostrar o quanto você está preocupado com a possibilidade de uma queda se você realizasse essa atividade. Por favor, responda considerando como você comumente faz essa atividade. Se você comumente não faz a atividade (ex: alguém faz as compras para você), por favor responda como você acha que estaria preocupado em cair se fizesse a atividade.

	Atividades	Não estou preocupado	Um pouco preocupado	Moderadamente preocupado	Muito preocupado
1	Limpar a casa (ex: esfregar, varrer, aspirar)	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
2	Vestir-se ou despir-se	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
3	Preparar refeições diárias	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
4	Tomar banho (banheira ou chuveiro)	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
5	Ir às compras	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
6	Sentar-se ou levantar-se da cadeira	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
7	Subir ou descer escadas	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
8	Andar pela vizinhança	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
9	Alcançar algum objeto acima da sua cabeça ou no chão	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
10	Atender ao telefone antes que pare de tocar	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
11	Andar em superfícies escorregadias (molhadas ou enceradas)	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
12	Visitar um amigo ou parente	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
13	Andar em um local onde haja multidão	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
14	Andar em superfícies irregulares (chão com pedras, piso mal conservado ou sem asfalto)	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
15	Subir ou descer uma rampa	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐
16	Sair para eventos sociais (atividades religiosas, encontros familiares, reunião do clube)	1 ☐	2 ☐	3 ☐	4 ☐

SCORE TOTAL: _____

Anexo 5. Questionário de Baecke Modificado Para Idosos.*Seção de Trabalhos Domésticos*

1-A Sra. realiza algum trabalho doméstico leve? (tirar o pó, lavar louça, consertar roupas, etc.).

0- Nunca (ou menos de uma vez por mês)

1- Às vezes (somente quando não há parceiro ou ajudante)

2- Frequentemente (às vezes ajudado pelo parceiro ou ajudante)

3- Sempre (sozinho ou com ajuda)

2- A Sra. faz algum trabalho doméstico pesado? (lavar pisos e janelas, carregar sacos de lixo, etc.).

0- Nunca (ou menos de uma vez por mês)

1- Às vezes (somente quando não há parceiro ou ajudante)

2- Frequentemente (às vezes ajudado pelo parceiro ou ajudante)

3- Sempre (sozinho ou com ajuda)

3- Para quantas pessoas a Sra. realiza trabalhos domésticos, incluindo a Sra. mesma? (Preencher 0 se a Sra. respondeu nunca nas questões 1 e 2).

4- Quantos cômodos a Sra. limpa, incluindo cozinha, quarto, garagem, porão, banheiro, sótão, etc?

0- Nunca realiza serviços domésticos

1- Um a seis cômodos

2- Sete a nove cômodos

3- Dez ou mais cômodos

5- Se limpa cômodos, em quantos andares? (Preencher 0 se a Sra. respondeu nunca na questão 4.

6- A Sra. cozinha ou ajuda no preparo?

0- Nunca

1- Às vezes (uma ou duas vezes por semana)

2- Frequentemente (três a cinco vezes por semana)

3- Sempre (mais que cinco vezes)

7- Quantos lances de escada a Sra. sobe por dia? (um lance de escada equivale a dez degraus)

0- Nunca subo escadas

1- Um a cinco lances

2- Seis a dez lances

3- Mais de dez lance

8- Se a Sra. vai a algum lugar em sua cidade, qual o tipo de transporte usado?

0- Nunca sai

1- Carro

2- Transporte público

3- Bicicleta

4- Caminho

9- Quantas vezes a Sra. sai para fazer compras?

0- Nunca ou menos de uma vez por semana

1- Uma vez por semana

2- Duas a quatro vezes por semana

3- Todos os dias

10- Se a Sra. sai para fazer compras, qual o tipo de transporte usado?

0- Nunca sai

1- Carro

2- Transporte público

3- Bicicleta

4- Caminho

Seção de Atividades de Tempo Livre

A Sra. pratica esportes?

Nome_____

Intensidade_____ (a)

Horas/semana_____ (b)

Períodos do ano_____ (c)

Seção de Atividades esportivas

Sra. pratica algum outro exercício físico?

Nome_____

Intensidade_____ (a)

Horas/semana_____ (b)

Períodos do ano_____ (c)

INSTRUÇÕES PARA O CÁLCULO DE PONTOS (QBMI).

Para o cálculo do questionário deve-se: para a seção de trabalhos domésticos, somar os valores das questões e depois dividir por 10 ($Q1+ Q2+...+Q10/10$); para a seção de esporte, multiplicar os valores correspondentes, segundo o código, e depois somar, se

$$Pontos - lazer : \sum_{i=1}^6 (a * b * c)$$

$$Pontos - esporte \sum_{I=1}^2 (a * b * c)$$

houver mais que uma opção $(a*b*c) + (a*b*c)$; e para a seção tempo livre, fazer o mesmo que na seção anterior $(a*b*c) + (a*b*c)$.

✓ Pontuação do Questionário = trabalhos domésticos + esporte + tempo livre

Exemplo:

I. Pontos das atividades domésticas

A soma dos valores das respostas das 10 primeiras questões. Se as respostas de uma pessoa são como segue (número da questão: valor da resposta): 1:2, 2:2, 3:2, 4:3, 5:1, 6:3, 7:1, 8:1, 9:1, 10:1, a soma dos valores das respostas seria $2+2+2+3+1+3+1+1+1+1 = 17$. A pontuação dos trabalhos domésticos seria então $17 \div 10$ ou 1,7.

II. Pontos atividades esportivas (ver tabela de códigos)

Boliche

Intensidade: o código é 0,890 (do n. 6: em pé, movimentos corporais e andar)

Horas por semana: 1-2 h/semana. Isto seria codificado como 1,5.

Meses por ano: 6meses/ano. Isto seria codificado como 0,42.

Natação

Intensidade: o código é 1,890

Horas por semana: 2-3 h/sem. Isto seria codificado como 2,5.

Meses por ano: 10mês/ano. Isto seria codificado como 0,92.

- ✓ Pontuação das atividades esportivas: $(0,89 \times 1,5 \times 0,42) + (1,89 \times 2,5 \times 0,92) = 0,561 + 4,347 = 4,91$

III. Pontos das atividades de tempo livre

Nota: esta pontuação é calculada da mesma forma do escore do esporte, usando os mesmos códigos para intensidade e duração.

Fazer tricô

Intensidade: o código é 0,297 (do número 2: sentado, movimentos de mãos ou braços).

Horas por semana: 10h/sem. Este seria codificado como 8,5.

Meses por ano: 12 mês/ano. Isto seria codificado como 0,92.

- ✓ Pontuação das atividades de tempo livre = $0,297 \times 8,50 \times 0,92 = 2,32$

PONTUAÇÃO TOTAL

Pontuação do questionário = Trabalhos domésticos + atividades esportivas +
atividades de tempo livre
 $= 1,70 + 4,91 + 2,32 = 8,93$

Códigos da intensidade:

1- Deitado, sem movimento	<u>0,028</u>
2- sentado, sem movimento	<u>0,146</u>
3- sentado, movimentos de mãos e braços	<u>0,297</u>
4- sentado, movimentos do corpo	<u>0,703</u>
5- em pé, sem movimento	<u>0,174</u>
6- em pé, movimentos das mãos e braços	<u>0,307</u>
7- em pé, movimentos do corpo, caminhando	<u>0,890</u>
8- caminhando, movimentos das mãos e braços	<u>1,368</u>
9- caminhando, movimentos do corpo, pedalando nadando	<u>1,890</u>

Códigos de horas por semana:

- 1- menos que 1 hora por semana 0,5
- 2- 1 a menos que 2 horas por semana 1,5
- 3- 2 a menos que 3 horas por semana 2,5
- 4- 3 a menos que 4 horas por semana 3,5
- 5- 4 a menos que 5 horas por semana 4,5
- 6- 5 a menos que 6 horas por semana 5,5
- 7- 6 a menos que 7 horas por semana 6,5
- 8- 7 a menos que 8 horas por semana 7,5
- 9- mais que 8 horas por semana 8,5

Códigos de meses por ano:

- 1- menos que 1 mês por ano 0,04
- 2- de 1 a 3 meses por ano 0,17
- 3- de 4 a 6 meses por ano 0,42
- 4- de 7 a 9 meses por ano 0,67
- 5- mais que 9 meses por ano 0,92