

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

**Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson submetidos à
estimulação cerebral profunda de alta frequência do núcleo subtalâmico**

DANIELLI SOUZA SPECIALI

SÃO PAULO

2012

DANIELLI SOUZA SPECIALI

**Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson
submetidos à estimulação cerebral profunda de alta frequência
do núcleo subtalâmico**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Ferrari Correa

Co-orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia
Lucareli

SÃO PAULO

2012

Speciali, Danielli Souza.

Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson submetidos à estimulação cerebral profunda de alta frequência do núcleo subtalâmico. / Danielli Souza Speciali. 2012

144 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2012.

Orientador (a): Prof. Dr. João Carlos Ferrari Correa.

1. Doença de parkinson . 2. Estimulação cerebral profunda. 3. Biomecânica.

I. Correa, João Carlos Ferrari. II. Título.

CDU 615.8

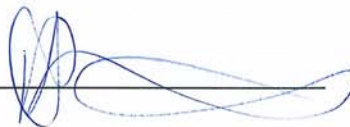
São Paulo, 12 de dezembro de 2012.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): DANIELLI SOUZA SPECIALI

Título da Dissertação: "Análise da marcha de indivíduos com doença de Parkinson submetidos à estimulação cerebral profunda de alta frequência do núcleo subtalâmico"

Presidente PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELLI



Membro: PROFA. DRA. MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE



Membro: PROFA. DRA. DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ



DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Ariovaldo e Adeleide, por todo carinho e dedicação que me oferecem a cada dia. Por muitas das vezes abdicarem seus próprios projetos para que eu pudesse realizar os meus sonhos, sempre me apoiando e incentivando com atitudes e gestos de muito amor. Meu eterno amor e gratidão a vocês.

Aos meus irmãos, Adriana e Dário, e meus queridos sobrinhos Vinícius e Vivian, por sempre acreditarem no meu potencial e pelo incentivo em todos os momentos, deixando os meus dias mais felizes.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me proporcionar a dádiva da vida, por guiar os meus passos e iluminar minha mente, dando-me forças necessárias para enfrentar todos os obstáculos.

À minha família, por compreenderem minha ausência em alguns momentos de convívio familiar e torcida para o meu sucesso acadêmico.

Ao meu querido orientador Prof. Paulo Roberto Garcia Lucareli, em especial, por acreditar em mim mais uma vez, pelo incentivo e oportunidade para realização desta pesquisa. Obrigada pela paciência, conselhos, amizade e compreensão em todos os momentos. Obrigada pela condução pelos caminhos da ciência e do conhecimento, proporcionando-me inúmeras formas de aprendizado como ser humano, pesquisadora e profissional.

Ao meu caro amigo mestre Wagner de Godoy, pelo incansável apoio ao longo do processamento dos dados deste trabalho, além de esclarecimentos técnicos durante as coletas. Sua generosa ajuda foi fundamental, sem a qual seria impossível a concretização desta pesquisa. Obrigada pelas sábias orientações em todos os momentos.

À minha amiga irmã Elaine Menezes de Oliveira, pelo companheirismo, carinho e amizade. Obrigada por me apoiar em todos os momentos, alegres e tristes, pela compreensão e auxílio sempre.

À minha querida amiga Nadia Maria dos Santos, por toda sua ajuda nos meus momentos de ansiedade, por saber me ouvir e aconselhar, pelo carinho, paciência e ajuda em todos os momentos.

À minha amiga Mariana Cunha Artilheiro, pela construção de uma amizade sincera e apoio em momentos difíceis.

Aos meus queridos amigos Luana da Silva Albertoni, Izabela Comin, Thamisa Araújo, Milena Bernal, Glauciana Teixeira Salviano e Bruno Henrique toda minha gratidão por compartilharem de momentos enriquecedores e inesquecíveis ao lado de vocês. Obrigada pela compreensão nos momentos de ausência e acima de tudo pelo apoio. Obrigada por fazerem parte da minha vida.

À querida amiga Natália Mariana Luna, por compartilhar momentos únicos em minha vida e pela sincera amizade. Obrigada por me ouvir e apoiar em todos os momentos.

À querida Rachael Brant, pela paciência, incentivo e disposição para realização deste trabalho. Obrigada por me ajudar nas coletas e contribuir brilhantemente para a conclusão desta pesquisa.

Aos colegas de laboratório Amir Curcio e André Bley pelo apoio e harmoniosos momentos; e as alunas de iniciação científica, Barbara Alves, Luana Motta, Vanessa Cardoso, Daiane Gomes, Rita Belmiro pelo empenho e ajuda durante as coletas de dados.

Ao Leandro da Silveira Mendes, representante Medtronic, pelo auxílio e disponibilidade durante as coletas de dados.

Aos pacientes voluntários que concordaram em contribuir para o avanço da ciência no que se refere à busca incessante pelo melhor tratamento para a doença de Parkinson.

Aos funcionários da Universidade Nove de Julho, em especial Irene, Karina e Gabriel pela cooperação durante o período de coleta dos dados.

À Universidade Nove de Julho, por possibilitar a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.

Albert Einstein

RESUMO

Em fases iniciais, o tratamento da doença de Parkinson (DP) com levodopa mostra-se eficaz, entretanto com a progressão da doença, nota-se a presença de complicações motoras. A estimulação cerebral profunda (DBS) de alta frequência do núcleo subtalâmico (NST) é um dos tratamentos cirúrgicos de referência nos casos mais avançados. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar os parâmetros de marcha de pacientes com DP e DBS bilateral do NST. Foram avaliados 16 pacientes com DP submetidos ao tratamento cirúrgico de DBS de alta frequência. Os pacientes foram submetidos às avaliações de marcha e aplicação da Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson (UPDRS) durante três períodos: sem medicação e com estimulação; com medicação e com estimulação; com medicação e sem estimulação. A avaliação da marcha foi feita por meio de cinemática tridimensional através de câmeras infravermelho. A reconstrução e processamento dos dados usou como referência do modelo biomecânico Plug-in-Gait[®]. Através dos dados cinemáticos, foram extraídos os índices de desvio de marcha (GDI), classificação do perfil de marcha (GPS) e pontuação de marcha (GVS). Os dados foram analisados através do teste de variância de medidas repetidas (ANOVA) considerando significância estatística $P < 0,05$. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($P < 0,05$) para as variáveis UPDRS, GDI, GPS e GVS (Hip Flx / Ext, Knee Flx / Ext) durante o tratamento com medicação e sem estimulação quando comparado aos outros tratamentos. Na comparação entre os tratamentos sem medicação e com estimulação com os dois tratamentos associados; ou apenas medicação comparado aos dois tratamentos em conjunto observou-se alta magnitude de efeito (Cohen's \bar{d} = 0.60 - 1.93) para as variáveis UPDRS, GPS e GVS (Hip e Knee); e média magnitude para o GDI (Cohen's \bar{d} = 0.45) bilateralmente. Os resultados mostram que os pacientes com DP apresentam melhores pontuações no UPDRS, GDI e GPS quando estão sob efeito dos dois tratamentos associados.

Palavras-chave: Doença de Parkinson, Estimulação Cerebral Profunda, Levodopa, Biomecânica, Marcha.

ABSTRACT

Levodopa has been shown to be efficient in treating Parkinson's disease (PD) in its initial phase. However, as the disease progresses, motor complications, such as abnormalities of the gait, are common. High frequency deep brain stimulation (DBS) of the subthalamic nucleus (STN) is one of the surgical treatment methods recommended for advanced cases. The aim of the present study was to compare the gait parameters of PD patients under the influence of dopaminergic medication and/or high frequency DBS using the Gait Deviation Index (GDI) and the Gait Profile Score (GPS). Sixteen PD patients were submitted to high frequency DBS of the STN. The gait assessments were applied using the UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale) part III scale in three conditions: without medication and with stimulation; with medication and stimulation; with medication and without stimulation. The gait assessment was conducted using three-dimensional kinematics. The kinematic data was then used to calculate the GDI and GPS. The data were analyzed using the variance for repeated measures test (ANOVA), with the level of statistical significance set at $P < 0.05$. Statistically significant differences ($P < 0.05$) were found for the variables UPDRS, GDI, GPS and GVS (Gait Variable Score) (Hip Flx / Ext, Knee Flx / Ext) between the treatment with medication and without stimulation and the other two treatment conditions. In the comparison between treatment without medication and with stimulation and the other two treatment methods, or isolated medication compared to the other two treatment methods together, a high magnitude of effect was observed (Cohen's $d = 0.60 - 1.93$) for the variables UPDRS, GPS and GVS (Hip and Knee), whereas a medium magnitude was found for GDI (Cohen's $d = 0.45$) bilaterally. The results demonstrated that PD patients recorded greater scores in the UPDRS, GDI and GPS/MAP when the two treatments were applied together.

Key words: Parkinson's disease, Deep Brain Stimulation, Levodopa, Biomechanics, Gait.

SUMÁRIO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO.....	16
2. OBJETIVOS	25
2.1. Objetivo Geral.....	26
2.2. Objetivos Específicos	26
3. MÉTODOS.....	27
3.1. Tipo de Estudo	28
3.2. Local do Estudo	28
3.3. Aspectos Éticos	28
3.4. Hipóteses	28
3.5. Estruturação da Amostra	29
3.5.1. Critérios de Inclusão	31
3.5.2. Critérios de Exclusão	31
3.6. Procedimentos – Dados Antropométricos e Exame Preliminar....	32
3.7. Calibração do Equipamento	34
3.8. Preparação dos sujeitos.....	35
3.9. Colocação dos marcadores	35
3.10. Cinemática Tridimensional da Marcha.....	37
3.11. Familiarização dos sujeitos com os equipamentos e procedimentos	39
3.12. Descrição da tarefa.....	40
3.13. Processamento dos Dados.....	43
3.14. Variáveis analisadas.....	50
3.15. Análise Estatística	51
4. RESULTADOS	52
4.1. Artigo 1 submetido à Gait & Posture.....	52
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	68
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70
7. APÊNDICES.....	82
8. ANEXOS.....	110
ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de ética em pesquisa UNINOVE	111
ANEXO 2 - Escala de Hoehn & Yahr Modificada	112

ANEXO 3 – Mini Exame do Estado Mental	113
ANEXO 4 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	114
ANEXO 5 – Descrição do protocolo de medidas antropométricas.....	117
ANEXO 6 – Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson – UPDRS	118
ANEXO 7 – Estimativa do Coeficiente de Correlação Intraclasse – CCI	125
ANEXO 8 - Resumos publicados em anais de congressos e eventos .	130

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Média e desvio padrão para as diferenças entre os valores da variável UPDRS – Total geral nível motor, sob duas condições. 29

Tabela 2: Coeficiente de correlação intraclassa (ICC) e intervalo de confiança (IC) das medidas estáticas durante as condições do paciente..... 41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fluxograma com o delineamento do estudo.	30
Figura 2: Representa a sequência das condições dos voluntários no primeiro e segundo dia de coleta.	31
Figura 3: Marcadores passivos retro-reflexivos.....	34
Figura 4: Conjunto de marcadores utilizados durante a coleta. Modelo <i>Helen Hayes</i> sendo acrescentado 8 marcadores (LPSI, RPSI, LTHI1, RTHI1, LTHI, RTHI, LTOE2, RTOE2).	37
Figura 5: Câmera Infravermelho.....	38
Figura 6: Reconstrução da imagem tridimensional	39
Figura 7: Sequência da coleta de dados. 7a: Representa a captura estática inicial e final com todos os marcadores; 7b: Representa a captura do apontador direita e esquerda; 7c: Representa a reconstrução dos marcadores das espinhas ilíacas ântero-superiores, após o processamento do apontador.....	42
Figura 8: Apontador.....	43
Figura 9: Representação do sistema de coordenadas para pelve, coxa, perna e vetor do pé. PCS = sistema local de coordenadas da pelve; THCS = sistema local de coordenadas da coxa; TBCS = sistema local de coordenadas da perna; FV = vetor que representa o pé.....	44
Figura 10: Representação dos cálculos para localização dos centros articulares.....	45
Figura 11: Marcação do ciclo de marcha usando como referência a posição dos marcadores. 11a: Representa o contato inicial do membro inferior direito; 11b: Representa a liberação do pé a direita.....	47

Figura 12: Representa os resultados do GPS/MAP a partir dos gráficos da cinemática angular da marcha de um paciente na forma de gráficos de coluna com a mediana e os quartis da diferença RMS..... 49

LISTA DE ABREVIATURAS

DP: Doença de Parkinson

SNC: Sistema Nervoso Central

NST: Núcleo Subtalâmico

DBS: *Deep Brain Stimulation*

GDI: *Gait Deviation Index*

GPS: *Gait Profile Score*

GVS: *Gait Variable Score*

MAP: *Movement Analysis Profile*

H&Y: Escala de Hoehn e Yahr Modificada

MEEM: Mini Exame do Estado Mental

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UPDRS: Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson

RPSI: Right posterior spine iliac

LPSI: *Left posterior spine iliac*

AUX: *Auxiliar*

RTHI1: *Right Thigh 1*

LTHI1: *Left Thigh 1*

RTHI2: *Right Thigh 2*

LTHI2: *Left Thigh 2*

RTHI: *Right Thigh*

LTHI: *Left Thigh*

RKNE: *Right Knee*

LKNE: *Left Knee*

RTIB: *Right Tibia*

LTIB: *Left Tibia*

RANK: *Right Ankle*

LANK: *Left Ankle*

RTOE: *Right Toe*

LTOE: *Left Toe*

RHEE: *Right Heel*

LHEE: *Left Heel*

RTOE2: *Right Toe 2*

LTOE2: *Left Toe 2*

ISB: *International Society of Biomechanics*

3D: Tridimensional

Pt 1: ponto 1

Pt 2: ponto 2

PCS: Sistema local de coordenadas da pelve

THCS: Sistema local de coordenadas da coxa

TBCS: Sistema local de coordenadas da perna

FV: Vetor que representa o pé

OP: Origem da pelve

HJC: Centro articular do quadril

KJC: Centro articular do joelho

AJC: Centro articular do tornozelo

KFLX: Eixo de flexão/extensão do joelho

ADPF: Eixo de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo

FV: Vetor longitudinal do pé

CCI: Coeficiente de correlação intraclasse

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

A doença de Parkinson (DP) idiopática ou primária é um distúrbio degenerativo, crônico e progressivo do sistema nervoso central (SNC) que ocorre devido à depleção dos neurônios dopaminérgicos da via nigro-estriatal (PIERUCCINI et al., 2006).

É considerada a segunda doença neurodegenerativa, com maior incidência afetando de 1 a 2% da população com mais de 65 anos de idade (SVEHLIK et al., 2009). Devido ao crescente envelhecimento da população mundial, estima-se que, em 2020, mais de 40 milhões de pessoas no mundo terão desordens motoras devido à DP (MORRIS, 2000).

Apesar dos inúmeros avanços obtidos na pesquisa da doença, sua etiopatogenia ainda permanece obscura, entretanto há evidências de que fatores genéticos, tóxicos e ambientais podem estar envolvidos (OLANOW; STERN; SETHI, 2009; ANTHONY; JENNER, 2011).

Acredita-se que a fisiopatologia está relacionada com alterações na transmissão de informações sinápticas no circuito fechado córtico-basal-tálamo-cortical, principalmente na via indireta, determinando o caráter hipocinético da doença. O comprometimento nas informações sinápticas está relacionado à redução da produção de dopamina, devido à morte precoce e não programada de neurônios dopaminérgicos que se encontram na substância negra, especificamente na porção *pars compacta* do mesencéfalo (BRAAK et al., 2004).

Assim, como consequência destas alterações, observa-se perda de ação inibitória do segmento lateral do globo pálido sobre o núcleo subtalâmico, bem como uma ação hiperexcitatória do núcleo subtalâmico sobre o segmento medial do globo pálido, cujo resultado final será a redução da ação excitatória do tálamo sobre o córtex motor (BROWN et al., 2004; HAMMOND; BERGMAN; BROWN, 2007).

A DP não se restringe apenas a uma deficiência dopaminérgica, também há um comprometimento do sistema colinérgico, responsável por diversas funções incluindo cognição, atenção, marcha e estabilidade postural, que estão relacionados com a origem dos sinais e sintomas da DP (YARNALL; ROCHESTER; DAVID, 2011).

Nota-se também um quadro neurodegenerativo devido à presença de anormalidades morfológicas, especificamente nos corpos de Lewy, que são inclusões intracitoplasmáticas neurais, que seguem determinada seqüência de acometimento, originando-se no núcleo motor dorsal e no bulbo olfatório, seguindo pelo *locus ceruleus* e subseqüentemente atingindo a substância negra *pars compacta* do mesencéfalo (SCHOLTISSEN et al., 2006).

Os sintomas clínicos costumam ter início entre 40 a 70 anos de idade, geralmente ao redor dos 60 anos, podendo acometer indivíduos de ambos os sexos, em diferentes raças e classes sociais (GOEDE et al., 2001).

As alterações clínicas começam a surgir quando ocorre redução de 40% a 60% dos neurônios nigrais e da dopamina no estriado. Os sinais cardinais incluem presença de tremor de repouso, rigidez muscular, bradicinesia e instabilidade postural (OBESO; OLANOW; NUTT, 2000).

O termo bradicinesia refere-se mais especificamente à lentidão no planejamento, iniciação e execução de atos motores voluntários e automáticos, associada à dificuldade na mudança de padrões motores, comprometendo diretamente o desempenho das atividades de vida diária destes pacientes. Este sintoma pode ocorrer devido ao comprometimento na programação dos movimentos ou na execução destes programas (BERARDELLI et al., 2001).

Embora a programação e execução motora sejam conhecidas como operações separadas e seqüenciais, elas podem se sobrepor, ou seja, a programação pode continuar durante a execução. Sendo assim, esse tipo de desordem motora pode envolver incapacidade de sustentar movimentos repetitivos e dificuldade para realização de movimentos simultâneos (HUGHES et al., 1992).

A acinesia ou *freezing* caracteriza-se pela perda abrupta da capacidade de iniciar ou sustentar uma atividade motora específica. Manifesta-se mais frequentemente durante o andar e pode ocorrer como uma hesitação no seu início ou mesmo determinar uma parada súbita dos movimentos de membros inferiores podendo levar à queda (BARBOSA; SALLEM, 2005; MORRIS, 2006).

Durante a locomoção o paciente com Parkinson apresenta alterações hipocinéticas caracterizadas pela redução do comprimento dos passos, da

velocidade e aumento do tempo de duplo apoio (BLIN; FERRANDEZ; SERRATRICE, 1991; MORRIS et al., 1994 e 1996; CAMICOLI et al., 1998; GALLETLY; BRAUER, 2005). Há redução da amplitude de movimento das articulações do quadril, joelho, tornozelo e da rotação do tronco, assim como redução ou ausência de movimentos membros superiores (SVEHLIK et al., 2009) durante todo o ciclo de marcha (SOFUWA et al., 2005; ROIZ et al., 2010).

Em fases mais avançadas, podem apresentar passos cada vez mais rápidos e curtos (festinação), com forte tendência a quedas, comprometendo a qualidade de vida. Os problemas de controle postural e equilíbrio também têm impacto direto sobre a marcha e segurança do paciente (SOFUWA et al., 2005; MCVEY et al., 2009).

Sintomas não motores como depressão, apatia, distúrbios autonômicos e alterações cognitivas também podem estar presentes (FIELDING; GEORGIU-KARISTIANIS; WHITE, 2006; DEREJKO et al., 2006; AARSLAND et al., 2007). Os déficits cognitivos podem estar presentes nos estágios iniciais em 20 a 40% dos casos (RODRIGUEZ-OROZ et al., 2009).

Dentre as alterações cognitivas, observam-se déficits nos mecanismos de atenção, fundamentais para o gerenciamento dos estímulos ambientais e das funções nervosas, permitindo que em determinado momento um estímulo ou tarefa tenham prioridade uma sobre a outra (HARTLEY, 2001).

Devido aos distúrbios das funções basais nota-se deficiência na habilidade de controlar os movimentos de modo automático (FAHN, 1995) acarretando em necessidade de despender maior atenção para executar movimentos simples do cotidiano, controlados automaticamente em indivíduos saudáveis, implicando em problemas de execução motora em condições na qual a atenção seja atraída para outros estímulos ambientais (HELMUTH; MAYR; DAUM, 2000; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002).

Apesar de inúmeras pesquisas sobre os mecanismos envolvidos na DP, não há evidências de tratamento curativo. O tratamento é sintomático e pode ser baseado em uma abordagem farmacológica, não-farmacológica e/ou cirúrgica (BRAAK et al., 2003).

Em fases iniciais, o tratamento com reposição dopaminérgica, especificamente com levodopa (L-3,4 - dihidroxifenilalanina) ou agonistas dopaminérgicos tem se mostrado eficaz. A levodopa combinada com inibidores periféricos da dopa descarboxilase, é considerada uma terapia efetiva, capaz de melhorar as habilidades motoras (BLIN et al., 1991; KRYSTHOWIAK et al., 2003; LUBIK et al., 2006) e cognitivas (LORD et al., 2010).

Sob efeito da levodopa, observa-se aumento da velocidade, do comprimento do passo; e redução dos períodos de duplo apoio durante todo o ciclo de marcha (BLIN et al., 1991; XIE et al., 2001).

Porém, com a evolução da doença, em média após cinco a sete anos de tratamento farmacológico, os pacientes passam a apresentar complicações motoras, como presença de eventuais discinesias (movimentos involuntários induzidos por medicações) além de redução do efeito antiparkinsoniano da levodopa. Assim, após alguns anos, muitos pacientes entram em uma nova fase da doença, marcada por flutuações motoras. Se inicialmente a levodopa trazia alívio sintomático por muitas horas, nesta nova fase há uma nítida redução do seu período máximo de eficácia, que é entrecortado por discinesias (em geral coreiformes) de difícil controle (BROTCHIE, 2005; FAHN, 2008).

Neste momento, os indivíduos em uso de levodopa passam a distinguir duas diferentes fases do ciclo da medicação; o período *ON*, quando há efeito da medicação, sendo caracterizado por desempenho funcional satisfatório; e período *OFF*, quando já não há mais efeito e a capacidade de executar tarefas funcionais torna-se inferior (GALLETLY; BRAUER, 2005).

Com a evolução da doença, os pacientes passam para um estágio marcado por intensas alterações motoras e cognitivas, que são concomitantes à disseminação das alterações degenerativas celulares até áreas previamente poupadas pela doença, como o córtex cerebral (BRAAK et al., 2003). Assim, nota-se perda da eficácia do tratamento farmacológico causando grande prejuízo na qualidade de vida.

Sendo assim, nos últimos vinte anos, houve um refinamento das técnicas de neuromodulação capazes de proporcionar um controle sintomático da DP em pacientes que apresentam complicações motoras secundárias ao

tratamento farmacológico, como as discinesias refratárias (BENABID et al., 2009).

Neste âmbito, o tratamento cirúrgico é realizado por meio de procedimentos que possuem como alvos estruturas específicas como o tálamo, o globo pálido interno e o núcleo subtalâmico, escolhidos de acordo com os sintomas mais predominantes em cada paciente (POLLAK et al., 1997; ALLERT et al., 2001, KOPELL et al., 2006).

A estimulação cerebral profunda (*deep brain stimulation* - DBS) de alta frequência do núcleo subtalâmico (NST) é um dos tratamentos cirúrgicos de referência nos casos mais avançados. Diferentemente de outras técnicas cirúrgicas empregadas para o tratamento da DP (como a palidotomia ou talamotomia), a estimulação não destrói o tecido cerebral, podendo ser reversível (KLEINER-FISMAN et al., 2006).

Através de métodos estereotáxicos e guiados por imagem (tomografia ou ressonância magnética), o neurocirurgião posiciona microeletrodos (unilaterais ou bilaterais) no NST. Estes são conectados ao neuroestimulador ou gerador de pulso, usualmente implantado em área subclavicular, por meio de cabos via subcutânea. Com o paciente acordado, a estimulação é realizada para confirmar a localização mais adequada dos eletrodos, verificando-se redução de tremor e rigidez. O gerador de pulso pode ser ligado e desligado por um programador externo, podendo ser ajustado segundo os sintomas do paciente (MACHADO et al., 2006; GROSS et al., 2006; REZAI et al., 2006).

O gerador de pulso é movido à bateria, durando entre dois a cinco anos dependendo das configurações utilizadas para controlar os sintomas. A cada consulta, o neurologista verifica a vida útil da bateria, podendo ser substituída em um procedimento ambulatorial (MACHADO et al., 2006; DEUSCHL et al., 2006).

Os benefícios são atribuídos aos efeitos locais da estimulação, que provavelmente bloqueiam a hiperativação do NST, proporcionando recuperação do equilíbrio fisiológico modulando os circuitos motores. Há evidências de que exista um efeito da estimulação cerebral profunda em circuitos à distância como em alças córtico-subcorticais longas que incluem o

NST em relação à parte motora, e também em circuitos relacionados à funções cognitivas, sensibilidade corpórea e discriminação olfatória (GOETZ et al., 2008).

Dentre os resultados positivos, destaca-se a possibilidade de redução gradual da dose das medicações dopaminérgicas, redução das flutuações motoras e discinesias induzidas pela levodopa; melhora dos sinais cardinais da doença (tremor, bradicinesia e rigidez); redução do tônus muscular (RÄTSEP; ASSER, 2011) e tem mostrado bons resultados sobre destreza manual e marcha (ALEGRET et al., 2004; BENABID et al., 2009). Os efeitos sobre as funções cognitivas e sintomas neuropsiquiátricos ainda não estão claros (VOON et al., 2006).

Existem algumas complicações temporárias que podem ocorrer no período pós-operatório como: alterações de memória, fala (disartria e disфонia) e sintomas psiquiátricos (depressão, ansiedade e alucinações) (DEUSCHL et al., 2006).

A estimulação não é indicada em casos onde os sintomas mais incapacitantes são as alterações de fala (não controladas por medicação), confusão ou alterações de memória, quadros de depressão, ansiedade ou doenças psiquiátricas e presença de doença cardíaca grave (LANG et al., 2006; REZAI et al., 2006).

É importante salientar que, como todo procedimento cirúrgico, a estimulação pode apresentar riscos de infecção. Eventualmente, também podem ocorrer problemas técnicos como deslocamento no posicionamento dos eletrodos, desconexão dos fios e mau funcionamento do neuroestimulador (DEUSCHL et al., 2006).

Existem poucos estudos sobre os efeitos em longo prazo da estimulação. Alguns autores relatam que, após cinco anos, seus benefícios ainda são mantidos, promovendo melhor qualidade de vida (OSTERGAARD; SUNDE, 2006; GERVAIS-BERNARD et al., 2009; HARIZ, 2012).

Estudos mostram que a estimulação do NST na DP aumenta o comprimento do passo e velocidade da marcha quando comparados ao uso apenas de levodopa. Observa-se também melhora na amplitude de movimento

do quadril, joelho e tornozelo (XIE et al., 2001; STOLZE et al., 2001; FERRARIN et al., 2005; LUBIK et al., 2006).

Nota-se escassez de estudos que utilizem instrumentos quantitativos para avaliar as alterações da marcha desses pacientes (MORRIS et al., 1999; LEWIS et al., 2000).

Como referência, a análise tridimensional da marcha fornece medidas quantitativas úteis para prática clínica, permitindo a estratificação do comprometimento motor e proporcionando informações precisas sobre as alterações no padrão de movimento (BAKER, 2006). Devido à grande quantidade de informações geradas por esta análise, alguns índices foram criados com o intuito de condensar os complexos dados cinemáticos da marcha fornecendo medidas simples e de fácil interpretação para a prática clínica (SOFUWA et al., 2005; SCHUTTE et al., 2000).

O índice de desvio de marcha (*Gait Deviation Index – GDI*) compara nove variáveis da cinemática da marcha de um indivíduo com um grupo controle (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008). Tem por objetivo refletir a extensão da variação e desempenho da marcha fornecendo um único valor para cada membro inferior (MOLLOY et al., 2010).

Alguns autores observaram uma forte correlação entre o GDI e a função motora grossa em crianças com paralisia cerebral (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008). O único estudo que utilizou este índice em pacientes com DP mostrou que o GDI de pacientes com DP é menor quando comparado a um grupo controle e quando está sem o efeito da medicação com levodopa (GALLI et al., 2012).

O índice de perfil de marcha (*Gait Profile Score – GPS*) foi desenvolvido com o intuito de resumir os dados da cinemática e facilitar a compreensão dos resultados da análise de marcha. Diferentemente do GDI, possibilita analisar as articulações individualmente, podendo ser decomposto para fornecer a pontuação da marcha (*Gait Variable Score - GVS*) através de nove valores relevantes da cinemática da marcha (BAKER et al., 2009). Os nove valores da GVS criam um perfil de análise de movimento (*Movement Analysis Profile – MAP*). O MAP descreve a magnitude dos desvios das nove variáveis

individuais, calculados sobre o ciclo de marcha, sendo possível verificar quais destas variáveis estão contribuindo para valores elevados no GPS (BEYNON et al., 2010).

Estudos apontam que após a cirurgia de estimulação cerebral há melhora das variáveis cinemáticas da marcha quando comparados à pacientes não operados (FERRARIN et al., 2002; RIZZONE et al., 2002), ou em pacientes que fazem uso apenas de medicação (MORRIS et al., 2005; SVEHLIK et al., 2009). Poucos estudos (FERRARIN et al., 2005; LUBIK et al., 2006); exploram os efeitos da associação entre as duas formas de tratamento ou de cada abordagem terapêutica isolada sobre os parâmetros de marcha. Portanto, faz-se necessário quantificar as alterações da marcha destes pacientes para facilitar a compreensão sobre o padrão de movimento desta população, fornecendo importantes dados para prática clínica.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Avaliar os parâmetros da marcha de pacientes com Doença de Parkinson (DP) sob o efeito da estimulação cerebral profunda (DBS) bilateral do núcleo subtalâmico (NST); sob o efeito da medicação e sob os dois tratamentos.

2.2. Objetivos Específicos

Analisar e comparar, por meio do *Gait Deviation Index* (GDI) e *Gait Profile Score* (GPS), os parâmetros da marcha de pacientes com DP nas condições: sem medicação e com estimulador cerebral ligado; com medicação e com estimulador cerebral ligado; com medicação e com estimulador cerebral desligado.

3.1. Tipo de Estudo

Trata-se de um estudo observacional com desenho metodológico transversal.

3.2. Local do Estudo

A pesquisa foi desenvolvida no laboratório integrado de análise de movimento da Universidade Nove de Julho (UNINOVE) campus Vergueiro, sito à Rua Vergueiro, 235, Liberdade – SP.

3.3. Aspectos Éticos

O presente estudo foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNINOVE (parecer nº 446669/2011) de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) (ANEXO 1).

3.4. Hipóteses

Para o desenvolvimento deste estudo, foi elaborada a seguinte pergunta de pesquisa: A medicação dopaminérgica e / ou estimulação cerebral profunda de alta frequência influencia o padrão de marcha de pacientes com doença de Parkinson (DP)?

A elaboração da pergunta permite a formação das hipóteses para o estudo, sendo: H_0 ou hipótese nula, as formas de tratamento não influenciam o padrão de marcha dos pacientes com DP submetidos à DBS; H_1 ou hipótese experimental: os tratamentos influenciam o padrão de marcha dos pacientes com DP submetidos à DBS.

3.5. Estruturação da Amostra

O cálculo da estimativa do poder amostral foi realizado baseado em estudo piloto com 10 pacientes utilizando a Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson (UPDRS) – parte III durante as condições: sem medicação e com estimulador ligado (*OFF* Med / *ON* DBS); com medicação e estimulador cerebral ligado (*ON* Med / *ON* DBS) e com medicação e estimulador cerebral desligado (*ON* Med / *OFF* DBS).

A escala foi selecionada por mostrar-se sensível para detectar mudanças no desempenho motor entre as condições (GOETZ et al., 2003; SCHRAG et al., 2006; SHULMAN et al., 2010).

As pontuações durante as três condições foram selecionadas e o cálculo da diferença esperada entre as médias foi feito por meio de teste de medidas repetidas. Assim, para um $\alpha = 0,05$ e $\beta = 0,10$ (poder 90%) obteve-se um número igual a 16 pacientes para serem avaliados sob cada uma das três condições. Vale ressaltar que a diferença entre as médias da variável UPDRS – Total geral (nível motor) variou de -5,63 a 14,75 pontos (Tabela 1).

Tabela 1: Média e desvio padrão para as diferenças entre os valores da variável UPDRS – Total geral nível motor, sob duas condições.

UPDRS parte III (Total geral)	Média	Desvio Padrão
ON Med / ON DBS – OFF Med / ON DBS	-5,63	3,38
ON Med / OFF DBS – OFF Med / ON DBS	9,13	12,00
ON Med / OFF DBS – ON Med / ON DBS	14,75	11,26

Para seleção dos voluntários, foi realizado um levantamento de uma lista do Serviço de Arquivo Médico do setor de neurocirurgia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP) de pacientes com DP submetidos ao tratamento cirúrgico de estimulação cerebral profunda de alta frequência do núcleo subtalâmico bilateral, de janeiro de 2008 a dezembro de 2011.

Após consulta à lista, encontrou-se um total de 58 pacientes operados, sendo realizada análise dos prontuários dos indivíduos pré-selecionados. Vinte e cinco prontuários foram inelegíveis devido à indisponibilidade de contato telefônico, totalizando trinta e três pacientes para serem avaliados. Destes, dez pacientes foram excluídos por não deambularem sem medicação ou com estimulador cerebral desligado; e dois por apresentarem déficits cognitivos, resultando em vinte e um pacientes enquadrados para o estudo. Através de amostragem consecutiva, dezesseis voluntários foram eleitos. O delineamento para formação da amostra está detalhado na Figura 1. Este estudo foi descrito baseado nas normas do STROBE - *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (MALTA et al., 2010).

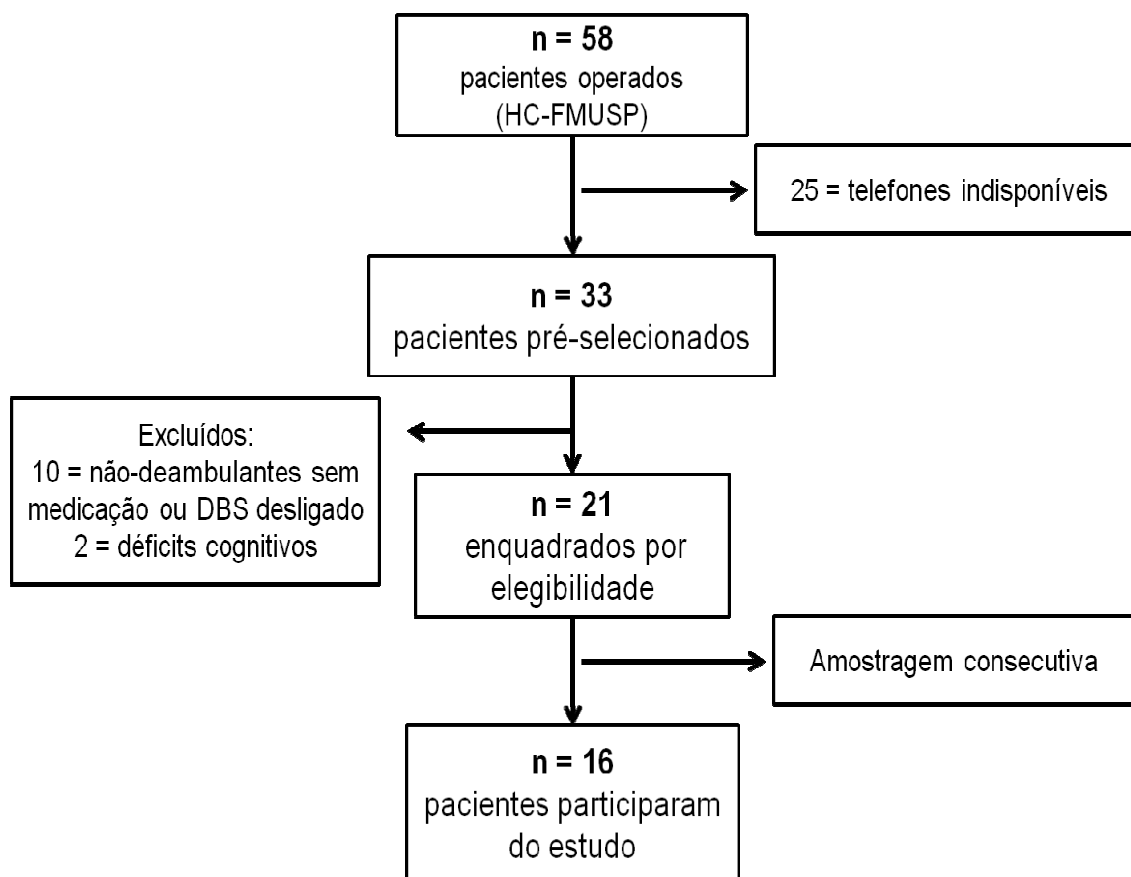


Figura 1: Fluxograma com o delineamento do estudo para composição amostral.

Sendo assim, a amostra foi constituída por 16 indivíduos de ambos os sexos (11 do gênero masculino e 5 do feminino) com idade média de $58,3 \pm 12,3$ anos.

3.5.1. Critérios de Inclusão

- Pacientes com diagnóstico clínico de DP conforme os critérios internacionais (SAVITT; DAWSON, 2006; NUTT; WOOTEN, 2005)
- Cirurgia de estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico bilateral, sendo o período mínimo de 1 ano de pós-operatório e máximo de 4 anos.
- Marcha independente sem uso de medicação anti-parkinsoniana
- Marcha independente com estimulador cerebral profundo desligado
- Estabilidade clínica
- Estabilidade nas configurações do estimulador cerebral
- Não apresentarem déficits cognitivos, visuais e auditivos
- Serem classificados entre os níveis 1 a 3 da escala de Hoehn-Yarh modificada (HOEHN; YAHR, 1967) (ANEXO 2)
- Apresentarem pontuação ≥ 24 no Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (FOLSTEIN et al., 1975) (ANEXO 3)
- Terem assinado e concordado com o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (ANEXO 4).

3.5.2. Critérios de Exclusão

- Idade inferior a 18 anos
- Pacientes com infecção não controlada ou outras condições médicas pré-existent não controladas (como: diabetes descompensada, hipertensão arterial, pneumopatia ou cardiopatia sintomática)
- Tratamento concomitante com drogas experimentais
- Mulheres grávidas ou em fase de amamentação
- Terem antecedentes de cirurgia ortopédica

3.6. Procedimentos – Dados Antropométricos e Exame Preliminar

Após seleção através dos critérios de inclusão e exclusão, os indivíduos foram agendados em dois dias intercalados (Figura 2) para realização da análise de marcha no laboratório integrado de movimento (UNINOVE). As coletas tiveram início em janeiro de 2012 e término em julho de 2012.

1º DIA		2º DIA
OFF Med / ON DBS	ON Med / ON DBS	ON Med / OFF DBS
<p>OFF medicação 12 hs sem medicação anti-parkinsoniana Prolopa®</p> <p style="text-align: center;">+</p> <p>ON estimulação Estimulador cerebral profundo ligado</p>	<p>ON medicação 40 min após ingestão de medicação anti-parkinsoniana Prolopa®</p> <p style="text-align: center;">+</p> <p>ON estimulação Estimulador cerebral profundo ligado</p>	<p>ON medicação Medicação anti-parkinsoniana Prolopa®</p> <p style="text-align: center;">+</p> <p>OFF estimulação Estimulador cerebral profundo desligado</p>

Figura 2: Representa a sequência das condições dos voluntários no primeiro e segundo dia de coleta.

Na primeira avaliação, os pacientes assinaram o termo de consentimento para efetiva participação do estudo. A cada indivíduo foi solicitado dados clínicos como: identificação, data de nascimento, procedência, medicações em uso e tempo de cirurgia.

Após a anamnese, os indivíduos foram submetidos ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para aplicação do modelo biomecânico *Plug-in-Gait* Vicon® para o cálculo das variáveis estudadas

composto por altura, peso, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetros dos joelhos e tornozelos e a mensuração da torção tibial (ANEXO 5).

Inicialmente os voluntários passaram por duas condições: sem efeito de medicação (*OFF Med*) e sob efeito do estimulador cerebral (*ON DBS*); e sob efeito de medicação (*ON Med*) e *ON DBS*.

Os pacientes compareceram ao local do exame sem ingestão da medicação anti-parkinsoniana (Prolopa[®]) por pelo menos 12 horas (JOHNSEN et al., 2009). Após finalizar o exame de marcha, ingeriram a medicação (Prolopa[®]) e tiveram um período de aproximadamente 40 minutos de repouso para aguardar o efeito da medicação. Durante todo este período, o paciente foi avaliado e questionado quanto ao pico de efeito do remédio. Assim que o paciente relatava melhora dos sintomas, confirmado pelo exame clínico (melhora da rigidez e tremor), era dado início a condição *ON* medicação e *ON* estimulação, realizando novamente o exame de marcha (FAIST et al., 2001; LUBIK et al., 2006)

No segundo dia de avaliação, os pacientes foram submetidos à terceira condição que corresponde a situação com medicação (*ON Med*) e com estimulador cerebral desligado (*OFF DBS*).

O procedimento de desligar e ligar o estimulador foi realizado por uma médica neurologista do Hospital das Clínicas (HC - FMUSP) responsável pelo acompanhamento de cada paciente operado. Um programador externo portátil (Medtronic[®] Itrel model 3625; Minneapolis, MM; USA), com frequências acima de 100 Hz e amplitude de pulso de 60-120 μ sec foi utilizado. Através da comunicação do programador externo com o gerador de pulso (Kinetra[®]) por meio de ondas de rádio foi possível regular a eletricidade entregue aos eletrodos. Sendo assim, para interromper a passagem de corrente, a médica manteve o programador externo sob o neuroestimulador selecionando a função “parar estimulação” (*Kinetra OFF*).

O estimulador foi desligado e o voluntário permaneceu sob observação durante 3 horas, tempo suficiente para não haver efeito da estimulação durante o exame de marcha (JOHNSEN et al., 2009). Após a coleta, a médica colocou

novamente o programador externo sobre o gerador de pulso e selecionou a função “ligar estimulação” (*Kinetra ON*). Em seguida, o paciente teve um período de repouso (20 minutos) para então ser liberado.

Todos os voluntários também foram avaliados quanto à função motora pela escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson (UPDRS) – total geral parte III durante cada uma das condições. A escala é composta por 42 itens, divididos em quatro partes: atividade mental, comportamento e humor; atividades de vida diária (AVD); exploração motora e complicações da terapia (ANEXO 6). A pontuação em cada item varia de 0 a 4, sendo que o valor máximo indica maior comprometimento pela doença e o mínimo, normalidade. A sessão de exploração motora é constituída por 14 itens (cuja numeração vai de 18 a 31). É uma escala de excelente confiabilidade ($r=0,96$) e válida (validade convergente e critério-relacionada), o que a qualifica como método adequado para avaliação da DP (GOETZ et al., 2003; SCHRAG et al., 2006; SHULMAN et al., 2010). A escala foi aplicada por um mesmo avaliador, calibrado durante cada condição.

3.7. Calibração do Equipamento

A cada dia de coleta, foi realizada a calibração do sistema SMART-D BTS®. Para determinar as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z) foi utilizada uma estrutura metálica composta por três hastes (contendo um total de 9 marcadores), colocada no centro da área de coleta. Em seguida, uma haste contendo três marcadores refletivos foi usada para varredura do volume de interesse. A haste foi movida em todos os planos dentro do mesmo volume por 120 segundos, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro de um mesmo volume (calibração dinâmica). Foram aceitos erros de desvio-padrão menores que 0,5 mm entre as distâncias conhecidas entre os marcadores.

3.8. Preparação dos sujeitos

Todos os participantes usavam *shorts* para facilitar a colocação dos marcadores e a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele foi limpa com algodão e álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

3.9. Colocação dos marcadores

Os marcadores (Figura 3) são esferas de polietileno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla face e posteriormente na pele do sujeito. Seu formato permite que a luz seja refletida em todas as direções, não importando a posição, uma vez que permaneça no campo de visão do conjunto de câmeras utilizado e, por serem de composição leve não causam incômodo, nem dificultam os movimentos.

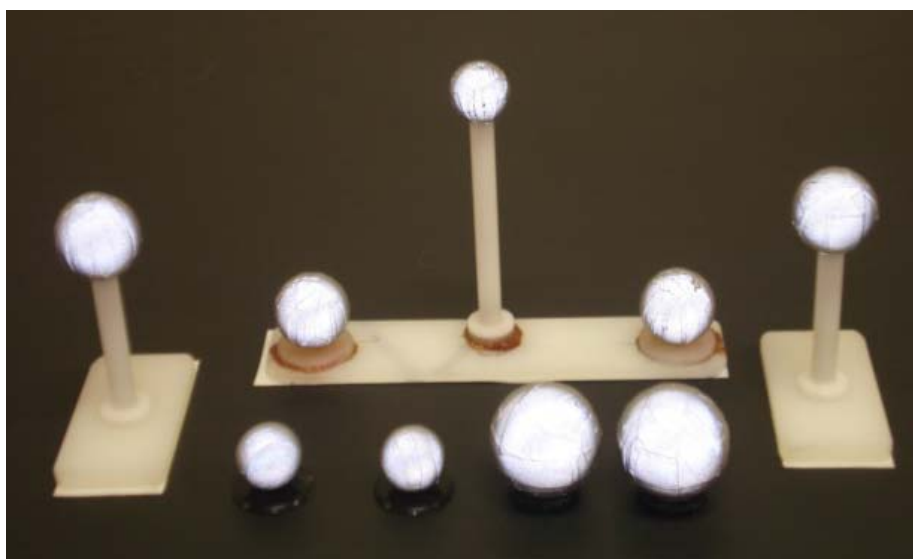


Figura 3: Marcadores passivos retro-reflexivos

Vinte e um marcadores esféricos retro-reflexivos (12 e 25 mm de diâmetro) foram fixados com dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos (Figura 4), que serviram de referência para o sistema de captura de análise do movimento.

Foram posicionados nas espinhas ilíacas postero-superiores (RPSI, LPSI e AUX), região anterior (RTHI1 e LTHI1) e lateral (RTHI2 e LTHI2) do terço medial da coxa, face lateral da base da patela (RTHI e LTHI), epicôndilo femoral lateral (RKNE e LKNE), terço médio lateral (RTIB e LTIB) da perna, maléolo lateral (RANK e LANK), terço médio entre o 2º e 3º metatarsos (RTOE e LTOE), calcâneo (RHEE e LHEE) e hálux (RTOE2 e LTOE2). Este conjunto de marcadores foi baseado no modelo *Helen Hays*, usado para estimar a posição dos centros articulares, e calcular a cinemática tridimensional das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo (KABADA et al., 1990; DAVIS et al., 1991).

Este método envolve a reconstrução de uma estrutura anatômica para cada segmento através da identificação de pontos anatômicos pelo rastreamento dos marcadores, ou agrupamento de marcadores em um mesmo segmento (*clusters*).

Foi utilizado um *cluster* (três marcadores dispostos de maneira não-colinear fixados em uma base rígida de polipropileno) na região posterior da pelve (RPSI, LPSI e AUX). Este *cluster* foi fixado na base do sacro (tendo como referência o posicionamento das espinhas ilíacas póstero-superiores), contendo os marcadores de maneira a formar um triângulo.

A colocação dos marcadores foi realizada por um mesmo examinador experiente durante todas as condições do paciente.

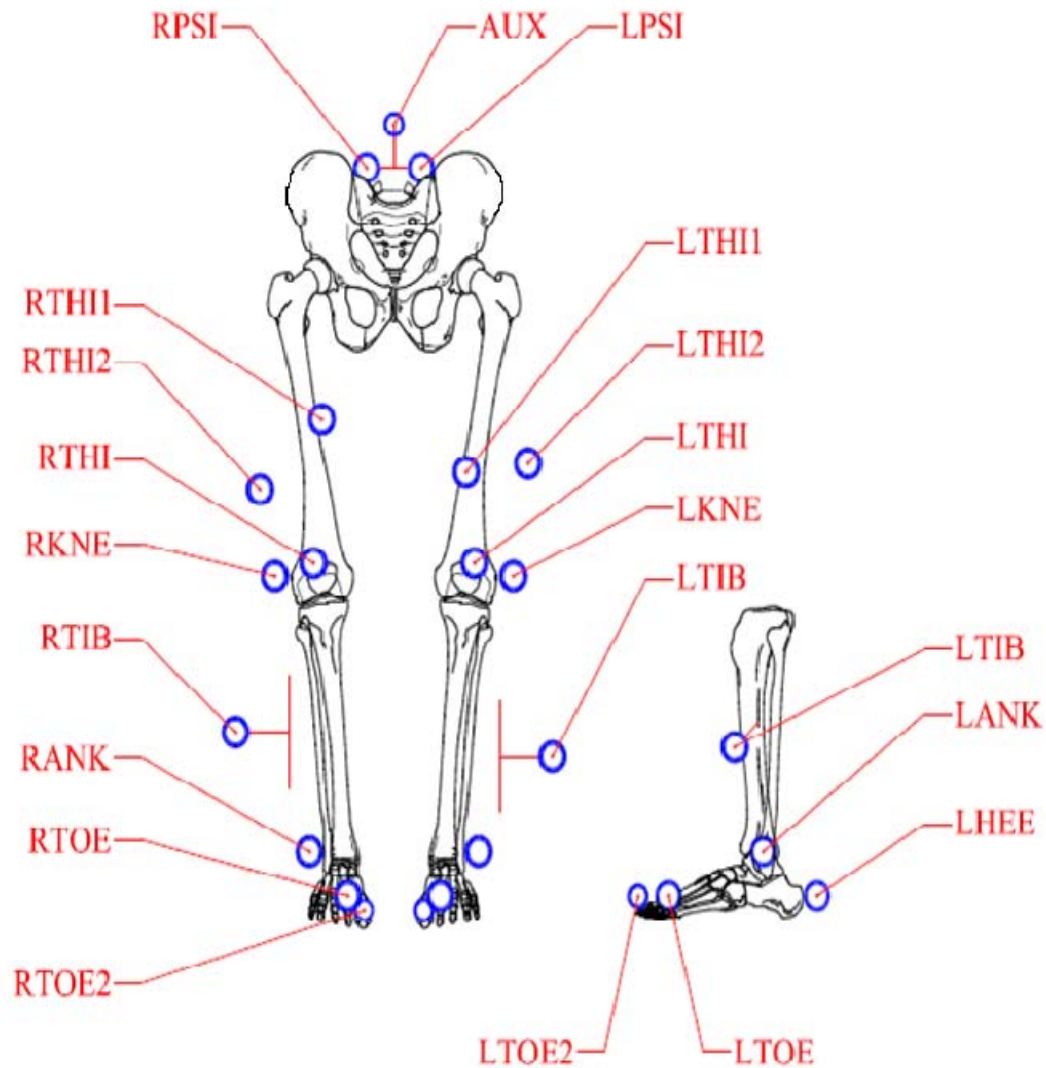


Figura 4: Conjunto de marcadores utilizados durante a coleta. Modelo *Helen Hayes* sendo acrescentado 8 marcadores (LPSI, RPSI, LTHI1, RTHI1, LTHI, RTHI, LTOE2, RTOE2).

3.10. Cinemática Tridimensional da Marcha

Para a aquisição dos dados da cinemática, o sistema SMART-D BTS® constituído por 8 câmeras de infravermelho (Figura 5) de frequência de 100 Hz (quadros por segundo) foi empregado. O sistema utiliza quatro componentes: refletor, emissor, meio e receptor.



Figura 5: Câmera Infravermelho

Os refletores, também chamados de marcadores, foram dispostos na pele do paciente em pontos estratégicos (representados por projeções ósseas) de tal maneira que formem planos. A posição destes planos no espaço é comparada conforme o movimento dos segmentos entre si e em relação a um sistema de coordenadas pré-estabelecido fixo ao laboratório.

Faz parte do equipamento um sistema de visão composto de 8 câmeras emissoras de luz infravermelha, que refletem nos marcadores. O emissor de infravermelho, incluído nas câmeras, possui LEDs (Diodo Emissor de Luz) que circundam a lente da câmera. O formato esférico dos marcadores permite que a luz seja refletida em todas as direções, desde que esteja no campo de visão do conjunto de câmeras.

O receptor é uma câmera de espectro de resposta sensível ao infravermelho (450 nm de pico). A câmera varre vários pontos para obtenção das imagens tridimensionais em uma área pré-determinada. Dessa forma, emissor e receptor cobrem sempre uma mesma área.

Cada câmera varre vários pontos no espaço, supervisionando uma área pré-determinada, sendo que serão necessárias duas câmeras para a obtenção de imagens tridimensionais (3D) com a posição de cada marcador no espaço. Um número maior de câmeras garante a captação em situações onde haja obstrução de outra, durante a marcha.

Todas as câmeras são conectadas a um computador com placas para o tratamento do sinal de vídeo e demais equipamentos chamados Smart-D

Integrated Workstation[®]. Este possui placas com diversas funções: circuito de temporização/ controle; circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras.

Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados foram transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio, Vicon-Nexus[®] foi utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos marcadores através de um modelo biomecânico e diversos algoritmos matemáticos (VICON[®], 2002) (Figura 6).

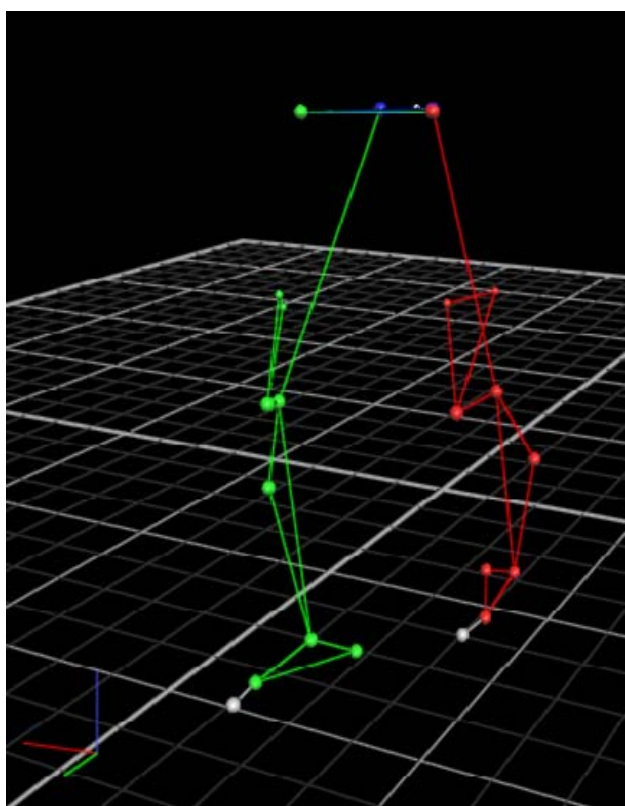


Figura 6: Reconstrução da imagem tridimensional

3.11. Familiarização dos sujeitos com os equipamentos e procedimentos

Os sujeitos foram familiarizados com os equipamentos e experimentos, sendo instruídos sobre a execução da tarefa e sobre a sequência das atividades a serem realizadas (figura 7).

Ao demonstrar entendimento sobre as atividades, os sujeitos realizaram a tarefa de forma simulada, como treino, deambulando na pista de coleta para obtenção dos dados cinemáticos.

3.12. Descrição da tarefa

Inicialmente todos os voluntários foram posicionados ao centro da área de coleta e permaneceram na posição estática por 5 segundos para leitura e reconhecimento dos marcadores (Figura 7a).

Os marcadores localizados sobre as espinhas ilíacas antero-superiores são essenciais para determinar os centros articulares e a sequência de cálculos para cinemática dos membros inferiores. Quando estes marcadores são ocluídos (parcial ou totalmente) ou não estão posicionados exatamente sobre as espinhas ilíacas antero-superiores durante a coleta, a cinemática não pode ser determinada. Esta oclusão comumente ocorre devido à características morfológicas dos sujeitos que podem apresentar maior quantidade de tecidos moles ao redor do abdome (CAPOZZO et al., 1995). Portanto, para minimizar possíveis oclusões e erros no posicionamento durante a captura, optou-se pela utilização do apontador (haste de 260mm contendo três marcadores de 25 mm, sendo 2 retro reflexíveis e 1 incapaz de ser visualizado pelas câmeras).

Após a captura estática inicial, foi realizado captura do apontador. A ponta da haste, que se encontra em uma distância conhecida de 260 mm, foi posicionado sobre a espinha ilíaca antero-superior esquerda e direita sucessivamente (Figura 7b). Assim, através de cálculos matemáticos tendo como base os marcadores do apontador (pt 1 e pt 2) e os três marcadores colocados na região posterior da pelve (*cluster*), foram criados dois pontos virtuais representando a localização exata das espinhas ilíacas antero-superior direita e esquerda (RASI e LASI respectivamente) (Figura 8).

No início e término de cada condição do paciente, foi realizado a captura estática e apontador para garantir confiabilidade e reprodutibilidade dos dados. Para cada variável (X, Y e Z) e lado (direito e esquerdo), foi estimado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e respectivo intervalo de 95% de

confiança (IC) (ANEXO 7). Os valores calculados estão apresentados na Tabela 2. Nota-se que todos os valores são superiores a 0,75 mostrando que o método de obtenção dos dados é confiável e reproduzível.

Tabela 2: Coeficiente de correlação intraclasse (ICC) e intervalo de confiança (IC) das medidas estáticas durante as condições do paciente.

Variável	Estimativa do CCI (r)	IC (95%)
X Lado Direito	0,970	[0,898; 0,995]
X Lado Esquerdo	0,985	[0,949; 0,998]
Y Lado Direito	0,994	[0,977; 0,998]
Y Lado Esquerdo	0,983	[0,942; 0,997]
Z Lado Direito	0,999	[0,999; 0,999]
Z Lado Esquerdo	0,995	[0,981; 0,999]

Após as coletas estáticas, os pacientes deambularam descalços em uma pista demarcada no solo de 1,5 x 4,0 metros, no mínimo 6 vezes, sem a inclusão de outra tarefa concorrente. Foram orientados a deambular em velocidade auto-selecionada de forma a reproduzir a real situação do problema (Figura 7c).

As coletas estáticas e dinâmicas foram realizadas durante as três condições do paciente (*OFF Med / ON DBS*; *ON Med / ON DBS* e *ON Med / OFF DBS*).

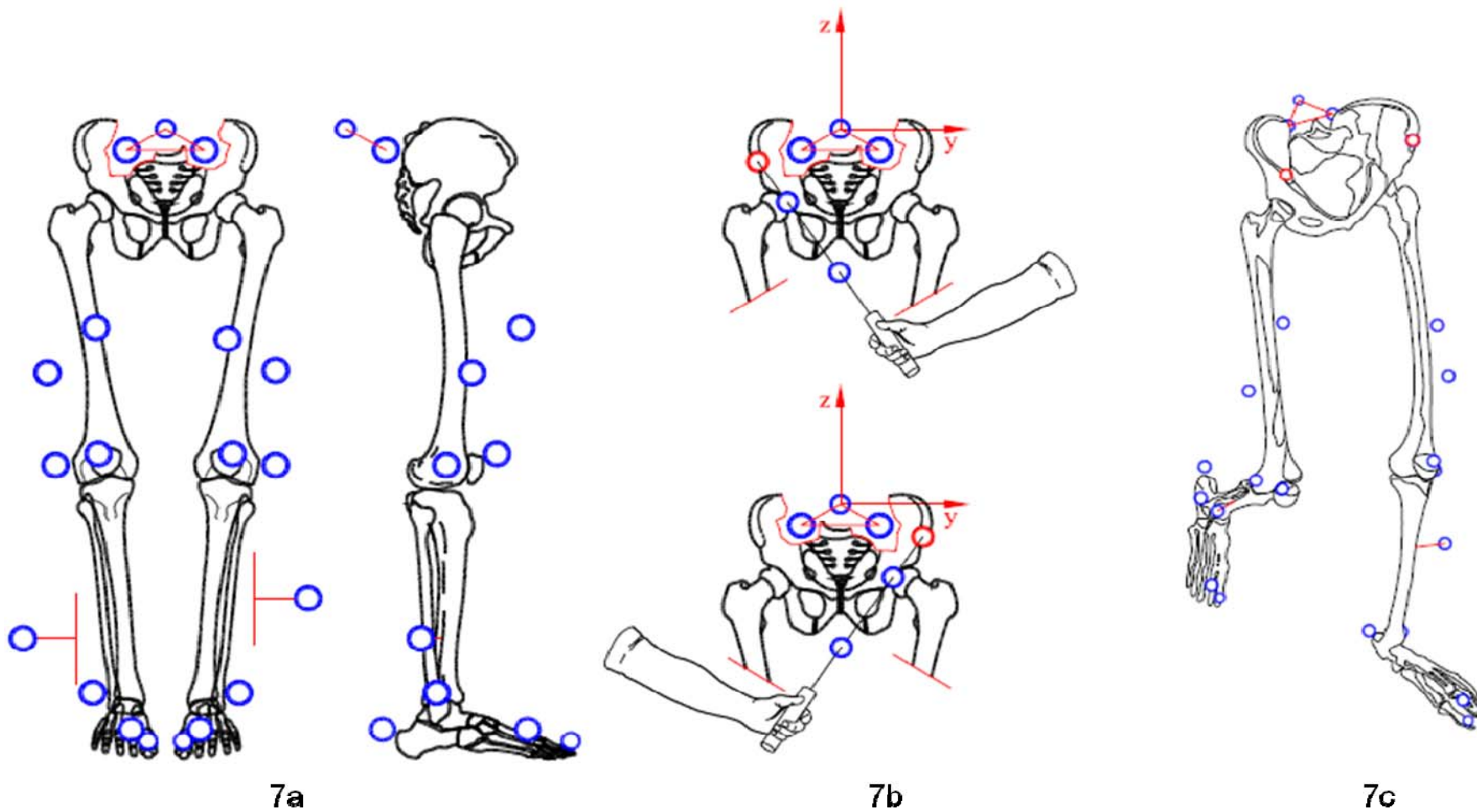


Figura 7: Sequência da coleta de dados. 7a: Representa a captura estática inicial e final com todos os marcadores; 7b: Representa a captura do apontador direita e esquerda; 7c: Representa a reconstrução dos marcadores das espinhas ilíacas ântero-superiores, após o processamento do apontador.

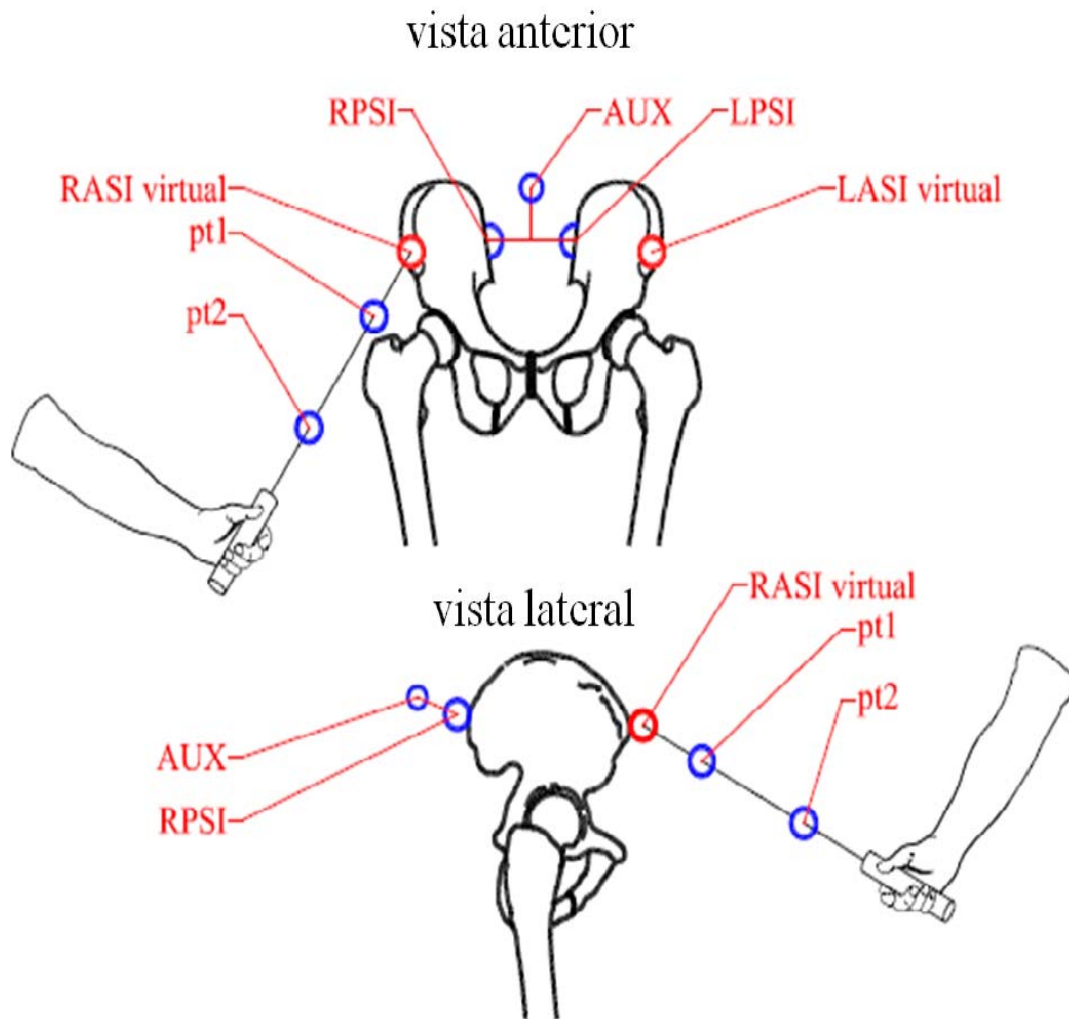


Figura 8: Apontador

3.13. Processamento dos Dados

Após a captura das coordenadas dos marcadores, os mesmos foram nomeados e salvos em formato TDF (*tab delimited files*) no sistema BTS - *System Data File*. Os dados foram exportados para formato C3D (formato de arquivo texto, ASCII text file, usado em biomecânica para gravar de forma sincronizada coordenadas tridimensional e dados analógicos) utilizando o software SMART-Tracker[®]. Para reconstrução tridimensional do modelo biomecânico os dados das coordenadas dos marcadores fixados aos segmentos da pelve, coxa, perna e pé foram importados e processados por meio do software Vicon[®] Nexus, em concordância com as recomendações da

International Society of Biomechanics (ISB) (WU et al., 2002; KONTAXIS et al., 2009).

Inicialmente foi criado um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições dos marcadores (Figura 9).

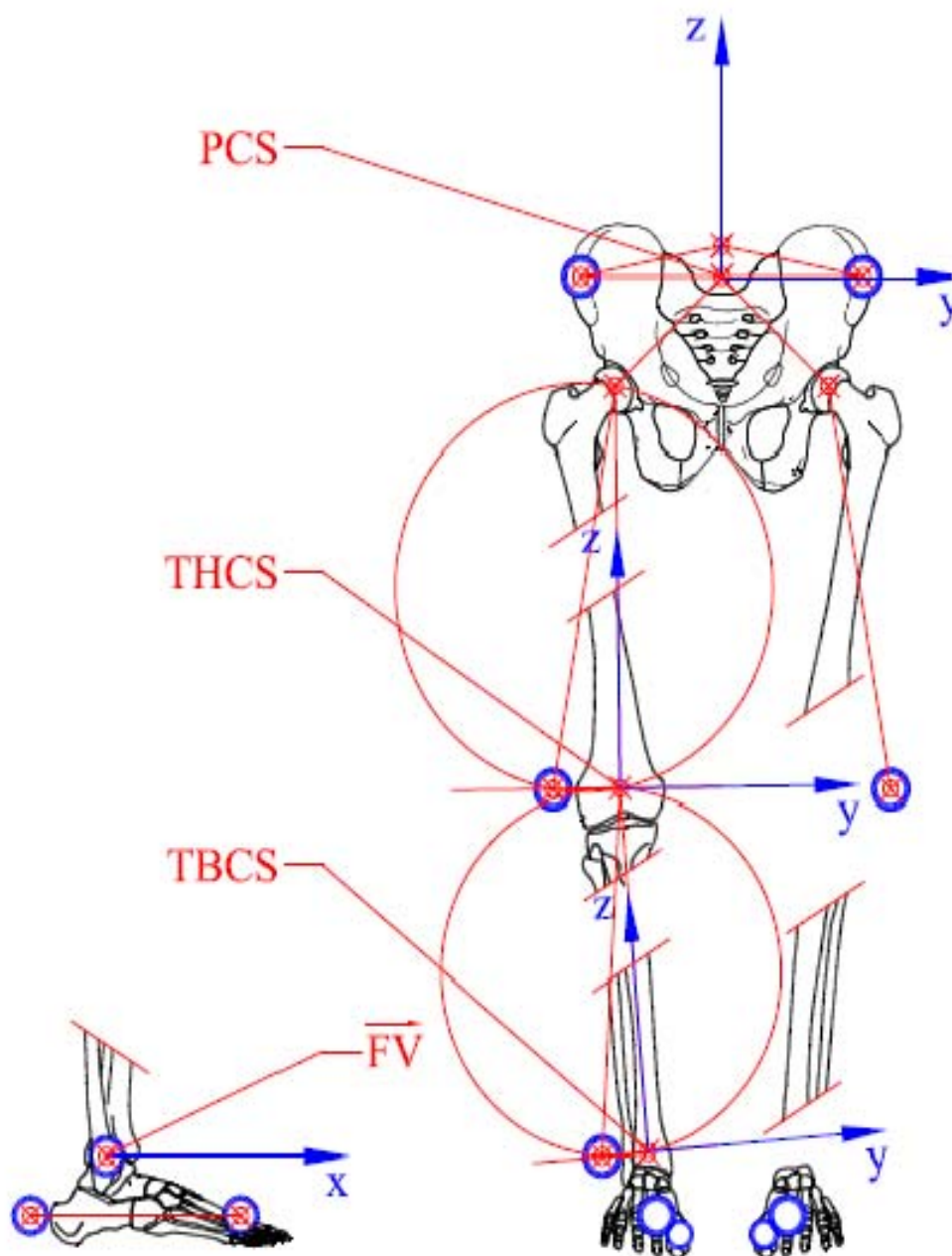


Figura 9: Representação do sistema de coordenadas para pelve, coxa, perna e vetor do pé. PCS = sistema local de coordenadas da pelve; THCS = sistema local de coordenadas da coxa; TBCS = sistema local de coordenadas da perna; FV = vetor que representa o pé.

O segmento da pelve foi gerado a partir do cálculo utilizando como referência as espinhas ilíacas antero-superiores e o ponto médio entre as espinhas ilíacas pósterio-superiores (SACR) (Figura 10).

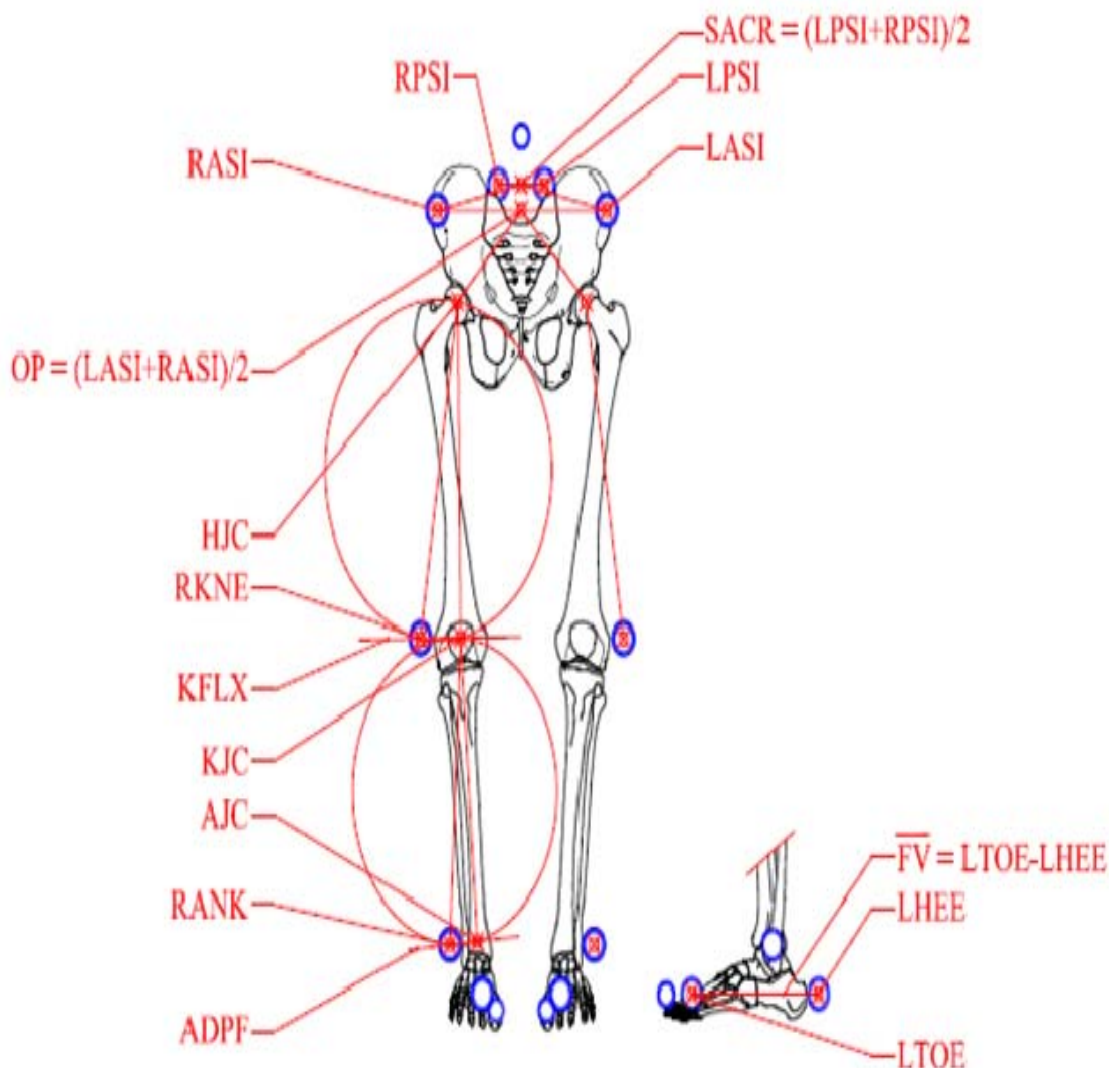


Figura 10: Representação dos cálculos para localização dos centros articulares. SACR: ponto médio entre os marcadores LPSI e RPSI. OP: Origem da pelve (ponto médio entre os marcadores LASI e RASI); HJC: centro articular do quadril; KJC: centro articular do joelho (metade da medida de largura do joelho e do diâmetro do marcador); AJC: centro articular do tornozelo (metade da medida de largura do tornozelo e do diâmetro do marcador); KFLX: eixo de flexão/extensão do joelho; ADPF: eixo de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo; FV = vetor longitudinal do pé, formado pelos marcadores LTOE e LHEE.

O segmento da coxa foi formado a partir do eixo de flexão/extensão da articulação do joelho (perpendicular ao eixo longitudinal da coxa) em relação ao posicionamento do fêmur; e o centro da articulação do quadril (ponto fixo em relação a pelve). O centro da articulação do quadril é baseado na medida de comprimento do membro inferior e a distância entre as espinhas antero-superiores.

O segmento da perna foi definido de forma análoga a coxa, como o centro da articulação do joelho permanece fixo em relação à tíbia, foi utilizado o eixo de flexão plantar / dorsiflexão da articulação do tornozelo e o centro da articulação do joelho. O centro da articulação do joelho é obtido a partir do ponto médio da largura do joelho e a metade do diâmetro do marcador colocado no epicôndilo lateral.

Diferentemente dos outros segmentos que formam um triângulo, o segmento do pé foi formado baseando-se em uma reta, ou seja, podemos representá-lo utilizando apenas dois marcadores. O centro da articulação do tornozelo é obtido pela metade do diâmetro do tornozelo e metade do diâmetro do marcador posicionado no maléolo lateral. Através do traçado de uma reta paralela entre o marcador posicionado sobre o calcâneo e o marcador do antepé, pôde-se definir o eixo longitudinal do pé.

Após reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação dos ciclos de movimento. O ciclo de marcha foi marcado tendo como referência o contato inicial (observando o momento em que o marcador LHEE/RHEE toca o solo) e a liberação do pé (trajetória do marcador LTOE2/RTOE2) (Figura 11). Em seguida, foi aplicado um filtro Woltring, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 6Hz às trajetórias dos marcadores, para reduzir os ruídos devido à movimentação durante o ciclo de marcha.

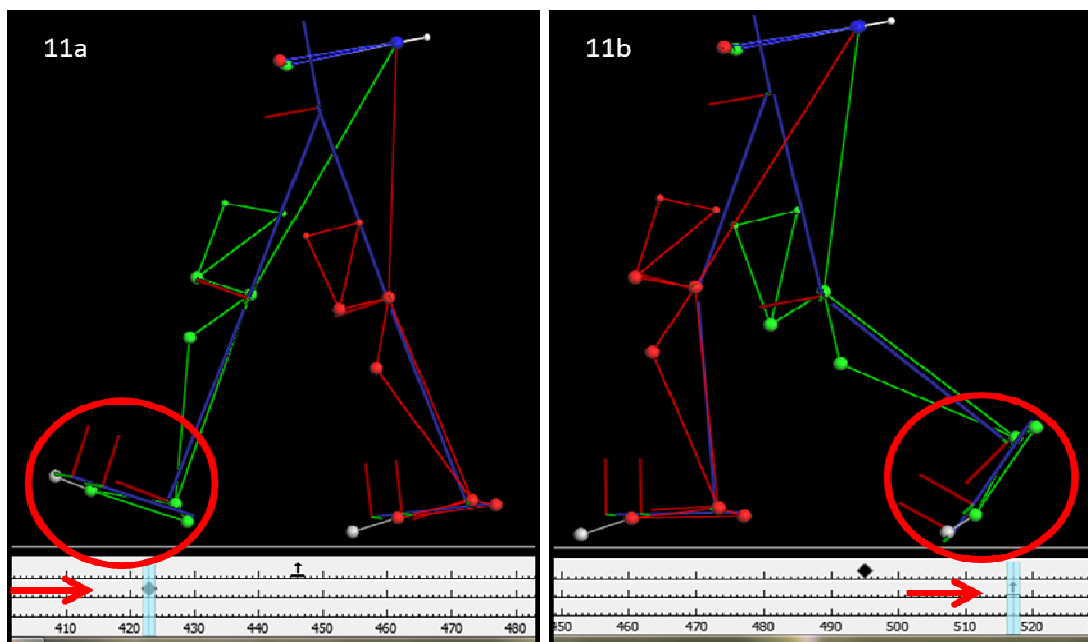


Figura 11: Marcação do ciclo de marcha usando como referência a posição dos marcadores. 11a: Representa o contato inicial do membro inferior direito; 11b: Representa a liberação do pé a direita.

A cada percurso realizado na pista de coleta foram selecionados os ciclos de marcha. Cada ciclo foi transformado em gráfico relacionando a posição angular de cada segmento em função do tempo. Após verificarmos o resultado final dos gráficos, um ajuste final, foi realizado no eixo do joelho quando necessário. Este procedimento teve como objetivo minimizar movimentos de valgo e varo causados por deformação de tecidos moles sob o marcador KNEE (SCHACHE; BAKER; LAMOREUX, 2006).

Através da análise das consistências gráficas de cada condição comparadas à padrões de normalidade, os ciclos de marcha foram selecionados. Não foram usados para processamento e conseqüentemente análise os ciclos correspondentes às fases de aceleração e desaceleração; ciclos que apresentassem valores anormais, devido à vibração de marcadores e ciclos que se afastassem da consistência gerada para cada andada do paciente. Após esta análise, seis ciclos de marcha foram selecionados de maneira aleatória.

Para gerar o GDI e GPS/MAP, os dados dos seis ciclos foram calculados para cada perna em relação aos dados de normalidade de indivíduos adultos

saudáveis e gentilmente cedidos pelo laboratório de movimento do Hospital Israelita Albert Einstein – São Paulo. Estes cálculos foram realizados por meio de uma rotina de cálculos empregada à uma planilha do Microsoft Excel® desenvolvida pelo Prof. Dr. Richard Baker da Universidade de Salford que ao importar os arquivos de cada ciclo de marcha gera automaticamente os valores dos índices e os respectivos gráficos.

O método utilizado na construção do GDI é semelhante a um método biométrico utilizado para identificação facial chamado método de “eigenface”. Neste método uma grande coleção de faces é digitalizada e as matrizes resultantes dos valores de tons de cinza são convertidas em vetores. Estes vetores são analisados por meio de componentes principais. Após a análise, um pequeno número extraído de vetores, mas que representam uma grande percentagem das informações da coleção original das faces são preservados. Estas são então combinadas de uma maneira linear para criar uma reduzida aproximação de ordem de qualquer determinada face. Uma métrica de distância é definida para medir a similaridade (proximidade), de um rosto para outro (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008).

A adaptação deste procedimento para análise de marcha substitui o rosto digitalizado por um conjunto de parcelas de cinemática (digitalizada da marcha) e os níveis de escala de cinza são substituídos por ângulos articulares. Dadas essas substituições, os princípios, métodos e medida de proximidade são comparados entre o padrão de normalidade e o paciente (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008).

O GDI exige dados da cinemática da pelve e quadril nos três planos de movimento; além da cinemática do joelho e tornozelo no plano sagital e o ângulo de progressão dos pés. Cada um dos membros inferiores é considerado de forma independente e seu resultado é considerado dentro dos padrões de normalidade quando o resultado é maior ou igual a 100 para cada membro inferior (SCHWARTZ; ROZUMALSKI, 2008).

O MAP (*Movement Profile Score*) compara dados cinemáticos angulares, portanto em graus, da marcha “patológica” com dados semelhantes de pessoas saudáveis (padrão de normalidade) (Figura 12).

As primeiras quinze colunas representam a diferença entre os dados de um paciente e a média do padrão de normalidade para cada uma das 9 variáveis cinemática. A última coluna representa o GPS - *Gait Profile Score* - para o membro inferior esquerdo e direito separadamente (em vermelho e azul) e, em seguida, uma pontuação global (em verde). A área preta ao pé de cada coluna representa a média de dados do padrão de normalidade. As barras de erro representam a variabilidade dos componentes do MAP e do GPS entre os diferentes ciclos de marcha para os dados médios.

A diferença da raiz quadrática média (RMS) entre os dados dos pacientes e a média do padrão de normalidade calculada sobre todo um ciclo de marcha é a medida usada para se calcular o resultado do GPS. Para cada variável cinemática, isso é conhecido como uma variável de pontuação de marcha ou *Gait Variable Score (GVS)*.

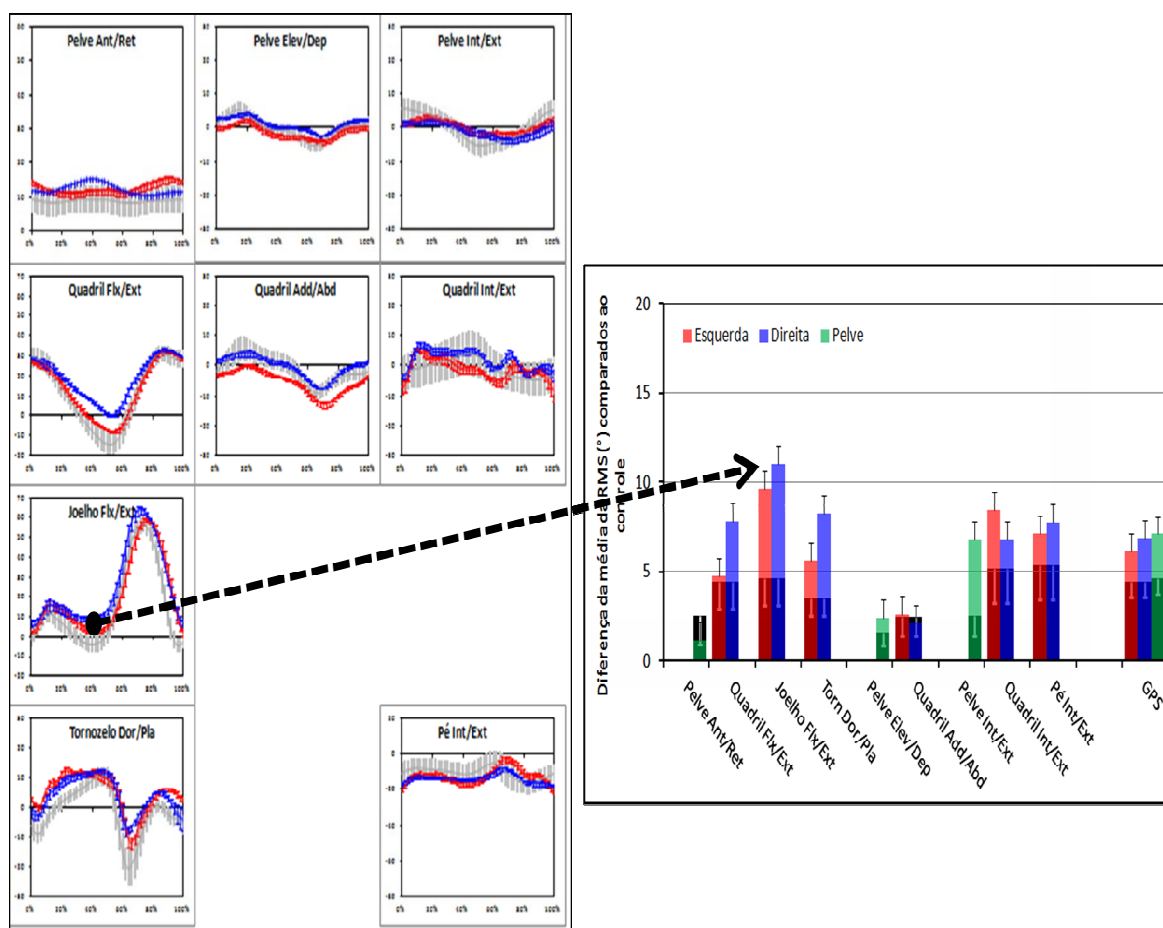


Figura 12: Representa os resultados do GPS/MAP a partir dos gráficos da cinemática angular da marcha de um paciente na forma de gráficos de coluna com a mediana e os quartis da diferença RMS.

Quando o segmento é único e não tem lados como a pelve o GVS é o mesmo. Assim também é feito para o GVS global onde os valores da pelve nos três planos são apresentados. Por convenção apenas os dados do lado esquerdo são plotados e na cor verde. Os outros dados do GVS são calculados separadamente para cada passo do membro esquerdo e direito na cor vermelha e azul respectivamente.

O GPS – *Gait Profile Score* - é a média do RMS do GVS. Para as pontuações dos lados esquerdo ou direito o resultado é a média do RMS dos nove GVS para o passo, esquerdo ou direito. Para a pontuação geral este é a média do RMS de todas as variáveis, retratado no MAP (ou seja, a pelve é representada apenas uma vez). O GPS / MAP não são distribuídos normalmente, portanto, transformações logarítmicas foram realizadas antes da análise estatística (BAKER et al., 2009).

3.14. Variáveis analisadas

Foram analisadas as seguintes variáveis para as 3 condições (*OFF Med / ON DBS; ON Med / ON DBS e ON Med / OFF DBS*):

1. Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS)
2. Índice de desvio de marcha - GDI
3. Índice de perfil de marcha – GPS / GVS - pontuação das variáveis da marcha
 - Anteversão e retroversão pélvica (graus)
 - Flexão e extensão de quadril (graus)
 - Flexão e extensão de joelho (graus)
 - Dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo (graus)
 - Elevação e depressão pélvica (graus)
 - Adução e Abdução do quadril (graus)
 - Rotação interna e externa da pelve (graus)
 - Rotação interna e externa do quadril (graus)

Table 2 - Variables UPDRS, GDI and GPS / MAP during gait in patients with Parkinson's disease under treatment effects Med OFF / ON DBS ON Med / Med and ON DBS ON / OFF DBS.

	OFF Med / ON DBS		ON Med / ON DBS		ON Med / OFF DBS		Effect Size OFF Med/ON DBS vs ON Med/OFF DBS		Effect Size ON Med/ON DBS vs ON Med/OFF DBS	
UPDRS ^{a†}	19.44 (5.86)		13.81 (4.42)		28.56 (9.85)		1.12		1.93	
GPS Overall ^{a†}	8.21 (1.89)		7.86 (1.80)		9.47 (2.60)		0.55		0.72	
Pelvic Ant / Post	5.31 (4.29)		5.94 (4.96)		6.71 (5.66)		-		-	
Pelvic Obliquity	3.44 (1.17)		3.58 (1.86)		3.61 (1.50)		-		-	
Pelvic Rotation	4.51 (1.94)		4.62 (1.94)		4.56 (1.59)		-		-	
	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left
GDI ^{a§, b§}	75.39 (10.47)	79.01 (12.01)	76.83 (10.38)	81.42 (14.01)	69.63 (12.70)	73.23 (13.20)	0.49	0.45	0.62	0.60
GPS ^{a§, b§}	7.88 (1.87)	7.41 (1.87)	7.69 (1.86)	7.12 (2.03)	9.17 (2.69)	8.55 (2.50)	0.55	0.51	0.63	0.62
Hip Flx / Ext ^{a†, c†}	9.97 (4.10)	8.64 (4.74)	9.03 (4.21)	8.10 (5.46)	12.49 (5.79)	11.50 (6.32)	0.50	0.51	0.68	0.57
Hip Add / Abd	4.55 (1.17)	4.97 (1.60)	4.99 (2.36)	4.87 (2.47)	4.96 (2.96)	4.90 (1.81)	-	-	-	-
Hip Int /Ext ^{b†}	7.72 (4.17)	6.30 (3.47)	7.68 (3.78)	6.42 (4.17)	9.54 (4.47)	7.61 (3.78)	-	-	-	-
Knee Flx/ Ext ^{a†}	9.33 (2.88)	8.95 (2.28)	8.87 (2.64)	7.59 (1.75)	12.30 (4.48)	11.15 (4.21)	0.78	0.64	0.93	1.10
Ankle Dor / Plan	8.41 (2.37)	8.89 (2.65)	7.14 (1.44)	7.68 (2.24)	8.64 (3.37)	8.98 (3.58)	-	-	-	-
Foot Int / Ext ^{b†}	9.34 (5.62)	8.31 (5.42)	9.87 (5.11)	7.73 (4.14)	9.45 (5.11)	8.30 (4.43)	-	-	-	-

^a Mean difference between treatments. ^b mean difference between sides. ^c interference effect between treatment and side. [†] Mean difference is significant at the .050 level. [§] Mean difference is significant at the .001 level.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo objetivou avaliar e comparar os parâmetros da marcha de pacientes com Doença de Parkinson (DP) sob o efeito da estimulação cerebral profunda (DBS) bilateral de alta frequência do núcleo subtalâmico (NST); sob o efeito da medicação e sob os dois tratamentos, através do índice de desvio de marcha (GDI) e índice de perfil de marcha (GPS). Poucos estudos exploram os efeitos da associação entre as duas formas de tratamento ou de cada abordagem terapêutica isolada sobre os parâmetros de marcha e nenhum estudo mostra a aplicação de índices de marcha em pacientes submetidos à estimulação. Nossos resultados indicaram que indivíduos com DP apresentam melhor desempenho durante a marcha, confirmado pelos valores obtidos no UPDRS, GDI e GPS, quando estão sob efeito dos dois tratamentos. Considera-se que a alta frequência causa inibição funcional da hiperatividade do NST, restaurando a saída de informações do tálamo para áreas corticais (especialmente área motora suplementar, giro do cíngulo e córtex pré-frontal dorsolateral), proporcionando melhor desempenho motor. Acredita-se que os efeitos benéficos do tratamento com levodopa foram potencializados pela adição da estimulação, sugerindo um efeito sinérgico dos dois tratamentos. Assim, este estudo tem importantes implicações para estratégias terapêuticas no processo de reabilitação de pacientes com DP, pois evidencia o efeito da estimulação bilateral do NST e da levodopa para melhora dos parâmetros de marcha de pacientes com DP.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AARSLAND, D.; BRONNICK, K.; EHRT, U.; DEYN, P.; TEKIN, S.; EMRE, M.; CUMMINGS, J.L. Neuropsychiatric symptoms in patients with Parkinson's disease and dementia: frequency, profile and associated care giver stress. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**. v. 78, n. 1, p. 36-42, 2007.

ALEGRET, M.; VALLDEORIOLA, F.; MARTÍ, M.; PILLERI, M.; JUNQUÉ, C.; RUMIÀ, J.; TOLOSA, E. Comparative cognitive effects of bilateral subthalamic stimulation and subcutaneous continuous infusion of apomorphine in Parkinson's disease. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 19, n. 12, p. 1463-1469, 2004.

ALLERT, N.; VOLKMANN, J.; DOTSE, S.; HEFTER, H.; STURM, V.; FREUND, H.J. Effects of bilateral pallidal or subthalamic stimulation on gait in advanced Parkinson's disease. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 16, n. 6, p. 1076-1085, 2001.

ANTHONY, H.; JENNER, P. Etiology and Pathogenesis of Parkinson's disease. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 26, n. 6, p. 6:1049-1055, 2011.

BAKER, K.; ROCHESTER, L.; NIEUWBOER, A. The immediate effects of attentional, auditory, and a combined cue strategy on gait during single and dual tasks in Parkinson's Disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 88, p. 1593-1600, 2007.

BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**. v.3, p.1-10, 2006.

BAKER, R.; MCGINLEY, J.; SCHWARTZ, M. H.; BEYNON, S.; ROZUMALSKI, A. The gait profile score and movement analysis profile. **Gait & Posture**. v. 30, p. 265-269, 2009.

BARBOSA, E. R.; SALLEM, F. A. S. Doença de Parkinson – Diagnóstico. **Revista Neurociências**. v. 13, n. 3, p. 158-165, 2006.

BENABID, A. L.; CHABARTES, S.; MITROFANIS, J.; POLLAK, P. Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson's disease. **Lancet Neurology**. v. 8, n. 1, p. 67–81, 2009.

BERARDELLI, A.; ROTHWELL, J.C; THOMPSON, P.D; HALLETT, M. Pathophysiology of bradykinesia in Parkinson's Disease. **Brain: A Journal of Neurology**. v. 124, n. 11, p. 2131-2146, 2001.

BEYNON, S.; MCGINLEY, J.; DOBSON, F.; BAKER, R. Correlations of the gait profile score and the movement analysis profile relative to clinical judgments. **Gait & Posture**. v. 32, p. 129-132, 2010.

BLIN, O.; FERRANDEZ, A. M.; SERRATRICE, G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. **Journal of the Neurological Sciences**. v. 98, p. 91-97, 1991.

BLIN, O.; FERRANDEZ, A. M.; PAILHOUS, J.; SERRATRICE, G. Dopa-sensitive and dopa-resistant gait parameters in Parkinson's disease. **Journal of Neurological Sciences**. v. 103, p. 51-54, 1991.

BRAAK, H.; DEL TREDICI, K.; RÜB, U.; DE VOS, R. A.; JANSEN-TEUR, E. N.; BRAAK, E. Staging of brain pathology related to sporadic Parkinson's disease. **Neurobiology Aging**. v. 24, n. 2, p. 197-211, 2003.

BRAAK, H.; GHEBREMEDHIN, E.; RUB, U.; BRATZKE, H.; DEL TREDICK, K. Stages in the development of Parkinson's disease-related pathology. **Cell and Tissue Research**. v. 318, p. 121-134, 2004.

BRAUER, S. G.; MORRIS, M. E. Can people with Parkinson's disease improve dual tasking when walking? **Gait & Posture**. v. 31, n.2, p. 229-233, 2010.

BROTCHIE, J. M. Nondopaminergic mechanisms in levodopa-induced dyskinesia. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 20; p. 919-931, 2005.

BROWN, P.; MAZZONE, P.; OLIVIERO, A.; ALTIBRANDI, M.G.; PILATO, F.; TONALI, P.A.; DI LAZZARO, V. Effects of stimulation of the subthalamic area on oscillatory pallidal activity in Parkinson's disease. **Experimental Neurology**. v.188, n. 2, p. 480-490, 2004.

BUSSAB, W. O.; MORETTIN, P. A. **Estatística Básica**. 5ª ed. São Paulo: Saraiva, 2006.

CAMICOLI, R.; OKEN, B.S; SEXTON, G.; KAYE, J.A; NUTT, J.G. Verbal fluency task affects gait in Parkinson's disease with motor freezing. **Journal of Geriatric Psychiatry and Neurology**. v. 11, n. 4, p. 181-185, 1998.

CAPOZZO, A.; CATANI, F.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics**. v. 10, n. 4, p. 171-178, 1995.

DAVIS, R. B.; OUNPUU, S.; TYBURSKI, D.; GAGE, J. R. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**. n. 10, p. 575-87, 1991.

DEREJKO, M.; SLAWEK, J.; WIECZOREK, D.; BROCKHUIS, B.; DUBANIEWICZ, M.; LASS, P. Regional cerebral blood flow in Parkinson's disease as an indicator of cognitive impairment. **Nuclear Medicine Communications**. v. 27, n. 12, p. 945-951, 2006.

DEUSCHL, G.; HERZOG, J.; KLEINER-FISMAN, G.; KUBU, C.; LOZANO, A. M.; LYONS, K.E.; RODRIGUEZ-OROZ, M. C.; TAMMA, F.; TROSTER, A.; VITEK, J. L. Deep Brain Stimulation: Postoperative Issues. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 21, n. 14, p. 219-237, 2006.

FAHN, S. The freezing phenomenon in Parkinsonism. **Advances in Neurology**. v. 67, p. 53-63, 1995.

FAHN, S. The history of dopamine and levodopa in the treatment of Parkinson's disease. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 23, n. 3, p.497-508, 2008.

FAIST, M.; XIE, J.; KURZ, D.; BERGER, W.; MAURER, C.; POLLAK, P.; LUCKING, C. H. Effect of bilateral subthalamic nucleus stimulation on gait in Parkinson's disease. **Brain: A Journal of Neurology**. v. 124, p. 1590-1600, 2001.

FERRARIN, M.; RIZZONE, M.; BERGAMASCO, B.; LANOTTE, M.; RECALCATI, M.; PEDOTTI, A.; LOPIANO, L. Effects of bilateral subthalamic stimulation on gait kinematics and kinetics in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**. v. 160, p. 517-527, 2005.

FIELDING, J.; GEORGIU-KARISTIANIS, N.; WHITE, O. The role of the basal ganglia in the control of automatic visuospatial attention. **Journal of the International Neuropsychological Society**. v. 12, n. 5, p. 657-667, 2006.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychosomatic Research**. v. 12, p.189-198, 1975.

GALLETLY, R.; BRAUER, S.G. Does the type of concurrent task affect preferred and cued gait in people with Parkinson's disease? **The Australian Journal of Physiotherapy**. v. 51, p. 175-180, 2005.

GALLI, M.; CIMOLIN, V.; PANDIS, M. F.; SCHWARTZ, M. H. Use of the Gait Deviation Index for the evaluation of the patients with Parkinson's Disease. **Journal of Motor Behavior**. v. 44, n. 3, p. 161-167, 2012.

GERVAIS-BERNARD, H.; XIE-BRUSTOLIN, J.; MERTENS, P.; POLO, G.; KLINGER, H.; ADAMEC, D.; BROUSSOLLE, E.; THOBOIS, S. Bilateral subthalamic nucleus stimulation in advanced Parkinson's disease: five year follow-up. **Journal of neurology**. v. 256, n. 2, p. 225-233, 2009.

GOEDE, C. J. T.; KEUS, S. H.; KWAKKEL, G.; WAGENAAR, R. C. The effects of Physical Therapy in Parkinson's disease: a research synthesis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, n. 4, p-509-515, 2001.

GOETZ, C. G.; POEWE, W.; RASCOL, O.; SAMPAIO, C.; STEBBINS, G. T.; COUNSELL, C.; GILADI, N.; HOLLOWAY, R. G.; MOORE, C. G.; WENNING, G. K.; YAHR, M. D.; SEIDL, L. Movement Disorder Society Task Force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations. **Movement Disorders: official journal of the movement disorders society**. v 19, n. 9, p.1020-8, 2004.

GOETZ, C. G.; EMRE, M.; POEWE, W.; DUBOIS, B. Parkinson's disease dementia: definitions, guidelines, and research perspectives in diagnosis. **Annals of Neurology**. v. 64, n. 2, p. 81-92, 2008.

GROSS, R. E.; KRACK, P.; RODRIGUEZ-OROZ, M. C.; REZAI, A. R.; BENABID, A. L. Electrophysiological mapping for the implantation of deep brain stimulators for Parkinson's Disease and tremor. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v.14, p. 259-283, 2006.

HAMMOND, C.; BERGMAN, H.; BROWN, P. Pathological synchronization in Parkinson's disease: networks, models and treatments. **Trends in Neurosciences**. v. 30, n. 7, p. 357–364, 2007.

HARIZ, M. Twenty-five years of deep brain stimulation: celebration and apprehensions. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 27, n. 7, p. 930-933, 2012.

HARTLEY, A. A. Age differences in dual-task interference are localized to generation processes. **Psychology and Aging**. v. 16, p. 47-54, 2001.

HELMUTH, L.L.; MAYR, U.; DAUM, I. Sequence learning in Parkinson's Disease: a comparison of spatial-attention and number-response sequences. **Neuropsychologia**. v. 38, p. 1443-1451, 2000.

HOEHN, M.; YAHR, M. Parkinsonism: onset, progression and mortality. **Neurology**. v. 5, p. 427-442, 1967.

HUGHES, A.J; DANIEL, S.E.; KILFORD, L.; LEES, A.J. Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**. v. 55, n. 3, p. 181-184, 1992.

JOHNSEN, E. L.; MOGENSEN, P. H.; SUNDE, N. A.; OSTERGAARD, K. Improved asymmetry of gait in Parkinson's disease with DBS: Gait and Postural Instability in Parkinson's disease treated with bilateral deep brain stimulation in subthalamic nucleus. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 24, n. 4, p. 590-597, 2009.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of Orthopaedic Research**. v. 8, p. 383-392, 1990.

KLEINER-FISMAN, G.; HERZOG, J.; FISMAN, D. N.; TAMMA, F.; LYONS, K. E.; PAHWA, R.; LANG, A. E.; DEUSCHL, G. Subthalamic Nucleus Deep Brain Stimulation: Summary and Meta-Analysis of Outcomes. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 21, n. 14, p. S290-S304, 2006.

KONTAXIS, A.; CUTTI, A. G.; JOHNSON, G. R.; VEEGER, H. E. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*. v. 24, n. 3, p. 246-53, 2009.

KOPELL, B.; REZAZI, A. R.; CHANG, J. W.; VITEK, J. L. Anatomy and physiology of the basal ganglia: implications for deep brain stimulation for Parkinson's disease. *Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society*. v. 21, p. 238-246, 2006.

KRYSTHOWIAK, P.; BLATT, J. L.; BOURRIEZ, J. L.; DUHAMEL, A.; PERINA, M.; BLOND, S.; GUIEU, J. D.; DESTÉE, A.; DEFEBVRE, L. Effects of subthalamic nucleus stimulation and levodopa treatment on gait abnormalities in Parkinson disease. *Archives of Neurology*. v. 60, n. 1, p. 80-84, 2003.

LANG, A. E.; HOUETO, J.; KRACK, P.; KUBU, C.; LYONS, K. E.; MORO, E.; ONDO, W.; PAHWA, R.; POEWE, W.; TROSTER, A.; UITTI, R.; VOON, V. Deep Brain Stimulation: Preoperative Issues. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 21, n. 14, p. 171-196, 2006.

LEWIS, G. N.; BYBLOW, W. D.; WALT, S. E. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. **Brain: A Journal of Neurology**. v. 123, p. 2077-2090, 2000.

LOHNES, C.A.; EARHART, G.M. The impact of attentional, auditory and combined cues on walking during single and cognitive dual tasks in Parkinson disease. **Gait & Posture**. v. 33, p. 478-483, 2001.

LORD, S.; ROCHESTER, L.; HETHERINGTON, V.; ALLCOCK, L.M.; BURN, D. Executive dysfunction and attention contribute to gait interference in 'off' state Parkinson's disease. **Gait & Posture**. v. 31, n. 2, p. 169-174, 2010.

LUBIK, S.; FOGEL, W.; TRONNIER, V.; KRAUSE, M.; KÖNIG, J.; JOST, W. H. Gait analysis in patients with advanced Parkinson disease: different or additive effects on gait induced by levodopa and chronic STN stimulation. **Journal of Neural Transmission**. v. 113, p. 163-173, 2006.

MACHADO, A.; REZAI, A. R.; KOPELL, B. H.; GROSS, R. E.; SHARAN, A. D.; BENABID, A. L. Deep Brain Stimulation for Parkinson's Disease: Surgical

Technique and Perioperative Management. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 14, p. 247-258, 2006.

MALTA, M.; CARDOSO, L. O.; BASTOS, F. I.; MAGNANINI, M. M. F.; SILVA, C. M. F. P. Iniciativa STROBE: subsídios para a comunicação de estudos observacionais. **Revista de Saúde Pública**. v. 44, n. 3, p. 559-565, 2010.

MC VEY, M.A.; STYLIANOU, A. P.; LUCHIES, C. W.; LYONS, K. E.; PAHWA, R.; JERNIGAN, S.; MAHNKEN, J. D. Early biomechanical markers of postural instability in Parkinson's disease. **Gait & Posture**. v 30, n. 4, p. 538–542, 2009.

MOLLOY, M.; MCDOWELL, B. C.; KERR, C.; COSGROVE, A. P. Further evidence of validity of the gait deviation index. **Gait & Posture**. v. 31, n. 4, p. 479-482, 2010.

MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; MATYAS, T. A.; SUMMERS, J. J. The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. **Brain: A Journal of Neurology**. v. 117, p. 1161-81, 1994.

MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; MATYAS, T.; SUMMERS, J. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. **Brain: A Journal of Neurology**. v. 119, p. 551-568, 1996.

MORRIS, M. E.; MCGINLEY, J.; HUXHAM, F.; COLLIER, J.; IANSEK, R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. **Human Movement Science**. v. 18, p. 461-483, 1999.

MORRIS, M.E. Movement Disorders in people with Parkinson disease: A model for physical therapy. **Physical Therapy**. v. 80, n. 6, p. 578-97, 2000.

MORRIS, M. E. Locomotor training in people with Parkinson's disease. **Physical Therapy**. v. 86, n. 10, p. 1426-1435, 2006.

NETER, J.; KUTNER, M. H.; NACHTSHEIN, C. J.; WASSERMAN, W. **Applied Linear Statistical Models**. 4^a ed. Chicago: McGraw-Hill, 1996.

NOBRE, J. S.; SINGER, J. M. Residual analysis for linear mixed models. **Biometrical Journal**. v. 49, p. 863 – 875, 2007.

NUTT, J. G.; WOOTEN, G. F. Clinical practice. Diagnosis and initial management of Parkinson's disease. **The New England journal of Medicine**. v. 353, p. 1021–1027, 2005.

OBESO, J.A.; OLANOW, C. W.; NUTT, J.G. Levodopa motor complications in Parkinson's disease. **Trends in Neurosciences**. v. 23, n. 10, p. S22-S27, 2000.

OLANOW, C.W.; STERN, M.B.; SETHI, K. The Scientific and Clinical Basis for the Treatment of Parkinson Disease. **Neurology**. v. 72, n. 4, p. 1–136, 2009.

OSTERGAARD, K.; SUNDE, N. Evolution of Parkinson's Disease during 4 years of bilateral deep brain stimulation of the subthalamic nucleus. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 21, n. 5, p. 624-631, 2006.

PICELLI, A.; CAMIN, M.; TINAZZI, M.; VANGELISTA, A.; COSENTINO, A.; FIASCHI, A.; SMANIA, N. Three-dimensional motion analysis of the effects of auditory cueing on gait pattern in patients with Parkinson's disease: a preliminary investigation. **Neurological Sciences**. v. 31, p. 423-430, 2010.

PIERUCCINI, F.; MENUCHI, M. R. T. P.; VITÓRIO, R.; GOBBI, L. T. B.; STELLA, F.; GOBBI, S. Parâmetros cinemáticos da marcha com obstáculos em idosos com doença de Parkinson, com e sem efeito da levodopa: um estudo piloto. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 10, n. 2, p. 233-239, 2006.

POLLAK, P.; BENABID, A. L.; LIMOUSIN, P.; BENAZZOUZ, A. The basal ganglia and new surgical approaches for Parkinson's disease. **Advances in Neurology**. v. 74, p.213-220, 1997.

RÄTSEP, T.; ASSER, T. Changes in viscoelastic properties of skeletal muscles induced by subthalamic stimulation in patients with Parkinson's disease. **Clinical Biomechanics**. v. 26, p. 213-217, 2011.

REZAI, A. R.; KOPELL, B. K.; GROSS, R.E.; VITEK, J. L.; SHARAN, A. D.; LIMOUSIN, P.; BENABID, A. L. Deep Brain Stimulation for Parkinson's Disease: Surgical Issues. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 14, p. 197-218, 2006.

RIZZONE, M.; FERRARIN, M.; PEDOTTI, A.; BERGASMASCO, B.; BOSTICCO, E.; LANOTTE, M.; PEROZZ, P.; TAVELLA, A.; TORRE, E.; RECALCATI, M.; MELCARNE, A.; LOPIANO, L. High-frequency electrical stimulation of the subthalamic nucleus in Parkinson's disease: kinetic and kinematic gait analysis. **Neurological Sciences**. v. 23, p. S103-S104, 2002.

RODRIGUEZ-OROZ, M. C.; JAHANSHAH, M.; KRACK, P.; LITVAN, I.; MACIAS, R.; BEZARD, E.; OBESO, J. A. Initial clinical manifestations of Parkinson's disease: features and pathophysiological mechanisms. **The Lancet Neurology**. v. 8, n. 12, p. 1128-1139, 2009.

ROIZ, R. M.; CACHO, E. W.; PAZINATTO, M. M.; REIS, J. G.; CLIQUET, A. J. R. Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects. **Arquivos de Neuropsiquiatria**. v. 68, n. 1, p. 81-86, 2010.

SAVITT, J. M.; DAWSON, V. L.; DAWSON, T.M. Diagnosis and treatment of Parkinson disease: molecules to medicine. **The Journal of Clinical Investigation**. v. 116, n. 7, p. 1744-1754, 2006.

SCHACHE, A.; BAKER, R.; LAMOREUX, L.W. Defining the knee joint flexion-extension axis for purpose of quantitative gait analysis: An evaluation of methods. **Gait & Posture**. v. 24, p. 100-109, 2006.

SCHOLTISSEN, B.; VERHEY, F. R. J.; ADAM, J. J.; WEBER, W.; LEENTJENS, A. F. G. Challenging the Serotonergic System in Parkinson Disease Patients: Effects on Cognition, Mood and Motor Performance. **Clinical Neuropharmacology**. v. 29, n. 5, p. 276-285, 2006.

SCHRAG, A.; SAMPAIO, C.; COUNSELL, N.; POEWE, W. Minimal Clinically Important Change on the Unified Parkinson's Disease Rating Scale. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 8, p. 1200-1207, 2006.

SCHUTTE, L. M.; NARAYANAN, U.; STOUT, J. L.; SELBER, P.; GAGE, J. R.; SCHWARTZ, M. H. An index for quantifying deviations from normal gait. **Gait & Posture**. v. 11, n. 1, p. 25-31, 2000.

SCHWARTZ, M.; ROZUMALSKI, A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. **Gait & Posture**. v. 28, p. 351–357, 2008.

SHULMAN, L. M.; GRUBER-BALDINI, A. L.; ANDERSON, K. E.; FISHMAN, P. S.; REICH, S. G.; WEINER, W. J. The Clinically Important Difference on the Unified Parkinson's Disease Rating Scale. **Archives of Neurology**. v. 67, p. 64-70, 2010.

SOFUWA, O.; NIEUWBOER, A.; DESLOOVERE, K.; WILLEMS, A. M.; CHAVRET, F.; JONKERS, I. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. v. 86, n. 5, p. 1007-1013, 2005.

SPECIALI, D.; OLIVEIRA, E.; SANTOS, N.; PEREIRA, F.; FRACINI, A.; FUKUDA, T.; OLIVEIRA, C.; CORREA, J.; LUCARELI, P. R. G. Use of the gait deviation index and spatiotemporal variables for the assessment of dual task interference paradigm. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. doi:10.1016/j.jbmt.2012.03.001.

STOLZE, H.; KLEBE, S.; POEPPING, M.; LORENZ, D. Effects of bilateral subthalamic nucleus stimulation on parkinsonian gait. **Neurology**. v. 57, p. 144-146, 2001.

SVEHLIK, M.; ZWICK, E.; STEINWENDER, G.; LINHART, W.E.; SCHWINGENSCHUH, P.; KATSCHING, P.; OTT, E.; ENZINGER, C. Gait analysis in patients with Parkinson's disease off dopaminergic therapy. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. v. 90, n. 11, p.1880-1886, 2009.

VICON[®], 2002. Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon[®] Manual, Vicon[®]612 Motion Systems. Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK.

VOON, V.; KUBU, C.; KRACK, P.; HOUETO, J.; TROSTER, A. Deep Brain Stimulation: Neuropsychological and Neuropsychiatric Issues. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 21, n. 14, p. 305-326, 2006.

WINER, B. J.; BROWN, D. R.; MICHELS, K. M. **Statistical Principles in Experimental Design**. 3^a ed. McGraw – Hill: New York, 1991.

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

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of biomechanics**. v. 35, n. 4, p. 543-548, 2002.


XIE, J.; KRACK, P.; BENABID, A.; POLLAK, P. Effect of bilateral subthalamic nucleus stimulation on parkinsonian gait. **Journal of Neurology research**. v. 248, n.1, p. 1068-1072, 2001.

YARNALL, A.; ROCHESTER, L.; DAVID, J. The interplay of cholinergic function, attention, and falls in Parkinson's disease. **Movement Disorders: official journal of the Movement Disorder Society**. v. 26, n. 14, p. 2496-2503, 2011.

YOGEV, G.; GILADI, N.; PERETZ, C.; SPRINGER, S.; SIMON, E.S.; HAUSDORFF, J.M. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: Which aspects of gait are attention demanding? **European Journal of Neuroscience**. v. 22, p.1248-1256, 2005.

APÊNDICE 1

Comprovante de submissão de artigo à Gait & Posture

ID GAIPOS-S-12-00606
 Data Novembro 01, 2012 – 10:40
 Tipo Artigo
 Remetente Paulo Roberto Garcia Lucareli 
 De p.gait@elsevier.com
 Para CC "Paulo Roberto Garcia Lucareli" <paulolucareli@uninove.br>
 (Cópia Carbono)
 Assunto A manuscript number has been assigned to your submission
 Corpo Dear Professor Lucareli,

Your submission entitled ""EFFECTS OF BILATERAL DEEP BRAIN STIMULATION IN THE SUBTHALAMIC NUCLEUS AND LEVODOPA ON GAIT IN PARKINSON'S DISEASE has been assigned the following manuscript number: GAIPOS-D-12-00627.

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/gaipos/>.

Your username is: plucareli
 If you need to retrieve password details, please go to: http://ees.elsevier.com/GAIPOS/automail_query.asp


Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Gait and Posture

APÊNDICE 2

Comprovante de artigo aceito: Journal of Bodywork & Movement Therapies

ID YJBMT334
 Data Fevereiro 19, 2012 – 15:09
 Tipo Artigo
 Remetente Paulo Roberto Garcia Lucareli 
 De Leon Chaitow – jbmeditor@mac.com
 Para CC "Paulo Roberto Garcia Lucareli" <paulolucareli@uninove.br>
 (Cópia Carbono)
 Assunto Your submission accepted for publication in JBMT
 Corpo Dear Dr Lucareli

I am pleased to inform you that your paper "USE OF GAIT DEVIATION INDEX AND SPATIOTEMPORAL VARIABLES FOR ASSESSMENT OF DUAL TASK INTERFERENCE PARADIGM" has been accepted for publication in JBMT

The reviewer suggests that there would be an advantage in publishing sample images of the data produced by individuals in various stages of the assessments. I am not sure whether this is practical, but am passing the idea to you to consider?

If you agree, please send me what you think might be useful for readers to see

I will wait on your decision before sending the paper for production into proofs which will be sent to you in 3 to 5 weeks.

Sincerely

Leon Chaitow ND DO
 Honorary Fellow, University of Westminster, London
 Editor-in-Chief, Journal of Bodywork & Movement Therapies

Available online at www.sciencedirect.com

SciVerse ScienceDirect

journal homepage: www.elsevier.com/jbmt

THREE-DIMENSIONAL GAIT ANALYSIS

Use of the Gait Deviation Index and spatiotemporal variables for the assessment of dual task interference paradigm

Danielli Souza Speciali, PT^a, Elaine Menezes de Oliveira, PT^b,
 Nadia Maria dos Santos, PT^b, Fernando Vieira Pereira, PT, PhD^b,
 América Cristina Fracini, PT^c, Thiago Yukio Fukuda, PT, PhD^{d,e},
 Claudia Santos Oliveira, PT, PhD^a, João Carlos Correa, PT, PhD^a,
 Paulo Roberto Garcia Lucareli, PT, PhD^{a,*}

^a Universidade Nove de Julho, Department of Rehabilitation Science, Motion Analysis Laboratory, São Paulo, Brazil

^b Universidade Federal de São Paulo, Department of Neurology, São Paulo, Brazil

^c Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Department of Rehabilitation Science, São Paulo, Brazil

^d Irmandade Santa Casa de Misericórdia (ISCMSP), Physical Therapy Department, São Paulo, Brazil

^e Centro Universitário São Camilo (CUSC), São Paulo, Brazil

Received 14 October 2011; received in revised form 10 March 2012; accepted 12 March 2012

KEYWORDS

Parkinson's disease;
 Gait Index;
 Cognition;
 Biomechanics;
 Physical therapy

Summary Three-dimensional gait analysis (3DGA) is an important element in the quantitative evaluation of gait in subjects with Parkinson's disease (PD). Indexes, such as the Gait Deviation Index (GDI), have recently been proposed as a summary measure of gait. The aim of the present study was to investigate the effectiveness of the GDI and spatiotemporal variables in the quantification of changes in gait during a dual-task (DT) exercise. Fourteen patients with idiopathic PD and nine healthy subjects (CG) participated in the study. All subjects walked under two conditions: free walking and DT walking. The GDI was computed from the 3DGA data. The results show gait impairment during DT, a significant difference between groups regarding GDI and an interaction effect involving the group, side and task factors. The CG and PDG were different independent of interference and side, but interference was only different for the PDG group. The results also demonstrate that the GDI should be an appropriate outcome measure for the evaluation of the effects of DT on patients with Parkinson's disease.

© 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.

* Corresponding author. Universidade Nove de Julho, UNINOVE, Av. Francisco Matarazzo, 612, Água Branca, 05001-100 São Paulo, Brazil. Tel.: +55 (11) 3665 9325.

E-mail address: paulolucareli@uninove.br (P.R.G. Lucareli).

1360-8592/\$ - see front matter © 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.
 doi:10.1016/j.jbmt.2012.03.001

Please cite this article in press as: Speciali, D.S., et al., Use of the Gait Deviation Index and spatiotemporal variables for the assessment of dual task interference paradigm, Journal of Bodywork & Movement Therapies (2012), doi:10.1016/j.jbmt.2012.03.001

Introduction

Parkinson's disease (PD) is a common neurodegenerative disorder among elderly individuals, affecting approximately six million people worldwide (Twelves et al., 2003). It is estimated that more than 40 million people in the world will have motor disorders secondary to PD by the year 2020 (Morris, 2000).

PD is caused in part by a loss of dopaminergic neurons in the *pars compacta* of the *substantia nigra*. The resultant abnormal neuronal oscillatory and synchronous activity between the subthalamic nucleus, *pars interna* of the *globus pallidus* and cerebral cortex lead to increasing problems with tremors, rigidity, bradykinesia and postural disturbances (Delong and Wichmann, 2007).

In the normal brain, there is dense serotonergic innervation of the basal ganglia (BG) of the raphe nuclei, particularly the dorsal raphe nuclei, which also sends projections to the frontal cortex, limbic system and diencephalon. The striatum and output regions of the BG, *pars reticulata* of the *substantia nigra* and medial *globus pallidus* receive a dense serotonergic input, suggesting a potential role for serotonin in PD. Serotonergic dysfunction appears to play a role in a number of Parkinsonian symptoms, including impaired motor function. The exact mechanisms remain unclear due to a lack of clinical-pathological and *in vivo* studies (Fox et al., 2009).

Movement disorders, with a loss of full motor control (automatism), are characteristic of PD (Morris, 2000). Gait disturbances, in particular, are characterised by a reduction in velocity, step length and range of motion of the lower limbs, with a consequent increase in the duration of the support phase (Morris et al., 1996; Rochester et al., 2004; Ellis et al., 2005). Other manifestations include the forward lean of the torso and reductions in the amplitude of hip extension with medium support, knee flexion during balance and plantar flexion while walking (Morris et al., 1996).

The regulation of variables and rhythm during normal human locomotion is apparently an automatic process that requires no attention. This activity requires adequate executive function for the planning, monitoring and performance of a sequence of systematically complex actions (Nordin et al., 2010). Among individuals with PD, dual-task interference is a particularly noticeable problem due to the disruption of motor functions of the BG, which play a major role in the control of learnt, repetitive movement sequences through outputs to the supplementary motor area and brain-stem locomotion regions. In the early stages of motor skill acquisition, the cortical regions of the brain are believed to play a major role in movement regulation. As movements become learnt and automatic, they are thought to be controlled by the BG. When this occurs, an individual, in theory, can concentrate on controlling more novel or attention-demanding tasks through the use of the frontal cortical regions. With PD, normal movement patterns can be generated when attention is focused on performance, as attention is thought to lead to a bypassing of the BG and the use of cortical regions to drive outputs. In dual-task situations, however, the cortical resources may be engaged in maintaining the performance of the secondary task, leaving responsibility

for regulating the performance of the more automatic task to the defective BG circuitry (O'Shea et al., 2002).

Three-dimensional motion analysis is a powerful tool for the quantitative assessment of movement due to the fact that it is non-invasive, allows the repetition of exams several times within a short period and provides quantitative and three-dimensional data for kinematics (trajectory, velocity, acceleration and angles), kinetics (force, joint movement and joint power) and the quantitative evaluation of muscle activity (electromyography). The quantitative evaluation of motion is fundamental to the analysis of human movement (Cimolin et al., 2011). The breakthrough in the clinical application of three-dimensional motion analysis can be attributed to gait analysis (the quantitative analysis of walking), which is generally applied to patients with walking difficulties. Gait analysis is an important method for gathering information that is crucial to the establishment of the level of functional limitation due to disease and following its evolution over time. Furthermore, gait analysis provides useful elements for evaluating the effects of rehabilitation interventions aimed at reducing functional limitation due to disease (Assi et al., 2009; Gage et al., 2009).

The concurrent execution of motor and cognitive tasks requires little or nearly no conscious attention, thereby allowing an individual to concentrate on items relevant to completing the cognitive task with no impediment to the primary motor task. However, the reduced function of the different systems in PD may affect this ability and increase the risk of falls (Nordin et al., 2010). Patients with PD require a greater amount of attention during gait, which worsens when a secondary task is inserted in the context (O'Shea et al., 2002). The increase in attention to maintain an unaltered gait pattern is denominated the "cost of a dual-task", which can be attributed to the limited resources of the central nervous system (CNS) with regard to compensating for the depletion of automaticity caused by defects in the BG (Morris et al., 1996; Woollacott and Shumway-Cook, 2002). Executive function, depression, anxiety and fatigue found in the different types of PD may also compete for attention and increase difficulties during the execution of dual or multiple tasks (Rochester et al., 2008). Thus, a better understanding of the relationship between the effect of a dual task and gait is important to clinical practice (Box 1).

Based on findings described in the literature, three-dimensional gait analysis (3DGA) provides highly informative data for the evaluation of specific gait variables. However, such analysis produces a large volume of data and a possible need to provide quantitative measures of a patient's overall gait (Wren et al., 2007). As a starting point, a number of global indexes have been proposed to summarise gait, such as the Gillette Gait Index (GGI) (Schutte et al., 2000) and the Gait Deviation Index (GDI). These indexes have been employed in gait analysis to provide a better global understanding of a patient's condition. The GDI is a new quantitative measure that uses pattern recognition and compares nine kinematic gait variables in a study group against those of a control group. This requires kinematics of the pelvis and hip on all three planes, the knee, the ankle on the sagittal plane and foot progression. The aim of this comparison is to reflect the extent of gait variation in relation to the control group. A GDI value close to 100 or higher indicates the absence of

Box 1. Clinical relevance.

The understanding of the relationship between dual-task interference and gait will assist clinical practice, taking into consideration the following:

- Performing two tasks at once has been identified as a common problem for people with Parkinson's Disease;
- Cognitive and attention processes are particularly important in Parkinson's Disease to compensate for basal ganglia dysfunction and the loss of gait automaticity and are integral to cue-based rehabilitation strategies;
- Measures of gait variability during dual tasking may provide a sensitive marker for the risk of falls and the enhancement of cognitive function may reduce the risk of falls;
- The use of cognitive abilities with a variety of dual-task situations is common in daily living and may reduce the risk of falls;
- Since gait performance under dual-task conditions is influenced by attention, specific instructions can be used in training to manipulate attention and enhance the performance of everyday dual-manual tasks among individuals with Parkinson's Disease;
- Interventions and therapies designed to ameliorate gait disturbances in Parkinson's Disease should also emphasise cognitive aspects

gait pathology and each 10-point decrease below 100 indicates 1 standard deviation (SD) from normal kinematics (e.g., a GDI of 65 is 3.5 SD below normal) (Schwartz and Rozumalski, 2008).

A large number of studies have been published on the applications of these indexes for the quantification of functional limitations during gait and specific treatment outcomes. The validity of the GDI in the evaluation of children with cerebral palsy has been demonstrated in a recent study involving a statistical comparison between the Gross Motor Function Measure and 3DGA (Molloy et al., 2010). However, Rose et al. (2010) applied the GDI to patients with cerebral palsy between the ages of four and nine years who had not undergone surgical treatment and found that the index lacked accuracy in detecting slow changes over time due to the natural progression of the disease.

To our knowledge, no studies have previously employed the GDI to evaluate dual-task effects in adults with PD. Thus, the aim of the present study was to investigate the effectiveness of the GDI and spatiotemporal variables in the quantification of changes in gait during a dual-task exercise in adults with and without Parkinson's disease.

Methods

Sample

The present prospective, cross-sectional study received approval from the local ethics committee (protocol # 93/

08). Fourteen volunteers (7 women and 7 men), with a mean age (SD) of 67.5 (5.6) years and a diagnosis of idiopathic PD were sent to the Physical Therapy sector of the Brazil Parkinson's Association (São Paulo, Brazil). The control group (CG) was formed by nine healthy volunteers (5 women and 4 men) with no history of pre-existing diseases or complaints affecting activities of daily living, specifically gait. Tables 1 and 2 display the characteristics of both groups.

The study included individuals capable of walking barefoot independently with or without a gait-assistance device; having achieved a score of ≥ 24 on the Mini-Mental State Examination (MMSE) (Folstein et al., 1975); classification Stages 2 and 3 on the Hoehn & Yahr scale (Hoehn and Yahr, 1967); and in the ON phase of the active medication cycle. Individuals with other types of PD were excluded, as were individuals with rheumatic disease, orthopaedic and other associated neurological problems or previous orthopaedic surgery of the lower limbs. The data acquisition was performed at the Movement Laboratory of the Centro Universitário São Camilo (CUSC-Brazil).

Instruments and materials

The following instruments and materials were used: eight optic-electronic cameras (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA); a computer with special plate circuit for motion analysis [MIDAS Duo WORKSTATION, Evart® 5.0 and Orthotrack 6.2® (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA)] and reflective markers.

Experimental protocol

All the participants remained barefoot and wore bathing suits. A total of 29 reflective markers were attached to the skin of each participant at specific anatomic points based on the Helen Hayes model (Kadaba et al., 1990; Davis et al., 1991). The area designated for performing locomotion measured 1.5 × 6.0 m. Eight cameras were attached to the

Table 1 Clinical characteristics of control group (CG) of healthy individuals.

Group	Age (years)	Gender	Height (m)	Body mass (kg)	MMSE
1	61	Male	1.62	70	26
2	75	Male	1.72	75	27
3	61	Female	1.56	62	26
4	71	Male	1.70	72	30
5	69	Female	1.58	54	30
6	61	Female	1.62	67	30
7	62	Male	1.68	68	25
8	61	Male	1.72	89	30
9	65	Female	1.64	56	29
Mean (SD)	65.111 (5.3)		1.648 (0.059)	68.111 (10.5)	28.111 (2.0)

Values expressed as mean and standard deviation; MMSE: Mini-Mental State Examination.

Table 2 Clinical characteristics of Parkinson's Disease group (PDG).

Group	Age (years)	Gender	Height (m)	Body mass (kg)	H&Y	MMSE
1	65	Female	1.52	54	2	29
2	66	Female	1.42	49	2	24
3	64	Female	1.59	60	3	29
4	65	Female	1.56	42	2.5	30
5	68	Male	1.74	96	2.5	30
6	73	Male	1.75	83	2.5	25
7	60	Female	1.65	72	2.5	29
8	68	Female	1.60	70	2.5	29
9	60	Male	1.67	59	2	28
10	75	Female	1.76	72	2	29
11	72	Male	1.70	74	3	27
12	76	Male	1.68	90	2.5	26
13	60	Male	1.63	64	2.5	26
14	73	Male	1.69	74	2.5	26
Mean	67.500		1.640	68.500	2.429	27.643
(SD)	(5.5)		(0.095)	(15.1)	(0.33)	(1.9)

Values expressed as mean and standard deviation; H&Y: Hoehn & Yahr scale; MMSE: Mini-Mental State Examination.

walls such that the entire area could be captured. Before each data acquisition, the capture volume was calibrated both statically and dynamically in accordance with the manufacturer's regulations. Data acquisition only began when the error in the central area of each marker was less than 1 mm.

The participants were informed of the data acquisition procedures, familiarised with the site at which data would be collected and trained so that gait would be as normal as possible. After being familiarised with the procedures, the participants were positioned at a distance from the destined area of locomotion to exclude the acceleration of the initial movement. The procedure was repeated for a total of six gait cycles. The participants did not use any gait-assistance devices and absolute silence in the laboratory was requested during data acquisition so that no noises would interfere with the participants' attention during the task.

Dual task

Gait performed at a comfortable pace with no other competing tasks was denominated the simple task. The dual task (DT) involved a cognitive task that required attention during gait, consisting of a mathematical test of decreasing consecutive subtraction, initiated when the evaluator asked for the answer to the mathematical problem "500 - 7" (Yogev et al., 2007). The individuals did not receive specific orientation regarding giving priority to one task or another.

Data analysis

Image capturing and three-dimensional reconstruction were performed with the Evart[®] 5.0 program (Motion

Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). Kinematic variables for analysis were based on the Helen Hayes biomechanical model used in the Orthotrack[®] 6.2 program (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). The angular and linear gait values [velocity (m/s), cadence (steps/min), step length (m) and step width (m)] were exported as ASCII archives to the Orthotrack[®] program for each group (Parkinson's and control) under the simple-task and DT conditions. A total of six gait cycles were used to achieve these values.

All graphs obtained from 3DGA were normalised to a percentage of the gait cycle and all available trials of kinematic data were exported using a specific program (Orthotrack[®] 6.2 Motion Analysis, Santa Rosa, CA, USA). This produced kinematic plots of the pelvis, hip, knee and ankle for each cycle. The GDI method (as described by its authors) was implemented using the electronic addendum provided by the GDI article, i.e. using control data from Schwartz and Rozumalski (Hollman et al., 2007). Subsequently, the GDI scores for the patients with PD were calculated using only results from patients performing and not performing the DT.

Descriptive statistics for demographic data and all outcome measures were expressed as mean [standard deviation] values. A statistical power analysis was performed using the G*POWER program (Erdfeider et al., 1996), based on the detection of a 10-point difference in the Gait Deviation Index (Schwartz and Rozumalski, 2008), two-tailed analysis, an alpha level of 0.05 and 70% power. Possible differences between the conditions (based on pre-defined GDI and spatiotemporal variables) were compared using three-way analysis of variance (ANOVA), the factors of which were side, group (patients vs. controls) and task (interference effect).

Results

Descriptive and demographic characteristics at baseline are displayed in Table 1 for the control group (CG) and Table 2 for the Parkinson's Disease Group (PDG). Statistically significant differences were found between groups for step length and width, cadence and GDI. Differences were found between tasks for velocity, stance phase and GDI. In the comparison of sides, differences were found in step length, cadence, velocity, stance and swing phase. No difference was found regarding double support.

Table 3 summarises the results in mean and standard deviation values for all variables. An interaction effect was observed for the GDI, with an interaction between task and group (Tables 4 and 5).

Discussion

The influence of cognitive activity has frequently been studied in patient populations and healthy individuals and the results typically point to the interference of DT in gait. The inability to change tasks is recognised as an attention control problem in PD, which compromises security and the efficient performance of functional tasks, such as walking in both familiar places and unpredictable places that require coordination, cognitive responses and immediate,

Table 3 Spatiotemporal gait variables (step length, cadence, velocity, step width, stance phase, swing phase, double support phase) and GDI during normal gait and dual task interference gait analysis on both sides for each group.

			Right side		Left side	
			Normal gait	Dual task	Normal gait	Dual task
Step Length (cm)	CG	Mean	117.46	107.27	118.17	107.94
		SD	10.42	14.40	9.67	14.58
	PDG	Mean	98.12	80.97	98.24	81.52
Cadence (step/min)	CG	Mean	103.31	94.15	103.58	94.42
		SD	12.03	9.74	12.91	9.89
	PDG	Mean	115.06	109.35	115.52	110.23
Velocity (cm/s)	CG	Mean	100.76	84.19	102.20	84.87
		SD	14.66	16.49	15.07	16.81
	PDG	Mean	95.55	74.24	96.32	75.33
Step width (cm)	CG	Mean	11.63	8.80	11.63	8.80
		SD	2.65	2.78	2.65	2.78
	PDG	Mean	10.50	10.92	10.50	10.92
Stance (% gait cycle)	CG	Mean	58.85	60.64	58.54	58.85
		SD	1.49	1.77	2.11	1.49
	PDG	Mean	56.82	59.41	56.41	56.82
Swing (% gait cycle)	CG	Mean	41.15	39.4	41.46	39.36
		SD	1.49	1.94	2.11	1.77
	PDG	Mean	43.18	39.44	43.59	40.59
Double support (% gait cycle)	CG	Mean	8.78	10.71	8.65	10.21
		SD	1.22	1.72	1.56	2.38
	PDG	Mean	6.81	11.08	6.94	16.27
GDI	CG	Mean	87.33	85.88	82.89	82.61
		SD	10.70	9.68	8.53	6.03
	PDG	Mean	73.08	66.08	72.80	69.45
		SD	8.83	9.88	6.11	6.15

Values expressed as mean and standard deviation.

flexible motor responses. The change in attention span seems to be mediated by dopamine energy, although this description is complex, non-linear and influenced by genotype in PD (Williams-Gray et al., 2008).

The use of this model as a clinical test to identify the risk of falls has frequently been suggested for patients with PD due to the relation to secondary postural strategies stemming from the loss of attention and a reduction in gait

Table 4 Comparisons between side, group (patient vs. control) and task (interference effect) of GDI and spatiotemporal gait variables during normal and dual task interference gait analysis.

Comparisons	GDI	Cadence	Velocity	Stance	Swing	Double support	Step length	Step width
	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value	<i>p</i> -value
Group	<0.001	0.028	0.410	0.074	0.267	0.728	0.003	0.004
Side	0.547	0.026	<0.001	0.006	0.002	0.061	<0.001	0.987
Task	0.168	0.118	0.015	0.006	0.573	0.586	0.11	0.936
Side * group	0.004	0.555	0.637	0.593	0.348	0.254	0.292	0.354
Task * group	0.032	0.489	0.864	0.593	0.692	0.490	0.574	0.584
Side * task	0.121	0.741	0.789	0.251	0.848	0.562	0.771	0.847
Side * task * group	0.415	0.748	0.515	0.822	0.595	0.503	0.724	0.824

Abbreviation: GDI, Gait Deviation Index.

Table 5 Interaction effect for Group (control and Parkinson disease group) and Task (normal and dual-task gait) related to Gait Deviation Index.

Group	Comparison	p-value
CG	Normal gait vs. Dual task	0.559
PDG	Normal gait vs. Dual task	<0.001
Task	Comparison	p-value
Normal gait	CG vs. PDG	<0.001
Dual task	CG vs. PDG	<0.001

Abbreviation: CG, control group, PDG, Parkinson disease group.

performance during a DT exercise and the consequent increased risk of falling (Allock et al., 2009).

The aim of the present study was to evaluate the effect of dual-task interference in adults with and without PD using the recently proposed summary measure denominated the Gait Deviation Index (GDI) and spatiotemporal variables. A previous study validated the GDI and obtained a strong relationship in patients with cerebral palsy between the GDI and gross motor function, as expressed by the Gross Motor Function Measure and Gross Motor Function Classification System (Molloy et al., 2010). To our knowledge, no individual analysis using GDI has been reported for the evaluation of the effects of DT interference. Multiple attempts have been made to assess gait in patients with PD during a DT exercise using spatiotemporal outcomes. However, with the exception of 3DGA, the majority of studies employed other instruments (Morris et al., 1999; Sofuwa et al., 2005; Cimolin et al., 2011). Nonetheless, an analysis of interrelated variables is difficult. Thus, the representation of a wide variety of variables in a single score that can be used to measure changes in gait quality could be clinically useful (Fig. 1).

Dual-task interference led to a global reduction in gait pattern among the patients who participated in the present study, as a significant difference in mean values in the gait analysis occurred between groups (CG and PDG), interference (normal walking and dual-task) and side. These results corroborate those reported in previous studies on the effect of a DT exercise on gait among patients with PD, namely, a reduction in gait velocity (O'Shea et al., 2002; Galletly and Brauer, 2005; Hackney and Earth, 2009; Brauer and Morris, 2010) and an increase in double support (Galletly and Brauer, 2005; Hackney and Earth, 2009). The present results demonstrate a significant difference between groups regarding GDI and an interaction effect involving the group and task factors. The CG and PDG were different independent of interference and side, but interference was only different for the PDG group.

GDI was effective at offering an overview of gait deviation from the normal pattern according to the literature as well as quantitatively illustrating the overall changes in pathological gait as a result of a particular DT interference.

Spatiotemporal gait variables were studied and not used in the GDI calculation, but offer important information demonstrating changes in gait performance. During the gait analysis, the DT interfered in the stance phase and velocity independent of group and side. Velocity decreased both in

the CG and PDG and stance time increased in both groups. The use of a motor task combined with a cognitive task hindered the overall gait performance in the PDG, reduced the total time of locomotor activity and increased the need for stability by increasing the length of the stance phase during the gait cycle in both groups.

Regardless of the interference of task and side, comparisons between groups demonstrated that cadence (number of steps per minute) was greater in the PDG, whereas step length was smaller and step width was practically the same. These variables are not influenced by dual tasks and illustrate the classical pattern of patients with Parkinson's, namely, small steps and the need to increase the frequency of exchange steps to prevent falls, as the support base (step width) is not increased.

Regardless of the dual task and group difference, the comparative analysis of lower limb side revealed differences in velocity, cadence, step length, stance phase and swing phase. This likely occurred because perfect symmetry between the lower limbs is improbable during human locomotion. However, these variables are related, since there was a reduction in gait velocity, with a consequent reduction in cadence and stride length. Moreover, the reduction in gait velocity led to an increase in the stance phase and a consequent reduction in the swing phase, with no change observed in the double support phase.

These results agree with those of previous studies evaluating linear gait variables during a DT exercise, which report a reduction in velocity and step length (O'Shea et al., 2002; Galletly and Brauer, 2005; Hackney and Earth, 2009; Brauer and Morris, 2010) and differ from others that report an increase in double support time (Galletly and Brauer, 2005; Hackney and Earth, 2009) in groups with and without PD. These studies justify their findings by showing that the use of a secondary task can draw attention to mechanisms from automatic movement and direct them towards a cognitive task in both patients with PD and healthy individuals (Morris et al., 1996; Rochester et al., 2004; Galletly and Brauer, 2005; Allock et al., 2009; Hackney and Earth, 2009).

The divided attention in the neural circuit of the frontal and motor cortex reflects a possible adaptation to reduce the risk of falling in circumstances that require considerable attention, suggesting a direct relationship between cognitive function and gait velocity (Hollman et al., 2007). This hypothesis is reinforced by the fact that patients improve velocity and step length when oriented to direct their attention to gait after specific training with a DT exercise (Yogev et al., 2007; Brauer and Morris, 2010).

Gait deficits are exacerbated during the performance of a DT exercise by patients with PD, as the need to concentrate on both walking and concurrent tasks exceeds the available attention resources (Bloem et al., 2001). In PD, the excess attention needed to perform the task or hyperstimulation provoked by unexpected stimuli induces a hypo-excitability that can be manifested as a motor block. However, during simultaneous tasks, the response time to the cognitive task is reduced due to the increase in attention needed to perform the motor task, which results in the exacerbation of gait defects during the performance of a DT exercise among patients with PD (Rochester et al., 2004; O'Shea et al., 2002).

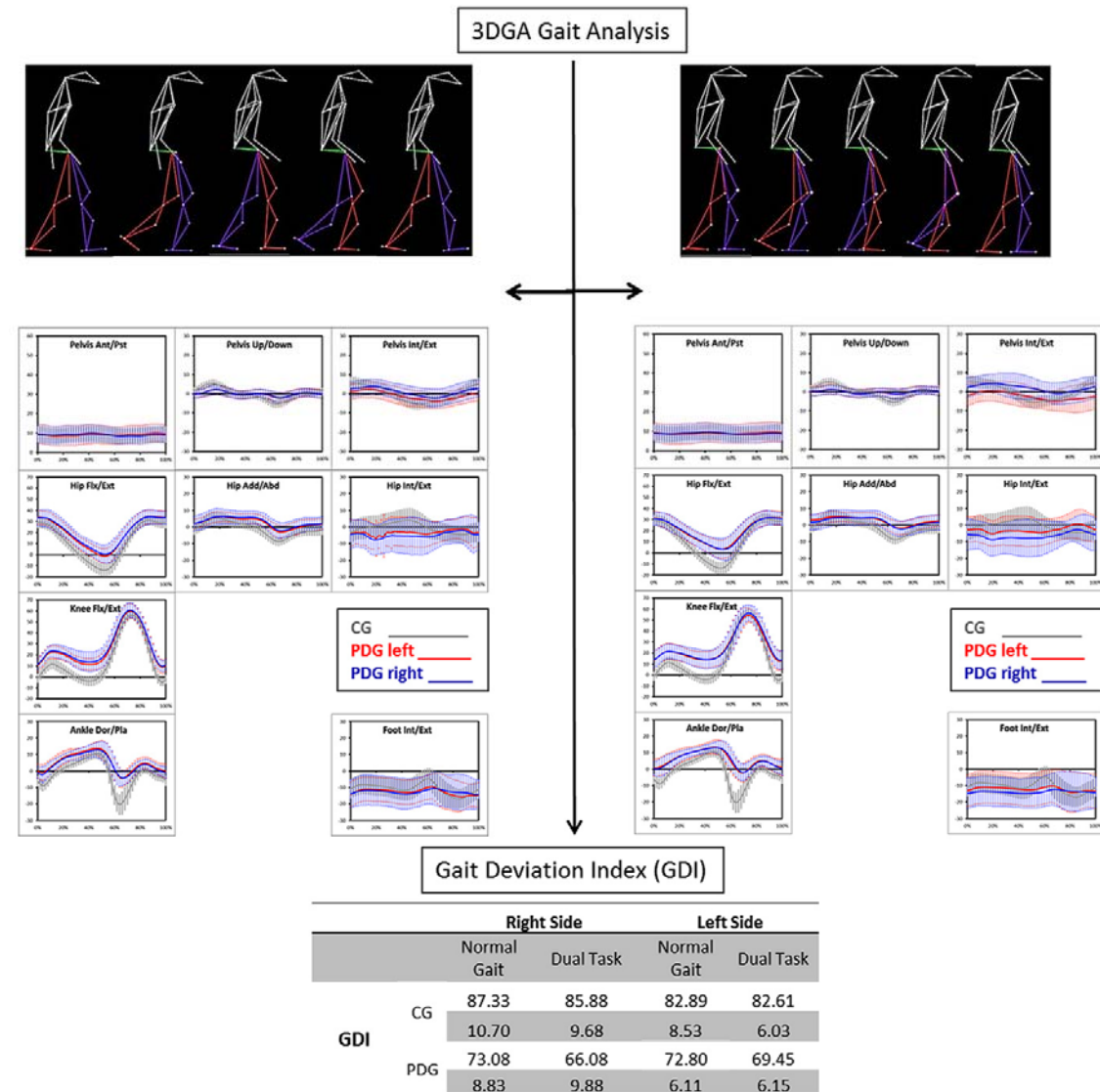


Figure 1 Illustration that characterizes the acquisition of three-dimensional gait analysis information, presented in a conversational graphical gait analysis report and the summary results using the GDI for both group and tasks. Normative database normality is presented in grey, left side in red and right side in blue (Mean and SD).

The mathematical problems chosen as the second task tax working memory and information processing related to executive function (Morris et al., 2005). The combination of this task with gait leads to a high demand of competitiveness for executive motor function, suggesting that the automaticity of the performance under the complex conditions of walking is multidimensional (Rochester et al., 2004).

The results of the present study have important implications for the rehabilitation of individuals with motor impairment associated with PD. Therefore, an improvement in walking performance under dual-task conditions may occur with practice due to motor learning.

According to other synthetic indexes proposed in the literature, the main limitation to the GDI is that the quantification of gait strategy and the assessment of changes in gait following a specific intervention are conducted using an overall measurement rather than the analysis of individual variables. The analysis of GDI scores and spatiotemporal gait variables provides the extent to which gait has changed, but does not reveal the cause or nature of the change. Clearly, a positive change is beneficial to patients, but, given the single-value format of a synthetic index, the GDI should not be used alone to assess the effect of DT interference. However, given that

overall gait performance was the main interest in the present study, the GDI seems to be an appropriate outcome measure when used together with the spatiotemporal gait variables.

Individuals with PD tested during a dual-task interference exercise require motor skills, executive function and attention processes while walking. Task requirements are highly selective and different executive processes and motor characteristics are required to fulfil the demands of the different tasks. Further research is needed to confirm this complex relationship, which has implications for the rehabilitation of gait among patients with PD. Studies employing the GDI and spatiotemporal gait variables should be conducted to evaluate the suitability of this index in detecting changes following other interference interventions generally used for training patients with Parkinson's disease and its effectiveness in perceiving small changes in gait.

Acknowledgements

The equipment was kindly granted by INSTRUCOM-São Paulo, Brazil.

Appendix

PD	Parkinson's disease
BG	basal ganglia
GDI	Gait Deviation Index
3DGA	three-dimensional gait analysis
DT	dual task
CNS	central nervous system
GGI	Gillette Gait Index
SD	standard deviation
CUSC	Centro Universitário São Camilo
MMSE	Mini-Mental State Examination
ANOVA	analysis of variance
CG	control group
PDG	Parkinson's disease group

References

- Allcock, L.M., Rowan, E.N., Steen, I.N., Wesnes, K., Kenny, R.A., Burn, D.J., 2009. Impaired attention predicts falling in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders* 15 (2), 110–115.
- Assi, A., Ghanem, I., Lavaste, F., Skalli, W., 2009. Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index. *Gait & Posture* 30, 22–26.
- Bloem, B., Valkenburg, V., Slabbekoom, M., Van Dijk, J., 2001. The multiple tasks test. *Strategies in Parkinson's disease. Experimental Brain Research* 137, 478–486.
- Brauer, S.G., Morris, M.E., 2010. Can people with Parkinson's disease improve dual tasking when walking? *Gait & Posture* 31, 229–233.
- Cimolin, V., Galli, M., Vimercati, S.L., Albertini, G., 2011. Use of the Gait Deviation Index for the assessment of gastrocnemius fascia lengthening in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities* 32, 377–381.
- Davis, R.B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* 10, 575–587.
- DeLong, M.R., Wichmann, T., 2007. Circuits disorders of the basal ganglia. *Archives of Neurology* 64 (1), 20–24.
- Erdfelder, E., Faul, F., Buchner, A., 1996. G*Power: a general power analysis program. *Behavior Research Methods, Instruments & Computers* 28, 1–11.
- Ellis, T., De Goede, C.J., Feldman, R.G., Wolters, E.C., Kwakkel, G., Wagenaar, R.C., 2005. Efficacy of a physical therapy program in patients with Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86, 626–632.
- Folstein, M.F., Folstein, S.E., McHugh, P.R., 1975. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychosomatic Research* 12, 189–198.
- Fox, S., Chuang, R., Brotchie, J.M., 2009. Serotonin and Parkinson's disease: on movement, mood, and madness. *Movement Disorders* 24 (9), 1255–1266.
- Gage, J.R., Koop, S.E., Schwartz, M.H., Novacheck, T.F., 2009. The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, Series: Clinics in Developmental Medicine, vol. 180. Mac Keith Press. 644.
- Galletly, R., Brauer, S.G., 2005. Does the type of concurrent task affect preferred and cued gait in people with Parkinson's disease? *The Australian Journal of Physiotherapy* 51, 175–180.
- Hackney, M.E., Earth, G.M., 2009. The effects of a secondary task on forward and backward walking in Parkinson's disease. *Neurorehabilitation Neural Repair* 12, 367–371.
- Hoehn, M., Yahr, M., 1967. Parkinsonism: onset, progression and mortality. *Neurology* 5, 427–442.
- Hollman, J.H., Kovash, F.M., Kubik, J.J., Linbo, R.A., 2007. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture* 26, 113–119.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 8, 383–392.
- Molloy, M., McDowell, B.C., Kerr, C., Cosgrove, A.P., 2010. Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait & Posture* 31, 479–482.
- Morris, M., Iansek, R., Matyas, T., Summers, J., 1996. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain: A Journal of Neurology* 119, 551–568.
- Morris, M., Iansek, R., McGinley, J., Matyas, T., Huxham, F., 2005. Three dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorder. *Movement Disorders* 20, 40–50.
- Morris, M.E., 2000. Movement disorders in people with Parkinson's disease: a model for physical therapy. *Physical Therapy* 80 (6), 578–597.
- Morris, M.E., McGinley, J., Huxham, F., Collier, J., Iansek, R., 1999. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. *Human Movement Science* 18, 461–483.
- Nordin, E., Moe-Nilssen, R., Ramnemark, A., Lundin-Olsson, L., 2010. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait & Posture* 32 (1), 92–97.
- O'Shea, S., Morris, M.E., Iansek, R., 2002. Dual task interference during gait in people with Parkinson's disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical Therapy* 82 (9), 888–897.
- Rochester, L., Hetherington, V., Jones, D., Nieuwboer, A., Willems, A.M., Kwakkel, G., Van Wegen, E., 2004. Attending to the task: interference effects of functional tasks on walking in Parkinson's disease and the role of cognition, depression, fatigue and balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85, 1578–1585.
- Rochester, L., Nieuwboer, A., Baker, K., Hetherington, V., Willems, A., Kwakkel, G., Wegen, E.V., Lim, I., Jones, D., 2008.

ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de ética em pesquisa UNINOVE



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CoEP

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado **ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DA MARCHA DE PACIENTES COM A DOENÇA DE PARKINSON SUBMETIDOS À ESTIMULAÇÃO CEREBRAL PROFUNDA DE ALTA FREQUÊNCIA ANTES E APÓS UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO** sob número de protocolo **446669** e responsabilidade de **PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELLI** de acordo com a resolução **196/96** do Conselho Nacional de Saúde M/S, de **10/10/96**, tendo sido Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - UNINOVE.

São Paulo, 22 de Agosto de 2011.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Claudia Santos Oliveira".

Prof. Dra. Claudia Santos Oliveira
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

ANEXO 2 - Escala de Hoehn & Yahr Modificada

- **Estágio 0** = Nenhum sinal da doença;
- **Estágio 1** = Doença unilateral;
- **Estágio 1,5** = Envolvimento unilateral e axial;
- **Estágio 2** = Doença bilateral sem comprometer o equilíbrio;
- **Estágio 2,5** = Doença bilateral leve, recuperando no teste de puxar paciente pelas costas;
- **Estágio 3** = Doença bilateral de leve a moderada; alguma instabilidade postural; fisicamente independente;
- **Estágio 4** = Incapacidade grave; ainda capaz de andar e ficar ereto sem ajuda;
- **Estágio 5** = Preso a cadeira de rodas ou ao leito; necessita de ajuda.

ANEXO 3 – Mini Exame do Estado Mental (Folstein, Folstein & McHugh, 1975)

Paciente: _____

Idade: _____ Escolaridade (em anos): _____

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

ORIENTAÇÃO – 10 pontos

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

MEMÓRIA IMEDIATA (RETENÇÃO) – 3 pontos

- Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta: ()

Vaso, carro, janela

Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO – 5 pontos

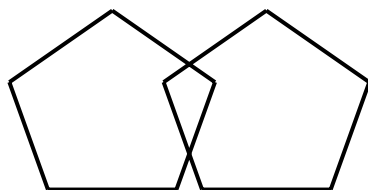
- Calcular a subtração (100-7) 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto)..... ()
- Alternativamente, soletrar **MUNDO** de trás para frente.

EVOCAÇÃO (MEMÓRIA) – 3 pontos

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

LINGUAGEM – 9 pontos

- 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 Pontos) ()
- Ler e obedecer: “feche os olhos” (1 ponto) ()
- Escrever uma frase (1 ponto) ()
- Copiar um desenho (1 ponto) ()



PONTUAÇÃO: (____ / 30)

ANEXO 4 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome do voluntário _____

Telefones para contato _____

Endereço: _____ N° _____

Complemento: _____ Bairro: _____ Cidade: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas pela Ft. Danielli Souza Speciali e pelo Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli vinculado à Universidade Nove de Julho, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho: Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson submetidos à estimulação cerebral profunda de alta frequência do núcleo subtalâmico.

2. Objetivo: Avaliar os parâmetros de marcha de pacientes com Doença de Parkinson em uso de estimulação cerebral profunda, em uso de medicação e com os dois tratamentos.

3. Justificativa: Devido a escassez de dados na literatura que quantifiquem os efeitos da estimulação cerebral profunda do núcleo subtalâmico sobre as variáveis da marcha, faz-se necessário esse estudo. Esse trabalho é importante para proporcionar dados para a prática clínica, fornecendo dados relevantes, otimizando assim a avaliação e tratamento dessa população.

4. Métodos: No primeiro dia de avaliação, o voluntário chegará ao local do exame sem medicação anti-parkinsoniana e serão avaliadas algumas medidas do corpo do indivíduo (como comprimento e diâmetro dos segmentos e articulações dos membros inferiores). Em seguida serão colocados marcadores auto-adesivos (que são bolinhas fixadas com fita adesiva) em alguns pontos específicos do corpo do indivíduo para avaliação dos movimentos articulares. Após esses procedimentos, os voluntários deverão andar sobre uma pista no solo no laboratório integrado de

análise de movimento. Durante todo o exame, o indivíduo terá que vestir-se com roupas de banho (*short* para homens e *top* e *short* para mulheres) para melhor acesso aos pontos específicos. Neste laboratório existem câmeras que filmarão o modo de andar. As imagens colhidas nesse laboratório servirão para analisar o movimento e não serão divulgadas. No segundo dia de exame, será desligado o estimulador cerebral do voluntário sob supervisão do médico responsável e colaborador do estudo e após um período de 3 horas, serão colocados marcadores em alguns pontos específicos para o exame de marcha. Após a coleta, será ligado o estimulador e o voluntário terá um período de 30 minutos de descanso para então realizar novamente o exame. Esse exame será realizado no laboratório integrado de estudos do movimento da Universidade Nove de Julho e durará em média cinco horas.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: O sr.(a) não terá prejuízos e não sofrerá nenhum dano físico durante a realização dos movimentos que terá que fazer durante o exame.

6. Informações: O voluntário(a) ou seu responsável tem garantia que receberão respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos benéficos e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Também os pesquisadores assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Benefícios: Foram alertados de que a participação nesta pesquisa não trará benefícios diretos ao voluntário. No entanto, pode-se esperar uma importante contribuição para o estudo da marcha de pacientes com a doença de Parkinson que apresentam estimulação cerebral profunda.

8. Retirada do Consentimento: O sr(a) não terá prejuízos caso não esteja de acordo com os procedimentos ou queira a qualquer momento deixar de participar deste estudo.

9. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Não haverá nenhum valor econômico a receber ou a pagar pela participação dos voluntários. Caso ocorra algum dano decorrente da participação no estudo, serão devidamente indenizados, conforme determina a lei.

12. Local da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida no Laboratório Integrado de Análise de Movimento da Universidade Nove de Julho (UNINOVE) – Campi Vergueiro, sito à Rua Vergueiro, 235/246 – Liberdade – São Paulo / SP. Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da Uninove: à Rua Vergueiro, 235/246 – Liberdade – São Paulo / SP. Telefones: (11) 3665-9310/3665-9309.

13. Nome Completo e telefones dos Pesquisadores para Contato: Danielli Souza Speciali – (11) 7985-4574; Paulo Roberto Garcia Lucareli - (11) 9216 5360.

14. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, portador de RG nº: _____, de nacionalidade: _____ e profissão: _____, nascido em ___/___/___, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, _____ de _____ de 20__

Nome (por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição / 2ª via: Voluntário

ANEXO 5 – Descrição do protocolo de medidas antropométricas

MEDIDAS	DESCRIÇÃO
Espinha íliaca antero-superior	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância horizontal entre as espinhas ílicas antero-superiores.
Comprimento do membro inferior	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização de uma trena, verifica-se a distância vertical entre a espinha íliaca antero-superior e o maléolo medial.
Diâmetro do joelho	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a largura máxima do joelho fornecida através da distância entre os epicôndilos femorais.
Diâmetro do tornozelo	Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância máxima entre o maléolo medial e lateral.
Torção Tibial	Voluntário em decúbito ventral. Com a utilização do goniômetro, posiciona-se uma das hastes alinhada ao eixo transmaleolar, apoiando à planta do pé. A outra haste deve ser alinhada ao eixo axial do fêmur, que interliga a cabeça do fêmur ao centro articular do joelho – ponto médio entre os epicôndilos.

ANEXO 6 – Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson – UPDRS

I) ESTADO MENTAL / COMPORTAMENTO / ESTADO EMOCIONAL

1) Comprometimento intelectual

0 = Nenhum

1 = Mínimo. Esquecimento consistente com lembrança parcial de eventos, sem outras dificuldades.

2 = Moderado. Perda moderada da memória, com desorientação. Dificuldade moderada para resolver problemas complexos. Mínimo, mas definitivo, comprometimento das atividades em casa, com necessidade de ajuda ocasional.

3 = Grave. Perda grave da memória com desorientação temporal e, freqüentemente, de lugar. Grande dificuldade para resolver problemas.

4 = Grave. Perda grave da memória com orientação preservada apenas para sua pessoa. Incapaz de fazer julgamentos ou resolver problemas. Necessita de muita ajuda para cuidados pessoais. Não pode ficar sozinho em nenhuma situação.

2) Desordem do pensamento (devido a demência ou intoxicação por drogas)

0 = Nenhum

1 = Sonhos vívidos

2 = Alucinações 'benignas' com julgamento (*insight*) mantido.

3 = Ocasionais a freqüentes alucinações, sem julgamento, podendo interferir com atividades diárias.

4 = Alucinações freqüentes ou psicose evidente. Incapaz de cuidar-se.

3) Depressão

0 = Ausente

1 = Períodos de tristeza ou culpa acima do normal. Nunca permanece por dias ou semanas.

2 = Depressão permanente (uma semana ou mais).

3 = Depressão permanente com sintomas vegetativos (insônia, anorexia, perda de peso, desinteresse).

4 = Depressão permanente com sintomas vegetativos. Pensamentos ou tentativa de suicídio.

4) Motivação / Iniciativa

0 = Normal

1 = Mais passivo. Menos interessado que o habitual.

2 = Perda da iniciativa ou desinteresse por atividades fora da rotina.

3 = Perda da iniciativa ou interesse por atividades fora do dia-a-dia.

4 = Retraído. Perda completa de motivação.

II) ATIVIDADES DA VIDA DIÁRIA

5) Fala

0 = Normal

1 = Comprometimento superficial. Nenhuma dificuldade em ser entendido.

2 = Comprometimento moderado. Solicitado a repetir frases, às vezes.

3 = Comprometimento grave. Solicitado freqüentemente a repetir frases.

4 = Incompreensível a maior parte do tempo.

6) Salivação

0 = Normal

1 = Excesso mínimo de saliva, mas perceptível. Pode babar à noite.

2 = Excesso moderado de saliva. Pode apresentar alguma baba (*drooling*).

3 = Excesso acentuado de saliva. Baba frequentemente.

4 = Baba continuamente. Precisa de lenço constantemente.

7) Deglutição

0 = Normal

1 = Engasgos raros.

2 = Engasgos ocasionais.

3 = Deglute apenas alimentos moles.

4 = Necessita de sonda nasogástrica ou gastrostomia.

8) Escrita

0 = Normal

1 = Um pouco lenta ou pequena.

2 = Menor e mais lenta, mas as palavras são legíveis.

3 = Gravemente comprometida. Nem todas as palavras são legíveis.

4 = A maioria das palavras não são legíveis.

9) Cortando alimentos ou manipulando

0 = Normal

1 = Lento e desajeitado, mas não precisa de ajuda.

2 = Capaz de cortar todos os alimentos, embora desajeitado e lento. Pode precisar de ajuda.

3 = Alimento cortado por outros, ainda pode alimentar-se, embora lentamente.

4 = Precisa ser alimentado por outros.

10) Vestir

0 = Normal

1 = Lento, mas não precisa de ajuda.

2 = Necessita de ajuda para abotoar-se e para colocar os braços em mangas de camisa.

3 = Necessita de bastante ajuda, mas consegue fazer algumas coisas sozinho.

4 = Não consegue vestir-se (nenhuma peça) sem ajuda.

11) Higiene

0 = Normal

1 = Lento, mas não precisa de ajuda.

2 = Precisa de ajuda no chuveiro ou banheira; ou muito lento nos cuidados de higiene.

3 = Necessita de assistência para se lavar, escovar os dentes, pentear-se, ir ao banheiro.

4 = Sonda vesical ou outra ajuda mecânica.

12) Girar no leito e colocar roupas de cama

0 = Normal

1 = Lento e desajeitado, mas não precisa de ajuda.

2 = Pode girar sozinho na cama ou colocar lençóis, mas com grande dificuldade.

3 = Pode iniciar, mas não consegue rolar na cama ou colocar lençóis.

4 = Não consegue fazer nada.

13) Quedas

- 0 = Nenhuma
- 1 = Quedas raras.
- 2 = Cai ocasionalmente, menos de uma vez por dia.
- 3 = Cai, em média, uma vez por dia.
- 4 = Cai mais de uma vez por dia.

14) Freezing quando anda

- 0 = Nenhum
- 1 = Raro *freezing* quando anda. Pode ter hesitação no início da marcha.
- 2 = *Freezing* ocasional, enquanto anda.
- 3 = *Freezing* freqüente; pode cair devido ao *freezing*.
- 4 = Quedas freqüentes devido ao *freezing*.

15) Marcha

- 0 = Normal
- 1 = Pequena dificuldade. Pode não balançar os braços ou tende a arrastar as pernas.
- 2 = Dificuldade moderada, mas necessita de pouca ajuda ou nenhuma.
- 3 = Dificuldade grave de marcha, necessita de assistência.
- 4 = Não consegue andar, mesmo com ajuda.

16) Tremor

- 0 = Ausente
- 1 = Presente, mas infreqüente.
- 2 = Moderado, mas incomoda o paciente.
- 3 = Grave, interfere com muitas atividades.
- 4 = Marcante. Interfere na maioria das atividades.

17) Queixas sensitivas relacionadas ao Parkinsonismo

- 0 = Nenhuma
- 1 = Dormência e formigamento ocasional; alguma dor.
- 2 = Dormência, formigamento e dor freqüente, mas suportável.
- 3 = Sensações dolorosas freqüentes.
- 4 = Dor insuportável.

III) EXAME MOTOR**18) Fala**

- 0 = Normal
- 1 = Perda discreta da expressão, do volume ou da dicção.
- 2 = Comprometimento moderado. Arrastado, monótono, mas compreensível.
- 3 = Comprometimento grave, difícil de ser entendido.
- 4 = Incompreensível.

19) Expressão facial

- 0 = Normal
- 1 = Hipomimia mínima.
- 2 = Diminuição pequena, mas anormal, da expressão facial.
- 3 = Hipomimia moderada, lábio caídos/afastados por algum tempo.
- 4 = Fácies em máscara ou fixa, com perda grave ou total da expressão facial. Lábios afastados $\frac{1}{4}$ de polegada ou mais.

20) Tremor de repouso

- 0 = Ausente

- 1 = Presente, mas infreqüente ou leve.
- 2 = Persistente, mas de pequena amplitude. Ou moderado em amplitude, mas presente de maneira intermitente.
- 3 = Moderado em amplitude mas presente a maior parte do tempo
- 4 = Com grande amplitude e presente a maior parte do tempo.

21) Tremor postural ou de ação das mãos

- 0 = Ausente
- 1 = Leve, presente com a ação.
- 2 = Moderado em amplitude, presente com a ação.
- 3 = Moderado em amplitude tanto na ação como mantendo uma postura.
- 4 = Grande amplitude, interferindo com a alimentação.

22) Rigidez (movimento passivo das grandes articulações, paciente sentado e relaxado).

- 0 = Ausente
- 1 = Pequena ou detectável somente quando ativado por movimento em espelhos outros.
- 2 = Leve e moderado.
- 3 = Marcante, mas pode realizar movimento completo da articulação.
- 4 = Grave, e o movimento completo da articulação se consegue com grande dificuldade.

23) Bater dedos continuamente – *finger taps* (paciente bate o polegar no dedo indicador em seqüências rápidas com a maior amplitude possível, uma mão de cada vez).

- 0 = Normal
- 1 = Leve lentidão e/ou redução da amplitude.
- 2 = Comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode ter paradas ocasionais durante o movimento.
- 3 = Comprometimento grave. Hesitação freqüente para iniciar o movimento, ou paradas durante o movimento que está realizando.
- 4 = Realiza o teste com grande dificuldade quase não conseguindo.

24) Movimentos das mãos (paciente abre e fecha as mãos em rápidos movimentos sucessivos e com a maior amplitude possível, uma mão de cada vez).

- 0 = Normal
- 1 = Lentidão leve e/ou redução em amplitude.
- 2 = Comprometimento moderado. Fadiga precoce bem clara. Pode ter paradas ocasionais durante o movimento.
- 3 = Comprometimento grave. Hesitação freqüente para iniciar o movimento, ou paradas durante o movimento que está realizando.
- 4 = Realiza o teste com grande dificuldade quase não conseguindo.

25) Movimentos rápidos alternados das mãos (movimentos de pronação e supinação das mãos, verticalmente ou horizontalmente, com a maior amplitude possível, as duas mãos simultaneamente).

- 0 = Normal
- 1 = Lentidão leve e/ou redução em amplitude.
- 2 = Comprometimento moderado. Fadiga precoce bem clara. Pode ter paradas ocasionais durante o movimento.

3 = Comprometimento grave. Hesitação freqüente para iniciar o movimento, ou paradas durante o movimento que está realizando.

4 = Realiza o teste com grande dificuldade quase não conseguindo.

26) Agilidade da perna (paciente bate com o calcanhar no chão em sucessões rápidas, levantando toda a perna; a amplitude do movimento deve ser de cerca de 3 polegadas).

0 = Normal

1 = Lentidão leve e/ou redução em amplitude.

2 = Comprometimento moderado. Fadiga precoce bem clara. Pode ter paradas ocasionais durante o movimento.

3 = Comprometimento grave. Hesitação freqüente em iniciar o movimento, ou paradas freqüentes durante o movimento.

4 = Realiza o teste com grande dificuldade, quase não conseguindo.

27) Levantar de uma cadeira (paciente tenta levantar-se de uma cadeira de espalho reto, de madeira ou ferro, com os braços cruzados em frente ao peito).

0 = Normal

1 = Lento; ou pode precisar de mais de uma tentativa.

2 = Levanta-se apoiando os braços na cadeira.

3 = Tende a cair para trás, e pode tentar se levantar mais de uma vez, mas consegue se levantar.

4 = Incapaz de levantar-se sem ajuda.

28) Postura

0 = Normal em posição ereta.

1 = Não bem ereto, levemente curvado para frente (*stooped*); pode ser normal para pessoas mais velhas.

2 = Moderadamente curvado para frente, definitivamente anormal, pode inclinar-se um pouco para os lados.

3 = Acentuadamente curvado para frente com cifose, inclinação moderada para um dos lados.

4 = Bem fletido com anormalidade acentuada na postura.

29) Marcha

0 = Normal

1 = Anda lentamente; pode arrastar os pés com pequenas passadas, mas não há festinação ou propulsão.

2 = Anda com dificuldade, mas precisa de pouca ajuda ou nenhuma; pode apresentar alguma festinação, passos curtos, ou propulsão.

3 = Comprometimento grave da marcha, necessitando de ajuda.

4 = Não consegue andar sozinho, mesmo com ajuda.

30) Estabilidade postural (respostas a deslocamento súbito para trás, puxando os ombros, com paciente ereto, de olhos abertos, pés um pouco separados; o paciente deve ser informado a respeito do teste).

0 = Normal

1 = Retropulsão, mas se recupera sem ajuda.

2 = Ausência de resposta postural; cairia se não fosse ajudado pelo examinador.

3 = Muito instável; a perder o equilíbrio espontaneamente.

4 = Incapaz de ficar ereto sem ajuda.

31) Bradicinesia e hipocinesia corporal (combinando hesitação, diminuição do balançar dos braços, pequena amplitude e pobreza de movimentos em geral).

- 0 = Nenhum
- 1 = Lentidão mínima. Podia ser normal em algumas pessoas. Possível redução na amplitude.
- 2 = Movimento definitivamente anormal. Pobreza de movimento e um certo grau de lentidão.
- 3 = Lentidão moderada. Pobreza de movimento ou com pequena amplitude.
- 4 = Lentidão acentuada. Pobreza de movimento ou com pequena amplitude.

IV) COMPLICAÇÕES DA TERAPIA (NA SEMANA QUE PASSOU)

A – DISCINESIAS

32) Duração. Que percentual do dia acordado apresenta discinesias?

- 0 = Nenhum
- 1 = 25% do dia.
- 2 = 26-50% do dia.
- 3 = 51-75% do dia.
- 4 = 76-100% do dia.

33) Incapacidade. Quão incapaz é a discinesia? (informação da história; pode ser modificada durante o exame)

- 0 = Não incapacitante.
- 1 = Incapacidade leve.
- 2 = Incapacidade moderada.
- 3 = Incapacidade grave.
- 4 = Completamente incapaz.

34) Discinesias dolorosas. Quão dolorosas são as discinesias?

- 0 = Discinesias não dolorosas.
- 1 = Leve.
- 2 = Moderada.
- 3 = Grave.
- 4 = Extrema.

35) Presença de distonia do amanhecer (informação da história).

- 0 = Não.
- 1 = Sim.

B – FLUTUAÇÕES CLÍNICAS

36) Algum período *off* previsível em relação ao tempo após uma dose do medicamento?

- 0 = Não.
- 1 = Sim.

37) Algum período *off* imprevisível em relação ao tempo após uma dose do medicamento?

- 0 = Não.
- 1 = Sim.

38) Algum período *off* se instala subitamente? Em poucos segundos?

- 0 = Não.
- 1 = Sim.

39) Qual o percentual de tempo acordado, em um dia, o paciente está em *off*, em média?

0 = Nenhum.

1 = 1-25% do dia.

2 = 26-50% do dia.

3 = 51-75% do dia.

4 = 76-100% do dia.

C – OUTRAS COMPLICAÇÕES

40) O paciente apresenta anorexia, náusea ou vômito?

0 = Não.

1 = Sim.

41) O paciente apresenta algum distúrbio do sono? Insônia ou hipersonolência?

0 = Não.

1 = Sim.

42) O paciente apresenta hipotensão ortostática sintomática?

0 = Não.

1 = Sim.

ANEXO 7 – Estimativa do Coeficiente de Correlação Intraclasse – CCI

Seis pacientes foram avaliados nos lados D e E com respeito às variáveis X, Y e Z sob os quatro tratamentos formados pelas combinações dos níveis dos fatores Dia (Dia 1 e Dia 2) e Momento (Inicial e Final). As Tabelas 1 e 2 apresentam a média amostral e o desvio padrão amostral (BUSSAB; MORETTIN, 2006) das variáveis X, Y e Z sob cada tratamento, para os lados D e E, respectivamente. Notamos que, para as três variáveis e para ambos os lados, tanto a média amostral quanto o desvio padrão (DP) amostral apresentam pouca alteração ao longo dos dois dias e dos dois momentos.

Tabela 1. Estatísticas descritivas para as variáveis X, Y e Z, lado D.

Variável	N	Dia 1				Dia 2			
		Inicial		Final		Inicial		Final	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
X	6	114,02	10,93	115,33	11,64	114,65	9,59	114,58	9,47
Y	6	191,18	16,50	189,93	16,49	190,32	15,96	190,45	15,22
Z	6	2,312	1,211	2,316	1,214	2,310	1,206	2,307	1,205

Tabela 2. Estatísticas descritivas para as variáveis X, Y e Z, lado E.

Variável	N	Dia 1				Dia 2			
		Inicial		Final		Inicial		Final	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
X	6	127,30	13,32	127,33	13,22	125,32	11,45	127,27	13,65
Y	6	184,03	10,66	184,17	13,48	184,73	12,30	183,53	12,43
Z	6	2,394	1,051	2,396	1,054	2,338	0,955	2,337	0,953

Para cada variável e lado, vamos adotar um modelo de medidas repetidas com dois fatores (Dia e Momento) para o qual supomos que os efeitos dos pacientes (fator Paciente) são aleatórios e os efeitos dos dois dias e dos dois momentos são fixos. O uso de um modelo de medidas repetidas com

dois fatores para a análise dos dados pode ser justificado ao notarmos que cada paciente é avaliado sob os quatro tratamentos (NETER et al., 1996).

O modelo ajustado é dado por:

$$Y_{ijk} = \mu + \rho_i + \tau_j + \gamma_k + (\tau\gamma)_{jk} + \varepsilon_{ijk},$$

sendo que

Y_{ijk} é o valor da variável obtido do i -ésimo paciente, sob o j -ésimo dia e k -ésimo momento, μ é uma constante, ρ_i é o efeito do paciente i que supomos ter distribuição $N(0, \sigma_\rho^2)$ independentes, τ_j é o efeito constante do dia j sujeito à restrição $\sum_j \tau_j = 0$, γ_k é o efeito do momento k sujeito à restrição $\sum_k \gamma_k = 0$, $(\tau\gamma)_{jk}$ é o efeito de interação entre o dia j e o momento k sujeito às restrições $\sum_j (\tau\lambda)_{jk} = \sum_k (\tau\lambda)_{jk} = \sum_{jk} (\tau\lambda)_{jk} = 0$, ε_{ij} é o erro aleatório que supomos ter distribuição $N(0, \sigma^2)$ independentes e ρ_i e ε_{ij} são independentes, $i = 1, \dots, 6$, $j = 1, 2$ e $k = 1, 2$.

As Tabelas 3 a 8 mostram a ANOVA (Análise de Variância) para os dados de cada variável para cada lado. Para testar as hipóteses

$$H_{01}: (\tau\gamma)_{11} = (\tau\gamma)_{12} = \dots = (\tau\gamma)_{32} = 0 \text{ versus } H_{a1}: \text{nem todos os } (\tau\gamma)_{jk} \text{ são nulos;}$$

$$H_{02}: \tau_1 = \tau_2 = \tau_3 = 0 \text{ versus } H_{a2}: \text{nem todos os } \tau_j \text{ são nulos e}$$

$$H_{03}: \gamma_1 = \gamma_2 = 0 \text{ versus } H_{a2}: \text{nem todos os } \gamma_k \text{ são nulos}$$

referentes aos efeitos das interações entre os dias e os momentos, aos efeitos dos dias e aos efeitos dos momentos, utilizamos, respectivamente, as estatísticas $F_1^* = \text{QMD} \cdot \text{M} / \text{QMR}$, $F_2^* = \text{QMD} / \text{QMR}$ e $F_3^* = \text{QMM} / \text{QMR}$. Como os valores P associados às três estatísticas são superiores ao nível de significância $\alpha = 0,05$, não rejeitamos as três hipóteses ou seja, não há evidência de efeito de interação entre Dia e Momento, não há evidência de

efeito de Dia e não há evidência de efeito de Momento, para as variáveis X, Y e Z em ambos os lados.

Tabela 3. ANOVA para a variável X, lado D.

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Valor P
Paciente	5	2133,13	QMP = 426,63	-	-
Dia	1	0,02	QMD = 0,02	0,01	0,938
Momento	1	2,34	QMM = 2,34	0,71	0,413
Dia*Momento	1	2,87	QMD*M = 2,87	0,87	0,366
Resíduo	15	49,49	QMR = 3,30	-	-

Tabela 4. ANOVA para a variável X, lado E.

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Valor P
Paciente	5	3311,54	QMP = 662,31	-	-
Dia	1	6,30	QMD = 6,30	2,59	0,128
Momento	1	5,90	QMM = 5,90	2,43	0,140
Dia*Momento	1	5,51	QMD*M = 5,51	2,26	0,153
Resíduo	15	36,49	QMR = 2,43	-	-

Tabela 5. ANOVA para a variável Y, lado D.

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Valor P
Paciente	5	5127,38	QMP = 1025,48	-	-
Dia	1	0,18	QMD = 0,18	0,11	0,743
Momento	1	1,87	QMM = 1,87	1,13	0,304
Dia*Momento	1	2,87	QMD*M = 2,87	1,74	0,207
Resíduo	15	24,72	QMR = 1,65	-	-

Tabela 6. ANOVA para a variável Y, lado E.

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Valor P
Paciente	5	2969,17	QMP = 593,83	-	-
Dia	1	0,01	QMD = 0,01	< 0,01	0,960
Momento	1	1,71	QMM = 1,71	0,68	0,422
Dia*Momento	1	2,67	QMD*M = 2,67	1,06	0,318
Resíduo	15	37,56	QMR = 2,50	-	-

Tabela 7. ANOVA para a variável Z, lado D.

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	F	Valor P
Paciente	5	29,2364	QMP = 426,63	-	-
Dia	1	0,0002	QMD = 0,0002	3,54	0,079
Momento	1	< 0,0001	QMM = < 0,0001	0,04	0,847
Dia*Momento	1	0,0001	QMD*M = 0,0001	0,97	0,341
Resíduo	15	0,0008	QMR = 0,0001	-	-

Tabela 8. ANOVA para a variável Z, lado E.

Fonte de Variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrado médio	F	Valor P
Paciente	5	20,0955	QMP = 4,0191	-	-
Dia	1	0,0198	QMD = 0,0198	3,66	0,075
Momento	1	< 0,0001	QMM = < 0,0001	< 0,001	0,991
Dia*Momento	1	< 0,0001	QMD*M = < 0,0001	< 0,001	0,957
Resíduo	15	0,0813	QMR = 0,0054	-	-

Para cada variável e lado, foi estimado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e respectivo intervalo de 95% de confiança (NETER et al., 1996). Vale ressaltar que o CCI é definido como

$$CCI = \frac{\sigma_{\rho}^2}{\sigma_{\rho}^2 + \sigma^2}.$$

O estimador do CCI é obtido substituindo-se σ_{ρ}^2 por seu estimador $(QMP - QMR)/4$ e σ^2 por seu estimador QMR. Os valores calculados estão apresentados na Tabela 9. Nota-se que todos os valores são superiores a 0,75 mostrando que o método de obtenção dos dados é confiável e reproduzível.

Tabela 9. Estimativas dos CCI e respectivos Intervalos de Confiança (IC).

Variável	Estimativa do CCI	IC (95%)
X Lado Direito	0,970	[0,898; 0,995]
X Lado Esquerdo	0,985	[0,949; 0,998]
Y Lado Direito	0,994	[0,977; 0,998]
Y Lado Esquerdo	0,983	[0,942; 0,997]
Z Lado Direito	0,999	[0,999; 0,999]
Z Lado Esquerdo	0,995	[0,981; 0,999]

ANEXO 8 - Resumos publicados em anais de congressos e eventos

1- Resumo publicado: I Congresso Brasileiro de Fisioterapia Neurofuncional – Petrópolis (2010)

INTERFERÊNCIA DA DUPLA TAREFA NA MARCHA DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON

Danielli S. Speciali, Elaine M. Oliveira, Nádia M. Santos, América C. Fracini, Fernando Pereira, Paulo Roberto Garcia Lucareli

Introdução: Na DP a depleção dos neurônios nigroestriatais reduz a produção de dopamina resultando em perda de automatismo do movimento que é comumente observado durante a marcha. A Dupla Tarefa (DT) é um pré-requisito para uma vida normal já que permite ao indivíduo andar e direcionar sua atenção para tarefas motoras e cognitivas. **Objetivo:** Avaliar o impacto da DT sobre a marcha de pacientes com DP. **Material e Métodos:** Participaram deste estudo 14 sujeitos com DP Idiopática (GDP), classificados entre os níveis 2 e 3 na escala de Hoehn & Yahr, na fase *on* do ciclo ativo da medicação; para o Grupo Controle (GC) 9 indivíduos saudáveis da mesma faixa etária. Os indivíduos tinham que ter MEEM ≥ 24 . A captura dos dados foi realizada através do Sistema FALCON - *Motion Analysis*®; o GDI (*Gait Deviation Index*) foi utilizado para quantificar os desvios da marcha dos pacientes nas diferentes situações, além disso, os parâmetros espaço-temporais também foram avaliados. A marcha realizada em velocidade confortável sem nenhuma outra tarefa concorrente foi denominada *tarefa simples*; a *dupla-tarefa* consistiu da inserção de um teste aritmético de subtração consecutiva e decrescente que iniciou em “500 – 7” durante a marcha. Para análise estatística foi utilizado o teste T pareado. **Resultados:** Durante a DT ambos os grupos apresentaram redução do comprimento do passo e velocidade ($p \leq 0,05$); a cadência e largura do passo não apresentaram alterações significativas; porém, somente os pacientes com DP apresentaram piora do desempenho da marcha durante a DT observada pela redução dos valores do *GDI* ($p \leq 0,05$). **Conclusão:** A DT alterou os parâmetros lineares em ambos os grupos, mas houve piora do desempenho somente no GDP.

2- Resumo publicado: Gait & Clinical Movement Analysis Society (GCMAS) – Bethesda, Maryland (2011)

Dual task interferes in spatio-temporal parameters and GDI of patients with Parkinson's Disease?

Speciali D¹; Oliveira E²; Carruba, LB¹; Oliveira CS¹; Lima, MO³ Correa JCF¹
Lucareli PRG¹

1 Universidade Nove de Julho, Brazil; 2 Lar Escola Sao Francisco, Brazil;
3Universidade do Vale do Paraiba – Brazil

Introduction:

In Parkinson's disease (PD) depletion of nigrostriatal neurons reduces the production of dopamine, resulting in loss of automaticity of the movement that is often observed during gait. The Dual Task (DT) is a functional status and a prerequisite for a normal life, because it allows the individual gait and direct your attention to motor and cognitive tasks.

Clinical Relevance:

In PD, factors such as falls, imbalance and loss of independence during gait are often associated with DT. The occurrence of DT in clinical practice should be considered as a determinant for the rehabilitation of this population. Thus, there is a need to investigate the impact of DT on the gait in an attempt to prevent or delay the installation of functional changes, improving, among other factors, quality of life.

Methods:

We selected 14 subjects with idiopathic PD, classified between levels 2 and 3 on the Hoehn & Yahr, the off phase of the cycle of active medication forming the PD group (GDP), for the control group (CG) were recruited 9 healthy individuals of similar age. Individuals had to have MEEM ≥ 24 . The capture of three-dimensional data was performed using 8 infrared Motion Analysis®, the Gait Deviation Index (GDI) was used to quantify gait deviations in different situations, in addition, the spatiotemporal were also evaluated. First, each volunteer was asked to walk at a comfortable speed without other concurrent task, then immediately was inserted into a test of arithmetic subtraction regressive (500-7) during gait. Statistical analysis was performed using the paired Student t test for each group according to the task considering $p < 0.05$ for statistical significance.

Results:

During DT both groups showed a reduction of stride length and speed ($p \leq 0.05$), cadence and step width did not change significantly. Only PD patients had lower performance during gait with TD observed by the reduction of the GDI ($p \leq 0.05$).

Discussion:

Research shows that DT removes the automatic movement of the attentional mechanisms directing them to the cognitive task. Also show that in PD, the excessive attention required for the performance of the task induces hipoexcitabilidade manifested by a motor block. Thus, during the simultaneous tasks response time decreases at the expense of increased attention to the motor task, resulting in exacerbation of the deficits of gait during performance of DT in PD. GDI has proved a sensitive tool to detect changes in gait performance of this population, despite having been developed and validated for cerebral palsy.

References:

- 1-Twelves D, Perkins KS, Counsell C. Systematic review of incidence studies of Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2003; 18: 19-31.
- 2-Morris ME. Movement disorders in people with Parkinson's disease: a model for physical therapy. *Phys Ther.* 2000; 80: 578-597.
- 3- Bond JM, Morris M. Goal-directed secondary motor tasks: their effects on gait in subjects with Parkinson disease. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 110-6.
- 4- Canning CG. The effect of directing attention during walking under dual-task conditions in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2005; 11: 95-99.
- 5- Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture.* 2008; 28: 351–357.

3- Resumo publicado: VIII Encontro de Iniciação Científica UNINOVE (2011)

Análise das variáveis espaço-temporais da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson durante a realização de dupla tarefa

Speciali DS; Artilheiro MC; Lopes B; Cardoso, V; Motta L; Corrêa J; Lucareli P

Introdução: A Doença de Parkinson (DP) é uma desordem neurodegenerativa que afeta aproximadamente 6 milhões de pessoas no mundo. Ocorre devido a depleção dos neurônios nigroestriatais que reduz a produção de dopamina resultando em perda de automatismo do movimento, sendo frequentemente observado alterações da marcha. A dupla tarefa (DT) é uma situação funcional e um pré-requisito para uma vida normal, pois permite ao indivíduo andar e direcionar sua atenção para tarefas motoras e cognitivas. **Objetivo:** Investigar o impacto da DT sobre as variáveis espaço-temporais da marcha de indivíduos com DP. **Métodos:** Foram selecionados 14 sujeitos com DP Idiopática, classificados entre os níveis 2 e 3 na escala de Hoehn & Yahr, na fase *on* do ciclo da medicação formando o grupo DP (GDP); para o grupo controle (GC) foram recrutados 9 indivíduos saudáveis da mesma faixa etária. Todos indivíduos deveriam possuir marcha independente, serem capazes de andar descalço e compreender comandos simples. A captura tridimensional dos dados foi realizada através do Sistema FALCON - *Motion Analysis*®; e os parâmetros espaço-temporais obtidos pelo software Orthotrak®. Primeiramente foi solicitado a cada voluntário andar em velocidade confortável sem nenhuma outra tarefa concorrente; logo em seguida foi inserido um teste aritmético de subtração consecutivo (“500 – 7”) durante a marcha. Para análise estatística foi utilizado o teste *t* de student pareado para cada grupo segundo a tarefa considerando $p < 0,05$ para significância estatística. **Resultados:** Durante a DT ambos os grupos apresentaram redução do comprimento do passo e velocidade ($p \leq 0,05$); a cadência e largura do passo não apresentaram alterações significativas. **Discussão:** Pesquisas mostram que a DT remove os mecanismos atencionais do movimento automático direcionando-os para a tarefa cognitiva. Na DP, o excesso de atenção exigida para a performance da tarefa induz a hipoexcitabilidade manifestando-se por um bloqueio motor. Assim, durante tarefas simultâneas o tempo de resposta diminui à custa do aumento da atenção para a tarefa motora resultando em exacerbação dos déficits de marcha durante a execução da DT na DP. Portanto, a ocorrência de DT na prática clínica deve ser considerada como um determinante para reabilitação, pois altera os parâmetros espaço-temporais da marcha desses indivíduos.

4- Resumo publicado: VIII Encontro de Iniciação Científica UNINOVE (2011)

Análise do tempo de execução das três fases do movimento de levar um copo à boca em um indivíduo adulto com PC do tipo discinética x um voluntário adulto saudável

Artilheiro, Mariana C.; Motta, Luana M; Lopes, Bárbara A.; Oliveira, Vanessa C; Speciali, Danieli; Lucareli, Paulo R.G.

Introdução: Os comprometimentos motores dos membros superiores (MMSS) na Paralisia Cerebral (PC) manifestam-se na forma de diminuição da velocidade de execução do movimento, fraqueza e incoordenação muscular. Pouco é descrito sobre o acometimento do membro superior na Paralisia Cerebral do tipo Discinética (PCD), mas é sabido que indivíduos com desordens do movimento desempenham tarefas com aumento da duração do movimento e apresentam prejuízo na funcionalidade. A análise do movimento tridimensional fornece informações objetivas para uma completa avaliação clínica da função e analisa os diferentes níveis de disfunção motora durante a execução de tarefas funcionais. **Objetivo:** investigar o comportamento da variável “tempo de execução” para as fases da tarefa de levar um copo à boca em um indivíduo adulto com PCD. **Métodos:** Um adulto saudável e um adulto PCD com presença de movimentos involuntários em membros superiores foram instruídos a transportar um copo cilíndrico, posicionado a 75% do alcance máximo do voluntário, até a boca, simular a tarefa de beber água e retornar o copo à posição inicial. Um total de 24 marcadores esféricos retro-reflexivos foram posicionados em pontos anatômicos para análise cinemática. O desempenho na tarefa foi analisado por meio da avaliação do tempo dispendido para realização das três fases do movimento: fase de ida, fase de ajuste e fase de retorno do copo à mesa. **Resultados:** O voluntário PCD apresentou movimentos mais lentos em comparação ao adulto saudável para as fase de ida ($1,66 \pm 0,28s$ x $1,44 \pm 0,02s$), de ajuste ($1,34 \pm 0,2s$ x $0,56 \pm 0,07$), de retorno ($3,63 \pm 0,59s$ x $0,96 \pm 0,05s$) e tempo total do movimento ($1,16 \pm 0,57s$ x $0,80 \pm 0,18s$). **Discussão:** A lentidão no movimento inerente a PCD mostrou-se presente também durante a tarefa funcional de levar um copo à boca. O aumento do tempo total para execução do ciclo e para a fase de retorno condiz com achados da literatura que afirmam que o tempo requisitado para a execução desta tarefa funcional pode ser até duas vezes maior em crianças com PC do tipo espástica, atáxica e discinética. **Conclusão:** A análise quantitativa das características do movimento de um indivíduo com PCD permite constatação das limitações funcionais e contribui para a avaliação e o tratamento dos prejuízos funcionais no processo terapêutico.

Palavras-chave: Paralisia Cerebral, Membro Superior, Função, Cinemática, Fisioterapia.

5- Resumo apresentado no European Society of Movement Analysis for Adults and Children – ESMAC – Austria, Viena (2011), e publicado na Gait & Posture, 2012.

THE MOVEMENT ANALYSIS PROFILE AND GAIT PROFILE SCORE IN PATIENTS WITH PARKINSON'S DISEASE DURING THE DUAL TASK

Speciali, DS¹; Oliveira, EM²; Santos, N²; Pereira, F²; Correa, JC¹; Lucareli, PRG¹,
¹Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil; ² Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, Brazil

Summary

The Movement Analysis Profile (MAP) and the Gait Profile Score (GPS) have been used that summarizes the overall deviation of kinematic gait data relative to normative data.^{1, 2} This study investigated the use of MAP/GPS in patients with Parkinson's disease (PD) during the dual task (DT). Fourteen patients underwent three-dimensional gait analysis (3DGA). The MAP demonstrated change in hip flexion/extension and knee flexion/extension during the DT.

Conclusion

Elements of the MAP differentiated during gait with cognitive task. We propose that the GPS and particularly its MAP decomposition may be useful for clinical practice and provide information about the changes in movement pattern.

Introduction

The GPS/MAP were recently developed in order to summarize the data of kinematics and facilitate understanding of the results of gait analysis.¹ The MAP describes the magnitude of deviation of the nine individual variables averaged over the gait cycle.² This study considered the suitability of the MAP/GPS for use in patients with PD during DT.

Patients/materials and methods

Fourteen patients with diagnosis of idiopathic PD (PDG) and nine healthy subjects (CG) participated in the study. All the subjects walked at comfortable speed under two baseline conditions: walking free (WF) and walking with dual task (WDT) (arithmetic subtraction regressive test). The kinematics data were collected using 3DGA VICON MX 40 system (Oxford Metrics Group; UK) from a minimum of six trials per subject. The MAP was calculated for the pelvis, hip, knee and ankle in the sagittal plane, pelvis and hip in the frontal plane and pelvis and foot in the transverse plane. For the statistical analysis, the wilcoxon matched-pairs signed test was used to compare WF and WDT in PDG and CG. The probability (*p*) smaller than 0.05 was considered to indicate statistical significance.

Results

The mean MAP/GPS scores for each variable are summarized in Table 1. GPS show differences in both groups. Concerning the MAP, there were significant differences in PDG (WF x WDT) on hip flexion/extension, adduction/abduction only left side and rotation only right side, knee flexion/extension in both side and foot progression in the left side. In the CG (WF x WDT) we observed statistical significance on hip

adduction/abduction in right side, knee flexion/extension, ankle dorsi/plantar flexion right and foot progression in the left side. The largest deviations were seen at the hip and knee in the sagittal plane.

Table 1 – The MAP/GPS score in CG and PDG during WDT

Group	Tilt pelvis	Hip flex		Knee flex		Ankle flex		Obli pelv	Abd hip		Rot pelv		Rot hip		Progfoot		GPS	GPS
	ALL	L	R	L	R	L	R	ALL	L	R	ALL	L	R	L	R	L	R	ALL
CG (9)	0.5703	0.7962	0.8633	0.0039	0.008	0.055	0.0039	0.0547	0.5703	0.0391	0.4258	0.3594	0.0742	0.0195	0.9102	0.0039	0.0039	0.0039
<i>p</i>	ns	ns	ns	**	*	ns	**	ns	ns	*	ns	ns	ns	*	ns	**	**	**
PDG (14)	0.6257	0.0005	0.000	0.0067	0.007	0.058	0.058	0.1726	0.0085	0.8077	0.6257	0.2958	0.0107	0.0166	0.4631	0.0001	0.0012	0.0002
<i>p</i>	ns	**	***	*	*	ns	ns	ns	*	ns	ns	ns	*	*	ns	***	**	**

Abbreviations: CG = control group; PDG = Parkinson's disease group; ALL = Overall; L = left; R = right; **p* < 0.05; ***p* < 0.005; ****p* < 0.0001; ns = not significant.

Discussion

Using this approach it has been possible to verify different compensation strategies adopted by PD and health subjects during DT interference. Our results showed that the GPS/MAP were effective not only to give a global overview of the gait deviation respect to normality, but also to illustrate quantitatively the overall changes in pathological walking as a result of a particular DT interference.²

References

- [1] Baker R, et al. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait & Posture*, 2009; 30: 265-269.
- [2] Beynon S, et al. Correlations of the gait profile score and the movement analysis profile relative to clinical judgments. *Gait & Posture*, 2010; 32: 129-132.

6- Resumo Publicado: 2º Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e 2º Jornada Nacional de Procedimentos Mioterápicos, Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP (2012)

ÍNDICE DE DESVIO DE MARCHA E CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DE INDIVÍDUOS ADULTOS COM PARALISIA CEREBRAL DO TIPO DIPARÉTICO ESPÁSTICO

Speciali DS¹, Oliveira EM², Monteiro VC³, Bernal M³, Gogoy W³, Lucareli PRG¹

¹Programa de pós-graduação Universidade Nove de Julho - UNINOVE² Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP³ Laboratório de Movimento do Hospital Israelita Albert Einstein – LEME - danispeciali@ig.com.br

INTRODUÇÃO

Indivíduos com paralisia cerebral (PC) do tipo diparético espástico tendem a deterioração da capacidade funcional da marcha com o avançar da idade^{1,2}.

Através da análise e índices de marcha, importantes dados são fornecidos para compreensão dos padrões de deambulação dos pacientes³.

Sendo assim, observa-se a necessidade de investigar as influências do envelhecimento sobre a marcha proporcionando importantes dados para a prática clínica, além de possibilitar prevenção de déficits secundários baseados nas alterações que esses desenvolvem ao longo da vida.

MÉTODOS

Foi realizado um estudo observacional com desenho metodológico transversal, aprovado pelo comitê de ética local.

A partir de uma lista do Serviço de Arquivo Médico e Estatístico do Lar Escola São Francisco (LESF) foram analisados 318 prontuários: 161 com diagnóstico de PC, destes 33 eram do tipo diparético espástico, maiores de 18 anos e níveis I, II e III do GMFCS-E&R, no entanto apenas 11 pacientes concordaram em participaram do estudo. Os dados da análise de marcha foram coletados no Laboratório de Estudos do Movimento Einstein (LEME), composto por 10 câmeras

Vicon[®] MX40, utilizando o modelo Plug-in-Gait[®] para extrair as medidas da cinemática tridimensional. O índice de desvio de marcha (GDI) foi calculado por meio de uma rotina matemática, conforme descrita e disponibilizada por Schwartz e Rozumalski⁴.

Para a análise estatística foi utilizado o test *t* de student. A probabilidade (*p*) menor que 0,05 foi considerada para indicar significância estatística.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Observaram-se importantes alterações nos parâmetros da cinemática linear (Tabela 1).

Tabela 1- Cinemática Linear

Variáveis	Grupo Diparético	Referência
Cad. (p/min)	92.7±4.7***	114.1±7.1
Vel. (m/s)	0.6±0.2***	1.2±0.1
C passo (m)	0.4±0.1***	0.6±0.0
C passada(m)	0.8±0.1***	1.3±0.1
AS (% CM)	0.4±0.4***	0.4±0.1
DA (% CM)	0.5±0.4***	0.2±0.4
T CM (min)	1.4±0.4***	1.0±0.0

Legenda: Cad.= cadência; p = passos; min = minuto; m= metros; Vel.= velocidade; C = comprimento; AS = apoio simples; CM = ciclo de marcha; DA = duplo apoio; T = tempo. Significância *** = p≤ 0.05.

O GDI apresentou os seguintes valores (Tabela 2):

Tabela 2 – Índice de Desvio de Marcha

	GDI E	GDI D	Referência
Média	56.5***	52.6***	100

Legenda: GDI = índice de desvio de marcha; E=esquerdo; D=direito. Significância*** = $p \leq 0.05$.

Os principais desvios angulares encontrados foram: flexão plantar limitada dos tornozelos no pré-balanço; excessivo ângulo de progressão externa dos pés (tabela 3); déficit de extensão dos joelhos no apoio (tabela 4); déficit de extensão dos quadris (tabela 5).

Tabela 3- Cinemática angular do tornozelo (plano sagital) e ângulo de progressão dos pés

Variáveis	Grupo Diparético	Referências
VDP (°)	-8.4±3.2***	22.3±6.5
M CM	5.7±6.4***	-8.6±6.1

Legenda: VDP = valor no pré-balanço; M CM= média durante o ciclo de marcha. Significância*** = $p \leq 0.05$.

Estudos apontam que alterações nos tornozelos podem ocorrer devido as deformidades e/ou intervenções sofridas ao longo da vida.

Tabela 4 – Cinemática angular do joelho (plano sagital)

Variáveis	Grupo Diparético	Referências
CI (°)	22.8 ± 11.5***	-2.0 ± 5.5
RC (°)	29.5 ± 9.6***	10.0 ± 8.9
AM (°)	18.8 ± 11.3***	-5.1 ± 5.3

Legenda: CI= contato inicial; RC = resposta à carga; AM= apoio médio. Significância*** = $p \leq 0.05$.

Tabela 5 – Cinemática angular do quadril (plano sagital)

Variáveis	Grupo Diparético	Referências
CI (°)	45.0 ± 6.0***	29.4 ± 5.0
V MIN (°)	17.1 ± 7.1***	-14.1 ± 5.7
V MÁX (°)	48.6 ± 6.4***	32.6 ± 4.6

M CM	31.6 ± 7.2***	11.8 ± 4.5
------	---------------	------------

Legenda: CI = contato inicial; V MIN = valor mínimo; V MÁX = valor máximo; M CM = média no ciclo de marcha. Significância*** = $p \leq 0.05$.

Alguns autores mostram que o aumento de flexão do joelho e do quadril é um padrão característico da marcha em agachamento frequentemente adotado na diparesia e que está associado a degenerações articulares e aumento do gasto energético.

O declínio da capacidade de marcha em pacientes com PC é multifatorial, sendo que as mudanças no ambiente físico ou social, alterações na massa corporal, força muscular, amplitude de movimento, imobilidade, déficit de equilíbrio e ajustes posturais, entre outros fatores, podem contribuir para redução na deambulação e alterações no padrão de movimento dessa população.

CONCLUSÃO

Observaram-se alterações na cinemática e no índice de desvio de marcha de indivíduos adultos com PC diparética espástica.

REFERÊNCIAS

Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. *Definition and classification of cerebral palsy*. Dev Med Child Neurol 2007; 49:8-14.

Zaffuto-Sforza CD. *Aging with cerebral palsy*. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2005; 16: 235-249.

Rodda J, Graham HK. *Sagittal gait patterns in spastic diplegia*. J Bone Joint Surg 2004; 86: 251-258.

Sutherland DH, Davids JR. *Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy*. Clin Orthop Relat Res 1993; 288:139-147.

7- Resumo Publicado: 2º Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e 2º Jornada Nacional de Procedimentos Mioterápicos, Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP (2012)

EFEITO DA DUPLA TAREFA SOBRE O ÍNDICE DE DESVIO DE MARCHA DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

Speciali DS¹, Oliveira EM², Santos N², Pereira F², Fracini M³, Lucareli PRG¹

¹Pós- graduação da Universidade Nove de Julho – UNINOVE (Brasil)

²Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP (Brasil)

³ Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo- USP (Brasil)

danispeciali@ig.com.br

INTRODUÇÃO

A Dupla Tarefa (DT) é uma situação funcional e um pré-requisito para uma vida normal, pois permite ao indivíduo andar e direcionar sua atenção para tarefas motoras e cognitivas¹.

Fatores como quedas, desequilíbrios e perda de independência durante a marcha são frequentemente associados à DT e à Doença de Parkinson (DP)^{1,2}.

O uso de atividades com DT na prática clínica deve ser considerada como um determinante no processo de reabilitação².

O índice de desvio de marcha (*Gait Deviation Index* – GDI) é uma medida quantitativa que se baseia em nove variáveis cinemáticas angulares a fim de quantificar as limitações funcionais da marcha³.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi investigar através do GDI o impacto da DT motora-cognitiva durante a marcha de indivíduos com DP.

MÉTODOS

Após aprovação do Comitê de ética local, foram selecionados 14 sujeitos com DP Idiopática, classificados entre

os níveis 2 e 3 na escala de Hoehn & Yahr, na fase *on* do ciclo ativo da medicação formando o grupo DP (GDP).

Para o grupo controle (GC) foram recrutados 9 indivíduos saudáveis da mesma faixa etária.

Todos os indivíduos tinham que ter pontuação no Mini Exame do Estado Mental (MEEM) ≥ 24 .

A avaliação da marcha foi feita por meio de um sistema infravermelho passivo de análise tridimensional, composto por 8 câmeras e marcadores retro reflexivos (FALCON - *Motion Analysis Corporation*[®]) que através do modelo biomecânico Helen Heys⁴ estimaram a posição dos segmentos e os centros articulares durante a locomoção. Foi solicitado a cada voluntário andar em velocidade confortável; em seguida foi inserido um teste aritmético de subtração consecutivo (“500 – 7”) durante a marcha. Para cada condição 6 ciclos de marcha foram analisados.

Os dados cinemáticos oriundos da análise tridimensional da marcha foram importados para uma planilha de

cálculo, onde uma rotina matemática foi usada para gerar o GDI nas diferentes situações.

Para análise estatística foi utilizado o teste de Wilcoxon pareado para cada grupo segundo a tarefa considerando $p < 0,05$ para significância estatística.

Grupo	GDI	MN	DT	<i>p</i>
GC	D	88.1	86.1	$p > 0.05$
	E	84.2	81.1	
GDP	D	73.1	66.1	$p < 0.05^*$
	E	72.8	65.5	

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Somente os pacientes com DP apresentaram menor desempenho durante a marcha com DT observado pela redução dos valores do *GDI* (Tabela 1).

Tabela 1 – Índice de Desvio de Marcha

Legenda: MN = marcha normal; DT= marcha com dupla tarefa; GC= grupo controle; GDP= grupo com Doença de Parkinson; D= direita; E= esquerda.

Pesquisas mostram que a DT remove os mecanismos atencionais do movimento automático direcionando-os para a tarefa cognitiva. Também apontam que na DP, o excesso de atenção exigida para o desempenho da tarefa induz a hipoexcitabilidade manifestando-se por um bloqueio motor^{2, 5}.

Assim, durante tarefas simultâneas o tempo de resposta diminui à custa do aumento da atenção para a tarefa motora resultando em exacerbação dos déficits de marcha durante a execução da DT na DP⁵.

CONCLUSÃO

Observamos alterações no desempenho da marcha de pacientes com doença de Parkinson quando comparados a indivíduos saudáveis. O GDI mostrou-se uma ferramenta sensível para detectar mudanças no desempenho da marcha dessa população.

REFERÊNCIAS

- 1- Morris ME. *Movement disorders in people with Parkinson's disease: a model for physical therapy*. Phys Ther. 2000; 80: 578-597.
- 2- Canning CG. *The effect of directing attention during walking under dual-task conditions in Parkinson's disease*. Parkinsonism Relat Disord. 2005; 11: 95-99.
- 3 - Schwartz MH, Rozumalski A. *The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology*. Gait Posture. 2008; 28: 351–357.
- 4- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*. J Orthop Res. 1990; 8: 383-92.
- 5- O'Shea S, Morris M, Ianssek R. *Dual task interference during gait in people with Parkinson's disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks*. Phys Ther 2002; 82: 888-97.

8- Resumo publicado: European Society of Movement Analysis for Adults and Children – ESMAC – Estocolmo (2012)

USE OF THE GAIT PROFILE SCORE AND MOVEMENT ANALYSIS PROFILE IN PATIENTS WITH PARKINSON'S DISEASE DURING DUAL TASK

Danielli Speciali¹, Elaine Menezes Oliveira², Jefferson Cardoso³, João Ferrari Correa¹, Richard Baker⁴ and Paulo Roberto Garcia Lucareli¹

¹Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil ; ²Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, Brazil; ³Universidade Estadual de Londrina, Paraná, Brazil; ⁴University of Salford, United Kingdom

INTRODUCTION

Gait disorders are common in individuals with PD and the concurrent performance of motor and cognitive tasks can have marked effects on gait.¹The Gait Profile Score (GPS) and the movement Analysis Profile (MAP) were developed in order to summarize the data of kinematics and facilitate understanding of the results of gait analysis. The GPS can be broken down to furnish the Gait Variable Score (GVS), based on nine values related to kinematics, and establish a MAP, which describes the magnitude of the deviation of nine individuals variables related to the gait cycle.²⁻⁴ The aim of the present study was to investigate the effectiveness of the GPS/MAP in the quantification of changes in gait during a dual task (DT) performed by adults with and without PD.

PATIENTS/MATERIALS and METHODS

Fourteen patients with diagnosis of idiopathic PD (PDG) and nine healthy subjects (CG) participated in the study. All subjects performed single (walking free) and dual walking tasks (arithmetic subtraction regressive test). The kinematics data were collected using 3DGA VICON MX 40 system (Oxford Metrics Group; UK) from a minimum of six trials per subject. The GPS/MAP was computed from three-dimensional gait analysis data. Analysis of variance (ANOVA) was used for comparisons between groups. For the overall GPS, two-way ANOVA was used considering group and task as the factors. For others variables, three-way ANOVA was used considering side, group and task as the factors. Interactions between variables were also analyzed. The probability (*p*) smaller than 0.05 was considered to indicate statistical significance.

RESULTS

Statistically significant differences were found between groups for all GPS and GVS variables. Differences were found between tasks regarding the GPS (left, right and overall) and GVS (knee flexion-extension, ankle dorsiflexion-plantar flexion, pelvic obliquity, pelvic rotation, hip internal-external and foot internal-external rotation). In the comparison of sides, differences were found in the GPS (left and right) and GVS (hip flexion-extension, ankle dorsiflexion-plantar flexion, pelvic obliquity, hip adduction-abduction, pelvic rotation, hip internal-external and foot internal-external rotation). No interactions between side and task or side, task and group were observed. An interaction between task and group was only observed for the overall GPS.

DISCUSSION & CONCLUSIONS

Using this approach it has been possible to verify different compensation strategies adopted by PD and health subjects during DT interference. Our results showed that the GPS/MAP were effective not only to give a global overview of the gait deviation respect to normality, but also to illustrate quantitatively the overall changes in pathological walking as a result of a particular

DT interference. GPS and particularly its MAP decomposition may be useful for clinical practice and provide information about the changes in movement pattern.

REFERENCES

- [1] O'Shea S, Morris M, Ianssek R. Dual task interference during gait in people with Parkinson's disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical Therapy* 2002; 82:888-97.
- [2] Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, et al. The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait&Posture* 2009; 30: 265-9.
- [3] Beynon S, McGinley L, Dobson F, Baker R. Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments. *Gait&Posture* 2010; 32: 129-32.
- [4] Baker R, McGinley JL, Schwartz M, Thomason P, Rodda J, Graham HK. The Minimal Clinically Important Difference for the Gait Profile Score. *Gait&Posture*. 2012; 35:612-615.

9- Resumo: Encontro de Iniciação Científica UNINOVE (2012)

DESEMPENHO MOTOR FUNCIONAL DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON SUBMETIDOS À ESTIMULAÇÃO CEREBRAL PROFUNDA

Speciali, D; Magalhães, D; Belmiro, RC; Correa, JC; Lucareli, PRG

Introdução: A doença de Parkinson Idiopática (DPI) ocorre devido à depleção dos neurônios dopaminérgicos da via nigro-estriatal. Em fases iniciais, o tratamento com levodopa mostra-se eficaz, entretanto com a progressão da doença, nota-se a presença de complicações motoras. A estimulação cerebral profunda (DBS) de alta frequência do núcleo subtalâmico (NST) é um dos tratamentos cirúrgicos de referência nos casos mais avançados. Faz-se necessário quantificar os efeitos da associação entre essas duas formas de tratamento ou de cada abordagem terapêutica isolada sobre o desempenho motor proporcionando importantes dados para prática clínica e embasamento científico. **Objetivo:** Verificar, por meio da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale* – UPDRS), o desempenho motor funcional de pacientes com DPI sob o efeito da DBS bilateral, sob o efeito da medicação e sob o efeito dos dois tratamentos. **Métodos:** Foram avaliados 16 pacientes (idade média $58,31 \pm 12,38$) submetidos a DBS bilateral; classificados entre os níveis 1 a 3 na escala de Hoehn & Yarh; com marcha independente; sem déficits cognitivos, visuais e auditivos. A escala UPDRS – parte III foi aplicada por um mesmo avaliador durante três períodos: *OFF* medicação (ausência de medicação anti-parkinsoniana por 12 horas) e *ON* estimulação (estimulador cerebral profundo ligado); *ON* medicação (sob efeito de medicação anti-parkinsoniana) e *ON* estimulação; e *ON* medicação e *OFF* estimulação (estimulador cerebral profundo desligado). Os dados foram analisados através do teste de variância de medidas repetidas (ANOVA) adotando-se o valor de $P \leq 0,05$ como estatisticamente significativo. **Resultados:** Há evidência estatística de que a média da variável UPDRS sob o tratamento *ON* medicação e *ON* estimulação não difere da média sob o tratamento *OFF* medicação e *ON* estimulação ($P = 0,05$). No entanto, há evidência estatística de que a média sob o tratamento *ON* medicação e *OFF* estimulação é maior do que a média sob os outros dois tratamentos ($P \leq 0,05$). **Discussão:** Estudos apontam que após a implantação da DBS, observa-se melhora no desempenho motor funcional quando comparado a pacientes não operados, ou pacientes que fazem uso apenas de medicação. Pode-se observar que na ausência da estimulação cerebral, fazendo uso apenas da medicação, os pacientes tiveram redução do desempenho motor funcional.

Palavras-chave: Doença de Parkinson, Estimulação cerebral profunda, Marcha