

ROBERTA DE MELO ROIZ

DOENÇA DE PARKINSON: ANÁLISE DA MARCHA E USO DE
PISTAS VISUAIS

CAMPINAS

2011

ii



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Ciências Médicas

DOENÇA DE PARKINSON: ANÁLISE DA MARCHA E USO DE
PISTAS VISUAIS

Roberta de Melo Roiz

Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade de Campinas - UNICAMP para obtenção de título de Doutor em Ciências Médicas, área de concentração em Ciências Biomédicas. Sob orientação da Prof^a. Dr^a. Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus Quagliato

Campinas, 2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
ROSANA EVANGELISTA PODEROSO – CRB8/6652 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP

R637d Roiz, Roberta de Melo, 1981 -
Doença de Parkinson: análise da marcha e uso de
pistas visuais. / Roberta de Melo Roiz. -- Campinas, SP:
[s.n.], 2011.

Orientador: Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus
Quagliato
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Biomecânica. 2. Articulações. 3. Fisioterapia. I.
Quagliato, Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus. II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Ciências Médicas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em inglês: Parkinson's disease: gait analysis and visual cues.

Palavra-chave em inglês:

Biomechanics

Joints

Physical therapy

Área de concentração: Ciências Biomédicas

Titulação: Doutor em Ciências Médicas

Banca examinadora:

Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus Quagliato [Orientador]

Daniela Cristina Carvalho de Abreu

Denise Campos

Telma Dagmar Oberg

Beatriz de Oliveira Peixoto


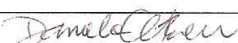

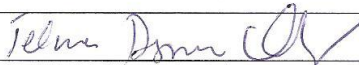

Data da defesa: 05-09-2011

Programa de Pós-Graduação: Faculdade de Ciências Médicas

Banca examinadora de Tese de Doutorado

Roberta de Melo Roiz

Orientador(a): Prof(a). Dr(a). Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus Quagliato

Membros:
Professor (a) Doutor (a) Beatriz de Oliveira Peixoto

Professor (a) Doutor (a) Daniela Cristina Carvalho de Abreu

Professor (a) Doutor (a) Denise Campos

Professor (a) Doutor (a) Telma Dagmar Oberg

Professor (a) Doutor (a) Elizabeth Maria Aparecida Barasnevicus Quagliato


Curso de pós-graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 05/09/2011

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Jorge e Carmélia, que sempre me apoiaram e acreditaram na realização deste sonho.

A minha querida avó Inês pelas orações e por ter paciência para esperar as minhas férias para poder vê-la.

Aos meus avôs, Benedito, José e Elizabeth (Em Memória), porque sei que me protegem em todos os momentos da minha vida.

Aos meus irmãos e sobrinhos por torcerem por mim e pelos momentos alegres que vivemos e que me ajudaram a seguir em frente.

Ao Rodrigo e Família, por me darem carinho, por me acolherem como membro da família, porque sem vocês tudo seria bem mais difícil.

A Deus pelo dom da vida e pela força nos momentos mais difíceis.

À orientadora Profa. Dra. Elizabeth Maria Aparecida Brasnevicus Quagliato pela orientação e pela confiança em mim depositada.

Ao Professor Alberto Cliquet Junior por acreditar no meu trabalho, por contribuir para minha experiência científica e por ceder o Laboratório de Reabilitação e Biomecânica do Aparelho Locomotor (FCM/Unicamp) para realização deste trabalho.

Ao amigo Enio Walker, pela confiança, dedicação, por sempre poder me atender mesmo com a falta de tempo, e porque sem ele, este trabalho não seria possível.

À todos que direta ou indiretamente ajudaram na realização deste trabalho em especial as amigas Manoela Pazinato, Débora Goulart, Janaína Tancredo, Núbia Freire e Juliana Leite.

Às minhas companheiras e ex companheiras de apartamento, em especial Aline Araujo e Júlia Reis por me proporcionar momentos felizes e por me consolar nos momentos de saudade e desespero.

Às minhas amigas de infância Grazielle e Jodine que mesmo longe, sempre estavam presentes me dando apoio para que eu seguisse em frente.

Às professoras Dr^a. Anamarli Nucci, Dr^a. Telma Oberg e Dr^a. Tiaki Maki pelas considerações no exame de qualificação.

Ao apoio de pesquisa Capes e CNPq pelo suporte financeiro.

À amiga Cecília Hidrata Godoy pela disponibilidade e paciência nos momentos de dúvidas, no serviço de secretária do Departamento de Neurologia, e também pelo apoio e incentivo fora do horário de serviço.

À secretária de pós-graduação da Neurologia, Marcinha, pela paciência para responder todas as minhas dúvidas, e por torcer pela conclusão deste trabalho.

Aos pacientes que, de forma incondicional aceitaram participar deste trabalho e contribuíram para concretização do mesmo.

“Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina”

Cora Coralina

RESUMO

A Doença de Parkinson idiopática (DPI) é uma afecção neurodegenerativa. Parâmetros da DPI geram mudanças do padrão da marcha. Algumas escalas de avaliação vêm sendo utilizadas para caracterizar as alterações da marcha na DPI, porém há poucas publicações que correlacionem a análise cinemática e dados têmporo-espaciais com escalas clínicas, ou que avaliem o efeito de dois tipos de pistas visuais espaciais (transversas e paralelas) em comparação a ausência de pistas na marcha. O objetivo do **Artigo 1** foi comparar os dados têmporo-espaciais e cinemáticos da marcha entre pacientes com DPI e idosos saudáveis (IS) e avaliar a relação entre estas variáveis com os instrumentos clínicos. Doze pacientes com DPI e quinze IS foram recrutados e avaliados por instrumentos clínicos e pela análise de marcha. Os resultados em relação à velocidade da marcha, do comprimento do passo (CP) e das variáveis cinemáticas do quadril (contato inicial, na máxima extensão no apoio e na máxima flexão no balanço) demonstraram diferenças significativas entre os grupos em estudo. Dessa forma, podemos afirmar que os instrumentos clínicos utilizados não são adequados para uma avaliação descritiva e objetiva da marcha dos indivíduos com DPI, a qual foi possível com a avaliação em 3D. Muitos estudos têm referido que influências externas adequadas, como pistas visuais, podem melhorar o padrão da marcha dos pacientes com DPI e assim, gerar padrão de marcha mais próxima do normal. Dessa forma, o **Artigo 2** teve como objetivo avaliar, em indivíduos co DPI, o efeito de dois tipos de pistas visuais espaciais: pista visual transversa (PVT) e pista visual paralela (PVP) comparando-as a ausência de pista visual durante marcha. Doze pacientes com DPI foram avaliados por instrumentos clínicos e avaliação da marcha, através do sistema de análise em 3D. Neste estudo, a velocidade da marcha foi maior com o uso das pistas visuais (paralela e transversa), do que sem uso delas ($p= 0.003$). Já o CP com PVT foi significativamente maior ($p= 0.006$) quando comparada com as outras duas situações. Em relação aos dados

cinemáticos com uso da PVT, a articulação do joelho apresentou menores amplitudes em flexão no contato inicial, e maiores amplitudes máximas de flexão durante a fase de balanço. Assim, a avaliação da marcha com pistas visuais demonstrou que o uso das pistas transversas gera resultados melhores do que utilizando as pistas paralelas, e até mesmo sem o uso de ambas. Assim, a reabilitação dos indivíduos com DPI deveria ter ênfase no uso de pistas visuais para compensar as alterações da marcha.

ABSTRACT

The Idiopathic Parkinson's disease (IPD) is a neurodegenerative disease. Characteristics of IPD generate changes in gait pattern. Some clinical instruments have been used to characterize gait alterations in IPD, however, there are few publications correlating kinematic analysis and temporal-spatial data with clinical instruments, or instruments that evaluate the effect of two types of spatial visual cues (transverse and parallel) in comparison to no visual cue on mobility. The objective of **Article 1** was compare the spatial temporal and kinematic variables of Parkinsonian gait with the healthy elder (HE) subjects and measure the relation between these variables and clinical instruments. Twelve patients with IPD and fifteen HE subjects were recruited and evaluated for clinical instruments and gait analysis. The results related to gait velocity, stride length (SL) and hip joint kinematic data (on initial contact, on maximum extension during terminal contact and on maximum flexion during swing) have demonstrated significant differences between groups. Regarding clinical instruments, there was significant correlated between gait velocity and SL. Thus, can assert that the used clinical instruments are not adequate for a descriptive and objective evaluation of gait in individuals with IPD, which was possible through a 3D analysis. Several studies have reported that adequate external influences, such as visual and/or auditory cues, can improve gait pattern of patients with IPD, thus generate gait pattern closer to normal. Thus, the objective of the **Article 2** was to evaluate, in people with IPD, the effect of 2 types of spatial visual cues: transverse visual cues condition (TVC) and parallel visual cues (PVC), comparing no-visual cue during walking. Twelve patients with IPD were assessed for clinical instruments and gait assessment, through the analysis system in 3D. In this study the gait velocity was higher with the use of visual cues (parallel and transverse), than without them ($p= 0.003$). The SL with TVC was significantly

longer ($p= 0.006$) when compared with the two other situations. Regarding the kinematic data with TVC, the knee joint presented smaller range of flexion during initial contact, and larger maximum range of flexion during swing phase. Therefore, gait assessment with visual cues have demonstrated that the use of transverse cues produces better results compared to parallel cues, and even without cues. Thus, the rehabilitation in individuals with IPD should emphasize the use of these cues to compensate gait alterations.

LISTA DE ABREVIATURAS

DP	Doença de Parkinson
GB	Gânglios da Base
DPI	Doença de Parkinson Idiopática
AMS	Área Motora Suplementar
ADM	Amplitude de Movimento
CP	Comprimento do Passo
EAP	Escala de Atividade de Parkinson
UPDRS	Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson
EEB	Escala de Equilíbrio de Berg
3D	Três dimensões
PVT	Pista Visual Transversa
PVP	Pista Visual Paralela

	PÁG.
INTRODUÇÃO GERAL.....	17
OBJETIVOS.....	29
CAPÍTULOS (Artigos).....	31
ARTIGO 1. Gait Analysis Comparing Parkinson’s disease with Healthy Elderly Subjects.	32
ARTIGO 2. Analysis of parallel and transverse visual cues on the gait of individuals with Parkinson's disease.	39
DISCUSSÃO GERAL.....	58
CONCLUSÃO.....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	67
ANEXOS.....	76
APÊNDICE.....	89

**INTRODUÇÃO
GERAL**

Em 1817, a Doença de Parkinson (DP) foi descrita pela primeira vez por James Parkinson. Desde então vem sendo compreendida como uma afecção neurodegenerativa^{1,2}.

A DP é caracterizada pela degeneração dos neurônios dopaminérgicos, da parte compacta da substância negra no corpo estriado (núcleo caudado e putâmen), pertencentes aos Gânglios da Base (GB)^{3,4}. Dessa forma, há uma redução do neurotransmissor chamado de dopamina, cuja função tanto é inibitória quanto excitatória no controle central dos movimentos⁵.

A etiopatogenia da DP ainda é desconhecida, sendo por isso melhor nominada como Doença de Parkinson Idiopática (DPI). Sabe-se que é necessária a perda de aproximadamente 60% a 80% dos neurônios dopaminérgicos para o surgimento dos sintomas da doença. Existem algumas hipóteses para explicar o surgimento da DPI, tais como, envelhecimento cerebral, estresse oxidativo, exposição a neurotoxinas ambientais, dentre outros⁶.

A DPI é a segunda doença neurodegenerativa mais comum. A prevalência está relacionada com o avanço da idade, tornando raro o aparecimento da doença antes dos 50 anos⁷. No Brasil, num recente estudo realizado na cidade de Bambuí, estado de Minas Gerais, a DPI afeta 3,3% dos indivíduos com idade acima de 65 anos da população estudada⁸.

Os GB, por intermédio de impulsos para área motora suplementar (AMS), influenciam o controle da aprendizagem, da seqüência dos movimentos repetitivos⁹. No estágio precoce da aquisição da habilidade motora, as regiões corticais do cérebro são indicadas como papel importante na regulação do movimento. Quando os movimentos, como comer, escrever, falar e caminhar, se tornam aprendidos e automáticos passam a ser

controlados pelos GB¹⁰. Estudos^{4,11,12,13} sobre o funcionamento normal e patológico dos GB propõem que estejam implicados em dois principais papéis no controle dos movimentos aprendidos:

Primeiramente, o papel de interação dos GB com a AMS, seria como uma pista interna ou um impulso capaz de permitir sequências de movimentos sem uso da atenção. Durante uma sequência de movimento aprendido ou automático há uma ativação (ou desativação) em um componente desta sequência de movimento aprendido, entretanto esta ativação não é observada em tarefas novas ou complexas^{4,11,12}.

O segundo papel dos GB seria a transmissão de informação para córtex motor, sugerindo a contribuição dos GB na preparação e manutenção do plano motor num estado antecipatório para ação, ou seja, capacita à função motora de gerar funcionalmente e corretamente cada elemento do movimento com o uso da atenção^{4,13}.

Indivíduos com DPI tipicamente possuem manifestações motoras como hipocinesia, ou seja, redução na amplitude de movimento (ADM)¹⁴; bradicinesia (lentidão na execução dos movimentos); tremores na atitude de repouso; rigidez, podendo gerar uma postura flexora do tronco; desequilíbrio e instabilidade postural⁶, podendo gerar marcha festinada (marcha rápida com passos curtos e arrastados)¹⁵ e/ou 'freezing' (episódios de congelamento)¹⁶.

Além das manifestações motoras acima referidas, existem as alterações que podem ser observadas durante a marcha destes indivíduos, tais como a diminuição da velocidade, comprimento do passo (CP) reduzido, diminuição da cadencia (passos/min), por exemplo. Além destas alterações há os deficits em relação à amplitude angular, tais como: insuficiência no contato inicial e no impulso, flexão inadequada do tornozelo, joelho

e quadril, e assimetria no tempo do passo de ambos os membros inferiores^{3,17,18}.

A combinação destas alterações pode gerar desequilíbrio sendo uma importante causa das frequentes quedas dos parkinsonianos¹⁹. A fisioterapia, contudo, possui ferramentas importantes para prevenir e/ou minimizar tanto o deficit de equilíbrio, mobilidade e postura²⁰, quanto para melhorar as alterações das variáveis da marcha^{17,21,22}.

Os parâmetros da marcha tais como as variáveis têmoro-espaciais, caracterizam o padrão do passo tanto de indivíduos saudáveis quanto indivíduos com DPI¹⁸. As variáveis são descritas como: velocidade, CP, cadência, tempo de ciclo, tempo de apoio gasto na fase de apoio, dentre outros¹⁸. Segundo Morris et al. (1999), o padrão de passo normal não é perdido na DPI, o que existe é um problema na ativação da resposta de passo correto em um dado contexto.

A primeira estratégia descrita em detalhe no intuito de melhorar a marcha na DPI foi realizada por Martin (1967). Utilizando pistas visuais colocadas no chão, linhas em ziguezague, transversas e paralelas na direção do movimento, relatou que apenas alguns estímulos visuais foram efetivos na melhora do padrão da marcha, como as linhas transversais com contraste da cor em relação ao chão. Afirmou que estas pistas podem ter acesso ao mecanismo do controle motor, o qual passa pelo circuito GB-AMS, para melhorar a preparação do movimento da seqüência de cada passo.

Desde a primeira pesquisa realizada com DPI e uso de pistas externas²³, alguns estudos^{4,17,18,22} têm sido realizados com pistas visuais espaciais, fitas adesivas afixadas no chão, e outros^{21,24} utilizando pistas visuais temporais, em forma de flash de luz. Estas pistas visuais podem estar perpendiculares ao padrão de caminhada (pista transversa) ou no sentido paralelo à caminhada (pista paralela). Outra pista externa utilizada é a pista auditiva

rítmica^{25,26}.

Vários estudos têm sido realizados com o objetivo de entender a razão do porque os pacientes com DPI têm dificuldade em gerar CP apropriado. Cunnington et al. (1995) e Georgiou et al. (1993), sugeriram que na hipocinesia a interação entre GB e AMS é interrompida durante a realização do movimento.

Se existe uma alteração na transmissão de informação entre GB e AMS e córtex motor, como nos pacientes com DPI, uma pista normal ou uma pista substituta, como pista visual, teoricamente poderia melhorar o processo de execução e/ou na preparação do movimento, resultando num movimento automático, desde que seja direcionado pela atenção, e assim, resultar num movimento mais próximo do normal^{4,17}.

Azulay, Mesure e Blin (2006), revisando as estratégias utilizadas na marcha dos parkinsonianos sugeriram que estímulos externos, como as pistas visuais espaciais, podem ativar uma via oculomotora específica para estímulos externos. Anteriormente, já havia descrito que possivelmente, esta via produza um efeito dinâmico, fazendo com que estes indivíduos tenham um passo maior que o tamanho da pista afixada ou do mesmo tamanho, normalizando assim o passo durante a marcha²².

Apesar dos estudos^{17,18} utilizarem pistas visuais e demonstrarem resultados satisfatórios em relação a marcha dos parkinsonianos, ainda não há um consenso em relação às medidas das pistas utilizadas, como no caso das pistas espaciais transversas. Nos estudos de Azulay et al. (1999) e Azulay et al. (1996), a largura da pista foi de 5 cm e o espaço entre as pistas foi de 45 cm. Nos estudos de Sidaway et al. (2006) e Morris et al. (1994b) o comprimento da pista utilizada foi de 1 metro e a distância equivalente entre uma pista e outra foi medida pela média da distância do CP dos indivíduos com DPI sem o uso

das pistas.

Morris et al. (1996), calcularam a média da distância entre os passos dos indivíduos com DPI através da média do CP do grupo controle, considerando sexo, altura e idade para os dados. Para Rubinstein, Giladi e Hausdorff (2002) as pistas visuais, tais como as transversas, devem ter uma distância apropriada e a cor deve contrastar com o chão para obter melhores resultados.

Pesquisas realizadas com uso de pistas visuais com marcadores no chão^{4,22,23,25,31}, têm referido melhora no CP e também na velocidade. Em contrapartida, ainda não está claro a razão para o decréscimo do CP na DPI, dificultando assim, as estratégias de reabilitação da hipocinesia na marcha dos indivíduos com DPI.

Outra pista que tem sido utilizada para tratamento das alterações da marcha na DPI é a pista auditiva rítmica^{25,26,34,35}, onde foram encontrados bons resultados com a utilização desta pista. Contudo, em outros dois estudos^{4,32}, eles já haviam afirmado que o uso da pista visual espacial parece ter mais sucesso na melhora das variáveis da marcha na DPI, em especial, no aumento da média do CP. Já para Jiang e Norman (2006), ambas as pistas, auditivas e visuais, tem sido descrita como uma ajuda ou um fator de melhora no padrão da marcha dos indivíduos com DPI.

A análise da marcha é uma avaliação que mensura, descreve e avalia sistematicamente os dados que a caracterizam, podendo ter um objetivo clínico e/ou científico. Sendo assim, uma avaliação de fundamental importância no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor, como no caso da DPI³⁷.

Alguns instrumentos clínicos utilizados para avaliar a DP possuem item referente à marcha, tais como a Escala de Incapacidade da Universidade de Northwestern, uma escala que

possui cinco categorias, entre elas, a marcha. Nessa escala quanto maior o escore total, melhor a condição do indivíduo³⁸.

A escala de Webster (*'Parkinson's Disease Rating Scale'*), composta de 10 itens dentre eles, a marcha³⁹; Escala Sydney, versão modificada da escala Columbia, contém 14 itens: postura, estabilidade postural, marcha, tremor, rigidez, etc.⁴⁰; Escala de Atividade de Parkinson (EAP) avalia alguns problemas de movimento na DP, como dificuldade de controlar o centro de massa corporal ao levantar de uma cadeira, festinação ou *'freezing'* na marcha⁴¹.

Os instrumentos de avaliação descritos anteriormente não são muito citados em estudos. Isto acontece talvez pelo fato das escalas de Webster, de Incapacidade da Universidade de Northwestern e de Sydney não serem tão sensíveis para avaliação da DP. A EAP além de não abordar todos os estágios da doença, tem apenas a confiabilidade interexaminadores estabelecida⁴².

Contudo, há instrumentos de avaliação que são confiáveis, citados em praticamente todos os estudos científicos que envolvem a DP, como a Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson - *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS). Esta escala é subdividida em sessões, como a sessão motora, que se constitui por 14 itens: rigidez, levantando da cadeira, postura, marcha, estabilidade postural, bradicinesia corporal, hipocinesia, dentre outros. Cada item tem escore de 0 (normal) a 4 (incapaz de realizar tarefa)⁴³. Há também o Teste chamado de *'Timed get up and go'* e a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), instrumentos que não são específicos da DP, mas utilizados para avaliar indivíduos parkinsonianos. Estas escalas estão em anexo.

O teste *Timed get up and go* inicialmente utilizado para avaliar a mobilidade em

idosos saudáveis⁴⁴, vem sendo utilizado com intuito de quantificar o desempenho locomotor dos indivíduos parkinsonianos^{24,45}. Neste teste o indivíduo tem que levantar de uma cadeira, andar 3 metros, virar e retornar para mesma cadeira e por fim, sentar. Tempo do teste realizado entre 10 e 19 segundos, mobilidade normal⁴⁴. Já a EEB produzida para avaliar o equilíbrio em idosos, possui 14 itens que avaliam tanto o desempenho do equilíbrio estático quanto antecipatório⁴⁶, mas atualmente vem sendo utilizada para avaliar o equilíbrio dos indivíduos com DPI^{24,45}.

Apesar dos instrumentos clínicos de avaliação serem práticos e de fácil acesso, eles não avaliam as variáveis da marcha, tais como as têmporo-espaciais (CP, velocidade, cadência, tempo de ciclo), de forma descritiva e concisa, dessa forma, diversos tipos de instrumentos de avaliação têm sido propostos com o intuito de quantificar estas variáveis da marcha parkinsoniana e assim, caracterizá-las tanto no pré e pós-tratamento quanto para comparação com idosos saudáveis.

Nos estudos de Sidaway et al. (2006) e Brusse el at. (2005), eles utilizaram um cronômetro para calcular o tempo da marcha (s), onde o indivíduo caminhava em uma distância no solo já pré-determinada. Com os dados de tempo e da distância percorrida, pode-se calcular a medida da velocidade (m/s) da marcha.

Em relação ao cálculo da média do CP, o estudo de Sidaway et al. (2006) escolheu uma pessoa para ficar responsável pela contagem dos passos, em uma dada distância. No estudo de Vokaer, Azar e de Beyl (2007), uma pessoa ficou responsável por cronometrar o tempo e outra pessoa, para contar os passos, podendo assim calcular a cadência (passos/min). Já no estudo realizado por (Hanakawa et al., 1999) a marcha foi gravada em fitas de vídeo, enquanto os indivíduos com DPI caminhavam em uma esteira. A velocidade

foi estabelecida inicialmente e a cadência foi medida num tempo de dois minutos, já o CP foi medido através da velocidade de caminhar pela metade da média da cadência. Contudo, estes tipos de avaliações descritas podem favorecer uma janela de erro muito grande.

Um método bastante utilizado pelos pesquisadores^{4,14,17,32,34,49-51} para calcular as variáveis têmporo-espaciais é a colocação de sensores nos sapatos dos indivíduos, chamado de “Analisador Clínico do Comprimento do Passo”, ou apenas de “Analisador do Passo” que só funciona quando o indivíduo caminha. O circuito elétrico desses sensores é ligado a um computador por um instrumento de gravação óptica onde assim, o sinal pode ser transmitido e depois processado por um apropriado software para obtenção dos dados como CP, cadência, velocidade, dentre outras.

Em estudos recentes^{52,53}, utilizaram um sistema de sensores, chamado de ‘*System GAITRit*[®]’, cuja validação e confiabilidade tem sido estabelecida⁵⁴. Este sistema é controlado por um computador base e consiste em um percurso eletrônico de 3.66m com sensores posicionados em um padrão já pré-estabelecido, como um mapa, que serve para identificar contatos dos pés com o solo, e assim gerar dados têmporo-espaciais.

Atualmente para quantificar as variáveis têmporo-espaciais, os estudos vêm usando um método de análise da marcha em três dimensões (3D). Este método analisa variáveis cinemáticas. O termo cinemática se refere ao padrão do movimento, onde na marcha está relacionado às variáveis: deslocamento angular das articulações quadril, joelho, tornozelo^{3,18}. Há também descrito como variáveis cinemáticas: inclinação e rotação da pelve³ e inclinação anterior e lateral do tronco⁵⁵, dentre outros.

O ciclo da marcha é dividido em duas fases, fase de apoio e fase de balanço. Compõe a fase de apoio: contato inicial, médio apoio, apoio terminal e pré-balanço, onde

corresponde 60-65% do ciclo; a fase de balanço é composta pelo balanço inicial, médio e final, que corresponde 35-40% do ciclo da marcha^{37,56}.

As variáveis da marcha, têmporo-espaciais e cinemáticas, são mensuradas com precisão através do uso de instrumentos³⁶, como por exemplo, a utilização de um sistema de captura de movimento em 3D^{3,18,57,58}. Este sistema pode ser utilizado com câmeras infravermelhas, marcadores reflexivos (marcadores afixados na pele em pontos predeterminados), tornando possível a visualização do movimento pelas câmeras, e com o uso de 'softwares'. Estes 'softwares' possuem função tanto para captura e visualização dos dados, como para interpretação dos dados.

Para iniciar o processo de captura do movimento o sistema necessita de um volume, o qual tem que estar de acordo com o espaço a ser utilizado durante a avaliação da marcha. Após a determinação do espaço o sistema é calibrado. Na calibração são coletadas as posições bidimensionais de quatro marcadores estáticos, fixados em uma estrutura com formato em L, posicionada no solo e determinada como marco do sistema de coordenadas (eixos x, y, z); e dois marcadores em cada ponta de uma varinha (formato em T), onde a mesma é usada para "varrer" o volume determinado, nos três eixos de coordenadas, por um indivíduo apto.

Associado ao processo descrito, o sistema também utiliza arquivos individuais de linearização (parâmetros internos das câmeras) para compor a calibração. Por meio do processo de calibração os parâmetros externos das câmeras são adquiridos, tais como localização e orientação, e assim, as coordenadas tridimensionais dos marcadores são obtidas, os quais são afixados na pele dos indivíduos. Assim, os indivíduos caminham no volume calibrado, o movimento é coletado, visualizado e analisado através de 'softwares'

específicos para cada função. Dessa forma, o sistema de captura de movimento em 3D trata-se de um instrumento de mensuração quantitativo, e que fornece uma avaliação descritiva da marcha durante a caminhada.

Diversos estudos, como em lesados medulares^{57,59}, nos casos de acidente vascular cerebral⁶⁰, em doenças ortopédicas⁶¹, até mesmo em idosos saudáveis⁶², já haviam sido realizados utilizando a análise da marcha em 3D, tendo-a como instrumento de avaliação e mensuração do movimento.

No estudo realizado por Judge, Davis e Ounpuu (1996) avaliaram a redução do CP com o avanço da idade. Eles observaram que as articulações do tornozelo e joelho estão associadas com CP, porém a melhor estratégia para melhorar o CP não foi determinada.

O primeiro estudo da análise da marcha em 3D em indivíduo com DPI foi realizado por Morris et al. (1999). Eles realizaram uma análise das variáveis têmporo-espaciais e cinemáticas de uma paciente com DPI, na fase 'on' do ciclo da medicação (base de levodopa), e também com o uso de pistas visuais espaciais, em comparação aos resultados do estudo realizado anteriormente por eles⁴, e do estudo realizado por Judge et al. (1996). Nos estudos^{3,24,25,47} com indivíduos com DPI, a fase 'on' do ciclo da medicação é considerada a fase onde há um ótimo efeito da medicação onde, de acordo com a dose, o efeito pode variar de 50 minutos à 2 horas da ingestão do medicamento.

Em alguns estudos^{3,18,58} comparando a marcha em indivíduos parkinsonianos e idosos saudáveis, numa análise em 3D, foi possível perceber redução das variáveis têmporo-espaciais e cinemáticas no grupo DPI em relação aos idosos. Assim, tornam-se necessários mais estudos utilizando esta análise para comparar a marcha parkinsoniana com

idosos saudáveis, pois este sistema demonstrou ser sensível, com caráter objetivo e preciso para avaliar as alterações existentes na marcha na DPI. Também não há muitos estudos^{17,22,24,30} utilizando este recurso associado ao uso de pistas visuais, tanto para avaliar o efeito imediato destas pistas quanto para comparar o efeito de tratamentos.

Os estudos sobre a marcha dos indivíduos com DPI, associados ao uso de pistas visuais ou auditivas, sendo espaciais e/ou temporais^{17,22,24,26} vem demonstrando resultados satisfatórios em relação à melhora do padrão de marcha destes indivíduos porém, ainda não há um consenso em relação ao mecanismo de ação das pistas visuais em relação as variáveis da marcha parkinsoniana.

OBJETIVOS

Objetivo geral

- Analisar e caracterizar a marcha em 3D dos indivíduos com DPI, na fase “on” do ciclo da medicação, mediante avaliação das variáveis têmporo-espaciais e cinemáticas.

Objetivos específicos

- Comparar as variáveis têmporo-espaciais e cinemáticas da marcha na DPI com os valores dos idosos saudáveis e avaliar a relação entre estas variáveis com os instrumentos clínicos.

(Artigo 1).

- Comparar, em indivíduos com DPI, o efeito imediato de dois tipos de pistas visuais espaciais em relação a ausência de pista na marcha **(Artigo 2).**

CAPÍTULOS

ARTIGO 1

Gait Analysis Comparing Parkinson's disease with Healthy Elderly Subjects

Roiz RM, Cacho EWA, Pazinato M, Reis JG, Cliquet Jr A, Quagliato EMAB. Gait Analysis Comparing Parkinson's disease with Healthy Elderly Subjects. Arquivos de Neuropsiquiatria 2010;68:81-6.

Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects

Roberta de Melo Roiz¹, Enio Walker Azevedo Cacho²,
Manoela Macedo Pazinato³, Julia Guimarães Reis²,
Alberto Cliquet Jr⁴, Elizabeth M.A. Barasnevicus-Quagliato⁵

ABSTRACT

There is a lack of studies comparing the kinematics data of idiopathic Parkinson's disease (IPD) patients with healthy elder (HE) subjects, and when there is such research, it is not correlated to clinical measures. **Objective:** To compare the spatio-temporal and kinematic parameters of Parkinsonian gait with the HE subjects group and measure the relation between these parameters and clinical instruments. **Method:** Twelve patients with IPD and fifteen HE subjects were recruited and evaluated for clinical instruments and gait analysis. **Results:** There were statistically significant differences between HE group and the IPD group, in stride velocity, in stride length (SL), and in the hip joint kinematic data: on initial contact, on maximum extension during terminal contact and on maximum flexion during mid-swing. Regarding the clinical instruments there were significant correlated with in stride velocity and SL. **Conclusion:** Clinical instruments used did not present proper psychometric parameters to measure the IPD patient's gait, while the 3D system characterized it better.

Key words: Parkinson's disease, gait assessment, kinematics.

Comparação da doença de Parkinson com idosos saudáveis através da análise da marcha

RESUMO

Poucos estudos comparam os dados cinemáticos de pacientes com doença de Parkinson idiopática (DPI) com indivíduos idosos saudáveis, e quando realizam não correlacionam com medidas clínicas. **Objetivo:** Comparar os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da marcha na DP com os de idosos saudáveis (IS) e avaliar a relação entre estes parâmetros com os instrumentos clínicos. **Método:** Doze pacientes com DPI e quinze IS foram recrutados e avaliados por instrumentos clínicos e de análise de marcha. **Resultados:** Houve diferenças estatísticas significantes entre o grupo de IS e o de DPI na velocidade da marcha e no comprimento do passo (CP), nos dados cinemáticos das articulações do quadril: no contato inicial, na máxima extensão no apoio e na máxima flexão na oscilação. No que diz respeito aos instrumentos clínicos houve significativa correlação com a velocidade da marcha e SL. **Conclusão:** Os instrumentos clínicos utilizados não apresentaram adequados parâmetros psicométricos para a avaliação da marcha dos indivíduos com DPI, enquanto uma avaliação em 3D caracteriza melhor a marcha destes indivíduos.

Palavras-chave: doença de Parkinson, avaliação da marcha, cinemática.

Correspondence

Roberta de Melo Roiz
Rua dos Aímorés 480 / Ap 14
13081-030 Campinas SP - Brasil
E-mail: betaroiz@fcm.unicamp.br

Support

This research was supported
by CNPq 134954/2008-4

Received 25 June 2009
Received in final form 9 September 2009
Accepted 16 September 2009

Gait impairments are frequently observed in individuals with idiopathic Parkinson's disease (IPD)^{1,2} and they probably result from the progressive loss of dopamine producing cells in the substantia nigra of basal ganglia³⁻⁶. A recent study⁷ sug-

Physiotherapy and Occupational Therapy Outpatient Unit, University Hospital, University of Campinas Faculty of Medical Sciences, FCM/UNICAMP, Campinas SP, Brazil. ¹Physical Therapist, MSc Student in Medical Sciences, FCM/UNICAMP; ²Physical Therapist, MSc in Surgery, FCM/UNICAMP; ³Physical Therapist, MSc Student in Surgery, FCM/UNICAMP; ⁴Full Professor, Department of Orthopedics and Traumatology, FCM/UNICAMP; ⁵Associate Professor, Department of Neurology, FCM/UNICAMP.

81

gests that initially, the IPD alterations affect the olfactory structures, and other structures located at the peduncle pontine area, then it affects the substantia nigra, and finally, in the advanced stage of the disease, it affects the temporal mesocortex and the prefrontal cortex areas. The gait disorders are characterized by the spatiotemporal regulation difficulty (shortened stride length)^{4,5}, stride velocity⁵, longer double support^{6,6}, cadence⁷ and movement strategies. The parkinsonian gait is widely defined and mentioned as one of the main characteristics in IPD. However, there are few studies^{3-5,8} that described it through quantitative instruments. The studies observed mainly the kinematic parameters related to spatiotemporal characteristics and the ankle range of motion^{3,4}. There is a lack of studies comparing spatiotemporal and kinematic data in a 3D analysis, of IPD patients with healthy elderly subjects³, and they are not correlated to clinical measures.

Some clinical instruments are specific for individuals with IPD and are used to characterize these individuals: Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)⁹ and the Hoehn and Yahr (H&Y) Modified Scale¹⁰. Although the Berg Balance Scale (BBS)¹¹ and the Timed get up and go test (Timed up & go)¹², are not specific, but they have been used to assess the performance and characterize these individuals^{13,14}.

Indeed, the objective of this study was to compare the spatiotemporal and kinematic parameters of gait in IPD, at the "on" state of the medication cycle, with the control group data and to measure the relation between the clinical instruments with the variables.

METHOD

This is a prospective study that recruited randomly 12 patients with IDP from the Neurology Ambulatory of the Clinics Hospital of Unicamp and 15 healthy individuals (CG) (Table 1).

The patient group (PG) had IPD as clinical diagnosis, and were able to walk over 10 meters without devices. Both groups did not have previous neurologic impairments or any kind of pain and/or musculoskeletal comorbidities that would disturb the progression of an uni-

form gait. They also understood simple instructions and did not present cognitive impairments (Mini-mental state examination score higher than 23 – MMSE)¹⁵. This study was approved by the Research Ethics Committee of Unicamp Medical Sciences Faculty (nº 249/2007).

The patients were clinically classified with 5 instruments: the first one was the H&Y Modified Scale¹⁰ that measures the disease severity state in 8 stages, stage 0 (no sign of disease), stages 1 (unilateral disease), 1,5 (unilateral plus axial involvement), 2 (bilateral disease, without impairment of balance), stage 2,5 (mild bilateral disease; recovery on pull test), stage 3 (mild to moderate bilateral disease; some postural instability; capacity for living independent lives), stage 4 (severe disability; still able to walk or stand unassisted) and stage 5 (wheelchair bound or bedridden unless aided).

The second was the motor section III of the UPDRS⁹, composed of 14 items (speech, facial expression, tremor at rest, action or postural tremor, rigidity, finger taps, hand movements, rapid alternate movements, leg agility, arising from chair, posture, gait, postural stability and body bradykinesia). Each item score range from 0 (normal) to 4 (worst disability), with a maximum overall score of 56 points.

The third was the Timed up & go test¹², characterized by a sitting position in a standard chair with arms resting in the chair rests, the person stands up and walks along 3 meters, turns around, returns to the chair and sits. The timing is the time spent to perform the entire test, and the individual is considered with normal mobility when performing it between 10 to 19 seconds.

The fourth was the BBS¹¹ that evaluates the static and anticipatory balance performance in functional activities. It is composed by 14 items, and each item has 5 alternatives with score range from 0 to 4, maximum overall score is 56.

The fifth instrument by means of inclusion and/or exclusion criteria was the Mini-mental state examination¹⁵, a scale with 5 items: temporal and spatial orientation, short recall, evocation memory, attention and calculation and language, with overall maximum score of 30 points.

Instruments and gait analysis procedure

The gait kinematic evaluation was measured through a 3D analysis system of human movement (Qualisys Motion Capture System – 2.57 Sweden), through six infrared cameras and 18 reflective markers (0.015 m of diameter), with a sample frequency of 240 Hz, performed at the Locomotor System Rehabilitation and Biomechanics Laboratory (FCM/Unicamp). The Qtrac 2.53 software was used to collect (acquisition time of 10 seconds), visualize and save data, and the Qgait 2.0 version to finish interpreting data. Age, mass and height were standardized by the system.

Table 1. Subjects characteristics.

Characteristics	PG	CG
Sex (F/M)	(5/7)	(7/8)
Age (years)	63.66 ± 8.30	59.13 ± 4.18
Mass (kg)	62.83 ± 10.80	66 ± 8.88
Height (m)	1.63 ± 0.07	1.61 ± 0.07
Time of diagnosis	6.62 ± 4.31	–
H&Y modified stage	2.79 ± 0.45	–

mean ± standard deviation; PG: patient group; CG: control group; H&Y: Hoehn and Yahr.



Figure. Typical configuration of the reflective markers.

Table 2. Spatiotemporal variables.

Variables	PG	CG
Velocity (m/s)	0.77±0.14	0.59±0.20*
Stride length (m)	1.03±0.13	0.79±0.22*
Cadence (stride/min)	89.87±6.86	87.97±16.75
Cycle time (s)	1.34±0.10	1.41±0.30
Stance time – R (%)	70.48±1.74	71.19±6.18
Stance time – L (%)	65.51±2.76	67.75±5.73

mean±standard deviation; PG: patient group; CG: control group; R: right; L: left; *PG ≠ CG; Significance level p < 0.01.

The reflective markers were bilaterally attached to the skin surface on the following anatomic points: acromion on shoulder, thoracic vertebra 12th, anterior superior iliac spine, sacrum, central line of patella (1 cm over the upper edge of patella with knee extension), the knee lateral joint line, tuberosity of tibia, 3 cm of lateral malleolus, posterior to the calcaneus (in the same horizontal plane), between the 2nd and 3rd metatarsal, 1.0-1.5 cm proximal to the upper metatarsals head. Typical configuration is shown in Figure.

For the kinematic data collection, both groups (PG and CG) were asked and instructed to walk naturally (individual stride velocity and stride length) on a walkway, with bare feet. The walkway was 10 meters long, but only 6 meters were registered and analyzed.

Table 3. Kinematic data of IPD and control group.

Joint	CG (degrees)	PG (degrees)	p
Ankle			
Initial contact	2.45±3.61	3.69±4.11	.3798
Plantar flexion (ts)	-0.5±6.88	0.47±6.09	.7327
ROM on stance	18.6±6.54	17.3±6.37	.4945
ROM on swing	14.34±3.46	12.95±5.68	.3539
Knee			
Initial contact	9.53±6.13	14.00±6.71	.1719
Plantar flexion (ts)	40.73±9.83	45.25±5.97	.3055
ROM on stance	11.87±4.73	12.92±5.92	.8453
Max. flex. on swing	62.38±5.02	57.53±7.46	.0637
Hip			
Initial contact	30.55±5.42	14.71±7.90	.0001**
Plantar flexion (ts)	2.19±5.30	-1.96±13.27	.0510
Max. ext. on stance	-7.76±6.12	-17.03±11.84	.0054*
Max. flex. on swing	32.63±5.42	15.28±6.43	.0001**
ROM on rotation	13.12±4.15	15.70±6.82	.6256
Pelvis			
ROM on lateral flexion (sagittal plane)	3.58±0.73	2.97±4.37	.8073
ROM on rotation (transversal plane)	7.30±2.68	9.11±2.33	.0673
Trunk forward flexion (sagittal plane)	3.38±0.86	3.65±2.43	.7697

mean±standard deviation; PG: patient group; CG: control group; ts: terminal support; ROM: range of motion. **CG ≠ PG, significance level p < 0.0001; *CG ≠ PG, significance level p < 0.01. Mann-Whitney test.

Table 4. Spatiotemporal variables and clinical instruments (PG).

	Stride velocity (m/s)	Stride length (m)	Cycle time (s)	Cadence (stride/min)	Stance time R (%)	Stance time L (%)
Motor UPDRS	-0.4921	-0.6585*	0.3082	-0.3217	0.0877	0.6549*
Berg	0.3002	0.5607*	-0.2132	0.2057	-0.1032	-0.4072
Timed up & go	-0.6715*	-0.7061*	0.3530	-0.3275	0.3768	0.4445
H&Y modified	-0.3354	-0.3091	0.4173	-0.4385	0.3768	0.0880

PG: patient group; R: right; L: left. In the table it is observed the R values of correlation and the significant values are marked; *significance level $p < 0.05$.

Table 5. Kinematic data and clinical instruments (PG).

	ROMAs	MFKs	ROMHr	ROMPr
Motor UPDRS	-0.7273*	-0.5035	-0.7483*	-0.4476
Berg	0.4610	0.4469	0.6100*	0.6029*
Timed up & go	-0.6051*	-0.7937*	-0.2954	-0.3488

PG: patient group; ROMAs: range of motion on ankle swing; MFKs: maximum flexion on knee swing; ROMHr: range of motion on hip rotation; ROMPr: range of motion on pelvis rotation. In the Table it is observed the R values of correlation and the significant values are marked; *significance level $p < 0.05$.

During the kinematic data collection, the PG was at the "on" state of the medication cycle. With the purpose of avoiding any lead that could improve the IPD gait pattern or even the control group, the floor of the walkway was covered with a black rubbered strip⁶. Six gait assessments were made on each patient and healthy elderly. The three best collections were chosen, analyzed, and averaged.

Statistical analysis

To describe the sample characteristics according to this study variables, descriptive statistics of the continuous variables (spatiotemporal and kinematic data) were calculated, with means and standard deviation values. The Mann-Whitney nonparametric test was used to compare the spatiotemporal and kinematic data mean between IPD group and CG. For correlation between spatiotemporal and kinematic clinical measures of the PG, the Spearman's correlation coefficient was used. The significance level adopted was $p < 0.05$. The Bioestat 4.0 program was used for data statistics.

RESULTS

Regarding the gait spatiotemporal variables, statistically significant differences were found between control group and IPD group, on stride velocity ($p = 0.0054$) and stride length ($p = 0.0068$). The other spatiotemporal variables were statistically similar (Table 2).

The kinematic data demonstrated statistically significant differences between both groups, on the hip and trunk joints range. On the hip was observed a lower flexion range during initial contact, followed by a higher extension during the stance, and a lower flexion on swing

phase of IPD individuals compared to control. At the trunk movement analysis on the sagittal plane, a higher anterior flexion was observed on the PG, but with no statistical significance. On the ankle, knee and pelvis there were no significant differences between joint ranges (Table 3).

There was no significant correlation between spatiotemporal and kinematic data on PG in the H&Y Modified Scale. In the clinical instruments motor UPDRS, Timed up & go and BBS there was statistically significant results on the PG gait spatiotemporal data (Table 4) and kinematic data (Table 5).

DISCUSSION

Unlike the expected, at the "on" stage of medication, the gait disturbs were found on patients with IPD, which confirms the findings in two studies^{3,5}. Even though there were few kinematic changes, they possibly occurred due to data variability. The variability in IPD individuals must be considered as a pathological sign¹⁵.

The first 3D kinematic study of gait in patients with Parkinson was done by Morris et al.⁵, with one IPD patient, and aimed to analyze the use of levodopa replacement therapy. The assessment was done one hour after drug administration, at the dosis peak, and there was improvement in spatiotemporal data, however the stride length and velocity did not achieve the regular mean. Previously, they had observed velocity and mainly stride length improvement in 20 individuals with IPD, under the same medication conditions^{3,6}. At the present study, the assessment was also performed during the "on" stage of medication, and like the described study⁵, the spatiotemporal parameters were not similar to controls.

The decrease of gait velocity in patients with IPD seems to be related to stride length shortening, since these two parameters are often associated^{3,17-22}. However, some studies^{6,23,24} demonstrated cadence decrease during the gait of IPD patients, which can also contribute to velocity reduction. On initial stages (stage 1 and 2 according to H&Y scale), the velocity decrease seems to be related to cadence²⁵. At the present study there was not a significant cadence decrease and the patient group are in moderate to severe stages of the disease (2.5-4.0).

The gait of IPD patients presented the cycle time higher

than control group, but there were no significant differences. The spatiotemporal variables (stride velocity and length and cadence) may produce a slower gait in IPD individuals^{16,25-27}.

Spatiotemporal data

The spatiotemporal variables findings in PG were similar in several studies of IPD gait^{3,14-22}. In these studies, there was also stride length and velocity decrease, when the patients walked in their preference pattern. The velocity reduction may not be related to cadence, since the cadence value differed little from findings in normal individuals, it is probably related to stride length shortening.

In the study previously done²³ the velocity reduction related to cadence decrease, because there was no significant difference in stride length between healthy individuals and Parkinson's individuals. However, this might have occurred due to the early stages (stage 1 and 2 - H&Y scale) of the Parkinson's disease during the study period.

In this present study, the stride length also presented significant correlation with motor UPDRS, Timed up & go and BBS and the velocity had correlation with Timed up & go. In one of the analysis the correlation of gait comfortable velocity with BBS and Timed up & go, there was a strong correlation between gait velocity and BBS and moderate with Timed up & go test¹⁴.

The results of this study, regarding the reduction of stride length, may be related ankle and hip joints ROM decrease. This result supports the report described in the study²⁸, where they state that the ankle joint might be associated to SL.

For a long time it has been affirmed that gait in IPD individuals is characterized by slow walk and it is associated to shortened stride length and also to increased gait cycle time²⁵⁻²⁷. In the present study the gait cycle time of IPD patients was higher than controls, but not statistically significant. This finding agrees with a study¹⁶, where the mean gait cycle time of IPD patients was also higher than controls, and had no statistical significance.

Kinematics data

The gait in IPD patients is characterized by the angular range decrease³. This has repeated in our findings on ankle and hip joints, but not on the knee. The decrease of the ankle range of motion presented correlation with the motor UPDRS and Timed up & go. On the hip joint, the mean of maximum flexion angle values was lower in PG than CG. In the studies^{34,23}, the flexion angle of the hip joint of IPD patients was also lower than controls, but not significantly different.

Regarding the mean of initial contact results on the hip joint was lower for the patient group (36.14±8.47) when compared to the control group (40.06±6.57), without statistical significance³. These findings agree with re-

sults presented here. The same happened in the initial contact results of the knee joint, however the reduction had statistical significance in neither studies.

The plantar flexion during terminal support on ankle, knee and joints of IPD patients assessed in this study had different results compared to the study of Sofuwa et al.³. A reason for such a difference might be the classification of IPD patients according to H&Y scale. In their study, most of the assessed patients (seven individuals) were classified as stage 2, an early stage of the disease. In this present study they were classified as moderate (seven patients in 2,5 stage and four patients in 3,0 stage) and as severe (one patient in 4 stage). The record of the stride length could be the difference found in plantar flexion during terminal support of the joints between studies, because it is the last instant of the gait to begin stride. However, the stride length was reduced on both studies, with statistic significance between assessed groups. Therefore, this variable cannot be the cause of the difference.

The hip movement of flexion-extension was reduced in patient group compared to control group. This finding may decrease the pelvis lateral flexion during gait. The pelvis rotation was higher in patient group, which agrees with a previous study²³.

The trunk mobility loss, in a flexed posture (sagittal plane) happens with IPD progression²⁹. In a recent research²³, seven patients were assessed in an early stage of IPD and seven healthy individuals, the trunk forward flexion range was 2.1° for PG, and 1.8° for CG, demonstrating that PG has a stooped posture, trunk forward flexion higher than CG. This results agrees with our findings.

The correlations of clinical instruments with spatiotemporal and kinematic variables seems to demonstrate that motor UPDRS, Timed up & go and BBS, were able to perceive some ankle, pelvis and hip angular alterations.

The significant correlations found between clinical instruments and gait variables were scarce. This finding might have occurred due to the clinical instruments used not being specific to the gait assessment, although some instruments assess essential components for gait performance (mobility and balance), and other (motor UPDRS) has four items of gait characteristics, but they do not have proper psychometric parameters to evaluate gait.

The study had mainly moderate patients (stages 2,5 and 3, H&Y modified Scale). If there were a larger distribution, especially severe patients (stages 4 and 5), the clinical instruments could have presented stronger correlations, despite the small sample.

In clinical instruments used did not present proper psychometric parameters to assess several items of the PD patients' gait, while the 3D assessment of gait parameters in IPD individuals contributes to better characterize these individuals gait and thus, there can be a better

knowledge of their gait pattern. Furthermore, future use of such findings can allow to set a much more concise and effective approach, either in an individualized treatment, for each patient impairments, or in a group approach.

REFERENCES

1. Nieuwboer A, de Weertd W, Dom R, Lesaffre E. A frequency and correlation analysis of motor deficits in Parkinson patients. *Dis Rehabil* 1998;20:142-150.
2. Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. *Brain* 1994;117:1169-1181.
3. Sofuwa O, Nieuwboer A, Desloovere K, Willems AM, Chavret F, Jonkers I. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:1007-1013.
4. Lewis GN, Byblow WD, Walt SE. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. *Brain* 2000;123:2077-2090.
5. Morris ME, McGinley J, Huqham F, Collier J, Iansek R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. *Human Mov Sci* 1999;18:461-483.
6. Morris ME, Iansek R, Thomas A, Matyas TA, Summers JJ. Stride length regulation in Parkinson's disease: normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain* 1996;119:551-568.
7. Braak H, Del Tredici K. Nervous system pathology in sporadic Parkinson disease. *Neurology* 2008;70:1916-1925.
8. Mirek E, Iludzińska M, Szczudlik A. The assessment of gait disorders in patients with Parkinson's disease using the three-dimensional motion analysis system Vicon®. *Neurologia, Neurochirurgia Polska* 2007;41:128-133.
9. Fahn S, Elton RL, members of the UPDRS Development Committee. Unified Parkinson's disease Rating Scale. In: Fahn S, Marsden CD, Calne D, Goldstein M (eds). *Recent developments in Parkinson's disease*. Florham Park NJ USA: Macmillan Healthcare Information 1987:153-163.
10. Shenkman ML, Clark K, Xie T, Kuchibhatla M, Shinberg M, Ray L. Spinal movement and performance of standing reach task in participants with and without Parkinson disease. *Phys Ther* 2001;81:1400-1411.
11. Miyamoto ST, Lombard J-L, Berg KD, Ramon LR, Natour J. Brazilian version of the Berg Balance Scale. *Braz J Med Biological Res* 2004;37:1411-1421.
12. Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: the 'getup and go' test. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67:387-389.
13. Morris S, Morris ME, Iansek R. Reliability of measurements obtained with the timed 'Up & Go' Test in people with Parkinson disease. *Phys Ther* 2001;81:810-818.
14. Brusse KJ, Zirndas S, Zaleski KR, Steffen TM. Testing functional performance in people with Parkinson disease. *Phys Ther* 2005;85:134-141.
15. Dick JPR, Ginloff RJ, Stewart A, Blackstock J, Bielawska C, Paul EA. Mini-mental state examination in neurological patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1984;47:496-499.
16. Gabel A, Nayak USL. The effect of age on the variability in gait. *J Gerontol* 1984;39:662-666.
17. Blin O, Ferrandez AM, Pailhoux J, Serratrice G. Dopa-sensitive and dopa-resistant gait parameters in Parkinson's disease. *J Neurol Sci* 1991;103:51-54.
18. Yang Y, Lee Y, Cheng S, Lin P, Wang R. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. *Gait Posture* 2008;27:611-615.
19. Arias P, Cudeiro J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Exp Brain Res* 2008;186:589-601.
20. del Olmo MF, Cudeiro J. Temporal variability of gait in Parkinson disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. *Parkinson Relat Disord* 2005;11:25-33.
21. Azulay J, Mesure S, Amblard B, Blin O, Sangla I, Pouget J. Visual control of locomotion in Parkinson's disease. *Brain* 1999;122:111-120.
22. Morris ME, Iansek R, Matyas T, Summers J. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. *Mov Disord* 1998;13:61-69.
23. Capinella I, Crenna P, Calabrese E, et al. Locomotor function in the early stage of Parkinson's disease. *Transac Neural Systems Rehabil Engineering* 2007;15:543-551.
24. O'Shea S, Morris ME, Iansek R. Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Phys Ther* 2002;82:888-897.
25. Blin O, Ferrandez AM, Pailhoux J, Serratrice G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increase variability of the stride length. *J Neurol Sci* 1990;98:91-97.
26. Stern GM, Franklyn SE, Imms FJ, Prestidge SP. Quantitative assessments of gait and mobility in Parkinson's disease. *J Neural Transm* 1983;19:201-214.
27. Knutsson E. An analysis of parkinsonian gait. *Brain* 1972;95:475-486.
28. Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol: Med Sci* 1996;51:303-312.
29. Dural A, Atay MB, Akboztanci C, Kucukdeveci A. Impairment, disability, and life satisfactions in Parkinson's disease. *Disab Rehabil* 2003;25:318-323.

ARTIGO 2

Analysis of parallel and transverse visual cues on the gait of individuals with Parkinson's disease

Roberta de Melo Roiz, Enio Walker Azevedo Cacho, Alberto Cliquet Jr, Elizabeth M. A. Barasnevicius Quagliato. Analysis of parallel and transverse visual cues on the gait of individuals with Parkinson's disease. International Journal of Rehabilitation Research (aceito).

**Analysis of parallel and transverse visual cues on the gait of individuals with
Parkinson's disease**

Roberta de Melo Roiz¹, Enio Walker Azevedo Cacho², Alberto Cliquet Jr³, Elizabeth M. A. Barasnevicius- Quagliato⁴

Physiotherapy and Occupational Therapy Outpatient Unit, Clinics Hospital - State University of Campinas - Faculty of Medical Sciences, FCM/UNICAMP, Campinas SP, Brazil:

¹Physical Therapist; Doctorate Student in Medical Sciences FCM/UNICAMP;

²Adjunct Professor - FACISA/UFRN;

³Full Professor, Department of Orthopedics and Traumatology FCM/UNICAMP;

⁴Associate Professor, Department of Neurology - FCM/UNICAMP.

Correspondence address:

Roberta de Melo Roiz

Rua dos Aimorés, 480, Ed.Tupaciara, ap.14, Santa Genebra,

CEP: 13081-030 Campinas SP-Brazil.

Telephone number: (19) 3208-3998, (19) 9158-5459

E-mail: betaroiz@fcm.unicamp.br/beta_roiz@yahoo.com.br

This research was supported by CNPq 134954/2008-4 and by Capes 33003017023p6

Abstract

Proposition: Idiopathic Parkinson's disease (IPD) has been defined as a chronic progressive neurological disorder with characteristics that generate changes in gait pattern. Several studies have reported that appropriate external influences, such as visual and/or auditory cues, may improve the gait pattern of patients with IPD. Therefore, the objective of this study was to use 3D analysis to evaluate the effects of parallel and transverse visual spatial cues on gait variables (spatio-temporal and kinematic data) of individuals with IPD.

Method: Twelve IPD patients were recruited from the Neurology Clinic, Medical School Hospital, Unicamp. The patients were initially evaluated using a modified Hoehn and Yahr scale and subsection III of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale. A 3D analysis system (Qualisys Motion Capture System - 2.57 Sweden) consisting of 6 infrared cameras and 18 markers (with a sampling rate of 240 Hz) was used for gait evaluation at the Laboratory for Rehabilitation and Biomechanics of the Locomotor System – Unicamp. Subjects were asked to walk down a walkway under the following circumstances: base condition – BC (without visual cues), transverse visual cues – TVCs (20 pieces of white adhesive tape, 5 cm width and 50 cm length, placed 45 cm apart) and parallel visual cues – PVCs (2 adhesive white tapes, 30 cm of distance between them, 5 cm width each tape, along the walkway).

Results: Compared with the patients without visual cues, gait velocity was higher with the aid of visual cues (parallel and transverse, $p= 0.003$), and the percentage of leg stance time was smaller when cues were used (this value was significant for the right leg, $p= 0.008$). In addition, stride length was significantly higher with the use of TVCs ($p= 0.006$) compared

with BC and PVCs. Regarding kinematic data, TVCs resulted in smaller ranges of motion in knee joint flexion at initial contact and higher maximal amplitudes of knee flexion during the oscillatory phase compared with BC and PVCs.

Conclusion: The use of TVCs on the gait evaluation results in improved gait variables compared to BC and PVCs. Therefore, the use of TVCs in a rehabilitation plan would be ideal for a physiotherapeutic treatment with emphasis on gait alterations.

Keywords: Parkinson's disease, gait, visual cues.

Introduction

Idiopathic Parkinson's disease (IPD) is defined as a chronic progressive neurological disorder with typical features of bradykinesia, hypokinesia, resting tremors, rigidity and postural instability (Braak and del Tredici, 2008).

These characteristics generate changes in gait pattern, including reduced velocity and stride length; insufficient initial contact and push-off; inadequate flexion of the hip, ankle and knee; and asymmetric stride times for lower limbs (Sofuwa et al., 2005 and Roiz et al., 2010). Several studies have reported that appropriate external influences, such as visual and/or auditory cues, may improve gait pattern in patients with IPD. Since the first study developed by Martin (1967), authors have been investigating appropriate cues for gait pattern improvement (Azulay et al., 1999 and Morris et al., 1994b).

Cues used in previous studies have usually been in the form of pieces of adhesive tape attached to the ground (visual spatial stimulation – transverse cues), rhythmic or non-rhythmic light flashes (visual temporal stimulation) or auditory cues.

Morris et al. (1999) developed the first study for 3D gait analysis for IPD patients. Although Azulay et al. (1999) and others have used the same technology, few researchers have used Morris's design to compare the influence of parallel and transverse visual cues on IPD gait patterns.

Therefore, the objective of this study was to use 3D analysis to evaluate the differences between the use of parallel and transverse visual spatial cues relative to the gait variables (spatiotemporal and kinematic) of individuals with IPD.

Methods

This prospective study recruited 12 IPD patients from the Neurology Clinic, Medical School Hospital, Unicamp (Table 1). All patients had a clinical diagnosis of IPD and were capable of walking more than 10 m without auxiliary devices. None of the individuals with IPD showed any other type of neurological impairment or problems that could affect their gait, such as visual deficits or any type of osteomuscular pain. Subjects were able to comprehend simple instructions and showed no signs of cognitive dysfunction (score higher than 23 at the Mini Mental State Examination – MMSE) (Dick et al., 1984). This research was approved by the Research Ethics Committee of the University (n° 249/2007). Because this study was only designed to evaluate gait, patients did not expect any immediate benefits from this research.

Individuals were classified into stages 2.5 (seven individuals), 3.0 (four individuals) and 4.0 (one individual) according to the modified Hoehn and Yahr (H&Y) scale (Shenkman et al., 2001). The modified H&Y scale measures global disease severity and classifies it into four stages: stage 0 (no clinical signs of disease); stages 1, 1.5 and 2 (unilateral to bilateral disease); stages 2.5 and 3 (mild to moderate bilateral disease); stages 3 and 4 (severe incapacity) and stage 5 (restricted to bed or wheelchair). Patients were also evaluated by subsection III (motor session) of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale – UPDRS (Fahn and Elton, 1987).

Kinematic gait evaluation was performed using a 3D gait analysis system (Qualisys Motion Capture System - 2.57 Sweden) at the Laboratory for Rehabilitation and Biomechanics of the Locomotor System (FCM/Unicamp) and consisted of 6 infrared cameras and 18 markers (0.015 m in diameter) with a sampling rate of 240 Hz. Reflexive markers were bilaterally fixed to the skin at predetermined anatomic locations (Roiz et al.,

2010).

Subjects were instructed to walk naturally (normal velocity and stride length) down a walkway containing a black rubber strip (1 mm thick, 1 m wide and 10 m long) and avoid other influences aside from the visual cues.

Individuals initially walked down a walkway containing no visual cues (baseline condition – BC). Data were collected and analysed to be used as a control. After determining the baseline condition, patients walked down the walkway with two different types of visual spatial cues. Cues were attached to the walkway, and individuals were asked to concentrate on the cues and walk along them. The order in which the cues were placed (on top of which they would walk) was selected by random drawing. The names of both cues were written on two pieces of paper and placed into an envelope. Without looking, patients were asked to select one of the pieces of paper from the envelope before beginning the gait analysis to determine which cue would be first. Therefore, there was no predilection as to which cue would be used first in this study.

White adhesive tape was used for visual and spatial cues to contrast with the black rubber strip. Spatial cues included parallel visual cues (PVCs), which were represented by two continuous strips of tape (5 cm wide and 30 cm apart) placed along the walkway, and transverse visual cues (TVCs), which were represented by 20 strips of tape (5 cm wide and 50 cm length) (Morris et al., 1996) positioned at 45 cm intervals (Azulay et al., 1999) and placed transversely along the walkway. The three situations (BC, PVCs and TVCs) are demonstrated on figure 1.

The register was done along 6 m, but the analysis began once the patients had

walked 2 m. Six gait recordings were made for each patient for each type of cue. The three best sets of data recordings were selected and analysed, and an average of the collected data was obtained. There was a break between each experiment to avoid any type of interference from an experiment to the other. During the kinematic collection, patients were at the “on” state of the medication cycle. Spatiotemporal variables (velocity (m/s), stride length (m), cadence (stride/min), cycle time (s), right and left stance time (%)) and kinematic variables were analyzed. The kinematic variables were analyzed in accordance with the gait cycle phases of ankle, knee, hip and pelvis (Sofuwa et al., 2005 and Carpinella et al., 2007).

Descriptive statistics were used to describe the sample profile according to the continuous variables evaluated in this study (kinematic and spatiotemporal) and we obtained means and standard deviations. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used to compare the kinematic and spatiotemporal variables between BC, TVCs and PVCs, and the ANOVA was followed by profile contrast tests with a significance level of $p < 0.05$. The SAS System for Windows (Statistical Analysis System), version 9.1.3. SAS Institute Inc, 2002-2003, Cary, NC, USA, was used for data analysis.

Results

Regarding the spatiotemporal gait variables, we observed that gait velocity was higher, and the percentage of gait stance time was lower with the use of visual cueing (parallel and transverse). Significant increases were observed for stride length with the use of TVCs compared with BC and PVCs. Other spatiotemporal variables were statistically similar (Table 2).

Among the kinematic variables, patients showed decreased range of knee flexion at initial contact when using TVCs, and increase maximal amplitude of knee flexion was observed during the swing phase. No significant differences were observed for plantarflexion or range of knee joint during stance phase (Table 3). When considering the kinematic variables obtained for the ankle, hip and pelvis, no significant difference was observed (Table 3).

Discussion

This study described the gait variables in IPD under three situations: no cues, transverse visual cues and parallel visual cues. Patients were in the “on” phase of the medication cycle (1-2h after intake of their midday dose) during the evaluated. Although there were not many significant differences between BC, TVCs and PVCs, the use of transverse cues while walking generated higher stride length, increased velocity, improved control of voluntary amplitude.

Previous studies of individuals with IPD (Arias and Cudeiro, 2008, Azulay et al. 1999, Morris et al. 1996 and Morris et al. 1994b) observed that stride length and velocity were higher with the use of TVCs than without them (at a velocity preferred by patients). In addition, decreased values for gait cadence were observed after gait training with cues. The present data also demonstrated an increase in stride length and velocity; however, gait cadence remained similar irrespective of the presence of cues, which may be because individuals in the present study were only evaluated. Similar to the results observed with TVC, PVC also increased gait velocity compared with BC.

Some studies have demonstrated that gait cycle timing in individuals with IPD is characterised by a longer duration than that of normal individuals (Roiz et al., 2010 and Yang et al., 2008). The present study showed that the use of PVCs promoted a reduction in gait cycle timing compared with BC; however, the result was not statistically significant. The percentage of leg stance time was decreased for both types of cues. Together with stride length regulation, these findings suggest that rehabilitation with the use of visual cues may decrease bradykinesia (Marchese et al., 2000) and hypokinesia (Morris et al., 19994b). In addition, the use of visual cues in rehabilitation may improve postural stability (Marchese et al., 2000) and dynamic equilibrium (Morris et al., 1996), which would decrease energy expenditure because of improvements in control and initiation of movement.

Lewis et al. (2000) showed that 3D kinematic variables variability was an important characteristic of individuals with IPD. This finding was justified by the different stages of disease severity in the evaluated patients, which made it difficult to find consistent and significant results. The present study also observed variability in the 3D kinematic variables. Indeed, individuals with IPD were in three different stages of disease severity, which resulted in the variability of data relative to the studied joints. Linear results could be observed in some of the joints, however, with the use of visual cues.

At the ankle joint, the results for range of motion during the stance phase, final stance (plantarflexion) and swing phase were always higher with TVCs compared with BC or the use of PVCs. These ranges of motion were similar to those observed in healthy elderly subjects in the study of Roiz et al. (2010), which confirmed that the use of TVCs reduces the abnormal gait pattern, such as, insufficient initial contact and push-off of the

ankle; inadequate flexion of the hip, ankle and knee, observed in individuals with IPD (Roiz et al., 2010). A study by Lewis et al. (2000) confirmed that the use of TVCs reduces the abnormal gait pattern in IPD patients.

Data obtained from the knee joint suggest that the use of TVCs can facilitate locomotion. A reduction in the range of motion of the knee was observed at initial contact and an increase in maximum flexion during swing phase, which was associated with a decrease in the range of motion of the knee in stance and plantarflexion (final support) that approached normal values (Roiz et al., 2010).

During the stance phase, both the decrease in plantarflexion of the ankle and the increase in knee flexion, which is associated with a reduction in hip extension, may contribute to the short stride length at the “on” (Lewis et al., 2000) and “off” phase of the medication cycle (Švehlík et al., 2009). In the present study, an increase in hip flexion was observed during the swing phase; however, the extension remained stable during stance phase. Together with the decrease in knee flexion during the stance phase, these data may explain the significant increase in stride length observed in the present study.

External stimuli, such as spatial visual cues, may activate the oculomotor pathway (Azulay et al., 1999). This pathway potentially produces dynamic properties in cues that can generate strides that are of equal size or higher than the cues. Interestingly, the oculomotor pathway can provide the implementation of automatic movements, such as gait, in individuals with IPD. Conversely, the cues could simply draw attention to the gait pattern itself as a form of preparation for movement (Morris, et al., 1994b). In the present study, TVCs provided better results than PVCs, which may have occurred due to the continuous properties of PVCs, whereas the discontinuous form of TVCs allowed for the

generation of dynamic properties (oculomotor circuit).

In conclusion, this study confirmed that the use of TVCs results in improved gait pattern in IPD patients compared to the use of BC and PVCs. Therefore, a rehabilitation plan including the use of TVCs (with pieces of adhesive tape attached to the floor and displayed transversely) would be ideal for a physiotherapeutic treatment with emphasis on gait alterations. Further studies using parallel cues are necessary to confirm the hypothesis that transverse cues are more efficient than parallel cues.

References

- Arias P, Cudeiro J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients (2008). *Exp Brain Res* **186**: 589-601.
- Azulay J, Mesure S, Amblard B, Blin O, Sangla I, Pouget J. Visual control of locomotion in Parkinson's disease (1999). *Brain* **122**: 111-120.
- Braak H, Del Tredici K. Nervous system pathology in sporadic Parkinson's disease (2008). *Neurology* **70**: 1916-1925.
- Carpinella I, Crenna P, Calabrese E, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Nemni R, et al. Locomotor Function in the Early Stage of Parkinson's Disease. (2007). *Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering* **15**: 543-51
- Dick JPR, Ginloff RJ, Stewart A, Blackstock J, Bielawska C, Paul EA. Mini-mental state examination in neurological patients (1984). *J Neurol, Neurosurg and Psych* **47**: 496-9.
- Fahn S, Elton RL, members of the UPDRS Development Committee. Unified Parkinson's disease rating scale. In: Fahn S, Marsden CD, Calne D, Goldstein M.

Recent developments in Parkinson's disease. Florham Park [NJ, USA]: Macmillan Healthcare Information; 1987. 153-163.

Lewis GN, Byblow WD, Walt SE. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues (2000). *Brain* **123**: 2077-2090.

Marchese R, Diverio M, Zucchi F, Lentino C, Abbruzzese G. The role of sensory cues in the rehabilitation of Parkinsonian patients: A comparison of two physical therapy protocols (2000). *Mov Disord* **15(5)**: 879-883.

Martin JP (1967). The basal ganglia and posture. London: Pitman Medical; 1967. Locomotion and the basal ganglia; p. 20-35.

Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease (1994b). *J Neurol, Neurosurg and Psych* **57**: 1532-1534.

Morris ME, Iansek R, Thomas A, Matyas TA, Summers JJ. Stride length regulation in Parkinson's disease: Normalization strategies and underlying mechanisms (1996). *Brain* **119**: 551-68.

Morris ME, Mcginley J, Huxham F, Collier J, Iansek R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease (1999). *Hum Mov Sci* **18**: 461-83.

Roiz RM, Cacho EWA, Pazinato M, Reis JG, Cliquet Jr A, Quagliato EMAB. Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects (2010). *Arquivos de Neuropsiquiatria* **68**: 81-86.

Martin JP (1967). The basal ganglia and posture. London: Pitman Medical; 1967. Locomotion and the basal ganglia; p. 20-35.

Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease (1994b). *J Neurol, Neurosurg and Psych* **57**: 1532-1534.

Morris ME, Iansek R, Thomas A, Matyas TA, Summers JJ. Stride length regulation in Parkinson's disease: Normalization strategies and underlying mechanisms (1996). *Brain* **119**: 551-68.

Morris ME, Mcginley J, Huxham F, Collier J, Iansek R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease (1999). *Hum Mov Sci* **18**: 461-83.

Roiz RM, Cacho EWA, Pazinato M, Reis JG, Cliquet Jr A, Quagliato EMAB. Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects (2010). *Arquivos de Neuropsiquiatria* **68**: 81-86.

Shenkman ML, Clark K, Xie T, Kuchibhatla M, Shinberg M, Ray L. Spinal movement and performance of standing reach task in participants with and without Parkinson disease (2001). *Phy Ther* **81**: 1400-1411.

Sofuwa O, Nieuwboer A, Desloovere K, Willems AM, Chavret F, Jonkers I. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: Comparison with a healthy control group (2005). *Arch Phy Med Rehabil* **86**: 1007-1013.

Švehlík M, Zwick EB, Steinwender G, Linhart WE, Schwingenschuh P, Katschnig P. Gait analysis in patients with Parkinson's disease off dopaminergic therapy (2009). *Arch Phy Med Rehabil* **90**: 1880-1886.

Yang Y, Lee Y, Cheng S, Lin P, Wang R. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease (2008). *Gait and Posture* **27**: 611-615.

Shenkman ML, Clark K, Xie T, Kuchibhatla M, Shinberg M, Ray L. Spinal movement and performance of standing reach task in participants with and without Parkinson disease (2001). *Phy Ther* **81**: 1400-1411.

Sofuwa O, Nieuwboer A, Desloovere K, Willems AM, Chavret F, Jonkers I. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: Comparison with a healthy control group (2005). *Arch Phy Med Rehabil* **86**: 1007-1013.

Švehlík M, Zwick EB, Steinwender G, Linhart WE, Schwingenschuh P, Katschnig P. Gait analysis in patients with Parkinson's disease off dopaminergic therapy (2009). *Arch Phy Med Rehabil* **90**: 1880-1886.

Yang Y, Lee Y, Cheng S, Lin P, Wang R. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease (2008). *Gait and Posture* **27**: 611-615.

Table 1: Subjects characteristics

Characteristics	IPD patients
Sex (F/M)	(5/7)
Age (years)	63.66 ± 8.30
Mass (kg)	62.83 ± 10.80
Height (m)	1.63 ± 0.07
Time of diagnosis	6.62 ± 4.31
H&Y modified stage	2.79 ± 0.45
Motor UPDRS	28.33 ± 11.3
MMSE	26.66 ± 2.26

mean ± standard deviation.

IPD, idiopathic Parkinson's disease; H&Y, Hoehn and Yahr; UPDRS, Unified Parkinson's Disease Rating Scale; MMSE, Mini-mental State Examination.

Table 2: Spatiotemporal variables

Variables	BC	TVC	PVC	P
Velocity (m/s)	0.59 ± 0.21	0.69 ± 0.23	0.64 ± 0.22	0.003 ^a
Stride length (m)	0.80 ± 0.23	0.90 ± 0.21	0.80 ± 0.21	0.006 ^b
Cadence (stride/min)	87.97 ± 16.75	88.33 ± 17.14	91.36 ± 16.40	0.283
Cycle time (s)	1.42 ± 0.31	1.42 ± 0.40	1.36 ± 0.31	0.251
Stance time - R (%)	71.19 ± 6.19	68 ± 5.63	69.08 ± 5.34	0.008 ^a
Stance time - L (%)	67.75 ± 5.73	67.48 ± 3.51	68.44 ± 5.50	0.899

mean ± standard deviation.

BC, baseline condition; TVC, transverse visual cue; PVC, parallel visual cue; R, right; L, left.

^a, Significant differences between experiments: BC ≠ TVC, BC ≠ PVC; ^b, Significant differences between experiments: BC ≠ TVC, TVC ≠ PVC, with significance level of $p < 0.05$.

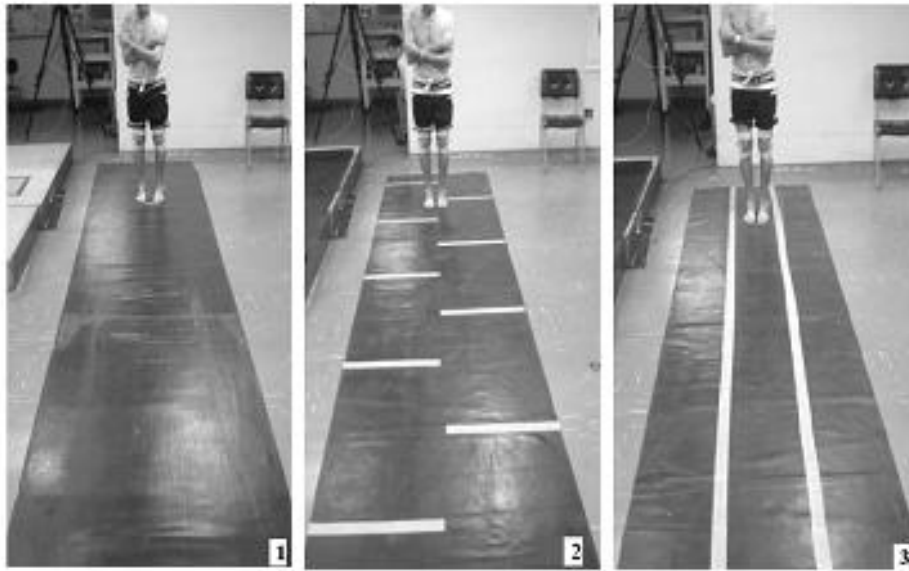
Table 3: Kinematic data

Joint	BC	TVC	PVC	<i>P</i>
Ankle (degrees)				
Initial contact	3.69 ± 4.11	3.48 ± 4.67	3.73 ± 4.16	0.669
Plantar flexion (fs)	0.47 ± 6.09	0.72 ± 7.07	0.37 ± 7.15	0.924
ROM on stance	17.3 ± 6.37	18.81 ± 6.20	17.67 ± 7.47	0.771
ROM on swing	12.95 ± 5.68	14.26 ± 5.39	13.70 ± 7.01	0.299
Knee (degrees)				
Initial contact	14.00 ± 6.71	9.85 ± 5.61	12.88 ± 5.39	0.020 ^a
Plantar flexion (fs)	45.25 ± 5.97	44.39 ± 7.82	43.39 ± 7.24	0.816
ROM on stance	12.92 ± 5.92	11.23 ± 6.26	12.77 ± 5.53	0.254
Max. flex. on swing	57.53 ± 7.46	62 ± 5.68	58.84 ± 7.35	<0.001 ^b
Hip (degrees)				
Initial contact	14.71 ± 7.90	15.66 ± 7.70	15.03 ± 8.38	0.374
Plantar flexion (fs)	-1.96 ± 13.27	-5.70 ± 11.83	-4.74 ± 11.74	0.110
Max. ext. on stance	-17.03 ± 11.84	-17.03 ± 11.95	-17.16 ± 12.18	0.249
Max. flex. on swing	15.28 ± 6.43	19.24 ± 6.80	17.46 ± 7.53	0.065
ROM on rotation	15.70 ± 10.57	12.96 ± 2.61	12.85 ± 3.04	0.833
Pelvis (degrees)				
ROM on lateral	2.97 ± 4.37	3.41 ± 0.55	3.33 ± 0.72	0.663
flexion (sagittal plane)				
ROM on rotation	9.11 ± 2.33	9.52 ± 2.93	8.17 ± 2.40	0.344
(transversal plane)				

mean ± standard deviation.

BC, baseline condition; TVC, transverse visual cue; PVC, parallel visual cue; fs, final stance; ROM, ranges of motion. ^a, Significant differences between experiments: BC ≠ TVC e PVC ≠ PVC; ^b, Significant differences between experiments: BC ≠ TVC, BC ≠ PVC e TVC ≠ PVC.

Fig. 1



1: Baseline condition; 2: Visual transversal cue; 3: Visual parallel cue.

**DISCUSSÃO
GERAL**

A avaliação da marcha em 3D nos indivíduos com DPI vem sendo utilizada para caracterizar as alterações das variáveis têmporo-espaciais (velocidade, cadencia, CP, tempo do ciclo da marcha) e cinemáticas (dados angulares do tornozelo, joelho, quadril, pelve, tronco). Porém, há poucos estudos que comparem estes dados com idosos saudáveis, e quando o fazem não comparam os dados da marcha em 3D com instrumentos clínicos.

Os achados em relação às variáveis têmporo-espaciais dos indivíduos com DPI do **Artigo 1**, foram semelhantes a outros estudos da marcha^{3,22,25,26,52}. Nestes estudos os achados principais descritos foram a redução do CP e da velocidade, pois a cadencia diferiu muito pouco do valor encontrado dos indivíduos normais. Nestes estudos, a redução da velocidade nos indivíduos Parkinsonianos pode ter ocorrido devido à redução do CP, pois a primeira razão para redução da velocidade na marcha é a redução do CP^{32,50}.

O CP apresentou correlação significativa com a UPDRS motora, *Timed get up & go* e EEB; já a velocidade obteve correlação com *Timed get up & go*. No estudo realizado por Brusse et al. (2005), onde foi analisada a correlação da velocidade confortável da marcha com a EEB e o *Timed get up & go*, houve uma forte correlação da velocidade da marcha com a EEB e moderada correlação com o Teste *Timed get up & go*.

Os resultados encontrados em relação à redução do comprimento do passo podem estar relacionados com a redução da ADM da articulação do tornozelo e do quadril. Este resultado confirma o relato descrito no estudo de Judge, Davis e Ounpuu (1996), no qual afirmam que as alterações do tornozelo podem estar associadas com CP. Já o tempo do ciclo da marcha dos pacientes com DPI foi maior do que o grupo controle, mas não estatisticamente significativa. Este resultado condiz com estudo realizado por Yang et. al (2008), onde o tempo médio do ciclo da marcha dos pacientes com DPI também foi maior

que o encontrado no grupo controle porém, sem significância estatística.

A marcha nos pacientes com DPI é caracterizada pela redução da amplitude angular³. Isto foi confirmado pelos achados das articulações do tornozelo e quadril, mas não na articulação do joelho. A redução da ADM do tornozelo apresentou correlação com a UPDRS motora e com Timed up & go. Já na articulação do quadril, a média dos valores do ângulo de flexão máxima foi significativamente menor nos pacientes com DPI do que em indivíduos saudáveis. Este dado também foi encontrada em outros estudos^{3,17,55}, mas sem significância estatística.

No estudo de Sofuwa et al. (2005), a média dos resultados na fase de contato inicial referente a articulação do quadril, foi menor no grupo paciente (36.14 ± 8.47 graus) do que no grupo controle (40.06 ± 6.57 graus), sem significância estatística. Estes resultados confirmam o achado deste estudo, mas com significância estatística.

A flexão plantar no apoio final do tornozelo, joelho e quadril dos pacientes com DPI avaliados do nosso estudo tiveram resultados diferentes em relação ao estudo de Sofuwa et. al (2005). Uma razão pra tal diferença pode ter sido devido à classificação dos pacientes com DPI em relação à escala de H&Y. No estudo deles a maioria dos pacientes avaliados estão classificados no estágio 2, estágio precoce da doença, o que difere do nosso estudo.

O movimento de flexo-extensão do quadril foi menor no grupo de paciente em relação ao grupo controle. Este resultado pode propiciar a redução da inclinação da pelve durante a marcha. Estes achados confirmam o estudo realizado por Carpinella et al. (2007). Já a perda da mobilidade do tronco, em uma postura flexora (plano sagital) que acontece com o avanço da DPI⁶³, foi observada tanto no estudo de Carpinella et al. (2007) como em

nosso estudo.

As correlações existentes entre os instrumentos clínicos e as variáveis espaço temporais e cinemáticas parecem demonstrar que os instrumentos clínicos UPDRS motora, *Timed get up & go* e EEB, foram capazes de perceber algumas alterações angulares do tornozelo, da pelve e do quadril, porém foram escassas as correlações com significância estatística. Este resultado pode ter ocorrido devido aos instrumentos clínicos utilizados não serem específicos para a avaliação da marcha, mesmo que alguns instrumentos avaliem componentes essenciais para a realização da marcha (mobilidade e equilíbrio), outras (UPDRS motora) apresentem quatro itens de caracterização da marcha, mas não apresentam adequados parâmetros para a avaliação da marcha.

A avaliação da marcha dos indivíduos com DPI foi melhor caracterizada pela análise em 3D do que com instrumentos clínicos. Com este trabalho foi possível obter um conhecimento maior das alterações da marcha parkinsoniana em relação aos idosos saudáveis e também, pode-se demonstrar que existem alterações nas variáveis da marcha mesmo que os parkinsonianos estejam na fase 'on' do ciclo da medicação. Futuramente os dados encontrados nesta pesquisa podem ser usados para traçar um plano de tratamento muito mais conciso e eficaz, seja num tratamento individualizado, conhecendo objetivamente as alterações de cada paciente, seja na formação de grupos de pacientes.

O uso de pistas visuais para melhora das variáveis da marcha dos indivíduos com DPI vem sendo utilizada^{17,22,23,25,32,50}. A pista visual mais utilizada é a espacial transversa, fita adesiva anexada ao solo. Alguns estudos^{17,22,24}, vêm utilizando a análise da marcha em 3D para avaliar o uso de pistas visuais na marcha destes indivíduos, porém poucos comparam o uso da pista visual transversa (PVT) com a pista visual paralela (PVP) (**Artigo 2**).

Dessa forma foi proposto pelo **Artigo 2** avaliar a marcha parkinsoniana em relação ao uso das pistas visuais com o não uso delas (condição base - CB) e assim, foi possível verificar que o uso das PVT pôde proporcionar o aumento da velocidade e CP dos indivíduos com DPI. Este resultado também foi encontrado em outros estudos^{4,22,25,32}. Em relação à cadência os resultados foram semelhantes com e sem o uso das pistas, isto pode ter ocorrido em parte porque realizamos apenas a avaliação da marcha e não um treinamento. Similar aos resultados das PVT, as PVP também aumentou a velocidade da marcha comparada com a CB.

No estudo de Yang et al. (2008), o tempo do ciclo da marcha dos indivíduos com DPI se caracterizou por um tempo maior que dos indivíduos normais. Neste estudo a utilização das PVP tornou o tempo do ciclo menor em relação à marcha na CB, sem significância estatística. Porém, o tempo de apoio em porcentagem foi menor nas duas pistas.

Em relação aos dados cinemáticos em 3D existe uma variabilidade dos resultados encontrados¹⁷. A justificativa para esta variabilidade seria devido aos diferentes estágios de severidade da doença dos pacientes analisados, tornando difícil encontrar resultados consistentes e significantes. Em nosso estudo houve a variabilidade dos dados cinemáticos, porém em algumas articulações pudemos observar resultados lineares com a utilização da pista visual.

Na articulação do tornozelo, os resultados da amplitude articular na fase de apoio, do apoio final (flexão plantar) e da fase de balanço foram sempre maiores com utilização das PVT, do que sem o uso das mesmas ou com as paralelas. O mesmo aconteceu com os dados relacionados à articulação do joelho, onde ao mesmo tempo em que as PVT

diminuíram a amplitude articular do joelho no contato inicial (diminuiu o padrão flexor), aumentou a máxima flexão no balanço. Confirmando que o uso das PVT diminui o padrão anormal da marcha existente nos indivíduos com DPI, ou seja, as amplitudes encontradas se aproximam das amplitudes da marcha de idosos saudáveis^{4,17}.

Houve um aumento da flexão do quadril na fase de balanço, mas a extensão no apoio manteve-se estável. Este dado juntamente com a redução da flexão do joelho na fase de apoio, pode explicar o aumento significativo do CP nesta pesquisa, já que, alterações no quadril associadas com alterações do tornozelo e joelho podem contribuir com o CP reduzido.

Os achados descritos neste estudo, como a regulação do CP e melhora da ADM articular, sugerem que a reabilitação com a utilização das pistas visuais pode diminuir algumas alterações motoras, como a bradicinesia⁶⁴ e a hipocinesia³², além de uma possível melhora da estabilidade postural⁶⁴ e do equilíbrio dinâmico⁴ e com isso, ter um menor gasto energético, já que melhoram o controle e a iniciação do movimento.

Existem algumas explicações sobre a influência das pistas visuais na marcha dos indivíduos com DPI. Segundo Azulay, Measure e Blin (2006), uma das explicações seria que as pistas visuais espaciais podem ativar uma via alternativa, via oculomotora, específica para estímulos externos²⁹. Estas pistas possivelmente produzem propriedades dinâmicas que geram passos maiores ou do mesmo tamanho das pistas, proporcionando ao indivíduo com DPI execuções de movimentos automáticos, como no caso, a marcha²². Neste estudo as PVT obtiveram melhores resultados do que as PVP, isto pode ter ocorrido devido às pistas paralelas serem em forma contínua, já as pistas transversas foram dispostas de forma vazada, gerando propriedades dinâmicas.

Apesar deste estudo não ter realizado um plano de tratamento com uso das pistas visuais durante a marcha dos indivíduos com DPI, e sim uma avaliação com uso destas pistas, os resultados encontrados sugerem que as pistas visuais, principalmente as transversas (fitas adesivas fixadas ao chão e dispostas transversalmente), conseguiram gerar nestes indivíduos um padrão de marcha mais próximo do normal. Assim, o plano de reabilitação com a utilização de pistas visuais espaciais seria ideal para o tratamento fisioterapêutico, até mesmo quando comparadas com outro tipo de pista visual, tais como, pistas espaciais paralelas, como apresentado neste estudo.

CONCLUSÃO

Conclusão geral

Com a análise de marcha em 3D foi possível avaliar e caracterizar as variáveis têmporo-espaciais e cinemáticas dos pacientes com DPI.

Artigo 1

Com as variáveis têmporo-espaciais e cinemáticas pode-se comparar o grupo de pacientes com DPI com o grupo de idosos saudáveis e assim, encontrar diferenças entre os grupos. Estas diferenças foram desde menor CP e velocidade da marcha até uma redução da amplitude angular, principalmente nas articulações do tornozelo e quadril no grupo DPI. Já a relação dos instrumentos clínicos com as variáveis da marcha foi escassa, isto pode ter ocorrido devido aos instrumentos clínicos não serem adequados para a avaliação da marcha. Dessa forma, os dados encontrados nesta pesquisa podem ser usados futuramente para traçar um plano de tratamento muito mais conciso e eficaz, seja num tratamento individualizado, conhecendo objetivamente as alterações de cada paciente, seja na formação de grupos de pacientes.

Artigo 2

No estudo da avaliação da marcha dos pacientes com DPI, as pistas visuais transversas foram as que produziram melhores resultados em relação às variáveis estudadas (têmporo-espaciais e cinemáticas), quando comparadas a utilização de pistas visuais paralelas e sem o uso de ambas. Assim, a reabilitação dos pacientes com Parkinson deveria ter ênfase no uso de pistas visuais para compensar as alterações da marcha.

**REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS**

1. Lim I, Wegen E van, de Goede C, Deutekom M, Nieuwboer A, Willems A, Jones D, Rochester L, Kwakkel G. Effects of external rhythmical cueing on gait in patients with Parkinson's disease: a systematic review. *Clinical Rehabilitation* 2005;19:695-713.
2. Hocherman S, Moonta R, Schwartzb M. Response selection and execution in patients with Parkinson's disease. *Cognitive Brain Research* 2004;19: 40-51.
3. Sofuwa O, Nieuwboer A, Desloovere K, Willems AM, Chavret F, Jonkers I. Quantitative Gait Analysis in Parkinson's Disease: Comparison With a Healthy Control Group. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005;86:1007-13.
4. Morris ME, Ianksek R, Thomas A, Matyas TA, Summers JJ. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain* 1996;119:551-68.
5. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Princípios da Neurociência*. 4º ed. São Paulo: Ed. Manole; 2003. Os núcleos da base; p. 853-867.
6. Ferraz HB. *Doença de Parkinson: prática clínica e terapêutica*. 1º ed. São Paulo: Atheneu; 2005. Epidemiologia e Quadro Clínico da Doença de Parkinson; p. 103-19.
7. Lau LML DE, Breteler MMB. Epidemiology of Parkinson's disease. *Lancet Neurology* 2006;5:525-35.
8. Barbosa MT, Caramelli P, Maia DP, Cunningham MCQ, Guerra HL, Costa MFL et al. Parkinsonism and Parkinson's Disease in the Elderly: A Community-Based Survey in Brazil (the Bambuí Study). *Movement Disorders* 2006;21: 800-808.
9. Ianksek R, Bradshaw JL, Phillips, JG, et al. Interaction of the basal ganglia and supplementary motor area in the elaboration of movement. In: Glencross DJ, Piek JP, eds. *Motor Control and Sensory-Motor Integration: Issues and Directions*. Amsterdam, the

Netherlands: Elsevier Science BV; 1995:37-59.

10. Seitz RJ, Roland PE. Learning of sequential finger movements in man: a combined kinematic and positron emission tomography (PET) study. *European Journal Neuroscience* 1992;4:154-165.

11. Brotchie P, Ianssek R, Home MK. Motor function of the monkey globus pallidus. 1. Neuronal discharge and parameters of movement. *Brain* 1991a;114:1667-83.

12. Brotchie P, Ianssek R, Home MK. Motor function of the monkey globus pallidus. 2. Cognitive aspects of movement and phasic neuronal activity. *Brain* 1991b; 114: 1685-702.

13. Robertson C, Flowers KA, Motor set in Parkinson's disease. *Journal Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 1990;53:583-92.

14. Morris ME, Ianssek R, Matyas TA, Summers JJ. The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. *Brain* 1994a;117:1169-81.

15. Giladi N, Shabtaia H, Rozenberga E, Shabtaib E. Gait festination in Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders* 2001;7:135-38.

16. Hiraoka K, Matuo Y, Iwata A, Onishi T, Abe K. The effects of external cues on ankle control during gait initiation in Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders* 2006;12:97-102.

17. Lewis GN, Byblow WD, Walt SE. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. *Brain* 2000;123:2077-90.

18. Morris ME, Mcginley J, Huxham F, Collier J, Ianssek R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. *Human Movement Science* 1999;18:461-83.

19. Ashburn A, Stack E, Pickering R, Ward C. A community dwelling sample of people

with Parkinson's disease: characteristics of fallers and non-fallers. *Age and Ageing Journal* 2001;30:47-52.

20. Gage H, Storey L Rehabilitation for Parkinson's disease: a systematic review of available evidence. *Clinical Rehabilitation* 2004;18:463-82.

21. Rochester L, Hetherington V, Jones D, Nieuwboer A, Willems AM, Kwakkel G, Van Wegen E. The effect of external rhythmic cues (auditory and visual) on walking during a functional task in homes of people with Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005;86:999-1006.

22. Azulay J, Mesure S, Amblard B, Blin O, Sangla I, Pouget J. Visual control of locomotion in Parkinson's disease. *Brain* 1999;122:111-20.

23. Martin JP. The basal ganglia and posture. London: Ed. Pitman Medical; 1967. Locomotion and the basal ganglia; p. 20-35.

24. van Wegen E, Lim I, C de Goede, Nieuwboer A, Willems A, Jones D, Rochester L, Hetherington V, Berendse H, Zijlmans J, Wolters E, Kwakkel G. The effects of visual rhythms and optic flow on stride patterns of patients with Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders* 2006;12: 21-27.

25. Arias P, Cudeiro J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Experimental Brain Research* 2008;186:589-601.

26. del Olmo MF, Cudeiro J. Temporal variability of gait in Parkinson disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. *Parkinsonism and Related Disorders* 2005;11:25-33.

27. Cunnington R, Iansek R, Bradshaw JL, Phillips J. Movement-related potentials in Parkinson's disease: presence and predictability of temporal and spatial cues. *Brain* 1995;

118: 935-50.

28. Georgiou N, Iansek R, Bradshaw JL, Phillips JG, Mattingley JB, Bradshaw JA. An evaluation of the role of internal cues in the pathogenesis of parkinsonian hypokinesia. *Brain* 1993;16:1575-87.

29. Azulay J, Mesure S, Blin O. Influence of visual cues on gait in Parkinson's disease: Contribution to attention or sensory dependence? *Journal of the Neurological Sciences* 248 2006;192-195.

30. Azulay JP, Van den Brand C, Mestre D, Blin O, Sangla I, Pouget J, et al. Analyse cinématique de la marche du parkinsonien: effets de la levodopa et de stimulations visuelles. *Revue Neurologique (Paris)* 1996;152:128-34.

31. Sidaway B, Anderson J, Danielson G, Martin L, Smith G. Effects of long-term gait training using visual cues in an individual with Parkinson disease. *Physical Therapy* 2006;86:186-93.

32. Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ. Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease. *Journal Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 1994b;57:1532-4.

33. Rubinstein TC, Giladi N, Hausdorff JM. The power of cueing to circumvent dopamine deficits: a review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. *Movement Disorders* 2002; 17:1148-60.

34. McIntosh GC, Brown SH, Rice RR, Thaut MH. Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *Journal of the Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 1997;62:22-6.

35. McIntosh G, Thaut M, Rice R, Miller R. Stride frequency modulation in parkinsonian

- gait using rhythmic auditory stimulation. *Annals Neurology* 1994;36:316.
36. Jiang Y, Norman KE. Effects of visual and auditory cues on gait initiation in people with Parkinson's disease. *Clinical Rehabilitation* 2006;20:36-45.
37. Gage JR, Deluca PA, Renhaw TS. Gait Analysis: Principles and Applications. *Journal Bone and Joint Surgery* 1995;77:1607-23.
38. Canter GJ, De La Torre R, Mier M. A method for evaluating disability in patients with Parkinson's disease. *Journal Nervous and Mental Disease* 1961;133:143-7.
39. Webster DD. Clinical analysis of the disability in Parkinson's disease. *Mod Treatment* 1968;5:257-82.
40. Hely MA, Chey T, Wilson A, Williamson PM, O'Sullivan DJ, Rail D et al. Reliability of the Columbia scale for assessing signs of Parkinson's disease. *Movement Disorders* 1993;8(4):466-72.
41. Nieuwboer A, De Weerd W, Dom R, Bogaerts K, Nuyens G. Development of an activity scale for individuals with advanced Parkinson's disease: reliability and "on-off" variability. *Physical Therapy* 2000;80(11):1087-96.
42. Goulart F, Pereira LX. Uso de Escalas para Avaliação da Doença de Parkinson em Fisioterapia. *Fisioterapia e Pesquisa* 2004;11:49-56.
43. Fahn S, Elton RL, members of the UPDRS Development Committee. Unified Parkinson's disease Rating Scale. In: Fahn S, Marsden CD, Calne D, Goldstein M. *Recent developments in Parkinson's disease*. Florham Park [NJ, USA]: Macmillan Healthcare Information; 1987. p.153-63.
44. Mathias S, Nayak US, Isaacs B. Balance in elderly patients: the 'get up and go' test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1986;67:387-9.

45. Brusse KJ, Zimdars S, Zalewski KR, Steffen TM. Testing functional performance in people with Parkinson Disease. *Physical Therapy* 2005;85(2):134-41.
46. Miyamoto ST, Lombard Jr I, Berg KO, Ramon LR, Natour J. Brazilian Version of the Berg Balance Scale. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* 2004;37(9):1411-21.
47. Vokaer M, Azar NA, de Beyl DZ. Effects of levodopa on upper limb mobility and gait in Parkinson's disease. *Journal Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 2003;74:1304-07.
48. Hanakawa T, Katsumi Y, Fukuyama H, Honda M, Hayashi T, Kimura J, Shibasaki H. Mechanisms underlying gait disturbance in Parkinson's disease - A single photon emission computed tomography study. *Brain* 1999;122:1271-82.
49. O'Shea S, Morris ME, Ianssek R. Dual Task Interference during Gait in People With Parkinson Disease: Effects of Motor Versus Cognitive Secondary Tasks. *Physical Therapy* 2002;82:888-97.
50. Morris ME, Ianssek R, Matyas T, Summers J. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. *Movement Disorders* 1998;13:61-9.
51. Blin O, Ferrandez AM, Pailhous J, Serratrice G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increase variability of the stride length. *Journal of the Neurological Sciences* 1990;98:91-7.
52. Yang Y, Lee Y, Cheng S, Lin P, Wang R. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. *Gait & Posture* 2008;27: 611-15.
53. Lohnes CA, Earhart GM. The impact of attentional, auditory, and combined cues on walking during single and cognitive dual tasks in Parkinson disease. *Gait & Posture* 2011;33:478-83.

54. Nelson AJ, Zwick D, Brody S, Doran C, Pulver L, Roosz G, et al. The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *Neurorehabilitation* 2002;17:255-62.
55. Carpinella I, Crenna P, Calabrese E, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Nemni R, et al. Locomotor Function in the Early Stage of Parkinson's Disease. *Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering* 2007;15: 543-51.
56. Perry J. *Análise de marcha: vol 1: análise de marcha*. São Paulo: Ed Manole; 2005.
57. Cacho EWA, Oliveira R, Ortolani RL, Varoto R, Cliquet Jr A. Upper Limb Assessment In Tetraplegia: Clinical, Functional And Kinematic Correlations. *International Journal of Rehabilitation Research* 2010;8:1-8.
58. Mirek E, Rudzińska M, Szczudlik A. The assessment of gait disorders in patients with Parkinson's disease using the three-dimensional motion analysis system Vicon®. *Neurologia i Neurochirurgia Polska* 2007; 41, 2: 128-133.
59. Azevedo ERFBM, Cacho EWA, Alonso KC, Martin FTB, Cliquet Jr A. Kinetic And Kinematic Gait Assessment Of Paraplegic Patients With And Without Ankle Foot Orthoses. In: *International Conference on Biomedical Electronics and Devices*, 2010, Valença. *Biodevices* 2010;98-102.
60. Oliveira R, Cacho EWA, Ortolan RL, Cliquet Jr A, Borges G. Kinematic Profile of Reaching Movements in Post-Stroke Hemiparetic Subjects. In: *6º Congresso Internacional de Controle Motor*, 2007, Santos. *Motor Control* 2007;11:S131.
61. Reis JG, Costa GC, Cliquet Jr A, Piedade SR. Análise Cinemática do Joelho ao Subir e Descer Escada na Instabilidade Patelofemoral. *Acta Ortopédica Brasileira*. 2009;17(3):152-154.

62. Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: The role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology: Medical Sciences* 1996;51A(6): M303-M312.
63. Dural A, Atay MB, Akbostanci C, Kucukdeveci A. Impairment, disability, and life satisfactions in Parkinson's disease. *Disability and Rehabilitation* 2003;25(7):318-23.
64. Marchese R, Diverio M, Zucchi F, Lentino C, and Abbruzzese G. The Role of Sensory Cues in the Rehabilitation of Parkinsonian Patients: A Comparison of Two Physical Therapy Protocols. *Movement Disorders* 2000;15(5):879-883.

ANEXO 1. Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson - Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS).

Subseção III (sessão motora):

1. Fala
 - 0= normal.
 - 1= perda discreta da expressão, volume ou dicção.
 - 2= comprometimento moderado. Arrastado, monótono, mas compreensível.
 - 3= comprometimento grave, difícil de ser entendido.
 - 4= incompreensível.

2. Expressão facial
 - 0= normal.
 - 1= hipomímia mínima.
 - 2= diminuição pequena, mas anormal, da expressão facial.
 - 3= hipomímia moderada, lábios caídos/afastados por algum tempo.
 - 4= fâcies em máscara ou fixa, com pedra grave ou total da expressão facial. Lábios afastados ¼ de polegada ou mais.

3. Tremor de repouso
 - 0= ausente.
 - 1= presente, mas infrequente ou leve.
 - 2= persistente, mas de pouca 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.

4. Tremor postural ou de ação nas mãos
 - 0= ausente
 - 1= leve, presente com a ação.
 - 2= moderado em amplitude, presente com a ação.
 - 3= moderado em amplitude tanto na ação quanto mantendo a postura.
 - 4= grande amplitude, interferindo com a alimentação.

5. Rigidez (movimento passivo das grandes articulações, com paciente sentado e relaxado, ignorar roda denteadas)
 - 0= ausente
 - 1= pequena ou detectável somente quando ativado por movimentos em espelho de outros.
 - 2= leve e moderado.
 - 3= marcante, mas pode realizar o movimento completo da articulação.
 - 4= grave e o movimento completo da articulação só ocorre com grande dificuldade.

6. Bater dedos continuamente – polegar no 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 apresentar parada ocasional 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.
7. Movimentos das mãos (abrir e fechar as mãos em movimentos rápidos e sucessivos e 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 apresentar parada ocasional 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.
8. Movimentos rápidos alternados das mãos (pronação e supinação das mãos, horizontal ou verticalmente, com a maior amplitude possível, as duas mãos simultaneamente).
0= normal
1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.
2= comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode apresentar parada ocasional 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.
9. Agilidade da perna (bater o calcanhar no chão em sucessões rápidas, levantando toda a perna, a amplitude do movimento deve ser de cerca de 3 polegadas/ $\pm 7,5$ cm).
0= normal
1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.
2= comprometimento moderado. Fadiga precoce e bem clara. Pode apresentar parada ocasional 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.
10. Levantar da cadeira (com braços cruzados em frente ao peito).
0= normal
1= lento ou pode precisar de mais de uma tentativa
2= levanta-se apoiando nos braços da cadeira.
3= tende a cair para trás, pode tentar se levantar mais de uma vez, mas consegue levantar
4= incapaz de levantar-se sem ajuda.

11. Postura
- 0= normal em posição ereta
 - 1= não bem ereto, levemente curvado para frente, pode ser normal para pessoas mais velhas.
 - 2= moderadamente curvado para frente, definitivamente anormal, podem 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 da postura.
12. 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.
13. Estabilidade postural (respostas ao deslocamento súbito para trás, puxando os ombros, com paciente ereto, de olhos abertos, pés separados, informado a respeito do teste)
- 0= normal
 - 1= retropulsão, mas se recupera sem ajuda.
 - 2= ausência de respostas posturais, cairia se não fosse auxiliado pelo examinador.
 - 3= muito instável, perde o equilíbrio espontaneamente.
 - 4= incapaz de ficar ereto sem ajuda.
14. Bradicinesia e hipocinesia corporal (combinação de hesitação, diminuição do balançar dos braços, pobreza e pequena amplitude 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.

() Escore total (Máximo = 56)

ANEXO 2. Escala Modificada de Hoehn and Yahr (H&Y)

ESTÁGIO 0 Nenhum sinal da doença

ESTÁGIO 1 Doença unilateral

ESTÁGIO 1,5 Envolvimento unilateral e axial

ESTÁGIO 2 Doença bilateral sem déficit de equilíbrio

ESTÁGIO 2,5 Doença bilateral leve, com recuperação no “teste do empurrão”

ESTÁGIO 3 Doença bilateral leve a moderada; alguma instabilidade postural; capacidade para viver independente

ESTÁGIO 4 Incapacidade grave, ainda capaz de caminhar ou permanecer de pé sem ajuda

ESTÁGIO 5 Confinado à cama ou cadeira de rodas a não ser que receba ajuda.

ANEXO 3. Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

1. Posição sentada para posição em pé (___)

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio (___)

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho (___)

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. Posição em pé para posição sentada (___)

Instruções: Por favor, sente-se.

- 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- 3 controla a descida utilizando as mãos
- 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- 0 necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências (___)

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão

- 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados (___)

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- 0 necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos (___)

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- 3 com supervisão
- 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30s
- 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé (___)

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue.

- 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé (___)

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto

permanece em pé (___)

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. (O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- () 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- () 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- () 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão para virar
- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

11. Girar 360 graus (___)

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira

12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio (___)

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- () 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente (___)

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- () 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna (___)

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

- () 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- () 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- () 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 seg.
- () 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

() Escore total (Máximo = 56)

ANEXO 4. Teste *Timed get up and go*

Instruções:

A pessoa pode usar o seu próprio calçado e usar qualquer dispositivo de assistência que normalmente usa.

1. A pessoa tem que sentar na cadeira com as costas na cadeira e os braços repousando sobre o apoio do braço da cadeira.

2. Peça que a pessoa se levantar de uma cadeira padrão e andar uma distância de 3m.

3. A pessoa retorna, caminha de volta para a cadeira e sentar-se novamente.

O tempo começa quando a pessoa começa a se levantar da cadeira e termina quando ela volta para a cadeira e senta-se.

Nome _____

Data _____

Tempo total _____ segundos

Resultados em segundos:

<10 Mobilidade normal

<20 Independente

20-29 Mobilidade variável

>20 Déficit de mobilidade

ANEXO 5. Mini-Exame do Estado Mental

Orientação

- * Qual é o (ano) (estação) (dia/semana) (dia/mês) e (mês). Máx: 5 pontos
- * Onde estamos (país) (estado) (cidade) (rua ou local) (andar). Máx: 5 pontos

Registro

- * Dizer três palavras: **PENTE RUA AZUL**. Pedir para prestar atenção, pois terá que repetir mais tarde. Pergunte pelas três palavras após tê-las nomeado. Repetir até que evoque corretamente e anotar número de vezes: ____ Máx: 3 pontos

Atenção e cálculo

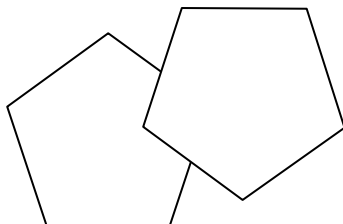
- * Subtrair: $100-7$ (5 tentativas: $93 - 86 - 79 - 72 - 65$) Máx: 5 pontos
Alternativo1: série de 7 dígitos (5 8 2 6 9 4 1)

Evocação

- * Perguntar pelas 3 palavras anteriores (pente-rua-azul) Máx: 3 pontos

Linguagem

- * Identificar lápis e relógio de pulso. Máx: 2 pontos
- * Repetir: “Nem aqui, nem alí, nem lá”. 1 ponto
- * Seguir o comando de três estágios: “Pegue o papel com a mão direita, dobre ao meio e ponha no chão”. Máx: 3 pontos
- * Ler ‘em voz baixa’ e executar: **FECHE OS OLHOS**. 1 ponto
- * Escrever uma frase (um pensamento, idéia completa). 1 ponto
- * Copiar o desenho: 1 ponto



TOTAL: _____

ANEXO 6. Documento de Aprovação



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

CEP, 10/07/07.
(Grupo III)

PARECER CEP: Nº 249/2007 (Este nº deve ser citado nas correspondências referente a este projeto)
CAAE: 0179.0.146.000 -07

I-IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA NA DOENÇA DE PARKINSON:
USO DE PISTAS VISUAIS”.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Roberta de Melo Roiz.

INSTITUIÇÃO: HC/UNICAMP.

APRESENTAÇÃO AO CEP: 04/05/2007.

APRESENTAR RELATÓRIO EM: 22/05/08 (O formulário encontra-se no *site* acima).

II - OBJETIVOS

Analisar a marcha de pacientes com doença de Parkinson com pistas visuais transversal vs. paralela mediante avaliação cinemática, verificando a existência de mudanças no comprimento do passo, velocidade da marcha e cadência.

III - SUMÁRIO

Serão recrutados 15 indivíduos saudáveis e 15 pacientes com doença de Parkinson, de ambos os sexos, entre 50 e 75 anos de idade. Todos serão submetidos à avaliação cinemática do movimento (comprimento do passo, velocidade da marcha e cadência) sem e com a colocação de pistas visuais, realizada no Laboratório de Reabilitação e Biomecânica do aparelho locomotor, HC-UNICAMP, por um mesmo fisioterapeuta.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

O projeto está de acordo. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido está adequado, após resposta do parecer.

V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br



VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VI - DATA DA REUNIÃO

Homologado na V Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 22 de maio de 2007.


Prof. Dra. Carmen Sílvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP

APÊNDICE

APÊNDICE 1. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título do projeto: Análise Cinemática da Marcha na Doença de Parkinson: uso de pistas visuais

Pesquisador: Roberta de Melo Roiz

Eu....., portador (a) do RG....., dou meu consentimento livre e esclarecido para participar como voluntário (a) da pesquisa sob responsabilidade da Fisioterapeuta Roberta de Melo Roiz, juntamente a Orientadora Dr. Elizabeth M. A. B. Quagliato, desenvolvido pelo Departamento de Neurologia.

Os pacientes de Parkinson apresentam parâmetros que geram mudanças no padrão da marcha (caminhada). Desse modo é importante fazer um estudo para avaliar a marcha destes pacientes e comparar com indivíduos saudáveis, e também avaliar se estas alterações podem ser modificadas com uso de pistas visuais espaciais (marcas colocadas no solo). Sendo assim, essa pesquisa tem como objetivo verificar, através da análise da marcha, as alterações como: tamanho do passo, velocidade da marcha, dentre outras alterações que ocorre nos pacientes de Parkinson, além de verificar se essas alterações podem ser modificadas com o uso das pistas visuais.

Ocorrerá avaliação funcional da minha marcha que será registrada por seis câmeras, as quais irão filmar pontos representando os marcadores não invasivos (bolinhas com material reflexivo) que serão fixados externamente na pele com fita adesiva, não causando nenhum risco para minha integridade física, além de que, não será exposta a minha imagem durante a filmagem. Caminharei numa distância de 6 metros sem marcas, depois caminharei 6 metros com marcas, as quais serão fitas adesivas colocadas no solo.

A pesquisa não oferece riscos, sendo livre a minha escolha para interromper a qualquer momento a minha participação na pesquisa.

Meus dados pessoais serão mantidos em sigilo e os resultados gerais obtidos através da pesquisa serão utilizados apenas para alcançar o objetivo do trabalho exposto acima, incluída sua publicação na literatura científica especializada.

Obtive todas as informações necessárias para poder decidir conscientemente sobre a minha participação na pesquisa.

Quaisquer informações a respeito do estudo poderão ser requisitadas a qualquer momento à Pesquisadora Roberta de Melo Roiz, tel (19) 3208-3998 que estará disponível para responder

minhas questões e preocupações. Em caso de dúvidas, recurso ou reclamações ligar no Comitê de Ética em Pesquisa da FCM- UNICAMP, tel (19) 3521-8936.

Estou de acordo com a minha participação na pesquisa:

Assinatura do participante

Data