

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**DIOGO CUNHA DOS REIS**

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO AUDIOVISUAL EM VARIÁVEIS  
MOTORAS RELACIONADAS À MARCHA DE UM INDIVÍDUO COM A  
DOENÇA DE PARKINSON**

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2009**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**DIOGO CUNHA DOS REIS**

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO AUDIOVISUAL EM VARIÁVEIS  
MOTORAS RELACIONADAS À MARCHA DE UM INDIVÍDUO COM A  
DOENÇA DE PARKINSON**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Centro de Desportos – Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial ao processo de formação em nível de Mestrado.

Orientador:

Dr. Antônio Renato Pereira Moro

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2009**

**DIOGO CUNHA DOS REIS**

**EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO AUDIOVISUAL EM VARIÁVEIS  
MOTORAS RELACIONADAS À MARCHA DE UM INDIVÍDUO COM A  
DOENÇA DE PARKINSON**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Centro de Desportos – Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial ao processo de formação em nível de Mestrado.

Orientador: Dr. Antônio Renato Pereira Moro

**Florianópolis, 27 de fevereiro de 2009.**

**MESTRE EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**Área de concentração: Cineantropometria e Desempenho Humano na Saúde e nos Esportes.**

---

Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo  
Coordenador da Pós-Graduação em Educação Física

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro (orientador)

---

Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo (membro)

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Saray Giovana dos Santos (membro)

---

Prof. Dr. John Peter Nasser (suplente)

## AGRADECIMENTOS

À “Associação Parkinson Santa Catarina” (APASC) por me acolher como membro colaborador, e pela disposição de seus associados - sempre dispostos a contribuírem para a elaboração deste estudo

Aos meus familiares (pai, mãe e irmão) pelos incentivos que sempre me deram para investir na minha formação/educação.

Ao professor Moro, meu orientador, por todos os ensinamentos durante estes sete anos de laboratório de Biomecânica, pela confiança na minha pessoa dando-me liberdade para atuar junto ao laboratório.

Ao professor Sebastião Iberes Lopes Melo, por aceitar participar da banca avaliadora deste trabalho.

Ao professor John Peter Nasser, por aceitar participar da banca avaliadora deste trabalho, e também pelas contribuições na minha formação acadêmica, mais especificamente na área da Biomecânica.

À professora Saray Giovana dos Santos, por aceitar participar da banca avaliadora deste trabalho, e também pelas contribuições e ensinamentos decisivos para a finalização deste.

Não poderia deixar de lembrar do pessoal que passou pelo Laboratório de Biomecânica - CDS nesses últimos tempos: Jô, Jorge, Fabi, Ângela, Vanessa, Thêmis, Rodrigo, Inês, Marcelo, Andréia, Paty, Taty, Mateus, Susy, Luciano, Renato, Juliano, Rafael, Gleison, Foza, pois todos estes contribuíram, em menor ou maior grau, para a minha formação acadêmica, além dos laços de amizade que certamente vão durar muito tempo.

À Dani pelos auxílios nas coletas de dados!

À Adri pelos constantes puxões de orelha que me fizeram crescer bastante nesses últimos dois anos, e pela grande amizade construída. Sem esquecer a dona Rose que completa o “trio parada dura”.

Ao Marcílio, pela sua constante disposição em ajudar no que for necessário.

Por fim, agradeço à CAPES pelo auxílio financeiro durante os dois anos do mestrado.

## RESUMO

REIS, Diogo Cunha dos. **Efeitos da estimulação audiovisual em variáveis motoras relacionadas à marcha em um indivíduo com a doença de Parkinson.** 2009. 143f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Programa de Pós-graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

Na doença de Parkinson (DP) a marcha se torna consciente, desconcentrada os portadores tendem a tropeçar e cair. Neste contexto, o treino da marcha com o auxílio de estímulos externos vem se mostrando uma alternativa interessante para driblar os sinais da DP. Sendo assim, este estudo quase-experimental de caso único (A-B-A) teve como objetivo analisar os efeitos de um programa de treinamento da marcha, baseado em estímulos audiovisuais, em variáveis motoras relacionadas à marcha de um indivíduo com a DP. Para isso, foi analisado um parkinsoniano com 69 anos de idade, sendo portador da doença há 12 anos e classificado clinicamente no estágio três da DP (H&Y). Para a análise da marcha foi utilizada a cinemetria 3D, através do sistema DMAS 5.0 da SPICAtek<sup>®</sup>. O estudo foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC (processo 035/08). Após as coletas de dados referentes à linha de base (A1) (3 vezes/semana durante 5 semanas) o processo de intervenção (B) foi iniciado, consistindo em 15 sessões de treino da marcha (3 vezes/semana), com duração de 30 minutos/sessão. Nas sessões o indivíduo caminhava com velocidade auto-selecionada enquanto era submetido a estímulos visuais e sonoros simultâneos. Os estímulos visuais eram gerados por um Sistema de Estimulação Visual da Marcha (apontador laser fixado no tórax do indivíduo projetando uma marcação no solo) desenvolvido especificamente para este estudo. Para gerar os estímulos sonoros utilizou-se um metrônomo regulado em uma frequência específica de pulsos para regular a cadência da marcha. Após finalizar a fase B iniciou-se a fase de verificação da retenção dos efeitos causados pela intervenção (A2). Foram mensuradas as variáveis espaço-temporais cadência (CAD), velocidade ( $v$ ), comprimento de passo direito (CP-D) e esquerdo (CP-E), comprimento total do ciclo (CTC), largura de passo (LP), tempo de apoio duplo direito (TAD-D) e esquerdo (TAD-E), tempo de apoio simples direito (TAS-D) e esquerdo (TAS-E), tempo de passo direito (TP-D) e esquerdo (TP-E) e tempo total do ciclo (TTC). Para verificar os efeitos da intervenção utilizou-se o método estatístico da Banda de Dois Desvios-Padrão ( $p < 0,05$ ). Os resultados indicaram comprometimentos em todas as variáveis da marcha do indivíduo analisado previamente a introdução da intervenção. Foi observado baixo índice de variabilidade ( $CV < 10\%$ ) no comportamento de todas as variáveis em A1. Onze variáveis (CP-D, CP-E, CTC, CAD,  $v$ , TP-D, TP-E, TAD-D, TAD-E, TAS-E, TTC) apresentaram melhoras significativas com a introdução da intervenção audiovisual, aproximando-as do padrão de normalidade da marcha. Estes efeitos permaneceram presentes por pelo menos cinco semanas após a retirada dos estímulos, demonstrando a retenção dos efeitos da intervenção. De maneira geral, pode-se dizer que a intervenção realizada contribuiu para a regulação da marcha do indivíduo estudado, inclusive demonstrando efeitos duradouros.

**Palavras-chave:** Doença de Parkinson. Marcha. Exercício Físico.

## ABSTRACT

REIS, Diogo Cunha dos. **Effects of audiovisual cues on motor variables related to the gait in a individual with Parkinson's disease**. 2009. 143f. Dissertation (Master in Physical Education) – Program of Post-graduate in Physical Education of the Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

In Parkinson's disease (DP), the gait becomes conscious. Not concentrated the patients tend to stumble and fall. In this context, the gait training with the aid of external stimulations seems to be an interesting alternative to dribble the DP symptoms. Thus, this quasi-experimental single case study (A-B-A) aimed to analyze the effect of a gait training program on gait motor variables of a DP patient, based on audio-visuals stimulations. For this, a PD patient with 69 years old was analyzed, being illness during 12 years, and clinically classified in stage III of DP (H&Y). For the gait analysis was used the 3D kinematic method, through SPICAtex® DMAS 5,0 system, composed by three digital cameras. The study was approved in UFSC Committee for Ethics in Human Research (number 035/08). After the data collections regarding baseline (A1) (3 times per week during 5 weeks), the intervention process (B) was initiated, consisting of 15 gait trainings sessions (3 times/week), with duration of 30 minutes/session. During the sessions the subject walked in an auto-selected speed, while he was submitted to visual and auditory stimulations simultaneously. The visual stimulations were generated by a Gait Visual Stimulation System (laser pointer fixed in the subject thorax projecting a mark in the ground) developed specifically for this study. To generate the auditory stimulations, an electronic metronome regulated in a specific beat frequency was used to regulate the gait cadence. After to finish B stage, the verification of the effects retention caused during the intervention phase (A2) was started. The temporospatial variables cadence (CAD), speed (v), right step length (CP-D), left step length (CP-E), stride length (CTC), step width (LP), right double limb support duration (TAD-D), left double limb support duration (TAD-E), right single limb support duration (TAS-D), left single limb support duration (TAS-E), right step duration (TP-D), left step duration (TP-E) and gait cycle time (TTC) were measured. To verify the intervention effect, the statistical method of the of Two Standard Deviation Band ( $p < 0,05$ ) was used. The results showed that the subject analyzed had all the gait measured variables compromised before the intervention, when compared with health elder people results available in literature. Low index of variability ( $CV < 10\%$ ) was observed in all variable analyzed during the baseline. Eleven of thirteen variables (CP-D, CP-E, CTC, CAD, v, TP-D, TP-E, TAD-D, TAD-E, TAS-E, TTC) presented significant improvements ( $p < 0,05$ ) with the audiovisual intervention (B stage), approaching with normal gait standards. These effects remained during at least five weeks after the stimulations withdrawal, showing retention of the intervention effects.

**Key Words:** Parkinson's disease. Gait. Physical Exercise.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fases do ciclo da marcha.....	22
Figura 2 - Fluxograma das etapas em processamento na cinemetria.....	24
Figura 3 - Fluxograma das etapas metodológicas para reconstrução 3D.....	25
Figura 4 - Ciclo da marcha normal.....	26
Figura 5 - Movimento do tornozelo: amplitude normal.....	27
Figura 6 - Movimento do joelho, amplitude normal.....	28
Figura 7 - Movimento do quadril, amplitude normal.....	28
Figura 8 - Fluxograma coleta de dados.....	64
Figura 9 - Calibrador.....	66
Figura 10 - Modelo espacial.....	67
Figura 11 - Disposição das câmeras no laboratório.....	68
Figura 12 - Sistema de Estimulação Visual da Marcha – SEVM.....	69
Figura 13 - Comportamento do comprimento de passo direito – CP-D.....	72
Figura 14 - Comportamento do comprimento de passo esquerdo – CP-E.....	74
Figura 15 - Comportamento do comprimento total do ciclo da marcha – CTC....	77
Figura 16 - Comportamento da largura de passo – LP.....	81
Figura 17 - Comportamento da cadência – CAD.....	83
Figura 18 - Comportamento da velocidade da marcha – v.....	87
Figura 19 - Comportamento do tempo de passo direito – TP-D.....	92
Figura 20 - Comportamento do tempo de passo esquerdo – TP-E.....	93
Figura 21 - Comportamento do tempo de apoio duplo direito – TAD-D.....	95
Figura 22 - Comportamento do tempo de apoio duplo esquerdo – TAD-E.....	96
Figura 23 - Comportamento do tempo de apoio simples direito – TAS-D.....	98
Figura 24 - Comportamento do tempo de apoio simples esquerdo – TAS-E.....	99
Figura 25 - Comportamento do tempo total do ciclo da marcha – TTC.....	101

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Ciclo da marcha: períodos e funções.....	22
Tabela 2 - Variáveis espaço-temporais em indivíduos saudáveis.....	27
Tabela 3 - Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP.....	37
Tabela 4 - Classificação do nível de comprometimento funcional na DP.....	63



## LISTA DE SIGLAS

A1: Fase inicial do estudo (linha de base);  
A2: Fase de verificação da retenção dos efeitos da intervenção;  
AF: Atividade física;  
AJxVAJ: Ângulo do joelho versus velocidade angular do joelho;  
AMS: Área motora suplementar;  
AQxJ: Ângulo do quadril versus joelho;  
AQxVAQ: Ângulo do quadril versus velocidade angular do quadril;  
AVC: Acidente vascular cerebral;  
AVD: Atividades da vida diária;  
B: Fase de aplicação da intervenção;  
CA<sup>2+</sup>: Íons de Cálcio;  
CAD: Cadência da marcha;  
Ci: Contato inicial do pé no solo (evento que determina o início do CM);  
CM: Ciclo da marcha;  
CP: Comprimento do passo;  
CP-D: Comprimento do passo direito;  
CP-E: Comprimento do passo esquerdo;  
COM: Córtex pré-motor;  
CTC: Comprimento total do ciclo da marcha (passada);  
CV: Coeficiente de variação;  
DA: Dopamina;  
DF: Dorsiflexão;  
DH: Doença de Huntington;  
DP: Doença de Parkinson;  
EF: Exercício físico;  
EMG: Eletromiografia;  
FAP: *Functional Ambulation Performance Score*;  
FDG-PET: Tomografia de emissão de pósitrons com fluorodeoxiglicose;  
FNP: Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva;

FP: Flexão plantar;  
GABA: Ácido gama-aminobutírico;  
GDNF: Fator Neurotrófico Derivado de Linhagem de Célula Glial;  
H&Y: Escala de classificação da evolução da DP proposto por Hoehn e Yahr (1967);  
LP: Largura do passo;  
ON: Fase de maior efeito da medicação (pico de dose);  
OFF: Fase de menor efeito da medicação (efeitos nulos ou muito discretos);  
PET: Tomografia por Emissão de Pósitrons;  
QV: Qualidade de vida;  
SEVM: Sistema de Estimulação Visual da Marcha;  
SNA: Sistema nervoso autônomo;  
SNC: Sistema nervoso central;  
SP: Saída do pé do solo (desprendimento);  
SPO: Saída do pé oposto/contra lateral;  
TA: Tempo de apoio;  
TAD: Tempo de apoio duplo;  
TAD-D: Tempo de apoio duplo direito;  
TAD-E: Tempo de apoio duplo esquerdo;  
TAS: Tempo de apoio simples;  
TAS-D: Tempo de apoio simples direito;  
TAS-E: Tempo de apoio simples esquerdo;  
TB: Tempo de balanço;  
TC: Toque do calcanhar no solo (o mesmo que CI);  
TCO: Toque do calcanhar oposto;  
TP: Tempo de passo;  
TP-D: Tempo de passo direito;  
TP-E: Tempo de passo esquerdo;  
TTC: Tempo total do ciclo da marcha;  
v: Velocidade de deslocamento;  
2D: Bidimensional;  
2<sup>o</sup>TC: Segundo toque do calcanhar durante o ciclo da marcha;  
3D: Tridimensional.

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	11
1.1 Objetivos .....	13
1.1.1 Objetivo Geral .....	13
1.1.2 Objetivos Específicos .....	13
1.2 Justificativa .....	13
1.3 Hipóteses .....	15
1.4 Delimitação do estudo .....	15
1.5 Limitações do estudo .....	16
1.6 Definição das variáveis.....	16
1.7 Classificação das variáveis .....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	20
2.1 A marcha humana .....	20
2.1.1 Cinemática da marcha humana.....	23
2.1.2 Marcha patológica .....	29
2.2 Doença de Parkinson .....	30
2.2.1 Exercício físico na doença de Parkinson.....	32
2.2.2 Marcha na doença de Parkinson.....	34
3 MÉTODO.....	60
3.1 Caracterização da pesquisa .....	60
3.2 Sujeito da pesquisa .....	61
3.3 Instrumentos de medidas .....	62
3.4 Coletas de dados .....	64
3.4.1 Procedimentos para coleta de dados .....	64
3.5 Procedimentos experimentais .....	68
3.6 Processamento dos dados .....	70
3.7 Tratamento estatístico dos dados .....	71
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	72
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	105
REFERÊNCIAS .....	106
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	124
APÊNDICE B – Estudo Piloto.....	127
ANEXO A – Roteiro de entrevista .....	132
ANEXO B – Carta de aprovação CEP-UFSC.....	135
ANEXO C – Artigo publicado - estudo piloto .....	137

# 1 INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) caracteriza-se por ser uma afecção neurodegenerativa da população idosa que compromete os neurônios dopaminérgicos da substância negra, culminando no déficit de dopamina no corpo estriado. Estas estruturas, que fazem parte do Sistema Nervoso Central (SNC), atuam contribuindo na modulação do movimento, seu mau funcionamento acarreta acinesias, rigidez, tremores, instabilidades posturais bem como em alguns casos comprometimentos de ordem cognitiva, afetiva e autonômica (GEVAERD, 2001; TEIVE; MENESES, 2003).

A DP está entre as doenças neuro-degenerativas de maior incidência em pessoas idosas (JUH et al., 2004). Aproximadamente 0,1% da população em geral e 1% da população acima dos 65 anos é acometida por essa síndrome, sendo que apenas uma pequena parcela destes sofre de demências (MORRIS; IANSEK, 1996; YARROW et al., 2001). Mais recentemente, Reis (2004) afirma que esses números podem chegar a 2% da população acima de 65 anos.

Portadores da DP passam por fases ou estágios da doença que são enumeradas de 1 a 5 segundo a escala proposta por Hoehn e Yahr (1967) (H&Y), classificado assim por uma série de sintomas, principalmente motores, que evoluem com o decorrer do tempo. Entre estes sintomas, os distúrbios da marcha ganham lugar de destaque, pois progressivamente vão afetando a mobilidade e a independência dos portadores da doença (KNUTSSON, 1972; MITONA et al., 2000; MORRIS et al., 1994; 1996; REIS, 2006; URQUHART et al., 1999).

A marcha humana, definida por Perry (2005), é um meio natural do corpo para se deslocar de um local para outro, que geralmente é coordenada de maneira automática pelo sistema nervoso (CARLETTI et al., 2006), torna-se consciente nos parkinsonianos, ou seja, o portador necessita de concentração para efetuar seus deslocamentos, desconcentrado tende a tropeçar e cair, ressaltando que as quedas para grupos na terceira idade são as maiores causadoras de incapacidades motoras e responsáveis também pela perda de independência dos idosos (FREITAS et al., 2002).

Devido ao fato de ainda não ter sido descoberta a cura da DP, a intervenção farmacológica vem sendo até o momento a alternativa mais utilizada para o controle

dos sintomas, porém os efeitos colaterais associados ao seu uso em longo prazo são desastrosos, pois aceleram a degeneração neuronal (SCORZA et al., 2001).

Sendo assim, os exercícios físicos, principalmente o treino da marcha, vêm se mostrando uma alternativa interessante, pois causam melhorias na performance motora, tanto da deambulação quanto nas atividades da vida diária (AVD), sem os efeitos colaterais da medicação (MIYAI et al., 2000; 2002; POHL et al., 2003; RUBERT et al., 2007). Contudo, na busca de uma melhor conduta terapêutica de reabilitação, é fundamental a ampliação do conhecimento acerca dos efeitos das patologias no padrão motor da marcha de seus portadores (PERRY, 2005).

Dentre os diferentes tipos de treino da marcha para portadores da DP reportados na literatura, destacam-se: marcha em terreno montanhoso (LÖKK, 2000); marcha em esteira rolante com apoio de frações progressivas da massa corporal (MIYAI et al., 2000, 2002; POHL et al., 2003) e marcha com auxílio de estímulos externos (AZULAY et al., 1999; BEHRMAN *et al.*, 1998; ENZENSBERGER et al., 1997; ENZENSBERGER; FISCHER, 1996; FERREIRA, 2005; JIANG; NORMAN, 2006; LEWIS et al., 2000; MCINTOSH et al., 1997; SIDAWAY et al., 2006; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; 2006).

Diversos estudos têm utilizado tanto estímulos visuais (AZULAY et al., 1999; JIANG; NORMAN, 2006; LEWIS et al., 2000; SIDAWAY et al., 2006) quanto sonoros (ENZENSBERGER et al., 1997; ENZENSBERGER; FISCHER, 1996; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; 2006) durante o treino da marcha com o intuito de tentar corrigir as alterações provocadas pela DP (principalmente o encurtamento dos passos e o arrastar dos pés), e unanimemente apresentam resultados positivos. Por outro lado, são escassos os estudos analisando os efeitos de estímulos visuais e sonoros simultâneos (JIANG; NORMAN, 2006; SUTEERAWATTANANON et al., 2004), sendo que estes se limitaram a diagnosticar os efeitos imediatos dos estímulos.

Neste sentido, a Biomecânica torna-se uma ferramenta útil na avaliação de variáveis motoras relacionadas à marcha de parkinsonianos, pois identifica de modo quantitativo as alterações provocadas pelo estado clínico e a eficácia de intervenções diferenciadas com base em parâmetros biológicos e mecânicos, disponibilizando informações úteis para possíveis alterações nestas intervenções (CIMOLIN et al., 2005).

Dentre os diferentes métodos biomecânicos utilizados para a análise da marcha, a cinemetria vem sendo a mais utilizada (PERRY, 2005b), descrevendo os movimentos dos corpos (cinemática), sem levar em conta as forças que causam o movimento (SILVA, 2000).

Para tanto, ficou estabelecido o interesse desta pesquisa em responder a seguinte questão: “Quais os efeitos de um programa de treinamento da marcha, baseado em estímulos audiovisuais, no comportamento das variáveis motoras relacionadas à marcha de um indivíduo com a doença de Parkinson?”

## **1.1 Objetivos**

### **1.1.1 Objetivo Geral**

Analisar os efeitos de um programa de treinamento da marcha, baseado em estímulos audiovisuais, em variáveis motoras relacionadas à marcha de um indivíduo com a doença de Parkinson (DP).

### **1.1.2 Objetivos Específicos**

- Identificar o comportamento das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha de um indivíduo portador da DP durante deslocamento em velocidade auto-selecionada;
- Verificar os efeitos de um programa de treinamento da marcha, baseado em estímulos audiovisuais, no comportamento das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha de um indivíduo portador da DP durante deslocamento em velocidade auto-selecionada.

## **1.2 Justificativa**

A melhora na qualidade de vida, que aumenta a expectativa de vida populacional, nos revela duas faces distintas, uma delas é a idéia positiva de que se

pode viver mais com os familiares e “aproveitar” para realizar os sonhos de uma vida inteira de trabalho e dedicação profissional, e a outra face é a de que com o passar dos anos o ser humano envelhece, e seu relógio biológico determina que seus sistemas orgânicos não se restabeleçam da forma como era realizado na juventude. Este panorama desencadeia uma série de doenças crônico-degenerativas bem como as neurodegenerativas, foco deste estudo, que há pouco tempo tinham ou ainda têm na aplicação de medicamentos de combate e controle sua maior arma.

Diante dos inúmeros benefícios dos exercícios físicos para os portadores da DP (RUBERT et al., 2007), destacam-se os estudos que têm demonstrado melhora no desempenho motor da marcha com o uso de estímulos visuais (AZULAY et al., 1996; BAGLEY et al., 1991; DUNNE et al., 1987; LEWIS et al., 2000; MARTIN, 1967; MCINTOSH et al., 1994; MORRIS et al., 1994a; 1994b; 1996a; 1996b; 1999; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; VON WILZENBEN, 1942; WEISSENBORN, 1993) e sonoros (MCINTOSH et al., 1994; 1997; MILLER et al., 1996; NANTON, 1986; QUINTYN; CROSS, 1986; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; THAUT et al., 1996), no entanto observa-se uma escassez de informações à respeito dos efeitos da combinação de diferentes estímulos na marcha de portadores da DP, principalmente no que diz respeito aos efeitos à longo prazo. Desta maneira, neste estudo buscou-se analisar os efeitos de estímulos audiovisuais simultâneos na marcha de portadores da DP.

Os resultados deste estudo, contendo informações a respeito dos efeitos de estímulos audiovisuais na marcha de um portador da DP, poderão ser utilizados como norteadores no desenvolvimento de intervenções (reabilitação) diferenciadas, no sentido de tornar os portadores da DP aptos a desenvolverem suas atividades diárias com maior controle e autonomia, assim desfrutando de uma maior qualidade de vida para si, seus familiares e pessoas mais próximas. Segundo Cimolin et al. (2005), a análise da marcha em portadores da DP é clinicamente útil para ajudar na identificação de intervenções fisioterápicas mais efetivas para estes pacientes.

O estudo poderá ainda suscitar dados de profunda relevância, referentes à cinemática da marcha em parkinsonianos, servindo de auxílio para outros estudos nas sociedades nacionais e internacionais de Biomecânica e áreas afins. Segundo Reis (2006), diversos estudos trazem informações a respeito dos efeitos de diferentes tipos de intervenções (medicamentosas, cirúrgicas, fisioterápicas, entre outras) na marcha de portadores da DP, no entanto a grande maioria restringe-se a

análise de poucas variáveis referentes ao padrão motor da marcha dos parkinsonianos. Sendo assim, há uma carência de estudos detalhando o comportamento de um número maior de variáveis, a fim de facilitar o entendimento dos efeitos de intervenções na marcha dos parkinsonianos.

Os profissionais de Educação Física poderão se beneficiar com dados referentes a um público com particularidades motoras na avaliação, prescrição e controle de atividades físicas, proporcionando maiores benefícios em suas intervenções educacionais.

Destarte, este estudo poderá trazer à luz informações a respeito de possíveis intervenções que potencializem a qualidade de vida dos portadores da DP.

### **1.3 Hipóteses**

H1: O indivíduo analisado apresenta comprometimentos nas variáveis espaço-temporais de sua marcha;

H2: A intervenção baseada em estímulos audiovisuais proporciona a regulação (melhora) das variáveis espaço-temporais referentes ao controle motor da marcha do portador da DP.

### **1.4 Delimitação do estudo**

Este estudo foi realizado com as seguintes delimitações:

- A amostra restringiu-se a apenas um indivíduo portador da DP residente da cidade de Florianópolis/SC, devido à dificuldade de encontrar indivíduos que atendessem os critérios de inclusão e ao mesmo tempo assumissem o compromisso de estarem presentes nas 45 sessões (incluindo coletas e intervenções) distribuídas em 15 semanas;
- Todas as coletas de dados foram realizadas na fase de maior efeito da medicação (fase ON – uma a duas horas após a ingestão da medicação), visando evitar a ocorrência de rigidez, distonia e discinesia. Segundo Morris et al. (1996b), observa-se maior consistência no desempenho da marcha de portadores da DP quando a ação medicamentosa encontra-se em níveis ótimos;



- O estudo restringiu-se a análise de variáveis espaço-temporais da marcha.

### **1.5 Limitações do estudo**

Alguns fatores podem ter influenciado nos resultados deste estudo:

- A localização manual (através de palpação) dos pontos anatômicos selecionados para a demarcação pode resultar em imprecisões nos resultados. Buscando reduzir este problema, somente dois pesquisadores realizaram este procedimento em todas as coletas de dados;
- Durante o processo de digitalização das imagens, em algumas situações houve dificuldade na identificação de alguns pontos durante o caminhar dos indivíduos, devido às rotações dos membros ou do tronco. Este problema poderia ter sido minimizado com a utilização de um número maior de câmeras para as coletas referentes à cinemática, pois assim seria possível a visualização de mais planos do movimento;
- A adoção do delineamento de caso-único traz a preocupação com a validade externa do presente estudo, tendo em vista as restrições na generalização dos resultados de um único indivíduo para uma população alvo. Segundo Satake et al. (2008), o problema da validade externa nos estudos de caso único pode ser facilmente resolvido com a replicação do mesmo;
- Alguns pesquisadores destacam a preocupação com a ética ao serem adotados delineamentos com uma segunda linha de base (A-B-A), tendo em vista a retirada do tratamento, mesmo após a constatação dos efeitos benéficos do mesmo (SATAKE et al., 2008).

### **1.6 Definição das variáveis**

Nesta subseção estão definidas de forma conceitual e operacional as variáveis selecionadas (espaço-temporais) para este estudo.

**a) Cadência (CAD)**

Conceitualmente: é o número de passos realizados em um intervalo de tempo (passos/min.) (MAGEE, 2002; SUTHERLAND et al., 1998).

Operacionalmente: após identificar a média aritmética entre os tempos dos passos direito e esquerdo de um ciclo da marcha, foi calculado o quociente entre um intervalo de tempo de 60s e esta média, expressa em passos/min.

**b) Comprimento total do ciclo da marcha (CTC)**

Conceitualmente: é a distância linear no plano de progressão entre pontos sucessivos de contato pé-solo do mesmo pé (MAGEE, 2002; SUTHERLAND et al., 1998).

Operacionalmente: foram identificados dois toques sucessivos de um mesmo pé no solo durante o ciclo da marcha, e assim mensurada a distância entre os mesmos através do software, reconstituído pela escala e expresso em metros (m).

**c) Comprimento de passo (direito [CP-D] e esquerdo [CP-E])**

Conceitualmente: é a distância entre o ponto do contato inicial de um pé e o ponto do contato inicial do pé opositor (SUTHERLAND et al., 1998). É a distância linear no plano de progressão entre dois pontos de contato sucessivos sobre pés opostos (MAGEE, 2002).

Operacionalmente: foi obtido por meio da identificação de três contatos sucessivos dos pés com o solo (contato inicial de um pé, contato do pé contra-lateral e o contato do mesmo pé novamente) utilizando o software de digitalização. A partir da identificação destes pontos o software informou as distâncias entre os mesmos (reconstituídas a partir da escala), utilizando esses valores posteriormente para a determinação do comprimento dos passos (direito e esquerdo) no plano de progressão da marcha (utilizando a trigonometria), e expresso em metros (m).

**d) Largura de passo (LP)**

Conceitualmente: é a distância perpendicular ao plano de progressão da marcha entre os pontos de contato dos pés no solo (ISHIDA, 1997; MAGEE, 2002).

Operacionalmente: foi obtida por meio da identificação de três contatos sucessivos dos pés com o solo (contato inicial de um pé, contato do pé opositor e o contato do mesmo pé novamente) utilizando o software de digitalização. A partir da identificação

destes pontos o software informou as distâncias entre os mesmos, utilizando posteriormente a trigonometria para a determinação da largura (altura do triângulo formado pelos três pontos) dos passos perpendicularmente no plano de progressão da marcha.

#### **e) Velocidade (v)**

Conceitualmente: é o produto da cadência e do comprimento de passo, expressa em unidades de distância/tempo. Também é definida pela primeira derivada temporal do deslocamento/tempo (HALLIDAY et al., 1999). Na marcha humana a velocidade depende do comprimento e da frequência da passada (ENOKA, 2000).

Operacionalmente: foi calculado o quociente entre a distância percorrida nos dois ciclos da marcha analisados em cada vídeo e o tempo despendido nesse percurso.

#### **f) Tempo de apoio duplo (direito [TAD-D] e esquerdo [TAD-E])**

Conceitualmente: é definido como o período de tempo em que ambos os pés estão em contato com o solo durante um ciclo da marcha, expresso em segundos ou em % do ciclo (WINTER, 1991). Na marcha normal, ele ocorre duas vezes durante o ciclo da marcha e representa cerca de 25% do ciclo (MAGEE, 2002).

Operacionalmente: foi determinado pela identificação dos períodos em que dois pés permaneceram em contato com o solo simultaneamente durante um ciclo da marcha, utilizando o software.

#### **g) Tempo de apoio simples (direito [TAS-D] e esquerdo [TAS-E])**

Conceitualmente: é definido como o período de tempo em que apenas um membro está em contato com o solo durante a marcha, expresso em segundos ou em % do ciclo (WINTER, 1991), isso ocorre duas vezes durante o ciclo normal da marcha e constitui aproximadamente 30% do ciclo (MAGEE, 2002).

Operacionalmente: após a determinação do desprendimento do pé oposto do solo e o contato deste com o solo novamente durante um ciclo da marcha, foi registrado o intervalo de tempo entre esses dois eventos através do software.

#### **h) Tempo do passo (direito [TP-D] e esquerdo [TP-E])**

Conceitualmente: é o intervalo de tempo entre o contato inicial de um pé no solo até o contato inicial do pé oposto (MAGEE, 2002; WINTER, 1991).

Operacionalmente: foi identificado o intervalo de tempo compreendido entre o toque de um pé no solo até o toque do pé oposto durante um ciclo da marcha, registrado pelo software.

#### **i) Tempo total do ciclo (TTC)**

Conceitualmente: é o intervalo de tempo entre dois contatos iniciais consecutivos do mesmo pé (MAGEE, 2002; WINTER, 1991).

Operacionalmente: foi determinado por meio da identificação do intervalo de tempo entre dois toques sucessivos de um mesmo pé com o solo durante um ciclo da marcha, utilizando o software.

### **1.7 Classificação das variáveis**

Neste item as variáveis do estudo são classificadas quanto as suas funções no experimento.

**a) Variáveis Independentes:** estimulação áudio-visual (estímulos visuais e sonoros simultâneos) da marcha.

**b) Variáveis Dependentes:** CAD, CTC, CP-D, CP-E, LP,  $v$ , TAD-D, TAD-E, TAS-D, TAS-E, TP-D, TP-E, TTC.

**c) Variáveis de Controle:** temperatura ambiente, luminosidade do ambiente e ingestão de medicamentos.

**d) Variáveis Intervenientes:** nível de motivação do sujeito e prática de atividades físicas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão de literatura é apresentada em dois itens principais para melhor organizar as informações mais relevantes ao presente estudo. Primeiramente uma caracterização e descrição da marcha humana, as metodologias utilizadas para a sua análise e da marcha patológica. A segunda parte apresenta uma caracterização da doença de Parkinson, destacando: etiologia, sintomas, tratamentos, entre outras características, além de destacar estudos a respeito da marcha de portadores da DP e intervenções baseadas em estímulos sensoriais.

### 2.1 A marcha humana

A deambulação pode ser definida como um tipo de locomoção (Lat. *lócus*, lugar, mais *movere*, mover), isso é mover-se de um lugar para o outro. Entre os diferentes tipos de locomoção, podem ser citados o engatinhar, a utilização de cadeira de rodas entre outros. No ser humano, é observado um padrão bípede (Lat. *bi*, dois, mais *pes*, pés) de deambulação. Esse padrão consiste num conjunto de movimentos repetitivos (dos membros superiores, inferiores, do tronco e da cabeça), gerados automaticamente pelo sistema sensório-motor, que permitem a uma pessoa normal caminhar sem esforço consciente. Sendo assim, segundo Ishida (1997) a marcha consiste em um estilo ou maneira de deambulação.

Para Perry (2005), a marcha é um meio natural do corpo se deslocar de um local para outro, sendo o meio mais conveniente para percorrer curtas distâncias devido ao seu padrão normal proporcionar ótima conservação de energia.

Segundo Kandel et al. (2003), para que a marcha seja efetivada, contrações de um grande número de músculos precisam ocorrer de forma temporizada e dentro de um nível de atividade, esta seqüência complexa é denominada como padrão motor da locomoção. Este padrão é produzido em nível espinhal, onde redes neuronais da medula espinhal geram atividades rítmicas alternantes dos músculos flexores e extensores envolvidos na marcha.

David e Ávila (2001) definem o andar como uma das principais habilidades do ser humano e, apesar de sua complexidade, é formado por movimentos suaves, regulares e repetitivos, de grande eficiência neuromuscular e mecânica.

Completando a idéia dos autores acima, Chung (2000) descreve a marcha como um fenômeno complexo que requer a repetição de movimentos coordenados dos membros para locomover o corpo. Dentro desta complexidade são criados padrões normais de referência que auxiliam em pesquisas e na prática clínica, porém, fatores como velocidade do andar, sexo, idade e fatores sócio-culturais contribuem para que não haja um padrão normal de marcha universalmente aceito que extrapole para qualquer população.

Rose e Glambe (1998) acrescentam dizendo que todos têm sua maneira única de andar, não existindo uma pessoa média, no entanto a maioria das pessoas anda com facilidade e com surpreendente eficiência. O uso de valores médios ajuda a desenvolver uma compreensão geral das interações básicas entre os segmentos corporais envolvidos.

Para Lehmkuhl et al. (1997), no ser humano normal, um padrão bípede de marcha é adquirido na infância e com a prática, o sistema sensório-motor torna-se muito adaptado e gera automaticamente um conjunto repetitivo de comandos de controle motor para permitir a pessoa caminhar sem esforço consciente.

Durante a marcha é observada uma seqüência de movimentos dos membros para mover o corpo para frente enquanto, simultaneamente, mantém a postura estável, até que a pessoa atinja seu objetivo (PERRY, 2005).

Na marcha em velocidade livre (auto-selecionada), uma série de eventos repetitivos vem sendo constantemente observados: contato inicial do pé no solo, desprendimento do pé oposto, contato inicial do pé oposto e desprendimento do pé (SUTHERLAND et al., 1998). Como não há uma divisão clara entre cada repetição dessa seqüência, convencionou-se designar cada seqüência dessas, em cada um dos membros, de ciclo da marcha (CM), adotando o contato inicial do pé no solo (toque do calcanhar) como sendo o início do CM. Devido ao fato que nem todas as pessoas têm a capacidade de tocar o chão com o calcanhar, é utilizado o termo genérico “contato inicial” (CI) para designar o início do CM (PERRY, 2005).

Cada ciclo da marcha pode ser dividido primariamente em dois períodos – apoio e balanço – também chamados de fases da marcha (Figura 1). O termo “apoio” é utilizado para designar o período em que o pé está em contato com o solo,

iniciando no CI. O termo “balanço” aplica-se ao período em que o membro avança no plano de progressão da marcha sem contato com o solo, iniciando no desprendimento do pé (perda do contato com o solo) (PERRY, 2005).



Figura 1 – Fases do ciclo da marcha, a barra clara representa o período de apoio e a sombreada o período de balanço (Adaptado de PERRY, 2005)

A fase de apoio geralmente é dividida em três períodos: 1- duplo apoio inicial (contato inicial do pé no solo – desprendimento do pé oposto); 2- apoio simples (desprendimento do pé oposto – contato inicial do pé oposto); 3- segundo duplo apoio (contato inicial do pé oposto – desprendimento do pé). A fase de balanço também pode ser dividida em três períodos: 1- balanço inicial (desprendimento do pé – passagem do pé pela perna contralateral); 2- balanço médio (passagem do pé pela perna contralateral – perna vertical/tíbia perpendicular ao solo); 3- balanço terminal (desaceleração do membro) (SUTHERLAND et al., 1998). Conforme pode ser observado na Tabela 1, cada um desses períodos desempenha um papel específico na dinâmica da marcha.

Tabela 1 – Ciclo da marcha: períodos e funções (Adaptado de SUTHERLAND et al., 1998)

Período	Função	Membro contralateral
1- Duplo apoio inicial	Carga, transferência de peso	Retirada da carga e preparação para o balanço (pré-balanço)
2- Apoio simples	Apoio de todo o peso do corpo: movimento do centro de massa para frente	Balanço
3- Segundo duplo apoio	Retirada da carga e preparo para o balanço (pré-balanço)	Carga, transferência de peso
4- Balanço inicial	Passagem do pé	Apoio simples
5- Balanço médio	O membro avança à frente do corpo	Apoio simples
6- Balanço terminal	Desaceleração do membro, preparação para transferência do peso	Apoio simples

Diante da identificação dos eventos e fases constituintes do CM, são aplicados diferentes métodos para o estudo/descrição da marcha humana. Entre

estes métodos, destacam-se a cinemática, a cinética e a eletromiografia. Por este estudo se restringir a uma análise cinemática da marcha, os outros dois métodos não serão abordados.

### 2.1.1 Cinemática da marcha humana

Segundo Hamill e Knutzen (1999), cinemática é a parte da mecânica que lida com a descrição de componentes de movimento espaciais e temporais. Esta descrição envolve a posição, velocidade e aceleração de um corpo sem se importar com as forças que causam o movimento. A análise cinemática do movimento pode ser realizada de duas maneiras: qualitativamente – realizando uma descrição não numérica (subjetiva) de um movimento com base na observação direta, variando desde uma simples classificação (bom ou mau) até uma identificação detalhada de ações musculares; quantitativamente – quando são realizadas medidas (numéricas) durante o desempenho do movimento, obtendo informações mais precisas.

A cinemática ainda se subdivide de acordo com o movimento a ser analisado: a cinemática linear se encarrega do estudo de movimentos em “linha reta”, ou seja, quando todos os pontos de um corpo se movem pela mesma distância durante o mesmo período de tempo; a cinemática angular é responsável pela análise de movimentos onde todas as partes do corpo se movem pelo mesmo ângulo, mas não realizam o mesmo deslocamento linear (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Na marcha, através da cinemática linear é possível obter a cadência, o comprimento do passo, da passada, velocidade de deslocamento e largura do passo. A cadência é o número de passos em um intervalo de tempo (passos/min.). O comprimento do passo é a distância entre os mesmos pontos de referência de cada pé durante o duplo apoio (o exemplo mais utilizado é a distância entre os calcanhares no instante do toque dos calcâneos no solo). O comprimento da passada é a distância percorrida entre dois toques sucessivos do mesmo pé (passo direito + passo esquerdo). A velocidade da marcha é a velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos (estágio rítmico). A largura do passo é a distância entre o toque dos calcanhares bilateralmente (ISHIDA, 1997; SUTHERLAND et al., 1998).



Utilizando-se da cinemática linear, ainda é possível identificar a duração das fases do ciclo da marcha e suas subdivisões (variáveis temporais): tempo de duplo apoio; tempo de apoio simples; tempo de balanço; tempo de passo; tempo total do ciclo (passada) (RUBERT, 2005).

A partir da cinemática angular, é possível obter ângulos de rotação de cada articulação nos três planos: sagital (flexão/extensão), frontal (abdução/adução) e transversal (rotações interna e externa), durante a execução da marcha (ISHIDA, 1997).

Técnicas de cinemetria têm sido as mais utilizadas para a obtenção de dados cinemáticos do movimento humano (DAVID, 2000). Segundo Amadio (1996), a cinemetria é um conjunto de métodos que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento, ou seja, a partir da aquisição de imagens durante a execução do movimento, realiza-se o cálculo das variáveis dependentes dos dados observados nas imagens, como posição, orientação, velocidade e aceleração do corpo ou de seus segmentos (Figura 2).

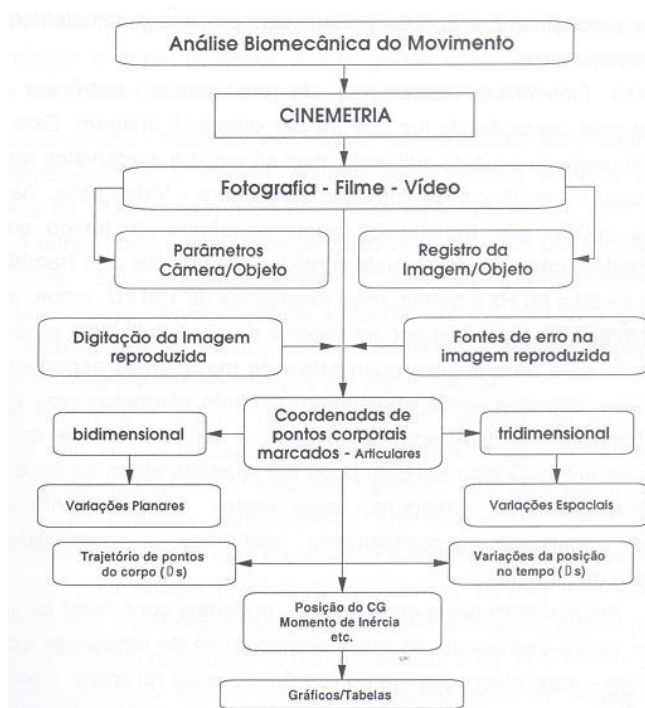


Figura 2 – Fluxograma das etapas em processamento na cinemetria (Fonte: AMADIO, 1996)

Para o registro das imagens a serem analisadas, há a necessidade de escolher a técnica mais apropriada, e um dos fatores mais importantes a ser decidido é a quantidade de câmeras a serem utilizadas. Para movimentos simples,

onde é explorado apenas um plano (sagital/frontal/transversal), geralmente é utilizada apenas uma câmera (2D). Já para movimentos mais complexos, que ocorrem em diversos planos, como a marcha, é necessária a utilização de pelo menos duas câmeras (AMADIO, 1996).

Na determinação de variáveis cinemáticas a partir das imagens originadas de duas ou mais câmeras, é necessário sincronismo na aquisição das imagens e um sistema de referência para a calibração, de no mínimo seis pontos não coplanares, para possibilitar a reconstrução tridimensional da imagem (Figura 3) (AMADIO, 1996). A reconstrução tridimensional é realizada utilizando-se procedimentos matemáticos, entre estes o mais conhecido e utilizado mundialmente é o DLT (*Direct Linear Transformation*), desenvolvido por Abdel-Aziz e Karara (1971) este realiza a transformação linear direta das coordenadas do sistema de referência de calibração para as coordenadas no espaço-objeto (BAUMAN, 1995).

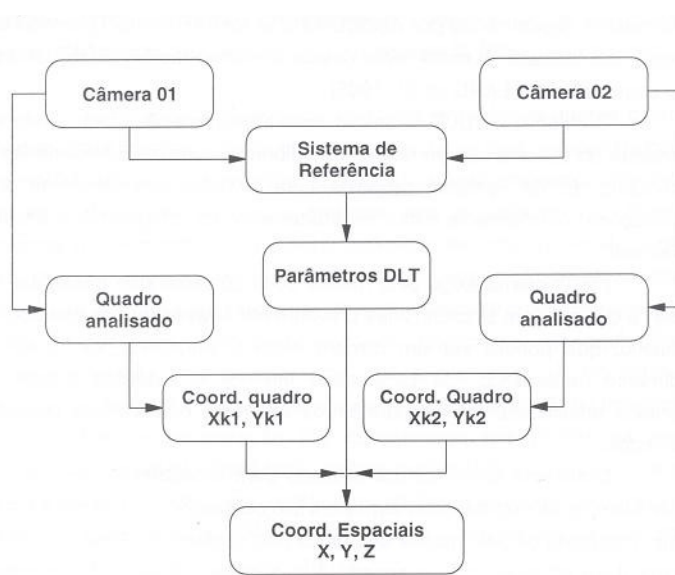


Figura 3 – Fluxograma das etapas metodológicas para reconstrução 3D de uma imagem (Fonte: AMADIO, 1996)

Existem diversos sistemas de cinemetria utilizados mundialmente para a análise da marcha humana, Davis e De Luca (1996) citam: VICON, EXPERTVISION, PEAK PERFORMANCE, SELCON e OPTOTRAK. Amadio (1996) ainda cita os sistemas PRIMAS (*Precision Image Analysis System*), ELITE (*Elaboratore di Immagini Televise*), SELSPOT (*Selective Light Spot Recognition*) e CODA-3 (*Cartesian Opto-Eletronic Dinamic Anthropometer*). Mais recentemente, Reis et al. (2005) mencionaram o sistema DMAS 5.0 da SPICATEK®.

### 2.1.1.1 Cinemática da marcha humana normal

Mesmo diante das individualidades biológicas de cada pessoa, grupos populacionais, discriminando-se idade e etnia, tendem a apresentar semelhanças que permitem a determinação de valores médios das variáveis referentes à marcha (BATTISTELLA, 1997).

Segundo Sutherland et al. (1998) e Perry (2005), um ciclo médio da marcha normal é constituído por uma fase de apoio com 62% e de balanço com 38%. Em contrapartida, Magee (2002) afirma que a fase de apoio constitui 60 a 65% do CM, e a fase de balanço 35 a 40% do CM considerado normal (Figura 4).

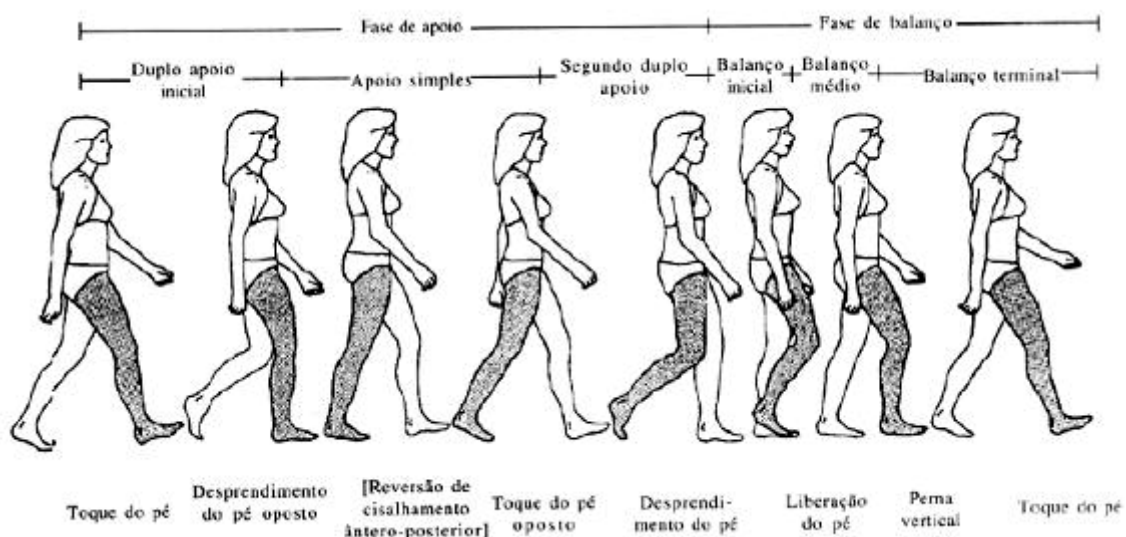


Figura 4 – Ciclo da marcha normal ilustrando os eventos e fases do andar (Fonte: SUTHERLAND et al., 1998)

Como pode ser visualizado na Tabela 2, devido aos diferentes estágios do desenvolvimento motor, Sutherland et al. (1998) discriminam características das variáveis espaço-temporais da marcha de indivíduos saudáveis em função da idade.

Durante o ciclo da marcha, o tornozelo movimenta-se através de quatro arcos de movimento, alternando entre flexão plantar (FP) e dorsiflexão (DF). Os primeiros três arcos de movimento ocorrem no período de apoio (FP – DF – FP), enquanto que durante a fase de balanço o tornozelo somente dorsiflete. A amplitude total de

movimento do tornozelo utilizada durante a marcha tem em média 30° (Figura 5) (PERRY, 2005).

Tabela 2 – Variáveis espaço-temporais de acordo com a idade em indivíduos saudáveis (Fonte: SUTHERLAND et al., 1998)

Idade (anos)	Velocidade (cm/s)	Cadência (passos/min)	SPO (% do ciclo)	TA (% do ciclo)	TB (% do ciclo)	CTC (cm)
1	64	176	17,5	67,3	33,7	43,0
1,5	71	171	17,5	67,6	33,4	49,5
2	72	156	16,7	66,8	34,2	54,9
2,5	81	156	15,5	65,7	35,3	61,8
3	86	154	15,5	65,5	35,5	66,8
3,5	99	160	14,4	64,4	36,6	74,0
4	100	152	14,2	63,7	37,3	77,9
5	108	154	13,4	63,5	37,5	84,3
6	109	146	13,4	63,6	37,4	89,3
7	114	143	12,4	62,4	38,6	96,5
20-25	153	115	9,0	60,0	41,0	158,8
30-35	145	111	11,0	61,0	39,0	156,9
40-45	159	122	11,0	61,0	39,0	155,9
50-55	155	118	10,0	60,0	40,0	157,9
60-65	147	115	11,0	61,0	39,0	153,0

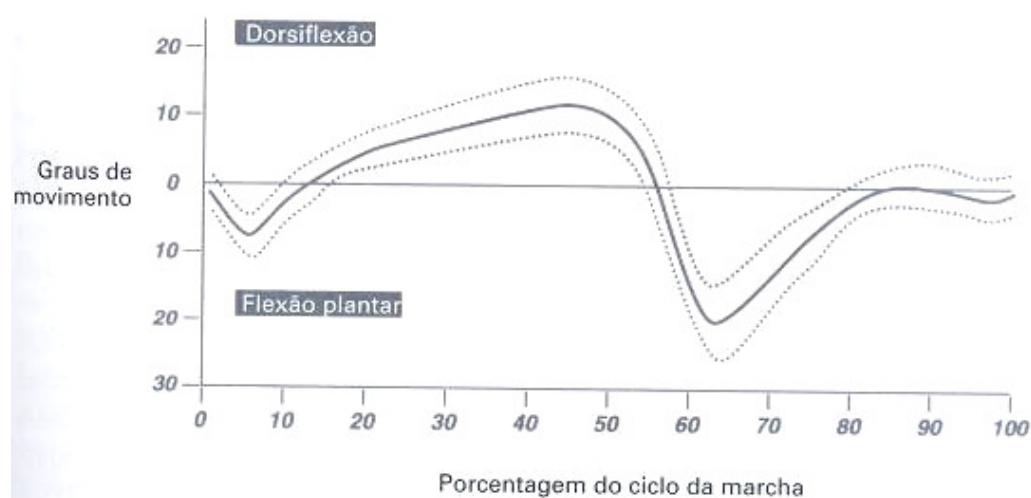


Figura 5 – Movimento do tornozelo: amplitude normal durante uma passada (linha preta=média, linha pontilhada=1 desvio-padrão) (Fonte: PERRY, 2005)

Segundo Perry (2005), da mesma maneira que ocorre com o tornozelo, a cada passada, o joelho passa por quatro arcos de movimento, com flexão e extensão ocorrendo de modo alternado. O movimento normal do joelho durante a marcha é de aproximadamente 60° (flexão/extensão) (Figura 6).

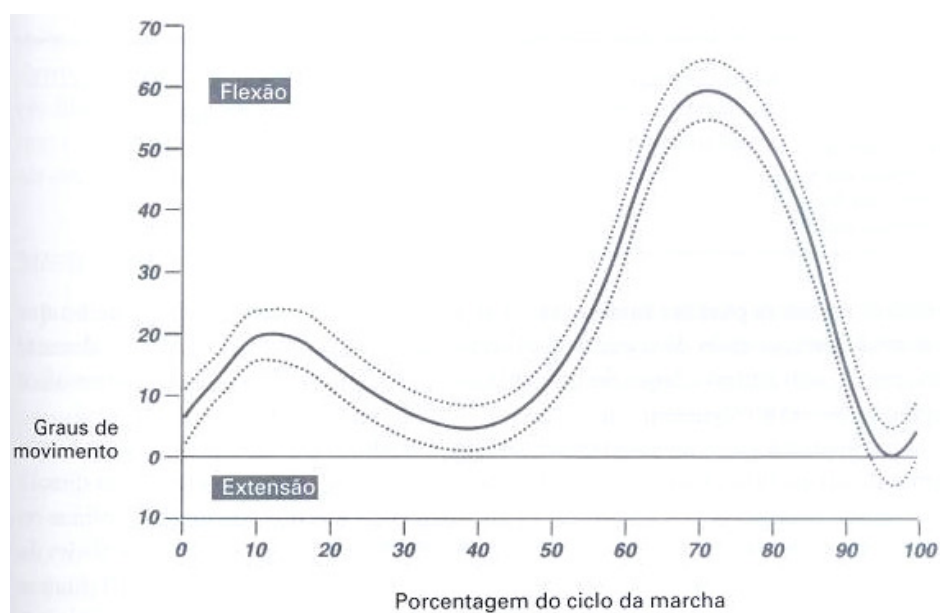


Figura 6 – Movimento do joelho, amplitude normal durante um ciclo da marcha em velocidade livre (Fonte: PERRY, 2005)

Ao contrário das outras duas articulações, o quadril desloca-se somente através de dois arcos de movimento durante uma passada normal: extensão durante o apoio e flexão no balanço. A mudança de movimento de uma direção para outra é gradual, ocupando toda uma fase de marcha para cada mudança de direção. Um arco normal de movimento do quadril tem em média 40° (Figura 7) (PERRY, 2005).

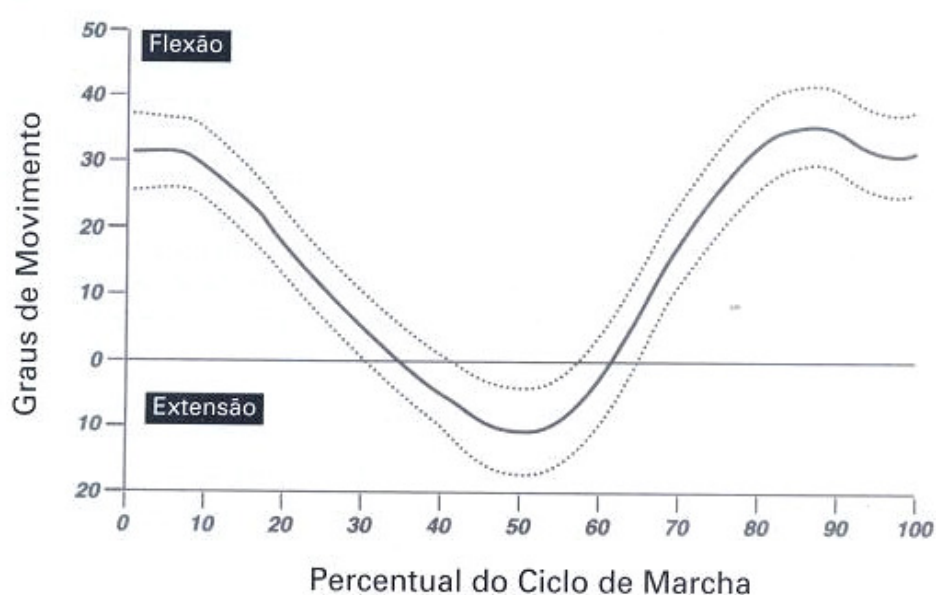


Figura 7 – Movimento do quadril, amplitude normal durante a marcha livre (Fonte : PERRY, 2005)

### 2.1.2 Marcha patológica

A marcha considerada patológica é caracterizada por padrões biomecânicos não comumente encontrados em marchas normais (SACCO, 1997).

Devido às numerosas vantagens da marcha, pessoas acometidas por patologias se esforçam para reter esta habilidade mesmo na presença de graves prejuízos. Como vários tipos de patologia alteram a mobilidade e a eficiência muscular, os pacientes compensam onde quer que seja possível e aceitam reações compensatórias de segmentos adjacentes. O padrão de marcha resultante é uma mistura de movimentos normais e anormais que diferem em importância, o gasto energético aumenta e a versatilidade funcional é comprometida (PERRY, 2005).

Há algum tempo atrás, a poliomielite e as amputações eram as causas primárias das anormalidades da marcha em pessoas jovens e saudáveis, atualmente as preocupações clínicas se ampliaram para muitas outras patologias onde destacam-se o acidente vascular cerebral, lesão medular, trauma crânio encefálico, paralisia cerebral, mielodisplasia, distrofia muscular, amputações geriátricas, doença articular degenerativa, artrite reumatóide, esclerose múltipla e padrões complexos de traumas combinados (PERRY, 2005).

Segundo Saad (1997), na marcha patológica ocorre a perda de alguns princípios relativos ao padrão normal de locomoção, e a origem do distúrbio pode estar relacionada a elementos fundamentais como a fonte do movimento, onde as estruturas responsáveis são a unidade motora e os músculos, e como exemplo pode-se citar a poliomielite, as neuropatias periféricas e as miopatias. Referente às alavancas articuladas (ossos e articulações) pode-se citar as contraturas articulares e as más-formações congênitas. A conscientização do movimento desejado, que tem como estrutura responsável o sistema sensorial, o exemplo de patologia é a ausência da propriocepção. Já no controle do movimento que possui como estrutura responsável o sistema piramidal, o sistema extra-piramidal e o sistema de coordenação, tem-se o AVC (Acidente Vascular Cerebral), a lesão medular, a paralisia cerebral, a coreoatetose, o parkinsonismo e a ataxia como exemplos.

Sendo a marcha uma atividade funcional do ser humano e objetivo final de tratamento na reabilitação da maioria das patologias ortopédicas e neurológicas, é



fundamental que se amplie o conhecimento sobre a mesma em busca de uma melhor conduta terapêutica (PERRY, 2005).

## 2.2 Doença de Parkinson

A doença de Parkinson (DP), segundo Teive e Meneses (2003) é uma síndrome extrapiramidal caracterizada pela degeneração de neurônios da zona compacta da substância negra no cérebro. As manifestações principais da doença determinam sinais exteriores de fácil percepção: acinesia, rigidez, e tremor de repouso (DEL OLMO et al., 2006).

A DP foi descrita pela primeira vez por James Parkinson, médico inglês, membro do colégio real de cirurgiões, nascido em 1755 e falecido em 1824. James Parkinson publicou muitos trabalhos científicos dentro da área médica e nas áreas de geologia, paleontologia e sociologia, além de ter sido considerado um reformador social para o seu tempo e um panfletário político radical, escrevendo sob o pseudônimo de “Old Hubert” (TEIVE; MENESES, 2003).

Em 1817, Parkinson publicou, em Londres, um ensaio intitulado *An Essay on the Shaking Palsy*, que vem a ser a primeira descrição mundial bem definida da doença que hoje leva o seu nome. O ensaio continha 66 páginas, com cinco capítulos, onde o autor definiu de forma geral a doença, apresentou seis casos ilustrativos, determinou os sintomas patognomônicos, descreveu o diagnóstico diferencial com outras enfermidades e fez considerações a respeito da etiologia e, também, do tratamento (TEIVE; MENESES, 2003).

Epidemiologicamente a DP, segundo Reis (2004), possui índice mundial de prevalência estimada entre 150 e 180 casos em cada 100.000 habitantes, afetando aproximadamente 2% da população com idade acima dos 65 anos. Morris (2000) estima que no ano de 2020 haverá aproximadamente 40 milhões de portadores da DP no mundo.

O Parkinsonismo tem causas idiopática (desconhecida) ou adquirida: infecções (pós-encefalite), trauma craniano repetitivo, isquemia cerebral (múltiplos acidentes vasculares cerebrais), drogas e toxinas (BRAGA et al., 2003).

Não existe um exame específico para diagnosticar o Mal de Parkinson, o único que poderia fazer isso seria a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET),

mas só é utilizado em pesquisas científicas e em grandes hospitais no exterior, não havendo nenhum disponível no Brasil (BRAGA et al., 2003).

A DP é uma das mais comuns doenças neurodegenerativas na população em geral (SALARIAN et al., 2004), sendo caracterizada essencialmente por sintomas motores:

- Tremor de repouso (4 – 6 Hz) – um dos sintomas mais reconhecíveis na DP, sendo mais freqüentes nas mãos e dedos dos pacientes (SEKINE et al., 2004). Borges e Ferraz (2006) afirmam que o tremor parkinsoniano é assimétrico e apresenta uma freqüência em torno de 4-9 Hz;
- Hipocinesia – se refere a redução da velocidade e amplitude do movimento (MORRIS et al., 2001);
- Rigidez muscular – trata-se do não-sincronismo entre a ação de músculos agonistas e antagonistas responsáveis por um movimento, ou seja, a musculatura antagonista dificulta a ação da agonista devido à falta de coordenação (REIS, 2004);
- Bradicinesia – é a lentidão para movimentar-se, determinada pela impossibilidade de comandar a ação muscular que produz o movimento (REIS, 2004);
- Distúrbios posturais – quando a rigidez muscular afeta o tronco, causa alterações que resultam em posturas anormais (ex. encurvamento e projeção do corpo para frente) (REIS, 2004);
- Acinesia: dificuldade de iniciar os movimentos (ZONTA; KUMAGAI, 2003).

Segundo Carlson (2002), o tratamento padrão para a DP é feito com L-DOPA (L-3,4-diidroxifenilalanina), mais conhecida como Levodopa, um precursor da Dopamina (DA), neurotransmissor que tem sido relacionado com várias funções importantes incluindo o movimento, a atenção e a aprendizagem. Gevaerd (2001) afirma que a Levodopa é o fármaco mais eficaz no controle dos sintomas da DP, no entanto não impede nem atenua a progressão da doença.

Ao contrário da Dopamina, a Levodopa consegue ultrapassar a barreira hematoencefálica sendo captada por neurônios dopaminérgicos e transformada em dopamina, a atenuação dos sintomas da DP ocorre segundo Carlson (2002) devido a uma maior liberação de Dopamina pelos neurônios dopaminérgicos remanescentes. Porém em um estudo utilizando a Levodopa para o tratamento da



DP em humanos (FAHN et al., 2004), utilizando técnicas de neuroimagem, foram encontrados indícios da aceleração na perda de neurônios dopaminérgicos, que ocasionam a diminuição da produção da dopamina nigroestriatal.

Com base nestas informações, surgem estudos (SCORZA et al., 2001) sugerindo a adoção de medicamentos apenas em portadores da DP que se encontram nos estágios mais avançados da doença, ressaltando a importância de uma alimentação equilibrada e da prática de exercícios físicos com atividades orientadas para minimizar a perda de controle motor pelo portador da DP.

### 2.2.1 Exercício físico na doença de Parkinson

Poucos estudos fazem uma relação direta entre o exercício físico (EF) e a DP, contudo observa-se uma tendência em acreditar que o EF é capaz de amenizar os efeitos da pouca prática de atividades físicas assim como alguns sintomas da doença (hipocinesia, bradicinesia, distúrbios da marcha, degeneração neuronal) (RUBERT et al., 2007).

No início do quadro de Parkinson a atividade física pode funcionar reduzindo a degeneração de neurônios dopaminérgicos e o desenvolvimento dos sintomas da DP nos pacientes. Logo no início do desenvolvimento da doença, pacientes podem aprender a realizar estratégias de comportamento alternativas que irão conduzir para menor comprometimento do sistema motor, mudança essa que é freqüentemente observada em modelos animais, que ao serem forçados a utilizar o membro com características iniciais da doença, apresentaram evolução mais lenta dos sintomas (SMITH; ZIGMOND, 2003).

Pohl et al. (2003) afirmam que técnicas recentes de reabilitação de problemas neurológicos incluem exercícios aeróbios e *circuit training* no tratamento dessas pessoas. A prática de atividades físicas tem ocasionado alguns benefícios motores para indivíduos com DP, embora sejam percebidos mais lentamente que em indivíduos saudáveis.

Em um estudo com 15 portadores da DP, objetivando averiguar os efeitos de um treinamento com sobrecarga no equilíbrio e na resistência muscular, Hirsch et al. (2003) encontram efeitos positivos, destacando aumento da latência antes da queda em 15% e redução da incidência de quedas em 20%, efeitos esses que

permaneceram inalterados por ao menos 4 semanas após o término do treinamento. O treinamento ainda melhorou a capacidade de manter o equilíbrio durante condições de instabilidade, e a resistência muscular dos ísquios tibiais, quadríceps e gastrocnêmio aumentou, sendo este último o que mais apresentou melhoras, esses músculos se mantiveram mais vigorosos que no início do treinamento. Os autores ainda destacam que esses ganhos são importantes para conservar a capacidade funcional e prevenir lesões por quedas.

Canning et al. (1997), em um estudo com indivíduos portadores da DP classificados como moderadamente ativos (n=13) e sedentários (n=3), observaram que os sedentários apresentavam níveis de  $VO_2$  máximo menores que indivíduos saudáveis da mesma faixa etária, enquanto que os moderadamente ativos alcançaram níveis de  $VO_2$  acima dos valores esperados como normal para pessoas com DP, mesmo assim, continuavam apresentando a típica marcha parkinsoniana (comprimento de passo reduzido e cadência elevada). Estes resultados, segundo os autores, sugerem que aqueles indivíduos com a DP leve a moderada podem manter sua capacidade cardiovascular normal se desempenharem exercícios aeróbicos regularmente, o que se torna importante para a manutenção da qualidade de vida (QV) destes indivíduos.

Exercícios modificam o funcionamento do cérebro, mas os mecanismos responsáveis por isso ainda são desconhecidos, estudos sugerem que essa modificação ocorre porque o EF intenso aumenta de 7 a 18% a quantidade de íons cálcio ( $Ca^{2+}$ ) disponibilizados para o cérebro, sendo que essa oferta de  $Ca^{2+}$  estimula a síntese de dopamina (SUTOO; AKIYAMA, 2003). Diante do fato que a perda dopaminérgica no striatum é um dos principais sintomas da DP, Sutoo e Akiyama (2003) reforçam a possibilidade de modulação da dopamina por meio do EF ao identificarem que os níveis de dopamina no neostriatum e núcleo caudado, em ratos submetidos à EF intenso por 120 minutos, mostraram-se respectivamente 31% e 28% mais elevados que no grupo controle. Estes mesmos autores ainda observaram melhora significativa na memória recente, diminuição de náuseas e menor incontinência urinária e retenção de líquidos nos parkinsonianos participantes de um programa de EF regular.

Smith e Zigmond (2003) observaram que o EF intenso provoca um pequeno, no entanto significativo aumento do Fator Neurotrófico Derivado de Linhagem de Célula Glial (GDNF) no *striatum*, hormônio esse que tem sido especulado como

“fator de sobrevivência”, ou seja, tem papel protetor contra substâncias danosas aos neurônios dopaminérgicos. Na presença dele os neurônios dopaminérgicos aumentam de tamanho e apresentam processos mais longos formando uma rede mais densa de dendritos e axônios que células não expostas ao fator.

O treinamento e a reabilitação com o uso de sobrecarga podem estimular uma plasticidade no cérebro e na medula espinhal e até mesmo a neurogênese, melhorando os resultados do comportamento, assim como, o treinamento sensório motor intenso parece funcionar de maneira “neuroprotetora” durante o processo de degeneração lenta dos neurônios da SNc (HIRSCH et al., 2003). Smith e Zigmond (2003) complementam afirmando que as evidências sugerem que reparos a danos no cérebro podem ser promovidos através de uma variedade de experiências incluindo a atividade motora.

Pessoas com DP deveriam ser encorajadas a manterem-se ativas, principalmente para a prática de atividades aeróbicas buscando assegurar a capacidade de realizar tarefas diárias (CANNING et al., 1997). Estes mesmos autores observam que os indivíduos com DP decrescem seu nível de atividade física (AF) significativamente mais rápido do que pessoas não doentes da mesma idade, provavelmente em virtude dos problemas motores como a acinesia e as dificuldades na marcha e outros, no entanto, os que se mantêm fisicamente ativos permanecem por mais tempo independentes.

De maneira geral pode-se dizer que o EF não cura o portador da DP, mas evita o agravamento de uma série de sintomas que dificultam a sua vida, como: diminuição do torque articular, através da redução do tônus e da resistência muscular; redução da incapacidade em realizar algumas tarefas devido à rigidez muscular e a acinesia, podendo melhorar a coordenação motora afetada pelo tremor parkinsoniano; recuperação muscular; amenizar disfunções na marcha e no equilíbrio; aliviar os efeitos da bradicinesia; manter a independência funcional do indivíduo e reintegrá-lo a sociedade.

### 2.2.2 Marcha na doença de Parkinson

A biomecânica e o controle motor da marcha em portadores da DP é um tópico de grande interesse para pesquisadores e médicos, devido ao

envelhecimento acelerado da população mundial. Portadores da DP são capazes de caminhar em linha reta sem problemas, contudo apresentam dificuldade considerável para caminhar e girar, realizarem tarefas motoras ou cognitivas simultâneas, cruzarem obstáculos e caminharem em ambientes complexos (BOND; MORRIS, 2000; CAMICIOLOI et al., 1998; MORRIS et al., 1996). Este fato deve-se à disfunção nos gânglios basais que ocorre na DP, e o comprometimento do seu papel no controle motor de movimentos voluntários especializados (MARSDEN; PARKES, 1976). Quando acontece o desequilíbrio de neurotransmissores como a levodopa, ácido gama-aminobutírico (GABA) e acetilcolina nos gânglios basais, os parkinsonianos encontram dificuldade em executar tarefas motoras sequenciais (BENECKE et al., 1987) e complexas (BERARDELLI et al., 1986), e os movimentos se tornam excessivamente lentos e reduzidos. Distúrbios de equilíbrio também são comuns nos estágios mais avançados da doença (BLOEM et al., 1996), podendo comprometer a independência e a segurança no caminhar.

Há um número considerável de estudos na literatura analisando e descrevendo a marcha de portadores da DP e suas anormalidades (AHMAD et al., 2007; ARIAS; CUDEIRO, 2008; AURIEL et al., 2006; AZULAY et al., 1999; BAKER et al., 2007; BEHRMAN et al., 1998; BLIN et al., 1990, 1991; BLOEM et al., 1997; BOWES et al., 1990; CANNING et al., 2005, 2006; CUBO et al., 2004; DEFEBVRE et al., 1996; DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; EBERSBACH et al., 1999; ETO et al., 2004; ENZENSBERGER; FISHER, 1996; ENZENSBERGER et al., 1997; FERRARIN et al., 2002; 2004; 2005; 2008; FERREIRA, 2005; FREEDLAND et al., 2002; FRENKEL-TOLEDO et al., 2005; GRASSO et al., 1999; HAUSDORFF et al., 2003; 2007; HOWE et al., 2000; 2003; KNUTSSON, 1972; KRYSTKOWIAK et al., 2003; LEHMAN et al., 2005; LEWIS et al., 2000; LIU et al., 2005; LUBIK et al., 2006; MCINTOSH et al., 1997; MITOMA et al., 2000; MIYAI et al., 2002; MORRIS et al., 1994a; 1994b; 1996a; 1996b; 1999; O'SHEA et al., 2002; O'SULLIVAN et al., 1998; POHL et al., 2003; REIS (2006); ROCHESTER et al., 2007; SCANDALIS et al., 2001; SEKINE et al., 2004; SHAN et al., 2001; SIDAWAY et al., 2006; SIEGEL; METMAN, 2000; SOFUWA et al., 2005; SOMASUNDARAM; VAIDYA, 2008; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; THAUT et al., 1996; URQUHART et al., 1999; VAN WEGEN et al., 2006; VIEREGGE et al., 1997; WILLEMS et al., 2006; YOGEV et al., 2005; ZIJLSTRA et al., 1998), no entanto cada

um apresenta metodologias e resultados diferenciados em função de seus objetivos e métodos utilizados, conforme pode ser observado na Tabela 3.

#### 2.2.2.1 Marcha em linha reta na doença de Parkinson

Apesar da DP afetar o controle de habilidades motoras complexas, a maioria dos estudos a respeito da marcha na DP tem investigado variáveis espaço-temporais, cinemáticas e cinéticas da marcha em linha reta. Muitos desses estudos têm sido realizados em laboratórios de marcha ou em hospitais. Eles podem ser agrupados em: (a) aqueles que têm avaliado as características da marcha na fase OFF da medicação, quando a medicação foi suspensa ou está em níveis muito baixos; (b) aqueles que avaliaram a marcha na fase ON da medicação e em pico de dose, quando a medicação é mais efetiva; (c) estudos avaliando os efeitos de neurocirurgias. Os estudos ainda podem ser divididos em análises da marcha com e sem o uso de estímulos externos.

Estímulos externos podem ser visuais, sonoros ou somatossensórios que auxiliam os portadores da DP a superarem as falhas dos gânglios basais (MORRIS, 2000). A estimulação visual é a mais utilizada para combater a hipocinesia, através da fixação de faixas brancas no solo para induzir o paciente a realizar passos com comprimento adequado para sua idade, massa corporal e sexo (MORRIS et al., 1996). Estímulos instrucionais (verbais) são processos cognitivos usados para compensar os transtornos do movimento, como pensar, visualizar ou ensaiar passos longos (MORRIS et al., 1996). Pode-se hipotetizar que os estímulos externos e instrucionais permitem que o córtex pré-motor (CPM) e a área motora suplementar (AMS) compensem melhor os defeitos dos mecanismos de controle motor dos gânglios basais, enquanto permitem que a pessoa se mova mais facilmente. Estudos a respeito do fluxo sanguíneo cerebral mostram que a atividade no CPM e na AMS é elevada nos portadores da DP quando realizam tarefas motoras sequenciais, e é aumentada quando estímulos externos são introduzidos (JUEPTNER; WEILLER, 1998).

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Ahmad et al. (2007)	Analisar os efeitos imediatos de estímulos visuais na marcha de portadores da DP após estimulação cerebral profunda <sup>1</sup> .	Cronômetro, registro visual de passos	v, CAD, CP, CTC, LP	Os estímulos visuais ampliaram os valores de v, CAD, CP e CTC, no entanto não alteraram a LP dos portadores da DP.
Arias e Cudeiro (2008)	Analisar os efeitos de estímulos sensoriais na marcha de portadores da DP.	Palmilhas sensorizadas, sensores infravermelhos, cinemetria 2D	CAD, CP*, v*, CV-TTC, CV-CP	Estímulos sonoros (CAD normal) proporcionaram decréscimo da CAD em portadores da DP em estágios 3 e 4 (H&Y), e aumento do CP nos portadores da DP e controles. Estímulos visuais na mesma frequência não modificaram a marcha. Estímulos com frequências iguais ou acima da preferida foram mais efetivos para corrigir as anormalidades na marcha dos portadores da DP. A estimulação visual reduziu os valores de CAD para os portadores da DP nos estágios 3 e 4.
Auriel et al. (2006)	Verificar os efeitos da medicação (methylphenidate) nas funções cognitivas e na marcha de portadores da DP	Palmilhas sensorizadas	v*, TTC*, CV-CTC	Melhoria significativa na velocidade da marcha e na variabilidade da passada.
Azulay et al. (1999)	Verificar o efeito da introdução de linhas paralelas (perpendiculares à linha de progressão da marcha) na superfície onde é realizada a marcha.	Cinemetria 3D	TA**, TB**, TAD**, CP*, v*, CAD*, TTC*, CTC*, LP*	Melhoria significativa da velocidade da marcha e no comprimento da passada.
Baker et al. (2007)	Comparar o efeito de estímulos sonoros, verbais e combinados na marcha de portadores da DP durante tarefa simples e dupla.	“Tapete” sensorizado	v*, CP*, CAD	Foram observados aumentos significativos tanto em v quanto em CP ao comparar a marcha sem estimulação com as situações com estímulos verbais e combinados nos portadores da DP enquanto submetidos a tarefas simples e duplas. A CAD foi reduzida significativamente com a estimulação verbal em tarefas simples e duplas, e com estímulos combinados em dupla tarefa.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

<sup>1</sup> Estimulação cerebral profunda é uma técnica usada em neurocirurgia funcional que consiste em submeter uma determinada estrutura do cérebro a estímulos elétricos contínuos disponibilizados a partir de eletrodos implantados e conectados a um estimulador (interno), normalmente programável quanto à amplitude, largura e frequência dos pulsos (BENABID, 2003).

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Behrman et al. (1998)	Verificar o comportamento de variáveis da marcha de portadores da DP durante as seguintes atividades: andar naturalmente; caminhar balançando os braços deliberadamente; caminhar com passos grandes; andar em jejum; e caminhar enquanto contando em voz alta.	Cinemetria 2D	CP-D*, CP-E*, v*, AAO, AAC, CAD*	Com a realização das atividades foram observadas melhorias imediatas de todas as variáveis da marcha.
Bloem et al. (1997)	Verificar a influência da medicação (levodopa) no tempo necessário para se levantar de uma cadeira, na postura estática e na marcha de cinco portadores da DP.	Cinemetria 3D	V*, CTC*, TTC*, CV-CTC, CV-TTC, TB*, TA*	Não foram verificadas alterações significativas na marcha.
Bowes et al. (1990)	Investigar a eficácia da intervenção medicamentosa (levodopa/carbidopa) em portadores da DP que não manifestavam flutuações em relação à medicação.	<i>Gait Assessment Trolley</i>	CTC, TAD	A média de incremento no CTC (7%) e de redução no TAD (20%) com o uso da medicação foi pequena mas significativa. Não houve efeito placebo significativo tanto no CTC (p=0,69) quanto no TAD (p=0,08). O efeito da variabilidade intrínseca da pressão arterial na marcha pode confundir a interpretação de um efeito de tratamento no CTC e principalmente no TAD.
Ganning et al. (2005)	Investigar o efeito do direcionamento da atenção para a realização de duplas tarefas durante a marcha em portadores da DP.	Cinemetria	v*, CTC*, CAD	O direcionamento da atenção causou aumento da velocidade e do comprimento da passada, demonstrando que o direcionamento da atenção causa melhoras significativas no padrão da marcha de parkinsonianos.
Ganning et al. (2006)	Determinar se as anormalidades nas variáveis espaço-temporais observadas quando portadores da DP caminham curtas distâncias também ocorrem quando caminham longas distâncias.	Cinemetria	v*, CTC*, CAD	Os portadores da DP foram capazes de caminhar curtas distâncias em velocidade equivalente aos sujeitos saudáveis. Com o passar do tempo, estes tendem a perder a capacidade de caminhar devido à redução gradativa da velocidade de deslocamento.
Cubo et al. (2004)	Analisar a eficácia de estímulos sonoros (metrônomo) na velocidade da marcha e no <i>freezing</i> em portadores da DP	Cronômetro, registro visual de passos	v, TTC	Redução da v e aumento do TTC. O uso do metrônomo durante os períodos de <i>freezing</i> não se mostrou benéfico.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas



Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Defebvre et al. (1996)	Analisar a influência da excitação ventral intermediária dos núcleos talâmicos na marcha de portadores da DP.	Cinemetria 3D	CAD, v, TTC, TP, TAS, TAD, CP, CTC	Não foi verificada diferença entre as situações com e sem estimulação.
Del Olmo e Cudeiro (2005)	Verificar o efeito de sinais sonoros rítmicos nas variáveis espaço-temporais da marcha de portadores da DP treinados e não treinados (programa de atividade física com ritmos sonoros).	Palminhas sensorizadas	v*, CAD*, CV-CP*	Houve melhora significativa com os treinos ritmados, havendo redução da variabilidade dos dados.
Del Olmo et al. (2006)	Verificar o efeito de sinais sonoros rítmicos nas variáveis da marcha de portadores da DP treinados e não treinados (programa de atividade física com ritmos sonoros).	Palminhas sensorizadas	v*, CAD*, CV-CP*,	Houve melhora significativa com os treinos ritmados, havendo redução da variabilidade dos dados.
Ebersbach et al. (1999)	Comparar o padrão de marcha de portadores da DP com indivíduos saudáveis, portadores de ataxia cerebelar e arteriosclerose subcortical.	Palminhas sensorizadas	v*, CTC*, CAD*, CV-CP, CV-CTC	Os portadores das afecções mostraram v e CP inferiores ao grupo controle. Com o aumento da velocidade da marcha os portados da DP apresentaram CTC similar ao grupo controle.
Eto et al. (2004)	Verificar o efeito do tamanho do salto do calçado na marcha de portadores da DP.	“Tapetes” de pressão plantar	v*, CP*, CTC*, TTC*, TP*, TA**, TB*, TB**, TAD*	Com a elevação dos saltos dos calçados dos portadores da DP, estes parecem melhorar os parâmetros da marcha.
Enzensberger e Fisher (1996)	Verificar os efeitos de diferentes tipos de estímulos rítmicos (metrônomo, músicas e estímulos táteis) na marcha de portadores da DP.	Cronômetro, registro visual de passos	TP*, CP*, CAD	A estimulação sonora (metrônomo) reduziu o tempo e o número de passos necessários para completar um percurso (40m), além de eliminar os episódios de bloqueios motores ( <i>freezing</i> ). Ritmos musicais foram menos efetivos e os estímulos táteis apresentaram efeitos negativos.
Enzensberger et al. (1997)	Verificar os efeitos de diferentes tipos de estímulos rítmicos (metrônomo, músicas e estímulos táteis) na marcha de portadores da DP e da síndrome Parkinson-plus.	Cronômetro, registro visual de passos	TP*, CP*, CAD	A estimulação sonora (metrônomo) reduziu o tempo e o número de passos necessários para completar um percurso (40m), além de eliminar os episódios de bloqueios motores ( <i>freezing</i> ). Ritmos musicais foram menos efetivos e os estímulos táteis apresentaram efeitos negativos. Os resultados foram similares em ambos os grupos analisados, tanto dentro quanto fora do hospital.
Ferrarin et al. (2002)	Verificar os efeitos da estimulação subtalâmica na marcha de portadores da DP.	Cinemetria 3D e plataformas de força	v**, CTC**, CAD*, TA**, AJ, AT, AQ, AAT, AAQ, AAJ	A estimulação subtalâmica provocou melhoria na maioria das variáveis da marcha dos portadores da DP.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas



Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Ferrarin et al. (2004)	Apresentar e testar um dispositivo (óculos) que fornece estímulos visuais para regulação da marcha de portadores da DP.	Cinemetria 2D	v*, CP*, CAD	Estímulos visuais contínuos produziram aumento da velocidade da marcha. Estímulos visuais sincronizados com a fase de balanço da marcha, associados com estímulos verbais, proporcionaram ampliação significativa do CP.
Ferrarin et al. (2005)	Verificar os efeitos da estimulação subtalâmica bilateral na cinética e cinemática da marcha de portadores da DP.	Cinemetria 3D e plataformas de força	v**, CTC**, CAD*, TA**, AJ, AT, AQ, AAT, AAQ, AAJ	A associação da estimulação e da medicação provocou melhora nas variáveis v, CAD, AJ e AT.
Ferrarin et al. (2008)	Analisar o efeito de estímulos visuais unilaterais sincronizados com a fase de balanço contralateral e bilaterais contínuos na marcha de portadores da DP.	Cinemetria 2D	CAD, CTC**, v**	Portadores da DP em estágios iniciais da doença (H&Y≤2) responderam melhor aos estímulos bilaterais contínuos (aumento de CAD e v), enquanto que aqueles classificados em estágios mais avançados da DP (H&Y>2) apresentaram melhores resultados com os estímulos unilaterais sincronizados com a fase de balanço contralateral da marcha (aumento do CTC e redução de CAD).
Ferreira (2005)	Verificar os efeitos uma atividade verbal para modulação do movimento sob o comportamento motor relacionado à marcha de um indivíduo com DP	Cinemetria 3D	AQ, AJ, AT, AC, CP-E*, CP-D*, CTC, TAD-D*, TAD-E*, TAS-D*, TAS-E*, TP-D*, TP-E*, TTC*	Houve maior controle e estabilidade na realização da marcha, indicada pela significativa diminuição do TAD-D e TAD-E; melhora na AJ-E, AC-E. A aplicação da atividade de memória de trabalho com interferência influenciou no controle motor da marcha do sujeito.
Freedland et al. (2002)	Analisar o <i>Functional Ambulation Performance Score</i> (FAP) em portadores da DP utilizando estímulos sonoros (metrônomo).	“Tapete” sensorizado	TTC, TAD*, CP*, FAP	Redução do TTC. Redução no TAD. Aumento no CP. Aumento da CAD. Para todos os resultados foi verificada retenção imediata (após retirada dos estímulos).
Frenkel-Toledo et al. (2005)	Analisar a relação entre a velocidade e a variabilidade da marcha de portadores da DP.	Palmitas sensorizadas.	v*, CTC*, TTC, TB**, CV-TTC, CV-TB	Os portadores da DP apresentaram maior variabilidade de TTC e TB que o grupo controle. Em ambos os grupos observaram-se relações inversamente proporcionais entre a velocidade da marcha e a variabilidade do TTC. Ao contrário, a variabilidade de TB não se alterou com a variação da velocidade da marcha.
Grasso et al. (1999)	Analisar a coordenação da marcha em portadores da DP.	Cinemetria 3D	AT, AP, AC, APER, APE, relação entre APE, APER e AC	Os gânglios basais podem prover bases espaço-temporais para o controle da postura e do movimento. Caminhos páldo-talâmicos ou páldo-mesencefálicos podem influenciar na coordenação temporal intersegmentar durante a marcha.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Hausdorff et al. (1998)	Analisar a variabilidade da passada da marcha de portadores da DP e da doença de Huntington (DH).	Palmitas sensorizadas	TTC*, TB*, TB**, TAD*, TAD**, TP*, v*, CV-TTC, CV-TB*, CV-TB**, CV-TAD*, CV-TAD**, CV-TP*	Nos indivíduos com DP e DH a variabilidade das variáveis mensuradas foram duas e três vezes maiores que nos controles, respectivamente. Constatou-se correlação entre a variabilidade e a severidade das doenças. A v dos portadores da DP apresentou-se reduzida enquanto que o TTC e muitas de suas subdivisões foram similares nos portadores da DP, DH e controles.
Hausdorff et al. (2003)	Comparar a marcha de portadores da DP com e sem bloqueios motores ( <i>freezing</i> ).	Palmitas sensorizadas	TTC	Apesar da média de TTC ser similar nos indivíduos com e sem <i>freezing</i> , a variabilidade de TTC foi significativamente maior nos sujeitos com <i>freezing</i> tanto na fase ON como na OFF da medicação.
Hausdorff et al. (2007)	Verificar se estímulos sonoros são capazes de reduzir a variabilidade dos passos de portadores da DP.	Palmitas sensorizadas	TTC, v*, CTC*, TB**, CV-TTC, CV-TB	Durante a marcha sem estímulos os portadores da DP apresentaram maior variabilidade que o grupo controle. Estímulos sonoros com frequência igual à CAD normal dos sujeitos geraram aumento da v, CTC e TB, mas não alterou a variabilidade. Com estímulos sonoros a 110% da CAD normal, também foram observadas reduções da variabilidade da marcha, persistindo o efeito por pelo menos 15 minutos.
Howe et al. (2000)	Investigar a influência de estímulos sonoros em variáveis espaciais e temporais da marcha de portadores da DP.	“Tapete” sensorizado	v, CAD, CTC	CAD e v aumentaram conforme foi aumentada a frequência dos estímulos sonoros, e reduziram quando a frequência dos estímulos sonoros foi reduzida. O CTC permaneceu estável diante da manipulação da frequência dos estímulos sonoros.
Howe et al. (2003)	Investigar se ajustes na frequência de estímulos sonoros induzem modulações correspondentes em variáveis espaciais e temporais da marcha de portadores da DP em estágios iniciais da doença.	“Tapete” sensorizado	v*, CAD, CTC*	CAD e v aumentaram significativamente em relação à linha de base nas frequências de estímulos sonoros de 115 e 107,5% da CAD normal de cada sujeito, enquanto que decresceram na frequência de 85%. O CTC não foi afetado pela variação da frequência dos estímulos.
Krystkowiak et al. (2003)	Avaliar a influência da estimulação subtalâmica bilateral na marcha de portadores da DP e comparar com os efeitos do tratamento medicamentoso a base de levodopa.	Cinemetria 3D	CAD, v*, TTC*, TP*, TAS*, TAD*, CTC*, CP*	A estimulação sub-talâmica bilateral reduziu as alterações na marcha, mas os resultados não são equivalentes ao tratamento medicamentoso, no entanto na estimulação os resultados se estendem a longo prazo.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Lehman et al. (2005)	Analisar o efeito imediato e a retenção de um programa de intervenção baseado em estímulos verbais na marcha de portadores da DP.	“Tapete” sensorizado	CP*, v*, CAD	Aumento significativo de CP e v, e redução de CAD. No grupo submetido à intervenção o CP mostrou-se maior que no grupo controle. Foi observada retenção dos efeitos da intervenção por pelo menos 4 semanas.
Lewis et al. (2000)	Verificar os efeitos de estímulos visuais (laser projetado no solo) nos mecanismos de regulação do comprimento da passada em parkinsonianos.	Cinemetria 3D, plataformas de força, eletromiografia.	v*, CAD*, CTC*, CV-v, CV-CAD, CV-CTC, AJ, AQ, AT	Com a introdução das informações visuais, as variáveis da marcha dos parkinsonianos se aproximaram do grupo controle (saudáveis).
Liu et al. (2005)	Avaliar o efeito da estimulação subtalâmica na marcha, no controle postural e na inicialização da marcha em portadores da DP com e sem medicação.	Cinemetria 3D e plataformas de força.	v*, CAD	A estimulação subtalâmica aumentou a velocidade da marcha dos parkinsonianos, no entanto não alterou a cadência. Os medicamentos proporcionaram benefícios muito discretos além da estimulação.
Lubik et al. (2006)	Verificar os efeitos da estimulação cerebral profunda e da administração de medicamentos a base de levodopa na marcha de portadores da DP.	Palminhas sensorizadas	CAD*, CP*, TAS*, TAD*, TA*, TP*	Tanto a estimulação cerebral quanto a administração da medicação causaram melhorias na marcha dos parkinsonianos, no entanto a medicação apresentou resultados superiores, principalmente para v e CP.
McIntosh et al. (1997)	Analisar os efeitos de estímulos sonoros na velocidade, cadência, comprimento total do ciclo e simetria da marcha de portadores da DP.	Palminhas sensorizadas.	v*, CAD, CTC*, simetria	Estímulos sonoros (110% da CAD na linha de base) aumentaram significativamente CAD, v e CTC tanto nos portadores da DP quanto no grupo controle. Foi constatada retenção imediata dos efeitos dos estímulos sonoros, com decréscimos variando entre 1 e 5% dos resultados observados.
Mitoma et al. (2000)	Comparar a marcha parkinsoniana com a marcha atáxica.	Eletrogoniometria, plataformas de força e eletromiografia.	AJ, AT, AQ, LP*, CP*, v, TAD, TAS	Foram verificadas diferenças entre as duas enfermidades, destacando particularidades específicas das fases de cada doença.
Miyai et al. (2002)	Analisar os efeitos a longo prazo do treinamento da marcha em esteira com suporte parcial da massa corporal (TMESMC) e da fisioterapia convencional em portadores da DP.	Cronômetro, registro visual de passos	v*, CAD, CP*	O grupo submetido ao TMESMC, ao contrário do grupo submetido à fisioterapia, apresentou aumento significativo de v e CAD, sendo que a retenção dos efeitos em v foi de pelo menos um mês e em CAD foi de pelo menos 4 meses.
Morris et al. (1994a)	Verificar se os portadores da DP ainda são capazes de modular a cadência da marcha.	Palminhas sensorizadas	v*, CAD, CTC*	Os portadores da DP foram capazes de caminhar com v e CP ampliados mantendo a CAD, demonstrando que a capacidade de controlar a CAD permanece presente nos parkinsonianos.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Morris et al. (1994b)	Identificar deficiências na marcha de parkinsonianos comparando-os com controles saudáveis.	Palmitas sensorizadas	v*, CAD, CTC*	Os portadores da DP apresentaram marcha hipocinética, no entanto ainda eram capazes de modular a v ajustando a CAD ou o CTC (em menos proporção). Com v controlada os parkinsonianos apresentaram CTC menor e CAD maior que os controles. CTC não foi ampliado fixando a CAD proporcional a dos controles. Por outro lado, a CAD foi modulada tanto com estímulos externos quanto com a fixação do CTC (proporcional ao dos controles).
Morris et al. (1996a)	Analisar os efeitos de estímulos visuais no CTC de portadores da DP.	Palmitas sensorizadas	v*, CTC*, CAD, TAD	Estímulos visuais e estratégias atencionais podem manter a marcha normal por até 2 horas. Duplas tarefas reduziram o CTC. A habilidade de gerar um padrão de passos normais não é perdido na DP, sendo que a marcha hipocinética reflete a dificuldade de ativação do sistema de controle motor.
Morris et al. (1996b)	O objetivo dos quatro experimentos realizados foi de investigar a estabilidade do padrão de marcha em portadores da DP ao longo do tempo.	Palmitas sensorizadas	v*, CTC*, CAD, TAD**	No 1º experimento observou-se alta correlação entre medidas repetidas da v, CAD, CTC e TAD. No 2º experimento constatou-se boa repetibilidade para v, CAD, CTC e TAD. Analisando a repetibilidade das medidas, foi verificada baixa correlação para v, CAD, CTC e TAD. No último experimento verificou-se estabilidade nas medidas realizadas a cada 15 minutos após o pico da dose.
Morris et al. (1999)	Verificar os efeitos da manipulação da medicação e da atenção nas variáveis da marcha de uma portadora de Parkinson.	Cinemetria 3D, plataformas de força.	v*, CAD*, CP*, TAD**, AT, AJ, AQ	No pico de efeito da medicação houve a normalização das variáveis cinemáticas da marcha da paciente, no entanto as variáveis cinéticas permaneceram com as anormalidades.
O'Shea et al. (2002)	Analisar os efeitos de diferentes tipos de tarefas (motoras ou cognitivas) simultâneas durante a realização da marcha em portadores da DP.	Palmitas sensorizadas	CTC*, v*, CAD, TAD**	Tanto nos portadores da DP quanto no grupo controle foram observadas reduções em CTC e v e aumento do TAD quando introduzidas duplas tarefas durante a marcha. A CAD também foi reduzida nos parkinsonianos. Para ambos os grupos o tipo da tarefa secundária não foi determinante nas interferências na marcha.
O'Sullivan et al. (1998)	Analisar o efeito da Levodopa na marcha de portadores da DP, avaliar a estabilidade de repetidas mensurações da marcha nas fases "ON" e "OFF" da medicação, e avaliar o uso da análise da marcha para a avaliação da resposta dopaminérgica.	Cinemetria 2D	v, CTC, CAD, TAD	CTC e v aumentaram com a medicação. A maioria das variáveis apresentou comportamento estável em sucessivas mensurações. A análise da marcha mostrou-se uma ferramenta confiável para avaliar as respostas dopaminérgicas em portadores da DP.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Pohl et al. (2003)	Comparar o efeito imediato de diferentes tipos de intervenções (diferentes velocidades) em variáveis da marcha de portadores da DP em estágios iniciais da doença.	Cronômetro, registro visual de passos	v*, CP, TAD**	Sessões de treinamento da marcha em esteira tanto com velocidade variável quanto com velocidade constante melhoraram o desempenho das variáveis v, CP e TAD. A intervenção baseada em facilitação neuromuscular proprioceptiva não proporcionou alterações na marcha. Não foram observadas diferenças entre os efeitos dos treinos de marcha em esteira com velocidade variável e com velocidade constante.
Reis (2006)	Analisar as características cinemáticas da marcha de um grupo de portadores da DP.	Cinemetria 3D	CAD, CP-D, CP-E, CTC, LP, v, TAD-D, TAD-E, TAS-D, TAS-E, TB-D, TB-E, TP-D, TP-E, TTC, AJ-D, AJ-E, AQ-D, AQ-E, AT-D, AT-E	Foram observadas amplitudes de movimento reduzidas nas articulações analisadas. CP e CTC inferiores à idosos saudáveis. LP ampliada. CAD e v reduzidas. Variáveis temporais próximas da normalidade. Desproporcionalidade entre CP-D e CP-E. Correlação significativa entre a duração da DP e os comprometimentos da marcha. Correlação positiva entre duração da DP e o estágio evolutivo H&Y.
Rochester et al. (2007)	Analisar o efeito de três tipos diferentes de estímulos rítmicos externos (sonoros, visuais e somatossensoriais) durante a marcha com e sem dupla tarefa.	Acelerometria	v*, CP*, CAD	Durante a marcha com dupla tarefa os portadores da DP apresentaram melhor resposta aos estímulos externos (aumento de v e CP). Os estímulos sonoros apresentaram melhor efeito que os outros testados. Após 3 semanas os resultados observados reduziram-se.
Scandalis et al. (2001)	Verificar os efeitos de um programa de treinamento de resistência na marcha de portadores da DP.	Cinemetria 3D	CAD*, CTC, v*	Os portadores da DP apresentaram incrementos significativos para v e CTC após o programa de treinamento.
Sekine et al. (2004)	Analisar a viabilidade de mensurações fractais para descrever as características da marcha parkinsoniana.	Acelerometria 3D	Acelerações nos eixos x, y e z; dimensões fractais nos eixos x, y e z	Os valores das mensurações fractais nos portadores da DP foram maiores que em idosos saudáveis. Mensurações fractais dos movimentos corporais podem ser úteis para avaliação e monitoramento de respostas motoras durante a marcha na prática clínica.
Shan et al. (2001)	Verificar os efeitos da administração e medicamentos (levodopa e tolcapone) na marcha de portadores da DP.	Cinemetria 3D	CAD*, v*, CTC*, AAQ, AAJ, AAT,	Foram observadas melhorias substanciais no comportamento das variáveis da marcha dos parkinsonianos com a administração de medicação a base de levodopa, enquanto que o tolcapone não apresentou resultados significativos.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Sidaway et al. (2006)	Analisar os efeitos (a longo prazo) de estímulos visuais na marcha de um portador da DP.	Cinemetria 2D	CP*, v*, AQxJ, AQxVAQ, AJxVAJ	Na linha de base CP e v permaneceram estáveis, sendo ampliados durante a intervenção e permanecendo ampliados por pelo menos um mês após o término da intervenção. O treinamento com estímulos visuais ainda aumentou a amplitude de movimento do quadril e joelho e gerou maior estabilidade no controle motor dos membros inferiores.
Siegel e Metman (2000)	Documentar os efeitos da palidotomia <sup>2</sup> póstero-ventral bilateral na marcha de portadores da DP.	Cinemetria 3D	TTC, TAD**, TPD, TPE, TA**, TB**, CTC**, CPD, CPE, AQ, AJ, AT, v**	A palidotomia provocou aumento na v, CTC e TTC. 96% das alterações observadas no CTC podem ser atribuídas à combinação das alterações ocorridas nos ângulos do joelho, quadril e do pé no contato com o solo.
Sofuwa et al. (2005)	Comparar parâmetros da marcha de portadores da DP na fase ON da medicação com sujeitos saudáveis.	Cinemetria 3D, plataformas de força	v*, CTC, CAD*, TAD**, TAS**, AQ, AJ, AT, AAQ, AAJ, AAT	Com uma estratégia de administração do tratamento medicamentoso, os componentes cinéticos e cinemáticos da marcha foram beneficiados.
Somasundaram e Vaidya (2008)	Analisar a influência de estímulos externos visuais e sonoros no desempenho da marcha e do equilíbrio de portadores da DP.	<i>Tinetti's Performance Oriented Mobility Assessment</i>	Escala subjetiva	Os estímulos externos (visuais e sonoros) causaram melhora significativa no desempenho da marcha e do equilíbrio de portadores da DP.
Suteerawattananon et al. (2004)	Verificar se estímulos visuais e sonoros simultâneos são mais efetivos que aplicados separadamente na marcha de portadores da DP.	Cronômetro, registro visual de passos	v, CAD, CTC	Os estímulos sonoros aumentaram a v em 16%, enquanto que com os estímulos simultâneos o aumento foi de 13%. Os estímulos visuais reduziram a CAD em 9%, já os sonoros aumentaram a CAD em 12%, e os simultâneos não alteraram a CAD. Estímulos visuais aumentaram o CTC (18%).
Thaut et al. (1996)	Analisar os efeitos de estímulos rítmicos sonoros na marcha de portadores da DP.	Palminhas sensorizadas	v*, CAD, CTC*	Os indivíduos submetidos aos estímulos rítmicos sonoros aumentaram a v (25%), o CTC (12%) e a CAD (10%), enquanto que os indivíduos que treinaram sem estímulos aumentaram apenas a v (7%) e aqueles que não treinaram reduziram a v (7%).

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

<sup>2</sup> Palidotomia é uma neurocirurgia baseada na técnica de Estereotaxia (técnica que permite que um alvo encefálico seja atingido, sem lesão de estruturas adjacentes, através de um pequeno acesso) que visa provocar lesões terapêuticas (por termocoagulação) na região do globo pálido (SAMUEL; ASHKAN; LANG, 2007).



Tabela 3 – Descrição de estudos a respeito da marcha de portadores da DP (...continuação)

Autor (es)	Objetivo (s)	Instrumento (s)	Variáveis analisadas	Principais Resultados
Urquhart et al. (1999)	Avaliar a consistência de parâmetros espaço-temporais da marcha de portadores da DP após 7 dias sob a fase "on" da medicação a base de levodopa.	Palminhas sensorizadas	v*, CAD, CTC*, TAD*	O padrão de marcha permaneceu estável após uma semana de otimização da medicação.
van Wegen et al. (2006)	Determinar os efeitos de estímulos visuais rítmicos na marcha de portadores da DP e idosos saudáveis, enquanto caminham em diferentes velocidades em esteira rolante.	Cinemetria 2D	CAD	CAD aumentou conforme foi aumentada a v da esteira. CAD foi reduzida com a introdução dos estímulos visuais (projetados no solo). Os resultados demonstram que a capacidade de modulação da CAD permanece presente nos portadores da DP.
Viergege et al. (1997)	Verificar a relação entre as variáveis da marcha e as escalas de classificação da evolução da DP e/ou indicadores clínicos a respeito da função locomotora.	Impressão plantar	CTC*, CV-CTC, CP*, CAD, v*, LP*, CV-LP*	Nem todas as escalas de classificação do estágio evolutivo da DP apresentam resultados equivalentes a análise dos parâmetros da marcha. A análise da marcha pode ser útil na avaliação do estado de portadores da DP que não estão sob o efeito da medicação, pois altera os resultados.
Willems et al. (2006)	Analisar os efeitos de estímulos sonoros na marcha de portadores da DP com e sem <i>freezing</i> e controles.	Cinemetria 3D	CAD, v*, CTC, TAD**	Os estímulos sonoros alteraram a v em todos os indivíduos. O CTC dos portadores da DP foi ampliado com estímulos 10% inferiores à CAD preferida. Portadores e não-portadores de <i>freezing</i> responderam da mesma maneira aos estímulos. CTC reduziu com estímulos +10% nos portadores de <i>freezing</i> .
Yogev et al. (2005)	Analisar os efeitos de tipos diferentes tipos de tarefas na marcha de portadores da DP e de um grupo controle (saudáveis).	Palminhas sensorizadas.	v*, TTC*, CV-TTC, TB*, CV-TB	A adoção de duplas tarefas durante a marcha em portadores da DP causou alterações discrepantes na velocidade e na variabilidade das variáveis da marcha.
Zijlstra et al. (1998)	Analisar a adaptação voluntária e involuntária da marcha a partir de estímulos externos, instruções de velocidade e marcha na esteira em portadores da DP.	Sensores infravermelhos	v*, CAD, CTC*, TA**	Os portadores da DP mostraram-se capazes de adaptar seus padrões de marcha a partir de instruções baseadas na v, CTC e CAD. Apenas diante de estímulos visuais que não foram observadas alterações consistentes. As adaptações observadas foram muito similares entre os portadores da DP e o grupo controle.

As informações contidas na tabela, a respeito dos referidos estudos, se restringiram aos assuntos relevantes a este estudo.

\*variáveis absolutas

\*\*variáveis relativas

### 2.2.2.1.1 Marcha em linha reta na doença de Parkinson (fase OFF da medicação)

Poucos estudos têm mensurado a marcha de portadores da DP sem o efeito da medicação, no fim da dose ou naqueles que nunca fizeram uso da medicação. Apesar de que esses estudos trazem informações específicas dos efeitos da DP na marcha controlando o efeito da medicação, sabe-se que os efeitos da levodopa podem persistir por mais de 3 ou 4 semanas após a sua suspensão (KEMPSTER et al., 1989). Além disso, alguns estudos foram realizados em pacientes que tinham sido submetidos a cirurgias de estimulação profunda no cérebro (DEFEBVRE et al.; 1996) ou outros tipos de neurocirurgias (SIEGEL; METMAN, 2000). Estudos prévios analisando a marcha em pacientes não documentaram o estado do tratamento farmacológico (MARTIN, 1967; MURRAY et al., 1978). Martin (1967) detalhou suas observações clínicas referentes às características da marcha parkinsoniana, destacando características como a redução ou ausência do balanço dos membros superiores, redução da rotação do tronco, postura estática com inclinação anterior, redução da amplitude de movimento de tornozelo, quadril e joelho, lentidão, redução do comprimento dos passos e redução do desprendimento do pé do chão. Alguns anos após, Murray et al. (1978) confirmaram essas observações usando fotografias sequenciais. Um detalhe importante destacado por esta autora foi que os movimentos da pelve e do tórax no plano transversal mostraram-se unidos nos portadores da DP, quando comparados com o grupo controle. Além disso, havia flexão excessiva dos quadris e joelhos ao longo do ciclo da marcha e as amplitudes de movimento das articulações dos membros inferiores foram reduzidas.

A grande maioria dos estudos sobre esse assunto tem analisado apenas variáveis espaço-temporais, mostrando que os portadores da DP caminham mais lentamente que o usual, geralmente entre 40 e 60m/min (MORRIS et al., 1996; O'SULLIVAN et al., 1998) ao invés de 75-90m/min, que é o normal para sujeitos saudáveis com idade proporcional (KERRIGAN et al., 1994; OSTROSKY et al., 1994). Como constatado por O'Sullivan et al. (1998), os valores de cadência estão dentro da faixa de normalidade (100-110 passos/min), considerando que o comprimento da passada é muito menor que o normal. O comprimento da passada que varia entre 1,2 e 1,5m para indivíduos saudáveis (KERRIGAN et al., 1994; OSTROSKY et al., 1994), nos portadores da DP após suspensão da medicação é de



somente 0,4-0,9m (SIEGEL; METMAN, 2000), enquanto que no final da dose medicamentosa chega a 0,8 a 1,0m (MORRIS et al., 1996). O percentual do ciclo da marcha ocupado pelo duplo suporte dos membros inferiores também é ampliado quando os níveis de levodopa estão baixos, aumentando de 20-30% do ciclo (usual) para acima de 35% do ciclo (MORRIS et al., 1996). Como consequência, a pessoa “se arrasta”, não somente com passos lentos, mas também com a liberação reduzida dos pés do solo, fato que aumenta o risco de tropeçar.

Somente foi encontrado um estudo relatando a cinemática e a cinética da marcha após a suspensão da medicação em pacientes que haviam passado por uma neurocirurgia (MORRIS et al., 1999). Nesse estudo de caso único com uma mulher de 71 anos de idade e 20 anos de DP, foram observadas reduções marcantes na amplitude de movimento do joelho, quadril e tornozelo. Estes perfis cinemáticos de movimento foram substituídos pela ampliação da flexão, com limitada extensão de quadril e flexão plantar de tornozelo. Os perfis cinéticos associados foram anormais, revelando uma elevada e prolongada extensão de quadril na prematura fase de apoio da marcha, e decréscimo significativo da potência gerada pelo tornozelo na retirada do pé do solo. Destaca-se que nesse estudo não foram examinados os efeitos de estímulos visuais na marcha de portadores da DP após a retirada da medicação.

Morris et al. (2001), apresentam um estudo de caso (um portador da DP com 51 anos de idade e 9 anos de doença) da marcha durante a fase OFF da medicação sob o efeito de estímulos visuais (faixas brancas fixadas no solo). Na fase OFF da medicação a marcha apresentou-se lenta (70,1m/min), com curtas passadas (1,0m) e passos rápidos (139 passos/min). A extensão de quadril foi ligeiramente reduzida (aproximadamente 2º), assim como a amplitude de movimento do tornozelo (somente 15º). Com a introdução dos estímulos visuais, tanto a velocidade como o comprimento da passada foram ampliados significativamente (passando para 83m/min e 1,47m, respectivamente), com uma associada redução da cadência (113 passos/min). A amplitude de movimento do quadril aumentou para cerca de 10º de extensão, e a amplitude de movimentação do tornozelo foi normalizada (aproximadamente 24º). Estes resultados indicam que quando os níveis de levodopa encontram-se baixos, alguns portadores da DP podem recorrer aos estímulos visuais para caminharem com velocidade e passos mais próximos do padrão de normalidade.

### 2.2.2.1.2 Marcha na doença de Parkinson após neurocirurgias (estimulação cerebral profunda, talamotomia<sup>3</sup> ou palidotomia)

Estudos analisando a marcha de portadores da DP após serem submetidos à neurocirurgias (estimulação cerebral profunda, talamotomia ou palidotomia) apresentam resultados divergentes. Alguns têm mostrado incremento de velocidade após a cirurgia (DOGALI et al., 1995; KISHORE et al., 1997; LOZANO et al., 1995; MEYER, 1997), enquanto outros mostram que as neurocirurgias têm pouco efeito sobre a hipocinesia, embora possam ser efetivas para reduzir a dicinesia, a distonia e o tremor nos pacientes com flutuações motoras severas (DEFEBVRE et al., 1996).

Antes dos efeitos benéficos da levodopa serem reportados pela literatura (COTZIAS et al., 1969) e adotada rotineiramente, as neurocirurgias foram um das poucas opções disponíveis para administrar as flutuações motoras severas. Em um exemplo, Knutsson (1972) confirmou os efeitos na marcha parkinsoniana incluindo análises de cinco pacientes que tinham sido submetidos à talamotomia (4 unilaterais e uma bilateral) dentro de uma amostra de 21 portadores da DP. Infelizmente os resultados foram agrupados, e por isso as características específicas da marcha após a talamotomia não pode ser separada dos resultados gerais como o padrão lento e arrastado dos passos com movimentos discretos do tronco, reduzido balanço dos braços e desordenados deslocamentos angulares de joelho, tornozelo e quadril.

Defebvre et al. (1996) descreveram os efeitos da estimulação dos núcleos talâmicos ventrais intermediários na cinemática da marcha de portadores da DP usando análise tridimensional do movimento. Eles constataram que a estimulação não afeta os parâmetros espaço-temporais da marcha e que as posições das articulações dos membros inferiores permanecem as mesmas do pré-teste, apesar da redução pronunciada do tremor. Em contrapartida, Siegel e Metman (2000) conduziram um estudo de análise de movimento tridimensional antes e após

---

<sup>3</sup> Talamotomia é uma neurocirurgia baseada na técnica de Estereotaxia (técnica que permite que um alvo encefálico seja atingido, sem lesão de estruturas adjacentes, através de um pequeno acesso) que visa provocar lesões terapêuticas (por termocoagulação) na região do tálamo (SAMUEL; ASHKAN; LANG, 2007).

palidotomias posteroventrais unilaterais, onde observaram a velocidade da marcha e o comprimento da passada duplicados. Quase todas as melhorias no comprimento das passadas (96%) puderam ser consideradas devido às mudanças nos ângulos de entrada do pé no solo, e amplitude de movimento de joelho e quadril.

Futuros estudos são necessários para esclarecerem os efeitos de intervenções cirúrgicas, levando em consideração o estado da medicação, a duração da doença e os métodos de análise da marcha.

#### 2.2.2.1.3 Marcha em linha reta na doença de Parkinson (fase ON da medicação)

Há um número considerável de estudos na literatura analisando e descrevendo a marcha de portadores da DP na fase ON da medicação (BEHRMAN et al., 1998; BOWES et al., 1990; BLIN et al., 1990; 1991; DIETZ et al., 1995; EBERSBACH et al., 1999; FORSSBERG et al., 1984; GRASSO et al., 1999; HANAKAWA et al., 1999; HAUSDORFF et al., 1998; KOOZEKANANI et al., 1987; MACKAY-LYONS, 1998; MCINTOSH et al., 1997; MESURE et al., 1999; MILLER et al., 1996; MORRIS et al., 1994a; 1994b; 1998; NIEUWBOER et al., 1998; 1999; SCHENKMAN et al., 1997; SUTTON et al., 1995; THAUT et al., 1996; URQUHART et al., 1999). O fato mais destacado nessa literatura é que a velocidade da marcha é reduzida na maioria dos portadores da DP, apesar de que as melhores tentativas de controle de movimento utilizam levodopa e outras formas de tratamento farmacológico. Por exemplo, Bowes et al. (1990) conduziu um estudo visando verificar os efeitos da levodopa-carbidopa em portadores da DP moderadamente avançados. Os resultados mostraram que a velocidade da marcha após 12 horas da suspensão da medicação era de 23,9m/min, sendo que com a introdução da medicação placebo esses valores foram incrementados em 9,6m/min e com a introdução da levodopa a velocidade foi de apenas 27m/min (somente cerca de 2/3 dos valores normais). A reduzida velocidade da marcha foi resultado do encurtamento do comprimento da passada, tendo em vista que estes estavam pouco acima de 2/3 dos resultados do grupo controle e que a cadência estava dentro de uma faixa considerada normal (não alterando-se com a introdução da medicação). Esses achados corroboram com os resultados de Blin et al. (1990, 1991) e de Morris et al. (1994a, 1994b, 1998) demonstrando que a velocidade e o comprimento da

passada nos pacientes com hipocinesia foram dopa-sensíveis, considerando que as variáveis temporais tais como cadência, tempo de balanço e apoio foram dopa-resistentes.

Forsberg et al. (1984) notaram que além das alterações na marcha estarem associadas com a lentidão, distúrbios temporais não foram suscetíveis à medicação. O ritmo da marcha pode ser controlado pelo tronco encefálico, cerebelo e pela região espinhal anulando o controle pelo córtex motor frontal (MORI, 1987), ao invés da sequência de controle motor gânglio basal - AMS – COM – córtex, que pode desempenhar um importante papel na proporção do tamanho do movimento. Sustentando essa hipótese, Morris et al. (1994a, 1994b) apontam um comprometimento na escala do comprimento de passo em hipocinéticos, apesar da capacidade de modulação temporal do passo permanecer normal, tanto na fase ON quanto na fase OFF da medicação (MORRIS et al., 1998). Embora alguns estudos tenham constatado redução na cadência em portadores da DP (MCINTOSH et al., 1997; MILLER et al., 1996), estes parecem incluir pacientes com acinesia e hipocinesia. Parece provável que a patogênese da marcha com hipocinesia, acinesia e dicinesia são diferentes, demonstrando a necessidade de controle detalhado no estudo do desempenho motor de portadores da DP.

Outro tema em destaque na literatura à respeito da marcha em linha reta na fase ON da medicação é que a regulação da força em parkinsonianos hipocinéticos é anormal. Utilizando um baropodômetro, Nieuwboer et al. (1999) constataram que, após corrigir a velocidade da marcha, os portadores da DP apresentaram baixos picos de força no antepé e no calcanhar e aumento da força no mediopé em comparação com o grupo controle. Isso significa que os indivíduos estavam caminhando com os pés aplainados e com reduzida flexão plantar na retirada do pé do solo. Este padrão de marcha pode aumentar o risco de tropeçar e maximizar o dispêndio energético. Além disso, em um estudo analisando a marcha de portadores da DP através de plataformas de força, Koozekanani et al. (1987) relataram valores reduzidos da força de reação do solo vertical e frontal. Outras evidências reforçam esses resultados, pois Morris et al. (1999) observaram que a potência gerada pela retirada do pé do solo foi reduzida, e que a flexão do quadril prévia à fase de apoio foi ampliada, provavelmente para compensar a baixa força gerada na saída do pé do solo. Estudos utilizando a eletromiografia confirmam que após o controle da velocidade da marcha, a amplitude do sinal eletromiográfico do gastrocnêmio é

reduzida na DP, embora a atividade dos tibiais anteriores continuasse normal (DIETZ et al., 1995). Ebersbach et al. (1999) especularam que o decréscimo no comprimento da passada e da força em portadores da DP com hipocinesia podem ajudar a minimizar o gasto energético.

Variabilidade excessiva nas variáveis da marcha de portadores da DP na fase ON da medicação é outra característica da hipocinesia na DP. Em um estudo comparando a marcha em portadores da DP, ataxia cerebelar e encefalopatia subcortical arteriosclerótica, Ebersbach et al. (1999) verificaram que a variabilidade dos passos dos portadores da DP e dos sujeitos controle foram muito similar, sendo muito maior para os atáxicos e para aqueles com encefalopatia. Resultados similares foram relatados por outros estudos (HAUSDORFF et al., 1998; MACKAY-LYONS, 1998; MORRIS et al., 1999; SCHENKMAN et al., 1997; URQUHART et al., 1999), onde mostraram que o desempenho da marcha foi relativamente consistente entre uma tentativa e outra quando os indivíduos foram testados no pico da dose da medicação. Porém, havia variabilidade acentuada entre uma tentativa e outra quando a medicação era retirada. Também houve variabilidade acentuada quando foram comparados o pico de dose e o fim de dose da medicação antiparkinsoniana. Assim, embora os portadores da DP apresentassem flutuações no desempenho da marcha, isto parece estar mais associado às variações do efeito da medicação do que aos fatores inerentes à hipocinesia.

#### 2.2.2.1.4 Marcha em linha reta na doença de Parkinson (fase ON da medicação) com estímulos visuais, sonoros e instrucionais

Um dos interesses dos estudos recentes é que a maioria dos portadores da DP mantém a capacidade de superar seus transtornos da marcha utilizando estímulos externos ou instrucionais. Portadores da DP com hipocinesia podem aumentar o tamanho e a velocidade dos seus movimentos usando áreas corticais frontais do cérebro (e talvez o cerebelo) para contornar os defeitos do gânglio basal.

Diversos outros estudos têm demonstrado que portadores da DP podem usar estímulos visuais (AZULAY et al., 1996; BAGLEY et al., 1991; DUNNE et al., 1987; LEWIS et al., 2000; MARTIN, 1967; MCINTOSH et al., 1994; MORRIS et al., 1994a; 1994b; 1996a; 1996b; 1999; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; VON

WILZENBEN, 1942; WEISSENBORN, 1993), sonoros (MCINTOSH et al., 1994; 1997; MILLER et al., 1996; NANTON, 1986; QUINTYN; CROSS, 1986; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; THAUT et al., 1996) e instrucionais (BEHRMAN et al., 1998; FERREIRA, 2005) para melhorarem o desempenho motor.

Von Wilzenben defendia o uso de estímulos visuais para portadores da DP desde 1942 (VON WILZENBEN, 1942). Mais recentemente, Dunne et al. (1987) relataram que parkinsonianos melhoram a marcha utilizando bengalas invertidas como estímulos visuais. Sustentados nos resultados de Dunne e colaboradores, diversos estudos (AZULAY et al., 1996; BAGLEY et al., 1991; LEWIS et al., 2000; MCINTOSH et al., 1994; MORRIS et al., 1994; 1996) comprovaram a contribuição de estímulos visuais para a melhoria do padrão de marcha de portadores da DP.

Dentre os diferentes tipos de estímulos visuais utilizados para a regulação da marcha em parkinsonianos, as marcações no solo são as mais frequentes. Estudos como os de Forssberg et al. (1984), Martin (1967), Morris et al. (1994) e Morris et al. (1996), utilizando marcações no solo como estímulos visuais para regulação da marcha em parkinsonianos, constataram incremento no comprimento da passada.

Lewis et al. (2000), em um estudo com o objetivo de verificar o efeito de diferentes estímulos visuais para a regulação da marcha em portadores da DP (n=14), propõem um novo tipo de estímulo visual constituído de um laser (fixado no próprio avaliado) projetado no solo. Neste estudo foram verificadas melhoras na marcha (aumento do comprimento da passada e da velocidade) dos parkinsonianos, tanto com a utilização do laser como com a utilização de marcações fixas no solo.

Na grande maioria dos estudos utilizando estímulos visuais são adotadas sessões de treinamento relativamente curtas, por exemplo: no estudo de Morris et al. (1994) os indivíduos realizaram uma sessão com cinco a oito deslocamentos de 10 metros; em um estudo subsequente, Morris et al. (1996) utilizaram uma sessão de 20 minutos de caminhada em um corredor de 10 metros de comprimento. Dessa maneira a aplicabilidade clínica dos estímulos visuais para a regulação da marcha mostra-se comprometida, pois há necessidade de comprovação da duração (retenção) dos benefícios dos estímulos visuais.

Até o presente momento o único estudo que tentou identificar os efeitos da estimulação visual para a regulação da marcha em um portador da DP a longo prazo foi o de Sidaway et al. (2006). Neste foram realizadas três fases de treinamento da marcha em um indivíduo portador da DP, onde a primeira e a terceira consistiram de

treinos da marcha sem qualquer estímulo externo, enquanto que na segunda fase foram disponibilizados estímulos visuais (linhas posicionadas no solo perpendicularmente ao deslocamento do sujeito). Cada fase de treinamento teve duração de um mês e era constituída por três sessões semanais com duração de 30 minutos. Os autores constataram que os estímulos visuais causaram melhorias na velocidade da marcha e no comprimento dos passos, inclusive estendendo os efeitos por pelo menos um mês após cessarem as intervenções (retenção).

Hanakawa et al. (1996b, 1999a) exploraram o mecanismo psicológico responsável pelas respostas aos estímulos visuais através da mensuração da pressão sanguínea cerebral durante a marcha em esteira rolante e sobre faixas fixadas ao solo (fixadas paralelamente e perpendicularmente à linha de deslocamento). Considerando que as linhas paralelas tinham pouco efeito, e as linhas perpendiculares proporcionaram um incremento significativo nas variáveis espaciais e temporais da marcha, e uma redução na cadência, que foi extremamente alta em sua amostra. Isso foi associado com o aumento da ativação do córtex parietal posterior e do hemisfério cerebelar, particularmente do córtex pré-motor direito, sugerindo que portadores da DP têm compensado a disfunção do gânglio basal com a utilização de áreas não afetadas do cérebro para gerar movimento.

Sinais sonoros são outra forma de estimulação útil para a melhoria da marcha de portadores da DP (SUTEERAWATTANANON et al., 2004). Diferentes tipos de técnicas têm sido utilizadas como estímulos sonoros para a regulação da marcha em parkinsonianos, entre elas destacam-se: batidas musicais, metrônomo e palmas ritmadas (MCINTOSH et al., 1994; 1997; NANTON, 1986; QUINTYN; CROSS, 1986; THAUT et al., 1996).

Enzensberger et al. (1997), em um estudo objetivando melhorar a marcha de portadores da DP através da aplicação de diferentes estímulos sonoros (incluindo metrônomo – 96 bpm), observaram redução do tempo e número de passos completos em um determinado percurso, comparado a marcha sem estímulos e também reduziu o número de *freezing* de três para zero durante as mudanças de direção. Estes mesmos autores destacam que o uso do metrônomo é clinicamente útil devido a facilidade de utilização, portabilidade e baixo custo.

Com o objetivo de verificar a eficácia de uma intervenção baseada em estímulos sonoros na marcha de portadores da DP, Suteerawattananon et al. (2006) instruíram 8 parkinsonianos a utilizarem um estimulador sonoro portátil (cadência



25% maior que a preferida) durante uma semana. Após uma semana utilizando o estimulador sonoro portátil, os indivíduos apresentaram incrementos de 22% na velocidade da marcha e 16% no comprimento de passo.

Para Del Olmo e Cudeiro (2005), em um estudo com o objetivo de verificar os efeitos de um programa de reabilitação (5 vezes por semana durante um mês) baseado em estímulos sonoros na variabilidade temporal da marcha de 15 parkinsonianos, constataram melhora significativa na variabilidade temporal da marcha na velocidade preferida.

Recentemente um estudo investigou se estímulos sonoros e visuais simultâneos são mais efetivos que quando aplicados separadamente para regular a marcha de parkinsonianos (SUTEERAWATTANANON et al., 2004). Constataram que os estímulos visuais causaram aumento do comprimento da passada e os sonoros aumentaram a cadência, enquanto que a combinação de ambos estímulos não mostrou-se significativamente melhor que quando aplicados separadamente.

Behrman et al. (1998) mostraram que portadores da DP responderam bem ao uso de estímulos verbais para modular o tamanho ou a velocidade do movimento. Uma simples solicitação para que um paciente com hipocinesia caminhe com passos longos é suficiente para se observar um incremento na velocidade que pode durar por até duas horas (MORRIS et al., 1996).

Em um estudo com o intuito de verificar os efeitos de uma atividade verbal para a modulação do movimento sob o comportamento motor relacionado à marcha de um indivíduo com DP, Ferreira (2005) constatou maior controle e estabilidade na realização da marcha, indicados pela significativa redução dos períodos de apoio duplo e pelo incremento das amplitudes de movimento do joelho e cotovelo esquerdos.

Lehman et al. (2005) constataram que estímulos verbais causaram ampliação tanto do comprimento dos passos como da velocidade da marcha, além de reduzirem a cadência em portadores da DP. Os autores ainda enfatizaram que os efeitos da intervenção persistiram (retenção) por pelo menos quatro semanas após a retirada dos estímulos.

Wang et al. (2008), em um estudo visando analisar os efeitos de diferentes tipos de estímulos externos na modulação cortical durante a imaginação e a visualização da marcha em 14 portadores da DP, verificaram que estímulos externos pertinentes causaram ativação de áreas pré-motoras dorsais, lóbulos parietais



posteriores, lóbulos parahipocampais bilaterais e áreas relacionadas à visão. Os autores ainda destacam que estímulos externos pertinentes levam à modulação da ativação cortical relacionada à marcha, o que poderia iniciar um processo de entrada de informações que conduziriam a uma estratégia motora diferente da marcha automática nativa. Estes achados podem conduzir a um novo paradigma para as intervenções clínicas junto aos portadores da DP.

Deste modo, diante dos resultados dos diferentes estudos observa-se que a habilidade de gerar padrões de movimento normais não foi perdida pelos portadores da DP, apenas há uma dificuldade de ativação. Assim, Morris (2000) afirma que os profissionais da saúde, principalmente fisioterapeutas e professores de educação física, desempenham um papel importante ensinando aos portadores da DP como evitar os efeitos do mau funcionamento dos gânglios basais para moverem-se mais facilmente e depressa.

Com base no referencial teórico consultado, constata-se uma escassez de informações à respeito dos efeitos da combinação de diferentes estímulos na marcha de portadores da DP, principalmente no que diz respeito aos efeitos à longo prazo.

#### 2.2.2.2 Marcha na doença de Parkinson com mudanças de direção (giros)

Embora a grande maioria dos estudos à respeito da marcha em portadores da DP analisa a caminhada em linha reta, a habilidade de mudar de direção durante a caminhada é um item fundamental da locomoção. Pelo menos duas mudanças de direções são realizadas a cada 10 passos realizados durante a execução de tarefas diárias, como ir ao banheiro ou preparar uma xícara de chá (SEDGMAN; GOLDIE, 1994). Mudar de direção durante a marcha é um grande desencadeador de episódios de bloqueios de movimentos, levando a episódios de *freezing* em mais da metade dos acinéticos (GILADI et al., 1992). Estudos associam o ato de mudar de direção com o aumento do risco de quedas em pessoas com DP, com incidências variando de 38% (SMITHSON, 1994) a 62% (STACK; ASHBURN, 1999) anualmente. Em portadores da DP as quedas proporcionam riscos de lesões graves ainda maiores que em idosos saudáveis, tendo em vista as alterações posturais causadas pela doença (BLOEM et al., 1996).

Apesar da importância das mudanças de direções durante a marcha, somente há pouco tempo essas vêm sendo estudadas em adultos jovens (HASE; STEIN, 1999; PATLA et al., 1991; 1999). Investigando variáveis espaço-temporais e angulares da marcha com mudança de direções em portadores da DP, idosos e adultos saudáveis, Morris et al. (2001) constataram que os portadores da DP necessitam de mais passos para realizarem mudanças de direção durante a marcha, sendo que quanto maior o giro realizado, maior o número de passos necessários. Os autores ainda verificaram que o comprimento da passada reduziu com a idade e com a doença e que os portadores da DP apresentaram mais dificuldade para a realização de mudanças de direções que os integrantes dos grupos controle, e conseguiram realizar mudanças de direções de no máximo 90º em relação à linha de deslocamento.

#### 2.2.2.3 Marcha comunitária na doença de Parkinson

Marcha comunitária tem sido amplamente definida como a locomoção ao ar livre realizada com o intuito de desempenhar atividades como visitas ao supermercado, centros comerciais, bancos, excursões sociais, férias e lazer (LERNIER-FRANKIEL et al., 1986; LORD et al., 2004; PERRY et al., 1995; POUND et al., 1998).

Morris et al. (2001) enfatizaram a necessidade de estudos analisando a marcha comunitária de portadores da DP, tendo em vista que diante dos diversificados distúrbios da marcha em portadores da DP, não é surpresa que muitos parkinsonianos relatem prejuízos em suas mobilidades comunitárias. Características da DP incluem a dificuldade em alcançar e manter a velocidade (EBERSBACH et al., 1999; MORRIS et al., 1996; URQUHART et al., 1999) e reduzida resistência para caminhar (EBERSBACH et al., 1999). Além disso, o equilíbrio e o controle postural geralmente mostram-se prejudicados (BLOEM et al., 1996; HORAK et al., 1992), e há um aumento do risco de escorregões, tropeços e quedas. Supõe-se que os portadores da DP apresentam grandes dificuldades para manter o equilíbrio em superfícies variadas, transpor obstáculos e monitorar alterações e movimentações ao seu redor, no entanto estes tipos de tarefas ainda não foram investigadas (MORRIS et al., 2001).

A demanda de atenção necessária para o monitoramento de ambientes públicos como centros de compras, estações de transporte coletivo ou rodovias também são prováveis problemas para os portadores da DP, dado que os prejuízos cognitivos são mais comuns nos estágios mais avançados da doença. Parkinsonianos têm dificuldade em transportarem objetos como copos (BOND; MORRIS, 2000) ou falar fluentemente enquanto caminham (CAMICIOLI et al., 1998). A realização de tais tarefas durante a marcha pode acabar desviando a atenção, comprometendo a segurança e aumentando os riscos de quedas nos portadores da DP. A marcha comunitária também requer habilidade para mudanças de direção frequentes, as quais, como reportado por diversos estudos (MORRIS et al., 2001; STACK et al., 1999; VAN EMMERIK et al., 1999), podem ser marcadamente comprometidas em pessoas nesta condição neurológica. Sendo assim, ainda há muito a ser compreendido a respeito das conseqüências funcionais dos distúrbios do movimento no desempenho da marcha.

#### 2.2.2.4 Treino da marcha na doença de Parkinson

O treino da marcha vem sendo utilizado para auxiliar a intervenção medicamentosa no tratamento da DP (SUTEERAWATTANANON et al., 2004). Apesar dos resultados da eficácia das intervenções serem variados, de maneira geral auxiliam na melhoria da marcha dos portadores da DP.

O treino da marcha em esteira rolante apoiando frações progressivas da massa corporal tem sido uma terapia promissora no processo de reabilitação de pacientes com anomalias na marcha e mais recentemente tem sido utilizado em pacientes com DP, resultando em melhorias nos parâmetros de marcha mais significativas que as terapias convencionais (POHL et al., 2003).

Em um estudo realizado com 10 portadores da DP, comparando os efeitos da fisioterapia convencional com um treinamento de caminhada em esteira apoiando frações progressivas da massa corporal durante quatro semanas, Miyai et al. (2000) constataram que o treino da marcha com apoio produz mais melhorias significativas para a performance motora, para a deambulação e para as atividades da vida diária (AVD) que a fisioterapia comum. Os autores sugerem que seções de 45 minutos três vezes por semana de caminhadas com a sustentação parcial da massa corporal,

além de ser um trabalho aeróbio para essas pessoas, apresentam melhoras significativas para a amplitude e velocidade da passada, qualidades essas que agem na melhoria e estabilidade da marcha.

Miyai et al. (2002), em um estudo similar ao anterior, verificaram que o treino da marcha com apoio de frações progressivas da massa corporal tem efeito duradouro na marcha dos pacientes com Parkinson, agindo principalmente sobre o arrastar dos pés (característicos desses pacientes) e no número de passos. Os autores ainda sugerem que essa prática aumenta o tempo de ação do medicamento.

Ao comparar os efeitos do treino de marcha com apoio progressivo da massa corporal com o método convencional de tratamento de distúrbios da marcha através de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) e uma intervenção controle, em um estudo com 17 portadores da DP, Pohl et al. (2003) comprovaram uma melhora significativa na velocidade e comprimento do passo depois do treino da marcha, mostrando uma redução relevante na fase de duplo apoio da marcha e nenhuma mudança significativa depois do FNP tradicional ou no grupo controle.

Em um estudo onde portadores da DP foram submetidos à caminhadas diárias em montanhas, Lökk (2000) registrou melhoras gerais nestes indivíduos, portanto a integração de pacientes em programas de exercício de baixa a moderada intensidade ao ar livre é uma intervenção efetiva para reduzir o declínio das capacidades funcionais. Este autor acredita que a recuperação do desempenho físico e as capacidades orgânicas fortalecidas aumentam a autoconfiança e autosuficiência do paciente ajudando na reintegração dele à sociedade.

## 3 MÉTODO

### 3.1 Caracterização da pesquisa

Quanto à sua natureza, este estudo caracteriza-se como uma pesquisa aplicada. Segundo Cozby (2006), a pesquisa aplicada tem como objetivo examinar questões relativas a problemas práticos e suas potenciais soluções.

Em relação à abordagem do problema o estudo caracteriza-se como quantitativo. Para Serapioni (2000), a abordagem quantitativa atua em níveis de realidade e tem como objetivo trazer a luz de dados, indicadores e tendências observáveis.

Quanto aos objetivos, este estudo caracteriza-se como experimental, haja vista que, segundo Cozby (2006), o método experimental envolve a manipulação direta e controle das variáveis, onde enquanto uma variável é manipulada outra é medida.

Em relação aos procedimentos técnicos adotados, o presente estudo é considerado quase-experimental de caso único ou sujeito único ( $N = 1$ ), com delineamento de retirada ou reversão do tipo A-B-A (onde A1 – linha de base, B – intervenção, A2 – reintrodução da linha de base/retenção).

Foi atribuída a classificação quase-experimental devido o controle limitado das possíveis variáveis estranhas, que poderiam ser fontes de distorção interna. Campbell e Stanley (1979) classificam as variáveis que podem interferir na consistência interna de um estudo em: fatores que provêm da experiência (história, testagem, expectativa), fatores de distorção que provêm dos participantes (seleção diferencial, processo de maturação, regressão estatística, perda experimental ou mortalidade, interação maturação seleção) e fatores relativos à instrumentação (instrumentos de medidas).

Estudos experimentais de caso único são bastante utilizados para a verificação de evidências clínicas para determinar a eficácia de um tratamento e potencial relação de causa-efeito entre a intervenção e o comportamento alvo, podendo gerar e testar hipóteses. São caracterizados por mensurações repetidas e

sistemáticas de uma ou mais variáveis dependentes em indivíduos ou grupos (KAZDIN, 1982).

As exigências básicas para a realização dos estudos experimentais de caso único são: (a) avaliação contínua do desempenho dos indivíduos ao longo do tempo; (b) avaliação durante pelo menos uma fase sem intervenção para obtenção de informação sobre o comportamento alvo antes do início da intervenção; e (c) estabilidade do desempenho, principalmente durante o período sem intervenção, para que seja possível prever o comportamento futuro dos sujeitos na ausência de um tratamento (BACKMAN et al., 1997; KAZDIN, 1982).

Segundo Kazdin (1982), o estudo experimental de caso único é uma ferramenta metodológica importante para a avaliação de questões em diferentes áreas, inclusive a reabilitação, e não devem ser utilizados como simples alternativas para substituir os delineamentos de pesquisa mais comumente realizados e aceitos.

No delineamento de retirada ou reversão (A-B-A) primeiramente são realizadas sucessivas mensurações para o estabelecimento de uma linha de base (A), seguida por um período de tratamento (intervenção) (B), e finalmente a intervenção é retirada e sucessivas mensurações voltam a serem realizadas para verificar se a variável dependente volta aos níveis da linha de base (SATAKE et al., 2008). O delineamento A-B-A é uma alternativa útil para garantir que a manipulação da variável independente teve algum efeito em experimentos com sujeito único (BARLOW et al., 2009; COZBY, 2006).

### **3.2 Sujeito da pesquisa**

Participou deste estudo um indivíduo portador da DP, com 69 anos de idade, massa corporal de 75 kg e 1,70 m de estatura. O referido sujeito foi classificado clinicamente como estando na fase três da DP (escala - HOEHN; YAHR, 1967), a qual foi diagnosticada há 12 anos, sendo o mesmo integrante da Associação Parkinson Santa Catarina (APASC) de Florianópolis – SC.

O tratamento farmacológico adotado pelo indivíduo analisado consistia da ingestão de 500 mg de Levodopa associada a 125 mg de Benzerazida (Prolopa<sup>®</sup>) distribuídos em cinco doses diárias (1/2 comprimido) e 10 mg de Cloridrato de Selegilina (Deprilan<sup>®</sup>) distribuídos em duas doses diárias (um comprimido).

A seleção do sujeito da pesquisa foi não-probabilística intencional por voluntariado, com o intuito de viabilizar o estudo dentro da proposta delineada, restringindo-se a  $n = 1$  devido à dificuldade em encontrar indivíduos com características semelhantes dispostos a participar.

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão:

- Ser portador da DP;
- Ser capaz de caminhar sem ajuda de outra pessoa ou implemento durante pelo menos trinta minutos durante a fase ON da medicação (período de maior efeito do medicamento);
- Não possuir lesões musculares, esqueléticas ou articulares que interfiram na realização da marcha;
- Não possuir déficits significativos de visão e audição;
- Comprometer-se em comparecer às 45 sessões de coletas de dados e intervenções.

### **3.3 Instrumentos de medidas**

Para a realização das coletas de dados, foram utilizados os seguintes instrumentos, cada qual descrito conforme sua funcionalidade:

- Para a mensuração das variáveis cinemáticas da marcha foi utilizado o sistema de análise de movimento Digital Motion Analysis System (DMAS) 5.0 da SPICATek<sup>®</sup>, utilizado para aquisição de imagens em 3D (tridimensional). O sistema era composto por 3 câmeras de vídeo digitais, da marca DALSA - CCD Image Capture Technology / CA-D4, que capturam imagens digitais em 1024x1024 pixels, com fator de correção de 1:1 à 40 quadros por segundo (fps);
- Para coleta de dados antropométricos foram utilizados um estadiômetro Seca<sup>®</sup> com resolução de 1mm (para a mensuração da estatura) e uma balança Filizola<sup>®</sup> com resolução de 0,1 kg (para a mensuração da massa corporal);
- Para o controle ambiental do laboratório foram utilizados um termo-higrômetro Minipa<sup>®</sup> modelo MT-241 (para a mensuração da temperatura e umidade do ambiente laboratorial) e um luxímetro digital Lutron<sup>®</sup> modelo Lx 101 (para a mensuração da luminosidade do ambiente laboratorial);

- Para melhor caracterizar o sujeito do estudo foi utilizada uma entrevista estruturada, proposta por Ferreira (2005), no sentido de obter informações de identificação pessoal. Esta foi constituída de questionamentos acerca de algum tipo de alteração de ordem musculoesquelética existente, perguntas referentes ao estado clínico do sujeito buscando levantar informações sobre o processo evolutivo da doença, limitações encontradas, estágio da doença (H&Y), quantidade e períodos em que os efeitos da medicação estão ativos, tipo de medicamento e quantidade ingerida (ANEXO A);
- Visando classificar o estágio evolutivo da doença em que o participante do estudo se encontrava, foi utilizado o instrumento proposto por Hoehn e Yahr (1967) (H&Y), que se trata de uma escala de classificação do nível de comprometimento funcional e motor de portadores da DP (Tabela 4), aceita mundialmente por diversos pesquisadores (AURIEL et al., 2006; BEHRMAN et al., 1998; CANNING et al., 2006; DEL OLMO et al., 2006; EMMERIK; WAGENAAR, 1996; FERRARIN et al., 2005; KRYSTKOWIAK et al., 2003; LEWIS et al., 2000; MITOMA et al., 2000; ROCHESTER et al., 2004; SOFUWA et al., 2005; SUTEERAWATTANANON et al., 2004; VIEREGGE et al., 1997; YOGEV et al., 2005), apesar de pequenas limitações que não comprometem a sua validade (GOETZ et al., 2004).

Tabela 4 – Classificação do nível de comprometimento funcional e motor de portadores da DP (HOEHN; YAHR, 1967)

Estágio I	Somente comprometimento unilateral, com mínimo ou nenhum comprometimento funcional.
Estágio II	Comprometimento bilateral ou da linha média do corpo, sem prejuízo de equilíbrio.
Estágio III	Primeiro sinal de prejuízo de reflexos. Isto é evidente pela instabilidade com que o paciente gira (faz a volta) ou é demonstrado quando ele é empurrado em equilíbrio com os pés juntos e olhos fechados. Funcionalmente o paciente está um tanto restrito em suas atividades. Sua incapacidade é de suave a moderada, sendo capaz de viver de forma independente.
Estágio IV	Altamente desenvolvido, com incapacidade grave, o paciente ainda é capaz de andar e parar sem assistência, mas marcadamente incapacitado.
Estágio V	Confinamento à cama ou cadeira de rodas, ao menos que tenha auxílio.



### 3.4 Coletas de dados

As coletas de dados foram realizadas nas instalações do Laboratório de Biomecânica (BIOMEC) do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), entre os meses de agosto e novembro de 2008, todas as terças, quintas e sábados entre as 08:00 h e 09:00 h.

#### 3.4.1 Procedimentos para coleta de dados

As etapas realizadas para as coletas de dados deste estudo encontram-se descritas na Figura 8.

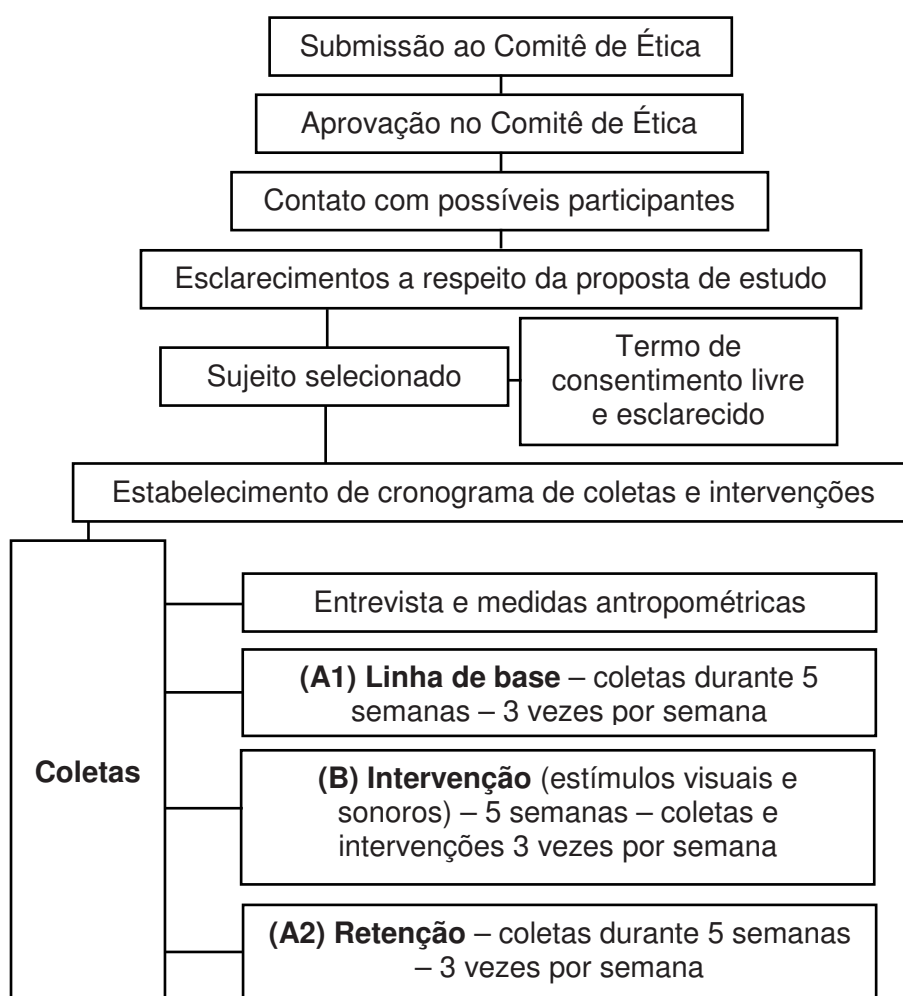


Figura 8 – Fluxograma com os passos metodológicos para as coletas de dados

Primeiramente o projeto foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC, obtendo aprovação (processo 035/08) (ANEXO B).

O sujeito foi convidado a participar do estudo e após devidamente informado sobre os procedimentos da pesquisa assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A). Em seguida foram realizadas as seguintes etapas para a viabilização do estudo:

- Caracterização do sujeito – Para o processo de caracterização do sujeito do estudo, este foi submetido à mensuração de suas variáveis antropométricas onde sua massa corporal e estatura foram registradas, seguindo o protocolo de Alvarez e Pavan et al. (2007). Logo após foi realizada a entrevista (Anexo A), visando levantar dados acerca de questões relativas às características pessoais do sujeito, seguido pelo ajuste do cronograma para as coletas de dados, bem como, os horários previstos para a realização das mesmas. As informações provindas da entrevista auxiliaram na determinação do cronograma com dias e horários das coletas de dados, pois havia a necessidade de controlar os horários de ingestão dos medicamentos (as coletas foram realizadas na fase de maior efeito da medicação – ON - para evitar possíveis flutuações motoras);
- Adequação do ambiente laboratorial – Somente dois pesquisadores tiveram contato com o sujeito do estudo durante as coletas e intervenções, sendo responsáveis pela realização dos procedimentos de forma menos variável e menos dispersiva, visando não apresentar diferentes estímulos ao sujeito, minimizando assim os efeitos de variáveis que possam afetar a validade interna do estudo. Além disso, segundo Freitas et al. (2002), os portadores da DP necessitam se concentrar durante a marcha, desconcentrados tendem a tropeçar e cair. Devido ao fato da temperatura ambiente influenciar diretamente o desempenho físico dos portadores da DP (baixas temperaturas agravam os sintomas da DP) (MEIGAL; LUPANDIN, 2005), a temperatura dentro do laboratório foi monitorada (termo-higrômetro Minipa<sup>®</sup> MT-241) e mantida em  $25\pm 1$  °C (considerada ideal segundo ANTONEN et al. [2001]) por meio de climatizadores de ar (Split Modelo GST60-38I GREE<sup>®</sup>). A luminosidade do ambiente também foi controlada a fim de evitar variações dos estímulos visuais, e conseqüentes variações no controle motor do sujeito, sendo mantida a 38 lux quando mensurada horizontalmente e 112 lux quando mensurada perpendicularmente ao fecho de luz a 75 cm do piso;

- Calibração do sistema de cinemetria – Para a reconstrução tridimensional do movimento, foi utilizado o método *Direct Linear Transformation* (DLT), proposto por Abdel-Aziz e Karara (1971), este que gera as coordenadas espaciais a partir de pontos de controle com coordenadas (X, Y e Z) conhecidas. Para que este processo seja realizado são necessários, pelo menos, seis pontos não-coplanares, distribuídos pelo volume em que se deseja reconstruir, e suas imagens devem ser captadas por, pelo menos, duas câmeras não paralelas (HARLET *apud* DAVID, 1992). O sistema DMAS 5.0 da Spicatek<sup>®</sup> não dispõem de um calibrador próprio, permitindo a utilização de qualquer tipo/formato de calibradores. Desta maneira, para este estudo foi utilizado um calibrador padrão produzido pela *Peak Performance Inc.*, que consiste em uma estrutura metálica formada por hastes com 25 pontos de controle, com dimensões de 2,2 metros nas direções X e Y, e 3,5 metros na direção Z (Figura 9). Segundo Reis et al. (2005), o erro relativo ao espaço-objeto proporcionado por este instrumento para a calibração do sistema DMAS 5.0 é de aproximadamente 2,2%. O processo de calibração foi realizado antes das coletas de dados, consistindo de: montagem e posicionamento do calibrador no centro do laboratório; posicionamento e regulagem (foco) das câmeras de maneira que enquadrassem todos os pontos controle do calibrador; aquisição de um quadro (*frame*) contendo a imagem do calibrador simultaneamente nas três câmeras; e digitalização (utilizando o software) dos pontos de controle do calibrador em cada uma das câmeras.

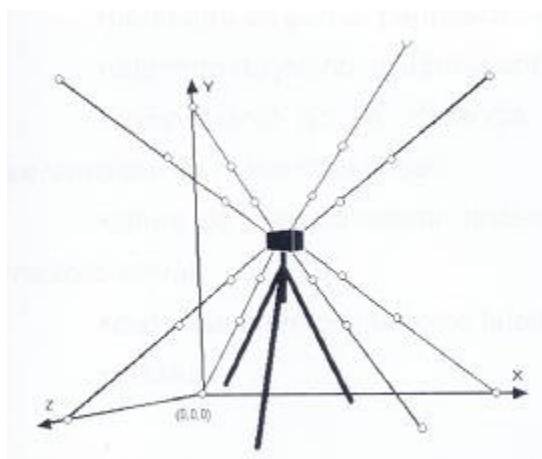
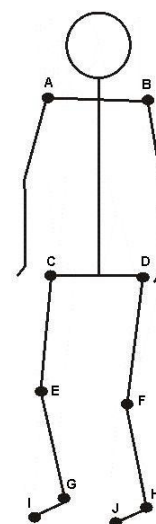


Figura 9 – Representação esquemática do calibrador padrão *PEAK MOTUS* (Fonte: DAVID, 2000)

- Coletas cinemetria – Para a realização da coleta de dados referentes às variáveis cinemática da marcha, o sujeito foi orientado a permanecer com o mínimo de vestimenta possível (calção de banho). Em seguida foram fixados marcadores

externos em acidentes ósseos específicos do corpo do sujeito (Figura 10), para a identificação dos parâmetros cinemáticos da marcha. O sujeito foi orientado a realizar sucessivos deslocamentos utilizando velocidade autoselecionada em sua marcha, do início (saída) ao final (chegada) do espaço determinado conforme visto na Figura 11. Previamente ao registro dos vídeos para a análise da marcha, o indivíduo caminhava cinco minutos livremente para adaptar-se ao ambiente laboratorial. Em cada coleta de dados foram registrados cinco vídeos com duração aproximada de cinco segundos, sendo extraídos dois ciclos da marcha de cada vídeo para a análise, desprezando-se os trechos iniciais e finais dos vídeos para evitar as fases de aceleração e desaceleração da marcha. Os mesmos procedimentos foram realizados após cada sessão de intervenção, onde foi realizada uma coleta de dados. Para minimizar possíveis variações no comportamento motor relacionado à marcha do sujeito, devido às flutuações do efeito do medicamento (MORRIS et al., 1994; URQUHART et al., 1999; VIEREGGE et al., 1997), foram selecionados três dias da semana (terças, quintas e sábados) em um determinado horário (entre 08:00 e 09:00 horas da manhã) para a realização das coletas de dados (período ON da medicação - ativa) (AURIEL et al., 2006).

Figura 10 – Modelo espacial para a obtenção das variáveis referentes à marcha (A= ângulo acromial da escápula direita; B= ângulo acromial da escápula esquerda; C= trocânter maior do fêmur direito; D= trocânter maior do fêmur esquerdo; E= epicôndilo lateral do fêmur direito; F= epicôndilo lateral do fêmur esquerdo; G= maléolo lateral da fíbula direita; H= maléolo lateral da fíbula esquerda; I= cabeça do segundo metatarso do pé direito; J= cabeça do segundo metatarso do pé esquerdo)



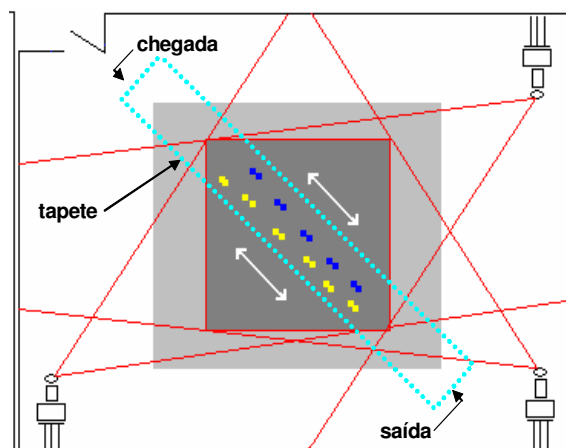


Figura 11 – Disposição das câmeras no espaço laboratorial, indicando local de saída e chegada dos deslocamentos do sujeito

### 3.5 Procedimentos experimentais

Após as coletas de dados referentes à linha de base (A1) (três vezes por semana durante cinco semanas) o processo de intervenção foi iniciado. A atividade de intervenção (fase B do estudo) que foi aplicada ao sujeito selecionado consistiu em 15 sessões de treino da marcha, realizadas três vezes por semana, durante um período de cinco semanas com duração de 30 minutos/sessão. Estas sessões foram constituídas de sucessivos deslocamentos no espaço pré-determinado (Figura 11) com velocidade livre/autoselecionada enquanto o indivíduo era submetido a estímulos visuais e sonoros simultâneos, visando à modulação de movimentos relativos à marcha.

Para gerar os estímulos visuais foi utilizado um Sistema de Estimulação Visual da Marcha (SEVM), desenvolvido especificamente para este estudo (Figura 12), que consistiu em um apontador laser que era fixado ao tórax do indivíduo (por meio de tiras elásticas) projetando uma marcação no solo, sendo que o indivíduo foi instruído a pisar sobre a mesma durante marcha. Esta marcação era projetada a uma distância correspondente ao comprimento de um passo ( $\approx 0,70\text{m}$ ) de um indivíduo saudável, com idade e estatura compatíveis com o sujeito do estudo, seguindo recomendações da literatura (LEWIS et al., 2000; MORRIS et al., 1994a) para regulação espacial da marcha.



Figura 12 - Sistema de Estimulação Visual da Marcha - SEVM montado em um sujeito

Para gerar os estímulos sonoros foi utilizado um metrônomo eletrônico Seiko® modelo SQ50 regulado em uma frequência específica de pulsos para servir como regulador da cadência da marcha (120 bpm, proporcional à CAD de idosos saudáveis) (LEWIS et al., 2000). O indivíduo foi orientado a sincronizar a frequência dos seus passos com os pulsos do metrônomo durante a realização da marcha na fase de intervenção (B).

Após a finalização do processo de intervenção (fase B) foi iniciada a fase de verificação da retenção dos efeitos causados pela intervenção (fase A2), onde as coletas de dados continuaram sendo realizadas com frequência de três vezes semanais durante as cinco semanas subsequentes.

Durante o estudo foi monitorado o envolvimento do sujeito com atividades físicas realizadas de forma controlada e contínua, registros acerca das características das atividades realizadas bem como sua frequência e finalidade. As atividades realizadas consistiram de duas sessões semanais de fisioterapia com duração de uma hora/sessão, duas sessões semanais de musculação (projeto de extensão universitária direcionado para portadores da DP) (50min/sessão) e jogo de bocha (duas vezes por semana com duração de duas horas/sessão) realizado junto a outros integrantes da APASC. Destaca-se que estas atividades eram realizadas

pelo indivíduo continuamente há muitos meses previamente ao início do presente estudo.

### 3.6 Processamento dos dados

Para a análise cinemática da marcha, medidas dos deslocamentos dos segmentos corporais durante o ciclo do andar foram monitoradas. Para tal foi utilizado o software DMAS 5.0, que permite a mensuração de grandezas espaço-temporais relacionadas ao andar a partir de eventos pré-estabelecidos por meio de imagens. Segundo Sutherland et al. (1998), para que um ciclo da marcha se complete ocorre uma seqüência de eventos sucessivos e regulares. Sendo assim, foram identificados os seguintes eventos:

- Evento 1: contato inicial do pé direito no solo (toque do calcanhar);
- Evento 2: saída do pé esquerdo do solo (desprendimento);
- Evento 3: contato inicial do pé esquerdo no solo;
- Evento 4: saída do pé direito do solo;

A identificação dos eventos nos vídeos de cada coleta foi realizada visualmente, devido à não-disponibilidade de um instrumento mais apropriado para este fim (ex. plataforma de força). Segundo Wall e Crosbie (1996), a técnica de determinação do toque do calcanhar e retirada do pé do solo por meio da videografia, se mostra altamente confiável e com erros mínimos, quando comparados com os registros de plataformas de força.

Com base na definição dos eventos, variáveis espaço-temporais foram geradas (CAD,  $v$ , CP-D, CP-E, CTC, LP, TAD-D, TAD-E, TAS-D, TAS-E, TP-D, TP-E, TTC - conforme descritas no item 1.5 - Definição das variáveis), cada qual correspondendo a uma característica que define a forma de andar do sujeito do estudo.

Para minimizar os possíveis erros de digitalização foi utilizado o filtro *Least Square Fit*, disponível no próprio sistema DMAS 5.0, operando de forma automática com uma frequência de corte estabelecida em 3 Hz.



### 3.7 Tratamento estatístico dos dados

Para apresentação dos dados espaço-temporais foi adotada estatística descritiva em termos de média e desvio-padrão.

Em um estudo experimental de caso único, a análise criteriosa das medidas intra e interfases é necessária para determinar se ocorreram mudanças de comportamento na fase de intervenção e se estas estão associadas ao tratamento proposto (PORTNEY; WATKINS, 2000), para isso, adotou-se o método estatístico Banda de Dois Desvios-Padrão.

O método da Banda de Dois Desvios-Padrão consistiu no cálculo da média e desvio-padrão dos dados da fase linha de base (A1), sendo que as bandas foram plotadas dois desvios-padrão acima e abaixo da média obtida na linha de base, e então estendidas à fase subsequente (intervenção - B) (PORTNEY; WATKINS, 2000; SATAKE et al., 2008). A significância estatística foi baseada nas premissas que os dados são independentes (coeficiente de correlação de Pearson) e normalmente distribuídos (teste de Kolmogorov-Smirnov). Foram consideradas mudanças estatisticamente significativas quando pelo menos dois pontos consecutivos na fase de intervenção encontravam-se fora da banda de dois desvios-padrão, uma vez que a probabilidade que tal evento ocorra é menor que 0,05 (OTTENBACHER, 1986; PORTNEY; WATKINS, 2000). O mesmo método foi utilizado para comparar as fases de intervenção (B) e retenção (A2).

Tendo em vista que a confiabilidade dos resultados de um estudo experimental de caso único depende da estabilidade dos dados na fase linha de base (BACKMAN et al., 1997), avaliou-se a variabilidade dos dados da fase A1 com o cálculo dos coeficientes de variação (CV) para cada uma das variáveis analisadas. O cálculo do CV foi realizado dividindo-se o desvio-padrão pela média dos escores obtidos durante a fase A1 e multiplicando-se o valor encontrado por 100. Em geral, respostas biológicas com coeficientes de variação superiores a 30% são consideradas muito instáveis (SAMPAIO, 2002).



## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O presente capítulo descreve e discute os resultados obtidos na análise cinemática da marcha do sujeito analisado, em função das diferentes fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

Na Figura 13 é apresentado o comportamento do comprimento do passo direito (CP-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

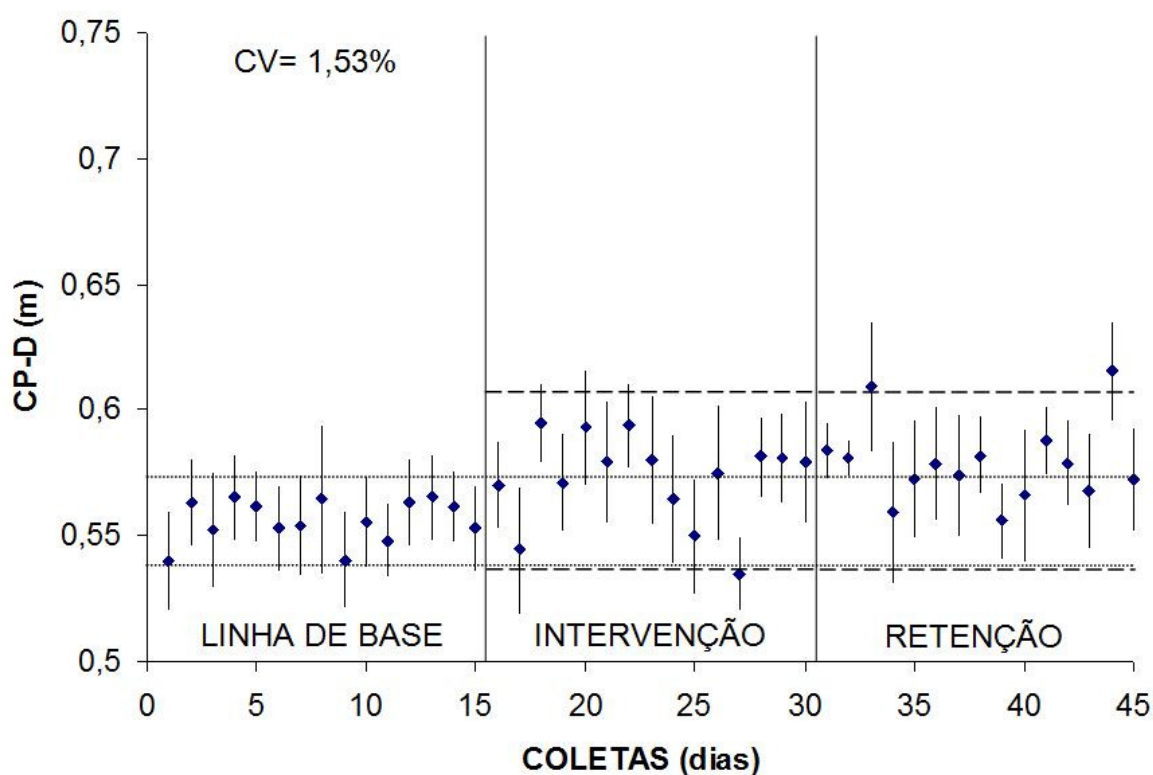


Figura 13 - Comportamento do comprimento do passo direito (CP-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Na linha de base (A1) o sujeito estudado apresentou  $0,56 \pm 0,01\text{m}$  de comprimento de passo direito (CP-D), enquanto que na fase de intervenção (B) foi de  $0,57 \pm 0,02\text{m}$  e na fase de retenção (A2)  $0,58 \pm 0,02\text{m}$ . Esses valores são muito próximos dos reportados em outros estudos com portadores da DP (FERREIRA, 2005; REIS, 2006) para CP-D ( $0,57\text{m}$  e  $0,60\text{m}$ , respectivamente).

Diversos estudos analisando a marcha de portadores da DP trazem valores referentes à variável comprimento de passo (CP), no entanto a grande maioria não especifica a lateralidade dos mesmos, devido a restrições impostas pelos instrumentos utilizados – cinemetria 2D e plataformas de pressão plantar (DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; ETO et al., 2004; LUBIK et al., 2006) – ou por delimitações metodológicas que não incluíam ambas as variáveis – cinemetria 3D (KRYSTHKOWIAK et al., 2003). Estes estudos apresentaram valores de CP entre 0,43m e 0,63m, sendo assim, similares aos verificados para CP-D do sujeito analisado nas três fases do presente estudo.

Com relação à idosos saudáveis, Del Olmo e Cudeiro (2005) e Del Olmo et al. (2006) apresentaram valores de CP superiores (0,68m e 0,69m, respectivamente) aos observados no CP-D do participante deste estudo em todas as fases.

Adotando como parâmetro a classificação dos índices de variabilidade proposta por Gomes (1990), observa-se na Figura 13 que a variabilidade do comportamento de CP-D na fase A1 foi baixa (1,53%), demonstrando estabilidade. Outros estudos (ARIAS; CUDEIRO, 2008; DEL OLMO et al., 2006) apresentam valores de CV referentes à CP, tanto de portadores da DP (6,61% e 6,98%, respectivamente) quanto de idosos saudáveis (3,92% e 2,76%, respectivamente), maiores que aqueles aqui observados em CP-D.

Comparando as fases A1 e B é possível observar uma ampliação significativa ( $p < 0,05$ ) do CP-D (Figura 13), tendo em vista que na fase B um número superior a dois pontos consecutivos (dias 20, 21, 22, 23 e 28, 29, 30) extrapolaram a parte superior da banda de dois desvios-padrão calculada a partir da média na fase A1. Por outro lado, comparando as fases B e A2 não foram constatadas alterações significativas ( $p > 0,05$ ) no comportamento de CP-D. Esses resultados demonstram que a intervenção foi capaz de ampliar o CP-D do indivíduo estudado, sendo que estes ganhos foram mantidos por pelo menos cinco semanas após a retirada dos estímulos.

Com o objetivo de verificar a eficácia de uma intervenção baseada em estímulos sonoros na marcha de portadores da DP, Suteerawattananon et al. (2006) instruíram 8 parkinsonianos a utilizarem um estimulador sonoro portátil (frequência 25% maior que a CAD preferida) durante uma semana. Após a semana de treinamento os indivíduos também apresentaram incrementos (16% -  $p = 0,01$ ) no CP-D.

Em um estudo com o objetivo de verificar os efeitos de uma intervenção baseada em estímulos verbais (incentivando a dissociação entre a cintura pélvica e a escapular, e iniciar o contato do pé e o solo com a região do retopé/calcanhar) na marcha de um portador da DP, Ferreira (2005) verificou aumento significativo ( $p < 0,05$ ) nos valores de CP-D.

A partir da aplicação de dez sessões de treinamento da marcha (caminhada de 550m) com a utilização de estímulos verbais (orientação: “caminhe com passos longos”) em portadores da DP, Lehman et al. (2005) também verificaram ampliação nos valores de CP-D (de 0,58m passou para 0,70m durante a intervenção, 0,63m após uma semana do término da intervenção e 0,60m após um mês), sendo que estes efeitos persistiram por pelo menos quatro semanas após a retirada dos estímulos.

Na Figura 14 é apresentado o comportamento do comprimento do passo esquerdo (CP-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

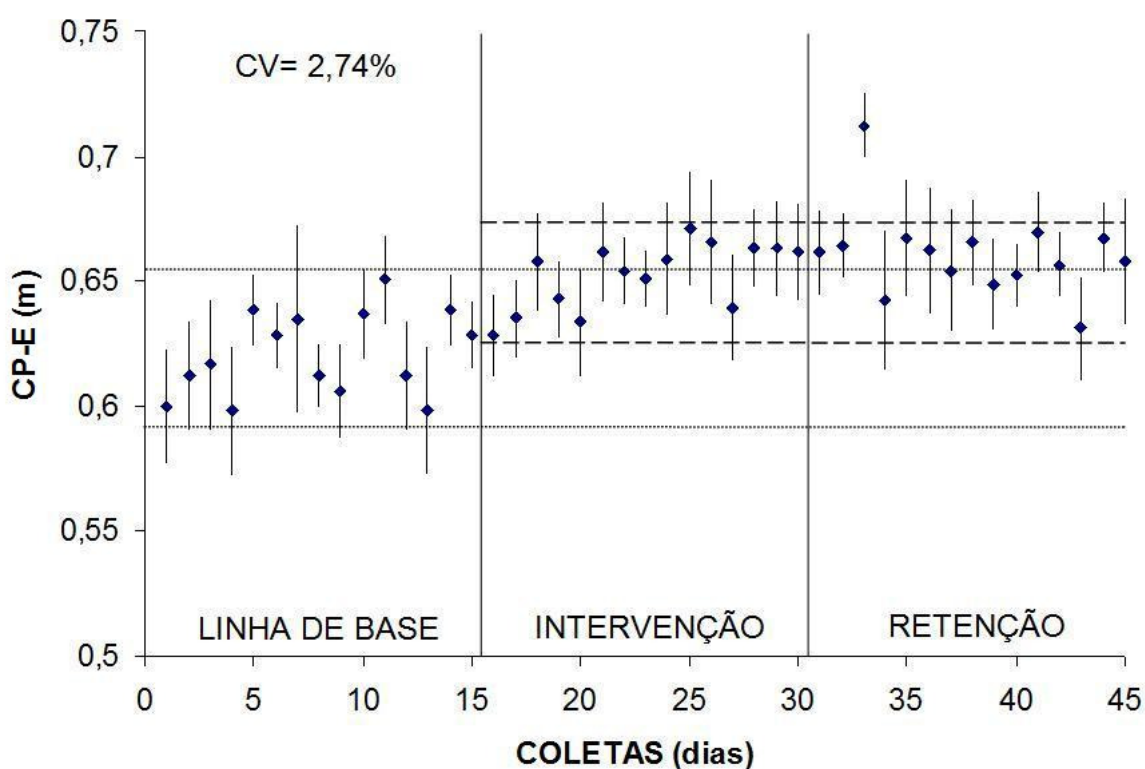


Figura 14 - Comportamento do comprimento do passo esquerdo (CP-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou

menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Durante a fase A1 o sujeito estudado apresentou  $0,62 \pm 0,02\text{m}$  de comprimento de passo esquerdo (CP-E), enquanto que na fase B foi de  $0,65 \pm 0,01\text{m}$  e na fase A2  $0,66 \pm 0,02\text{m}$ . Esses valores mostram-se acima dos reportados em outros estudos com portadores da DP (FERREIRA, 2005; REIS, 2006) para CP-E ( $0,53\text{m}$  e  $0,52\text{m}$ , respectivamente). A média do CP-E na fase A1 se enquadrou na faixa ( $0,43\text{m} - 0,63\text{m}$ ) citada pela literatura (DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; ETO et al., 2004; KRYSTHKOWIAK et al., 2003; LUBIK et al., 2006) para CP em portadores da DP, no entanto os valores de B e A2 foram superiores.

Tendo como base os valores de CP ( $0,68\text{m}$  e  $0,69\text{m}$ , respectivamente) de idosos saudáveis referidos pela literatura (DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006), observa-se que o CP-E do indivíduo estudado foi muito semelhante, principalmente nas fases B e A2.

Da mesma maneira que o CP-D, o CP-E também se apresentou estável na fase A1 (Figura 14), confirmado pela baixa variabilidade (2,74%) dos valores, estes que ainda se mostraram abaixo dos relatados pela literatura (ARIAS; CUDEIRO, 2008; DEL OLMO et al., 2006) para parkinsonianos (6,61% e 6,98%, respectivamente) e idosos saudáveis (3,92% e 2,76%, respectivamente).

Ao comparar o comportamento do CP-E (Figura 14) nas fases A1 e B constatou-se que a intervenção proporcionou uma ampliação significativa ( $p < 0,05$ ) desta variável, tendo em vista que duas seqüências de três pontos consecutivos (dias 24, 25, 26 e 28, 29, 30) apresentaram valores superiores à faixa superior da banda de dois desvios-padrão. Já entre as fases B e A2, o comportamento de CP-E não se diferenciou ( $p > 0,05$ ), demonstrando a retenção dos efeitos por pelo menos cinco semanas após a retirada da intervenção.

Em seu estudo de caso único, Ferreira (2005) também verificou aumento significativo ( $p < 0,05$ ) nos valores de CP-E com a introdução de estímulos externos na marcha de um portador da DP, no entanto os estímulos disponibilizados eram instruções verbais tentando aproximar a marcha do indivíduo aos padrões de normalidade.

Diversos outros estudos analisando os efeitos de diferentes tipos de estímulos e intervenções na marcha de portadores da DP trazem valores referentes à variável CP, todavia sem distinguirem a lateralidade da mesma. Dentre estes, Sidaway et al. (2006), em um estudo analisando os efeitos de uma intervenção baseada em estímulos visuais (faixas fixadas no solo, perpendicularmente à linha de deslocamento) na marcha de um portador da DP, encontraram resultados semelhantes aos aqui apresentados. Na linha de base os valores de CP variaram de 0,53m a 0,56m, sendo incrementados significativamente ( $p < 0,001$ ) durante as intervenções apresentado valores entre 0,59m e 0,67m, e permanecendo ampliados significativamente (0,68m) em relação à linha de base mesmo após quatro semanas do término das intervenções.

Ahmad et al. (2007), em um estudo analisando os efeitos imediatos de estímulos visuais (faixas fixadas ao solo) na marcha de portadores da DP ( $n = 30$ ) após serem submetidos à cirurgia de estimulação cerebral profunda, verificaram incrementos de 27% no CP durante a utilização dos estímulos.

Buscando verificar os efeitos de estímulos sensoriais (visuais, sonoros e simultâneos) na marcha de portadores da DP ( $n = 25$ ), Arias e Cudeiro (2008) constataram que os três diferentes tipos de estímulos provocaram ampliação nos valores de CP. Os autores também verificaram relação entre os incrementos dos valores de CP e a frequência tanto dos estímulos sonoros ( $p < 0,001$ ) quanto dos visuais ( $p = 0,034$ ), haja vista que foram testadas frequências entre 70 e 110% da CAD preferida por cada sujeito.

Recentemente, Baker et al. (2007) realizaram um estudo com o intuito de analisar os efeitos imediatos de estímulos sonoros (metrônomo) e verbais (instrução de “caminhar com passos longos”) simultâneos durante a marcha com e sem a realização de uma tarefa secundária (transportar uma bandeja com dois copos d’água). Verificaram que, tanto durante a tarefa simples quanto a dupla, o CP foi ampliado (15% e 17%, respectivamente) significativamente ( $p < 0,001$ , para ambas).

O comportamento do comprimento total do ciclo da marcha (CTC) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção) é apresentado na Figura 15.

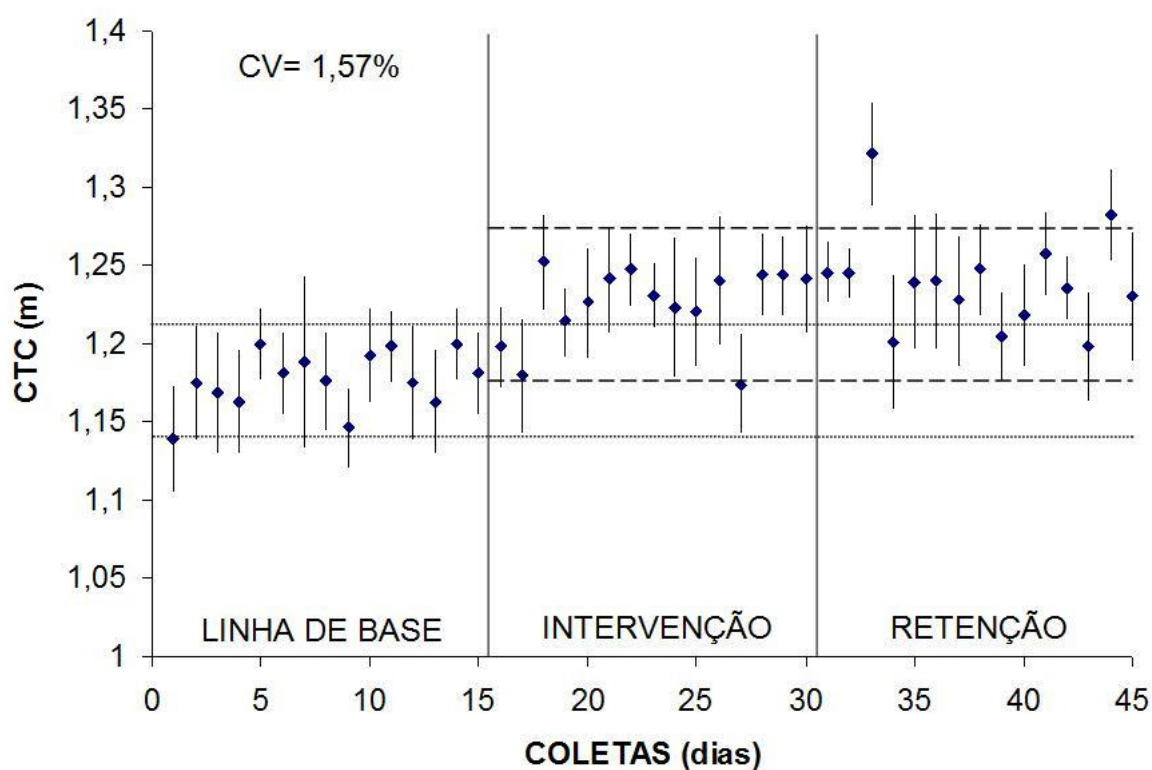


Figura 15 - Comportamento do comprimento total do ciclo da marcha (CTC) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Os valores de CTC do indivíduo analisado ( $1,18 \pm 0,02\text{m}$  na fase A1;  $1,22 \pm 0,02\text{m}$  na fase B e  $1,24 \pm 0,03\text{m}$  na fase A2) foram superiores aos reportados por diversos estudos com parkinsonianos (BLOEM et al., 1997; ETO et al., 2004; FERRARIN et al., 2005; KRYSKOWIAK et al., 2003; LEWIS et al., 2000; MORRIS et al., 1999; SCANDALIS et al., 2001; SOFWA et al., 2005; URQUHART et al., 1999; VIEREGGE et al., 1997), variando de 0,83m a 1,11m. Por outro lado, os resultados de CTC (de 0,90m a 1,29m) mostrados por Ferreira (2005) e Reis (2006) mostraram-se mais condizentes com aqueles aqui observados.

Ao comparar o CTC do participante deste estudo com o CTC de idosos saudáveis apresentados pela literatura (BLOEM et al., 1997; FERRARIN et al., 2005; LEWIS et al., 2000; SOFUWA et al., 2005; VIEREGGE et al., 1997) – variando de 1,24m a 1,42m, observa-se que apenas o valor mensurado na fase A2 se enquadra nessa faixa, nas outras duas os valores foram inferiores. Este resultado é sustentado por diversos estudos (CANNING et al., 2006; FAIST et al., 2001; FERRARIN et al., 2005; KNUTSSON, 1972; LEWIS et al., 2000; LUBIK et al., 2006; MORRIS et al.,



1994; O'SULLIVAN et al., 1998; SOFUWA et al., 2005; URQUHART et al., 1999; VIEREGGE et al., 1997; ZIJLSTRA et al., 1998) ao afirmarem que os parkinsonianos apresentam CTC inferior com relação a idosos saudáveis.

Na fase A1 a variável CTC (Figura 15) apresentou um comportamento estável (CV= 1,57% - baixa variabilidade). Esta variabilidade mostrou-se abaixo dos valores (2,28%; 8,8%; 7,36%; 5,32%; respectivamente) apresentados pela literatura para portadores da DP (AURIEL et al., 2006; BLOEM et al., 1997; DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; LEWIS et al., 2000). Associações entre o CV-CTC e quedas têm sido reportadas pela literatura (SCHAAFSMA et al., 2003), sendo que na DP as quedas são mais comuns nos estágios mais avançados da doença (III-IV H&Y), onde o CV-CTC é mais elevado (ARIAS; CUDEIRO, 2008). Mesmo estando no estágio III H&Y, o indivíduo aqui analisado não relatou quedas.

A dificuldade de regulação do comprimento da passada nos portadores da DP pode estar associada ao rompimento da comunicação interna na organização de movimentos sequenciais (MORRIS et al., 1994a), aumento na variabilidade da produção de força (BLIN et al., 1990; HAUSDORFF et al., 1998), alterações nos reflexos posturais (BLIN et al., 1990; HAUSDORFF et al., 1998), ou distúrbios na interpretação de informações sensoriais e *feedback* (LEWIS et al., 2000).

A partir do estudo da marcha de idosos, Brian (1997) afirma que a variabilidade da passada é um potencializador da probabilidade de experimentação de futuras quedas.

Diante da ampliação dos comprimentos de passos (CP-D e CP-E), logo o CTC (Figura 15) também se apresentou ampliado ( $p < 0,05$ ) durante a intervenção baseada nos estímulos audiovisuais, haja vista que duas sequências de pontos consecutivos (dias 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26 e 28, 29, 30) ultrapassaram a faixa superior da banda de dois desvios-padrão. Contudo, o comportamento do CTC não se diferenciou ( $p > 0,05$ ) entre as fases B e A2, permanecendo ampliado em relação à fase A1. O incremento observado na amplitude da passada é muito importante, pois esta é a variável mais afetada na marcha dos portadores da DP (ARIAS; CUDEIRO, 2008).

O CTC mostrou-se a variável espacial mais mensurada entre os estudos (AHMAD et al., 2007; AZULAY et al., 1999; FERRARIN et al., 2008; FERREIRA, 2005; HAUSDORFF et al., 2007; HOWE et al., 2000, 2003; LEWIS et al., 2000;



MCINTOSH et al., 1997; MORRIS et al., 1994a; ZIJLSTRA et al., 1998) analisando os efeitos de diferentes tipos de estímulos externos na marcha de portadores da DP.

Em um estudo buscando verificar se os portadores da DP ainda são capazes de modular a cadência da marcha, MORRIS et al. (1994a) disponibilizaram estímulos visuais (faixas fixadas ao solo), ajustadas com distâncias correspondentes ao CTC de idosos saudáveis em velocidade voluntária máxima, para portadores da DP (n = 15) caminharem pisando sobre as mesmas. Nas coletas de dados sem a estimulação os parkinsonianos apresentaram CTC inferiores ( $p < 0,001$ ) em relação aos idosos saudáveis, no entanto com a introdução dos estímulos esta diferença foi suprimida. Estes resultados demonstram que a capacidade de modulação espacial da marcha continua presente nos portadores da DP.

Ahmad et al. (2007) observaram incremento imediato de 27% no CTC de portadores da DP (pós estimulação cerebral profunda) com a utilização de estímulos visuais fixados ao solo. Da mesma maneira, Azulay et al. (1999) também verificaram aumento ( $p < 0,001$ ) do CTC de parkinsonianos com o uso do mesmo tipo de estimulação. Neste mesmo estudo foi introduzida iluminação estroboscópica (3Hz) simultânea aos estímulos visuais para simular a movimentação dos mesmos (dinâmicos – que se movimentam junto ao indivíduo), no entanto os portadores da DP apresentaram respostas negativas, retornando os valores de CTC aos níveis da linha de base.

Também adotando estímulos visuais dinâmicos (apontador laser fixado ao tórax do indivíduo), Lewis et al. (2000) verificaram resultados similares ao presente estudo, sendo que os indivíduos analisados apresentaram CTC ampliado significativamente ( $p < 0,001$ ) diante do uso dos estímulos visuais durante a marcha.

Utilizando um dispositivo que proporcionava estímulos visuais (luminosos) nas laterais das lentes de um óculos, Ferrarin et al. (2008) constataram que estímulos visuais alternados lateralmente e sincronizados com o desprendimento do pé contra lateral do solo provocaram incrementos na ordem de 19,8% no CTC de portadores da DP (n = 15).

Já adotando estímulos sonoros (metrônomo), Howe et al. (2000, 2003) realizaram um experimento para verificarem os efeitos da variação da frequência dos estímulos (115; 107,5; 92,5; 85% da CAD preferida) disponibilizados durante a marcha de portadores da DP (n = 11). Estes autores constataram que a média do CTC dos indivíduos analisados permaneceu estável independentemente da

frequência de estimulação. Em contrapartida, McIntosh et al. (1997) verificaram ampliação significativa (18,6% -  $p < 0,02$  e 18,9% -  $p < 0,02$ , respectivamente) tanto no CTC da marcha de portadores da DP na fase ON ( $n = 21$ ) da medicação quanto na OFF ( $n = 10$ ) com a introdução de estímulos sonoros com frequência de 110% da CAD voluntária máxima.

Em um estudo analisando a adaptação voluntária e involuntária da marcha em portadores da DP a partir de estímulos externos (visuais e sonoros), instruções de velocidade e marcha em esteira rolante, Zijlstra et al. (1998) verificaram aumento linear de CTC diante de incrementos na velocidade da marcha dos portadores da DP ( $n = 10$ ). Em todas as situações testadas o CTC dos parkinsonianos foi inferior ao dos idosos saudáveis, no entanto apresentaram incrementos de CTC mais pronunciados diante da variação da velocidade.

Adotando estímulos instrucionais (incentivando a dissociação entre a cintura pélvica e a escapular, e iniciar o contato do pé e o solo com a região do retropé/calcanhar) para regular a marcha de um portador da DP, Ferreira (2005) também verificou aumento significativo ( $p < 0,05$ ) nos valores de CTC (passando de 1,09m na linha de base para 1,21m durante a intervenção).

No único estudo que analisou os efeitos de estímulos visuais e sonoros separadamente e simultaneamente encontrado na literatura pesquisada, Suteerawattananon et al. (2004) verificaram que a combinação de estímulos visuais e sonoros reduziram os efeitos dos estímulos visuais (separadamente) no CTC. Os mesmos autores afirmaram que a adição de dois estímulos ao mesmo tempo pode dividir a atenção, resultando em um decréscimo no desempenho da marcha. Dietz et al. (1990) também verificaram amortização dos efeitos de estímulos visuais fixados ao solo na marcha em parkinsonianos com a introdução de um segundo estímulo visual (bengala invertida).

Os incrementos observados em CP-D, CP-E e CTC levam a crer que o indivíduo analisado no atual estudo apresentou maior controle sobre sua marcha. Esta inferência apóia-se em afirmações de outros pesquisadores (SMITH et al., 1997), os quais alegam que com o aumento da idade há uma redução no comprimento da passada, com o intuito de criar uma base mais segura para a marcha e para a manutenção do equilíbrio na realização da mesma.

Assumindo o pressuposto que no padrão normal da marcha tanto o CP-D quanto o CP-E devem representar 50% do CTC (PERRY, 2005; SUTHERLAND et

al., 1998), pode-se afirmar que parece haver um maior comprometimento no mecanismo de regulação do CP-D do indivíduo estudado, pois nas três fases do estudo o CP-D (47,5; 46,7; 46,8% do CTC) mostrou-se menor que o CPE (52,5; 53,3; 53,2% do CTC, respectivamente). Estes resultados podem estar associados com o fato que nas fases iniciais da DP os comprometimentos motores mostram-se mais pronunciados em um dos lados do corpo (HOEHN e YAHR, 1967).

Na Figura 16 é apresentado o comportamento da largura de passo (LP) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

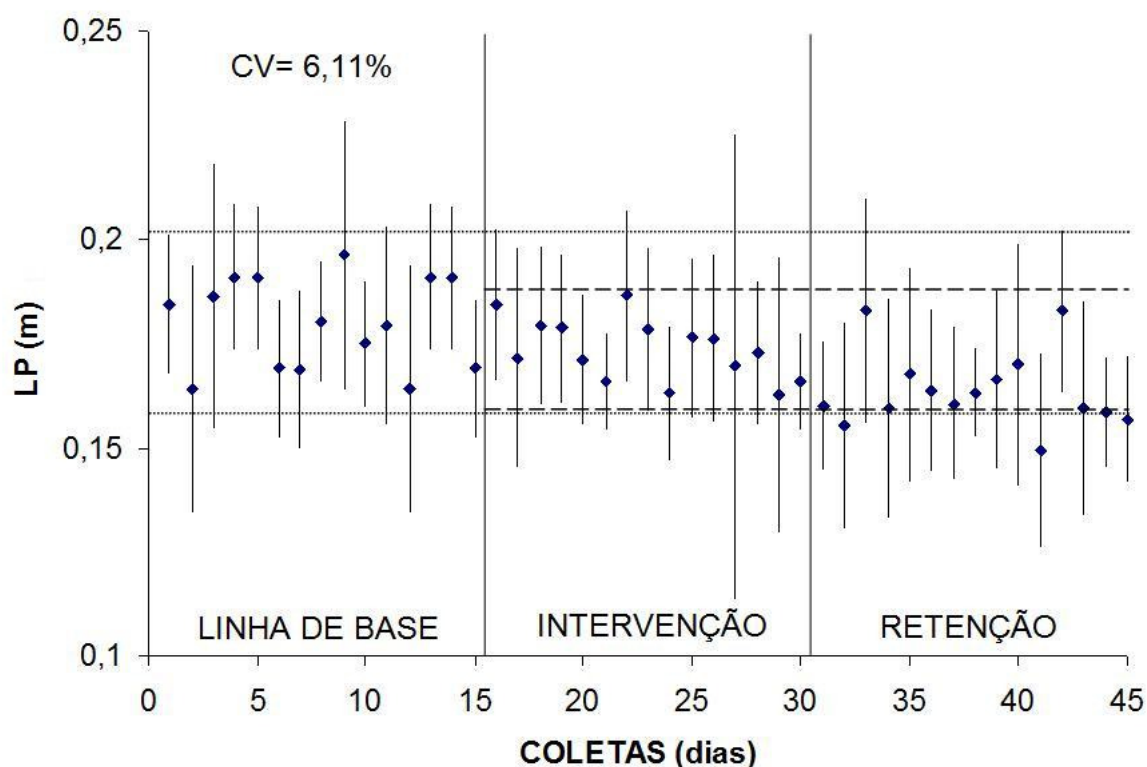


Figura 16 - Comportamento da largura de passo (LP) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Na fase A1 o sujeito estudado apresentou  $0,18 \pm 0,01$ m de LP, enquanto que na fase B foi de  $0,17 \pm 0,01$ m e na fase A2  $0,16 \pm 0,01$ m. Estes resultados são próximos aos reportados por Reis (2006) (0,17m) e Mitoma et al. (2000) em portadores da DP nas fases I-III H&Y (0,18m). Em um estudo similar, descrevendo parâmetros biomecânicos da marcha de parkinsonianos, Vieregge et al. (1997)

identificaram valores referentes à LP (0,07m) muito inferiores aos encontrados neste estudo, isto provavelmente se deve à utilização de um método diferente daquele aqui empregado para a mensuração desta variável (identificando a distância entre os maléolos mediais, enquanto que neste estudo mensurou-se a distância entre os maléolos laterais).

Tendo como padrão de normalidade uma LP de 0,08m (PERRY, 2005), pode-se dizer que o participante deste estudo apresentou uma base de sustentação ampliada. Segundo Brian (1997), o medo de cair pode provocar o aumento da base de sustentação, visando aumentar o equilíbrio dinâmico.

Observa-se na Figura 16 que a variabilidade do comportamento de LP na fase A1 foi baixa (6,11%), demonstrando um comportamento estável. Em um estudo descrevendo as características da marcha de portadores da DP (n = 17), Vieregge et al. (1997) observaram uma variabilidade (CV = 22,7%) de LP muito maior que no presente estudo.

Comparando as fases A1 e B não foi observada diferença ( $p > 0,05$ ) no comportamento de LP (Figura 16). Contudo, comparando as fases B e A2 constatou-se redução ( $p < 0,05$ ) dos valores de LP, já que dois pontos consecutivos de A2 (dias 44 e 45) apresentaram-se abaixo da banda de dois desvios-padrão, calculada a partir da média na fase B. Vale ressaltar que o comportamento de LP na fase A2 não se diferenciou de A1.

Da mesma maneira que no presente estudo, Ahmad et al. (2007) não verificaram alterações ( $p = 0,53$ ) na LP de parkinsonianos submetidos à estímulos visuais durante a marcha, no entanto os valores apresentados (0,07m tanto na presença quanto na ausência da intervenção) foram muito inferiores aos aqui constatados. Como relatado acima, essas diferenças podem estar relacionadas com a adoção de diferentes pontos de referência anatômicos nos tornozelos.

Na literatura pesquisada não foram encontrados outros estudos analisando a influência de estímulos externos na variável LP na marcha de portadores da DP, talvez pelo fato que esta não seja alvo das modulações esperadas pelos pesquisadores.

Tendo em vista que durante a marcha a rotação transversa que ocorre na pelve é proporcional ao comprimento de passo, e que este movimento tende a aproximar os pés da linha média do corpo (PERRY, 2005), pode-se associar a

redução na LP do indivíduo aqui analisado às reduções comprovadas nas variáveis CPD, CPE e CTC.

Na Figura 17 é descrito o comportamento da cadência de passos (CAD) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção)

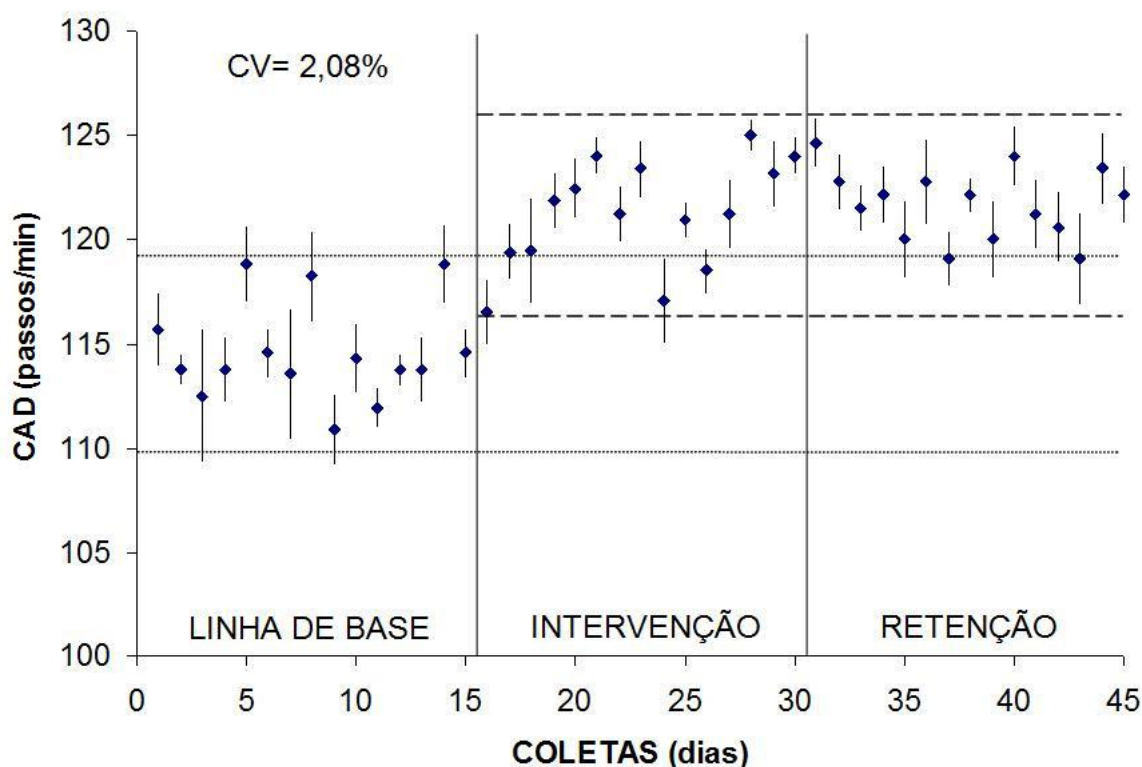


Figura 17 - Comportamento da cadência de passos (CAD) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Durante a fase A1 o sujeito estudado apresentou CAD de  $114,59 \pm 2,39$  passos/min, enquanto que na fase B foi de  $121,22 \pm 2,58$  passos/min e na fase A2  $121,72 \pm 1,70$  passos/min. Esses valores mostraram-se de acordo com os dados de Behrman et al. (1998), Krysthkowiak et al. (2003), Lewis et al. (2000), Morris et al. (1999), Sekine et al. (2004), Shan et al. (2001) e Vieregge et al. (1997) (114 – 120 passos/min), entretanto outros estudos (DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; FERRARIN et al., 2002, 2005; REIS, 2006; SOFUWA et al., 2005; URQUHART et al., 1999) trazem valores inferiores (100 – 109 passos/min) para CAD de parkinsonianos.

Em estudos com idosos saudáveis (DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; LEWIS et al., 2000; SEKINE et al., 2004; SOFUWA et al., 2005; VIEREGGE et al., 1997) foram relatados valores de CAD proporcionais (113 – 126 passos/min) aos observados neste estudo. Estes resultados contradizem a opinião de alguns autores (CANNING et al., 2006; FAIST et al., 2001; FERRARIN et al., 2005; LUBIK et al., 2006; MORRIS et al., 1994; O’SULLIVAN et al., 1998) ao afirmarem que há um aumento na CAD nos portadores da DP, buscando compensar a redução do CTC.

A variável CAD (Figura 17) apresentou um comportamento estável (CV= 2,08% - baixa variabilidade) na fase A1. Valor muito similar de CV (2,94%) foi apresentado por Lewis et al. (2000).

Ao comparar as fases A1 e B observa-se que a CAD (Figura 17) é ampliada ( $p < 0,05$ ) com a intervenção, tendo em vista que na fase B um número superior a dois pontos consecutivos (dias 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23 e 27, 28, 29, 30) extrapolou a parte superior da banda de dois desvios-padrão, calculada a partir da média na fase A1. Em contrapartida, comparando as fases B e A2 não foram constatadas alterações significativas ( $p > 0,05$ ) no comportamento da CAD, permanecendo ampliada em relação à fase A1.

Observou-se na literatura que a CAD foi mensurada na maioria dos estudos (AHMAD et al., 2007; ARIAS; CUDEIRO, 2008; AZULAY et al., 1999; BAKER et al., 2007; BEHRMAN et al., 1998; DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; FERRARIN et al., 2008; HOWE et al., 2000, 2003; LEHMAN et al., 2005; LEWIS et al., 2000; MCINTOSH et al., 1997; MORRIS et al., 1994a; ROCHESTER et al., 2007; ZIJLSTRA et al., 1998) que analisaram os efeitos de diferentes tipos de estímulos externos na marcha de portadores da DP.

Ahmad et al. (2007) observaram incrementos significativos (24% superior à linha de base,  $p < 0,001$ ) na CAD de portadores da DP diante de estímulos visuais (fixados ao solo), sendo que estes resultados foram mantidos (15% superior à linha de base,  $p < 0,001$ ) logo após a retirada da estimulação (retenção imediata).

Adotando estímulos rítmicos (visuais e sonoros, disponibilizados através de fones de ouvido e óculos instrumentalizados com LEDs) para a regulação da marcha de portadores da DP ( $n = 25$ , H&Y III-IV), Arias e Cudeiro (2008) observaram reduções ( $p < 0,001$ ) da CAD com a utilização de estímulos sonoros nas frequências de 70% e 80% da CAD preferida, e incrementos ( $p < 0,001$ ) com a utilização das



frequências 100% e 110%. Nesse mesmo estudo não foram verificadas alterações na CAD dos parkinsonianos com a utilização de estímulos rítmicos visuais com diferentes frequências (70%, 80%, 90%, 100% e 110%). Vale ressaltar que no presente estudo a frequência dos estímulos sonoros foi de  $\approx 105\%$  da CAD preferida.

Estudando os efeitos de linhas paralelas fixadas ao solo na marcha de portadores da DP, Azulay et al. (1999) não constataram alterações ( $p > 0,05$ ) na CAD tanto com iluminação convencional quanto com iluminação estroboscópica (simulando movimento das marcações no solo). Destaca-se que neste estudo os pesquisadores apenas solicitaram que os indivíduos caminhassem, sem mencionar qualquer informação à respeito das marcações no chão. Geralmente nos estudos utilizando estímulos visuais os participantes são orientados à pisarem sobre ou à frente das marcações.

Baker et al. (2007) verificaram que durante a marcha como tarefa única os estímulos verbais (instrução de “caminhar com passos longos”) provocaram redução ( $p = 0,042$ ) de 6% nos valores de CAD, enquanto que durante a marcha com dupla tarefa (transportar uma bandeja com dois copos d’água) tanto os estímulos verbais quanto a combinação de verbais e sonoros (metrônomo) reduziram a CAD em 6% ( $p < 0,001$ ) e 10% ( $p = 0,009$ ), respectivamente.

Testando diversos tipos de instruções verbais (“caminhe enquanto balança os braços deliberadamente”, “caminhe enquanto realiza uma contagem numérica em voz alta”, “caminhe utilizando passos longos”, “caminhe rapidamente”) para normalizar as variáveis temporais e espaciais da marcha de parkinsonianos ( $n = 8$ ), Behrman et al. (1998) verificaram alterações em CAD apenas quando instruíram os portadores da DP a caminharem com passos longos (redução de 14%) e rapidamente (aumento de 30%).

Ao expor portadores da DP ( $n = 15$ ) à estimulação sonora (metrônomo) durante a marcha, Del Olmo e Cudeiro (2005) verificaram que frequências de 60bpm e 90bpm reduziram ( $p = 0,001$  para ambas) e a de 150bpm aumentou ( $p = 0,015$ ) a CAD em relação à frequência preferida, enquanto que 120bpm não modificou o comportamento da CAD.

Após 20 sessões (duração de uma hora) de um programa de reabilitação composto por atividades de coordenação motora de movimentos das mãos e da marcha, Del Olmo et al. (2006) não verificaram alterações na CAD da marcha de portadores da DP ( $n = 9$ ).



Utilizando óculos instrumentados com LEDs nas laterais das lentes para gerar estímulos visuais durante a marcha de portadores da DP, Ferrarin et al. (2008) constataram que estímulos unilaterais alternados (direita e esquerda) e sincronizados com o desprendimento do pé contra-lateral reduziram ( $p < 0,05$ ) os valores de CAD de 109,1 passos/min para 97,2 passos/min.

Howe et al. (2000, 2003) testaram os efeitos da variação da frequência (115 bpm; 107,5 bpm; 92,5 bpm; 85bpm) de estímulos sonoros disponibilizados durante a realização da marcha de parkinsonianos ( $n = 11$ ), e constataram que há uma relação diretamente proporcional entre a frequência dos estímulos e a CAD, sendo que com 92,5bpm a CAD permaneceu inalterada, enquanto que com 85bpm reduziu-a ( $p < 0,001$ ) e com 115bpm e 107,5bpm ampliou-a ( $p < 0,001$  para ambas as frequências).

Lehman et al. (2005) também constataram que durante a estimulação verbal (instrução de caminhar com passos longos) os portadores da DP ( $n = 5$ ) reduziram ( $p < 0,05$ ) a CAD de 104,66 passos/min (sem estímulos) para 98,19 passos/min (com estímulos).

Lewis et al. (2000) realizaram um estudo comparando estímulos visuais tradicionalmente utilizados (faixas fixadas ao chão perpendicularmente à linha de deslocamento) para a reabilitação da marcha em portadores da DP com um novo sistema composto por um apontador laser fixado no próprio sujeito que projetava uma marcação no solo (similar ao utilizado no presente estudo). Os autores verificaram que tanto as marcações no solo quanto o sistema de laser reduziram significativamente ( $p = 0,008$ ,  $p = 0,04$ ) a CAD dos parkinsonianos, porém com o sistema de laser a CAD foi maior ( $p = 0,006$ ).

Testando os efeitos de sinais sonoros rítmicos (metrônomo) na marcha de parkinsonianos na fase ON ( $n = 15$ ) e OFF ( $n = 10$ ) da medicação, Mcintosh et al. (1997) verificaram que ambos os grupos ampliaram (ON – 10,8%,  $p < 0,05$ ; OFF – 9,9%,  $p < 0,05$ ) suas CAD diante de estímulos sonoros 10% acima da CAD preferida. Os efeitos da estimulação persistiram durante a última coleta de dados (sem estimulação), indicando retenção de curto prazo.

Em um estudo com 15 portadores da DP e 15 idosos saudáveis, Morris et al. (1994a) constataram que a habilidade de modulação da CAD permanece intacta nos parkinsonianos, atribuindo a acinesia às deficiências no sistema de regulação espacial da marcha. Os autores verificaram que a CAD dos portadores da DP passou de 83,7 passos/min (preferida) para 129,9 passos/min com a estimulação

visual (faixas fixadas no solo com distâncias proporcionais ao CP do grupo controle) e verbal (“caminhe em sua velocidade máxima”), enquanto que no grupo controle passou de 108,1 passos/min para 132,7 passos/min.

Rochester et al. (2007) verificaram reduções significativas em CAD com três tipos de estímulos rítmicos externos: visuais (sinais luminosos gerados por LEDs posicionados em um óculos) -5,23 passos/min ( $p < 0,0001$ ); sonoros (sinais sonoros proporcionados através de fones de ouvido) -2,75 passos/min ( $p = 0,0003$ ); somatosensório (vibrações proporcionadas por um pequeno cilindro posicionado sob uma faixa no punho) -4,09 passos/min ( $p < 0,0001$ ). Durante a realização de dupla tarefa (transportar uma bandeja com dois copos d’água) simultaneamente com a marcha, a CAD também foi reduzida diante dos três tipos de estimulação (sonora - 3,04 passos/min,  $p = 0,0002$ ; somatosensória: -3,38 passos/min,  $p = 0,0002$ ; visual: - 4,63 passos/min,  $p < 0,0001$ ). Na coleta realizada após a intervenção (sem o uso dos estímulos) a CAD mostrou-se proporcional à linha de base ( $p = 0,66$ ).

Na Figura 18 é apresentado o comportamento da velocidade da marcha ( $v$ ) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

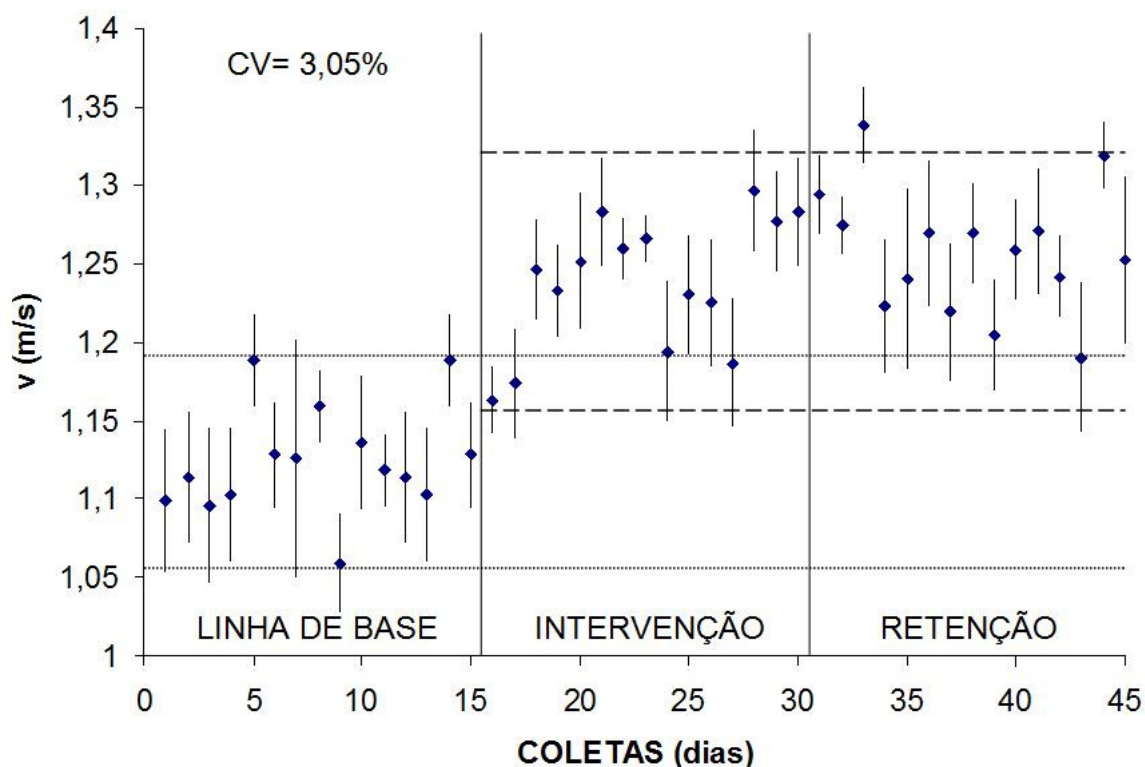


Figura 18 - Comportamento da velocidade da marcha ( $v$ ) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Devido à adoção de velocidade ( $v$ ) livre (auto-selecionada) de deslocamento durante as fases A1 e A2, em cada coleta de dados o sujeito assumiu a  $v$  que julgasse mais confortável para caminhar.

Apenas em A1 o valor da  $v$  da marcha do indivíduo analisado ( $1,12 \pm 0,03\text{m/s}$ ) mostrou-se condizente com os reportados ( $0,70\text{m/s}$  a  $1,18\text{m/s}$ ) pela literatura (AURIEL et al., 2006; BEHRMAN et al., 1998; BLOEM et al., 1997; DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; ETO et al., 2004; FERRARIN et al., 2005; KRYSTHKOWIAK et al., 2003; LEWIS et al., 2000; LIU et al., 2005; LUBIK et al., 2005; MORRIS et al., 1999; REIS, 2006; SHAN et al., 2001; SEKINE et al., 2004; SOFUWA et al., 2005; URQUHART et al., 1999; VIEREGGE et al., 1997; YOGEV et al., 2005) para parkinsonianos, enquanto que em B ( $1,24 \pm 0,04\text{m/s}$ ) e A2 ( $1,26 \pm 0,04\text{m/s}$ ) os valores foram superiores.

Ao comparar a  $v$  do participante deste estudo com a  $v$  de idosos saudáveis apresentados pela literatura (DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; LEWIS et al., 2000; SEKINE et al., 2004; VIEREGGE et al., 1997) – variando de  $1,25\text{m/s}$  a  $1,39\text{m/s}$ , observa-se que os valores de  $v$  em B e A2 mostraram-se muito próximos aos dos idosos saudáveis.

Conforme pode ser observado na Figura 18, na fase A1 do estudo a  $v$  da marcha do indivíduo analisado mostrou-se estável (baixa variabilidade), com  $CV=3,05\%$ . Em outro estudo (LEWIS et al., 2000) analisando a marcha de parkinsonianos é apresentado  $CV$  referente à variável  $v$  mais alto ( $7,12\%$ ).

Da mesma maneira que o ocorrido com a CAD,  $v$  também se apresentou ampliada ( $p<0,05$ ) na fase B (Figura 18), já que vários pontos sucessivos (dias 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26 e 28, 29, 30) excederam a margem superior da banda de dois desvios-padrão. Na fase A2 não foram observadas alterações no comportamento de  $v$  em relação a B, continuando ampliada em relação à A1.

Como a CAD e o CTC do indivíduo analisado mostraram-se ampliadas diante da introdução dos estímulos audiovisuais, conseqüentemente a  $v$  também foi ampliada. Segundo Öberg et al. (1993) e Samson et al. (2001) a velocidade da marcha pode ser aumentada com incrementos na CAD, no CTC ou em ambos simultaneamente.

Dentre os estudos analisando os efeitos de diferentes tipos de estímulos externos na marcha de portadores da DP, a *v* mostrou-se a variável mais comumente mensurada (AHMAD et al., 2007; ARIAS; CUDEIRO, 2008; AZULAY et al., 1999; BAKER et al., 2007; BEHRMAN et al., 1998; DEL OLMO; CUDEIRO, 2005; DEL OLMO et al., 2006; FERRARIN et al., 2004; 2008; HAUSDORFF et al., 2007; HOWE et al., 2000; 2003; LEHMAN et al., 2005; LEWIS et al., 2000; MCINTOSH et al., 1997; MORRIS et al., 1994; POHL et al., 2003; ROCHESTER et al., 2007; ZIJLSTRA et al., 1998).

Ahmad et al. (2007) observaram incrementos significativos (109% superior à linha de base,  $p < 0,001$ ) na *v* de portadores da DP diante de estímulos visuais (fixados ao solo), sendo que estes resultados foram mantidos (66% superior à linha de base,  $p < 0,001$ ) logo após a retirada da estimulação (retenção imediata).

Com o uso de estímulos rítmicos (visuais e sonoros, disponibilizados através de fones de ouvido e óculos instrumentalizados com LEDs) para a regulação da marcha de portadores da DP ( $n = 25$ , H&Y III-IV), Arias e Cudeiro (2008) observaram que estímulos sonoros nas freqüências de 90%, 100% e 110% da cadência preferida proporcionaram incrementos significativos ( $p < 0,05$ ;  $p < 0,001$ ;  $p < 0,001$ , respectivamente) na *v* em relação à linha de base. Nesse mesmo estudo ainda verificaram que a estimulação visual nas freqüências 80%, 90%, 100% e 110% da cadência preferida aumentaram a *v* ( $p < 0,05$ ;  $p < 0,01$ ;  $p < 0,01$ ;  $p < 0,001$ ; respectivamente). Os estímulos sonoros foram mais efetivos que os visuais e os sonoros e visuais simultâneos (sonoros vs. visuais –  $p = 0,022$ ; sonoros vs. simultâneos –  $p = 0,027$ ).

Examinando os efeitos de linhas paralelas fixadas ao solo na marcha de portadores da DP, Azulay et al. (1999) verificaram que utilizando os estímulos visuais a *v* apresentou-se significativamente ampliada ( $p < 0,01$ , passando de 0,76m/s para 0,82m/s) com a iluminação normal, todavia com a iluminação estroboscópica a *v* mostrou-se reduzida com (0,74m/s;  $p < 0,01$ ) e sem (0,70m/s;  $p < 0,001$ ) a estimulação visual.

Baker et al. (2007) verificaram que durante a marcha como tarefa única os estímulos verbais (instrução de “caminhar com passos longos”) provocaram um aumento de 9,5% ( $p < 0,001$ ) na *v*, da mesma maneira que a combinação de verbais e sonoros (metrônomo) também se mostrou efetiva ( $p = 0,013$ ). Durante a marcha com dupla tarefa (transportar uma bandeja com dois copos d'água) os resultados

foram similares, com incrementos de  $v$  provocados pelos estímulos verbais ( $p = 0,037$ ) e combinados ( $p = 0,028$ ).

Behrman et al. (1998) verificaram que diante da instrução de caminhar balançando os braços deliberadamente os portadores da DP aumentaram a  $v$  em 20%, enquanto que a instrução “caminhe utilizando passos longos” provocou aumento de 40% na  $v$ . Quando solicitados para caminharem enquanto realizavam uma contagem numérica em voz alta o incremento em  $v$  foi de 14%, e atendendo a instrução de caminhar rapidamente os parkinsonianos caminharam 65% mais rápido que na situação sem estímulos.

Submetendo portadores da DP ( $n = 15$ ) à estimulação sonora (metrônomo) durante a marcha, Del Olmo e Cudeiro (2005) verificaram que ao tentarem reproduzir uma determinada CAD após ouvi-la, os parkinsonianos apresentaram  $v$  significativamente maiores que sincronizando a marcha com os sinais sonoros nas frequências de 60bpm ( $p = 0,001$ ) e 90bpm ( $p = 0,002$ ).

Após 20 sessões (duração de uma hora) de um programa de reabilitação composto por atividades de coordenação motora de movimentos das mãos e da marcha, Del Olmo et al. (2006) não verificaram alterações na  $v$  da marcha de portadores da DP ( $n = 9$ ).

Ferrarin et al. (2008) testaram óculos instrumentados com LEDs nas laterais das lentes para gerar estímulos visuais (estímulos unilaterais alternados [direita e esquerda] e sincronizados com o desprendimento do pé contra-lateral) durante a marcha de portadores da DP, e não constataram qualquer alteração na  $v$  dos indivíduos analisados.

Em um estudo analisando os efeitos de estímulos rítmicos sonoros (100% e 110% da cadência preferida) e a possível retenção imediata dos mesmos, Hausdorff et al. (2007) verificaram aumentos significativos na  $v$  tanto com estímulos a 100% ( $p = 0,02$ ) quanto a 110% ( $p < 0,001$ ) da CAD preferida, sendo que a frequência mais alta foi mais eficaz. Os autores ainda constataram retenção ( $p < 0,001$ ) dos efeitos da estimulação imediatamente após a aplicação dos estímulos a 100% e 110%, como também após 15 minutos da retirada dos estímulos a 110%.

Howe et al. (2000, 2003) testaram os efeitos da variação da frequência (115 bpm; 107,5 bpm; 92,5 bpm; 85bpm) de estímulos sonoros disponibilizados durante a realização da marcha de parkinsonianos ( $n = 11$ ), e constataram que há uma relação diretamente proporcional entre a frequência dos estímulos e a  $v$ , sendo que com

92,5bpm a v permaneceu inalterada, enquanto que com 85bpm reduziu-a ( $p = 0,002$ ) e com 115bpm e 107,5bpm ampliou-a ( $p = 0,001$  e  $p = 0,01$ , respectivamente).

Lehman et al. (2005) também constataram que durante a estimulação verbal (instrução de caminhar com passos longos) os portadores da DP ( $n = 5$ ) aumentaram ( $p < 0,05$ ) a v de 0,99m/s (sem estímulos) para 1,15m/s (com estímulos).

Em um estudo comparando estímulos visuais tradicionais (faixas fixadas ao chão perpendicularmente à linha de deslocamento) e um sistema composto por um apontador laser fixado no próprio sujeito que projetava uma marcação no solo (similar ao utilizado no presente estudo), Lewis et al. (2000) verificaram que tanto as marcações no solo quanto o sistema de laser aumentaram significativamente ( $p = 0,003$ ;  $p = 0,001$ ; respectivamente) a v da marcha dos parkinsonianos, apresentando valores similares ( $p = 0,7$ ) em ambas situações.

Analisando os efeitos de sinais sonoros rítmicos (metrônomo) na marcha de parkinsonianos na fase ON ( $n = 15$ ) e OFF ( $n = 10$ ) da intervenção farmacológica, McIntosh et al. (1997) constataram que ambos os grupos ampliaram (ON – 36%,  $p < 0,01$ ; OFF – 25%,  $p < 0,01$ ) suas v diante de estímulos sonoros 10% acima da CAD preferida. Os efeitos da estimulação persistiram durante a última coleta de dados (sem estimulação), apresentando decréscimos não significativos (entre 1 e 5%), indicando retenção a curto prazo.

Pohl et al. (2003) verificaram que programas breves de treinamento da marcha em esteira com variação da velocidade ou da distância percorrida causaram incremento significativo ( $p < 0,001$ ) na v da marcha de portadores da DP ( $n = 17$ ).

Testando diferentes tipos de estímulos externos, Rochester et al. (2007) observaram reduções significativas na v da marcha de portadores da DP com o uso de estímulos rítmicos visuais (sinais luminosos gerados por LEDs posicionados em um óculos) -5,23 passos/min ( $p < 0,0001$ ) e somatosensórios (vibrações proporcionadas por um pequeno cilindro posicionado sob uma faixa no punho) -4,09 passos/min ( $p < 0,0001$ ), no entanto após a retirada dos estímulos a v foi ampliada significativamente ( $p < 0,0001$ ). Durante a realização de dupla tarefa (transportar uma bandeja com dois copos d'água) simultaneamente com a marcha, os autores constataram redução da v diante da estimulação visual ( $p = 0,03$ ) e ampliação com os estímulos sonoros ( $p = 0,006$ ) e após a remoção dos mesmos ( $p < 0,0001$ ). Três semanas após a retirada dos estímulos os valores de v tanto em tarefa simples



quanto em tarefa dupla não se diferenciaram ( $p = 0,07$  e  $p = 0,1$ , respectivamente) dos valores da linha de base, demonstrando a não-retenção dos efeitos da estimulação.

O comportamento da variável tempo de passo direito (TP-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção) pode ser observado na Figura 19.

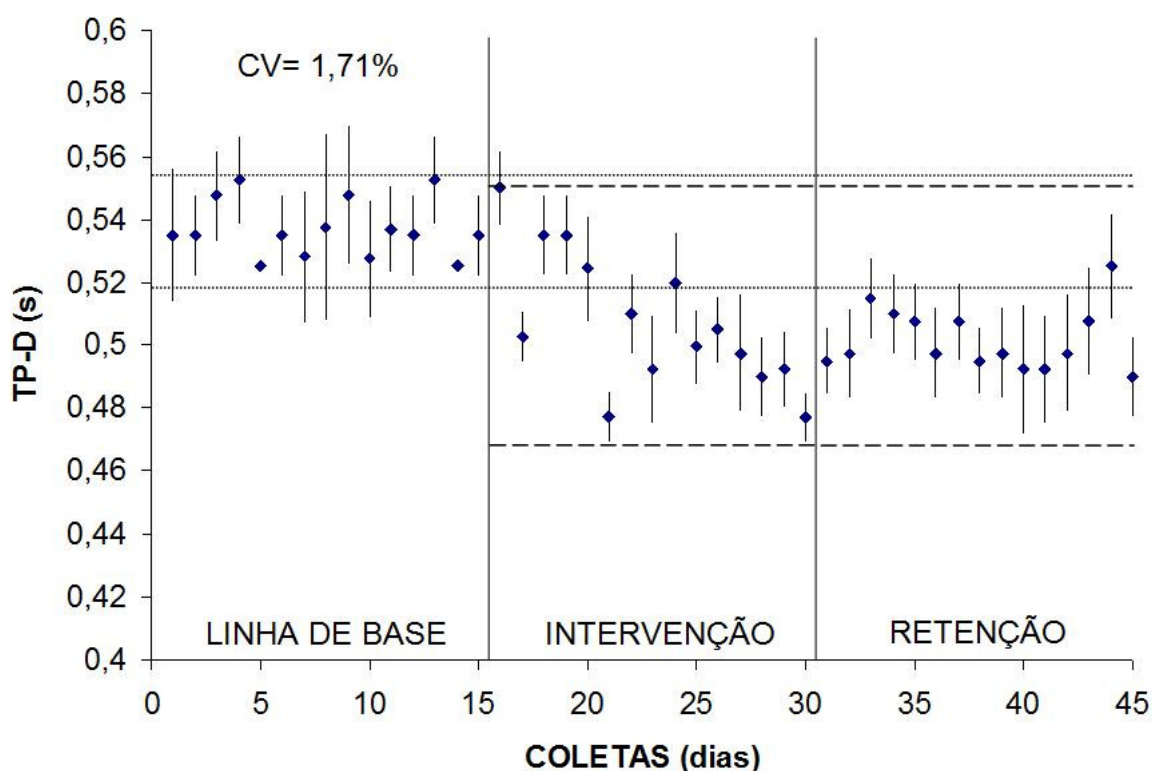


Figura 19 - Comportamento do tempo de passo direito (TP-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Os valores de tempo de passo direito (TP-D) do indivíduo analisado ( $0,54 \pm 0,01$ s na fase A1,  $0,51 \pm 0,02$ s na fase B e  $0,50 \pm 0,01$ s na fase A2) mostraram-se abaixo dos apresentados por Ferreira (2005) e Reis (2006) (0,57s e 0,58s, respectivamente). Outros estudos (ETO et al., 2004; KRYSTKOWIAK et al., 2003; LUBIK et al., 2006) analisando a marcha de portadores da DP trazem valores de tempo de passo (entre 0,52s e 0,63s) próximos aos deste estudo, entretanto não diferenciam TP-D e TP-E (lateralidade).



A variável TP-D (Figura 19) apresentou um comportamento estável (CV= 1,71% - baixa variabilidade) na fase A1.

Ao comparar as fases A1 e B é possível constatar diferença significativa ( $p < 0,05$ ) no comportamento de TP-D (Figura 19), sendo que diversos pontos consecutivos (dias 21, 22, 23 e 25, 26, 27, 28, 29, 30) apresentaram-se abaixo da linha inferior da banda de dois desvios-padrão. Na fase A2 o TP-D manteve a tendência de redução dos valores em relação à A1, no entanto não se diferenciou de B ( $p > 0,05$ ).

Não foram encontrados estudos que mensurassem o TP-D em idosos saudáveis, como também dentre aqueles que analisaram efeitos de estímulos externos na marcha de parkinsonianos.

Na Figura 20 é apresentado o comportamento do tempo de passo esquerdo (TP-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

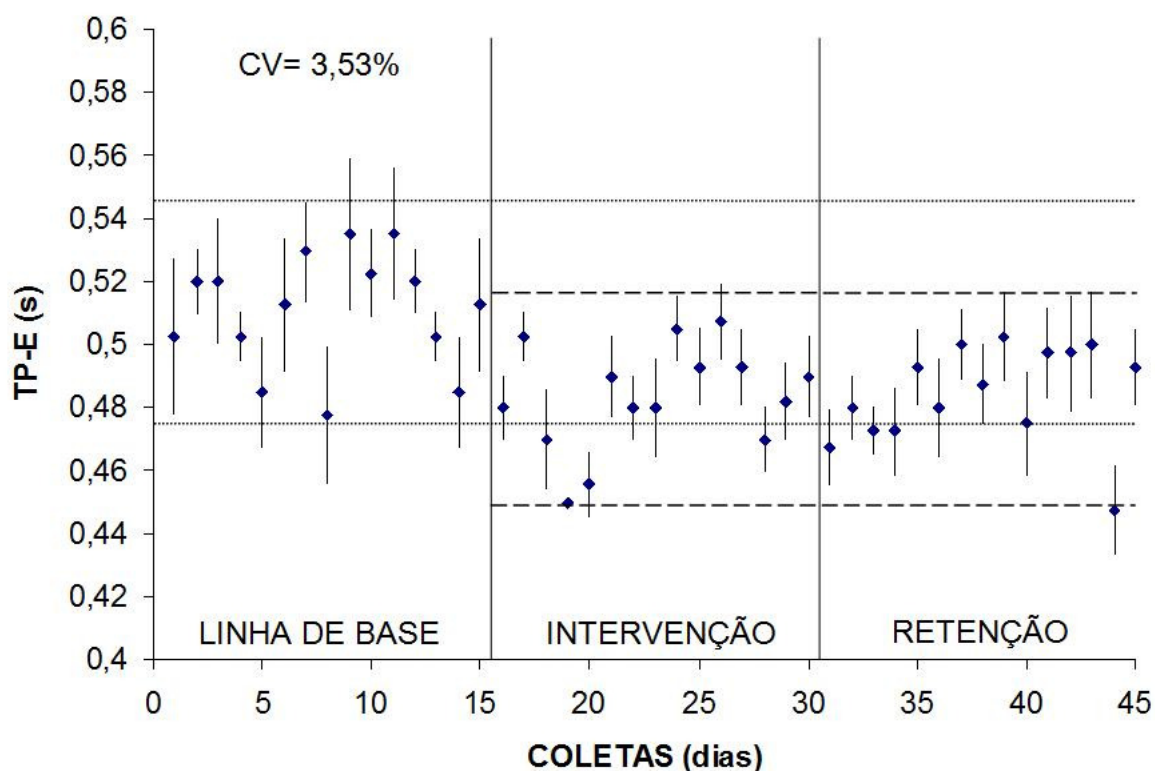


Figura 20 - Comportamento do tempo de passo esquerdo (TP-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Na fase A1 o sujeito estudado apresentou  $0,51 \pm 0,02s$  de tempo de passo esquerdo (TP-E), enquanto que na fase B foi de  $0,48 \pm 0,02s$  e na fase A2  $0,48 \pm 0,01s$ . Estes resultados são inferiores aos reportados por Ferreira (2005) (0,62s) e Reis (2006) (0,55s). Da mesma maneira, outros estudos (ETO et al., 2004; KRYSKOWIAK et al., 2003; LUBIK et al., 2006) analisando a marcha de portadores da DP trazem valores de tempo de passo (entre 0,52s e 0,63s) maiores que os deste estudo, todavia não diferenciam TP-D e TP-E (lateralidade).

Com comportamento similar à TP-D, TP-E (Figura 20) também apresentou baixa variabilidade (3,53%) em A1, redução de valores ( $p < 0,05$ ) durante B e A2 (dias 18, 19, 20 e 33, 34, estavam posicionados abaixo da linha inferior da banda de dois desvios-padrão) quando comparados com A1, no entanto B e A2 não se diferenciaram ( $p > 0,05$ ).

Também não foram encontrados estudos que mensurassem o TP-E em idosos saudáveis, como também dentre aqueles que analisaram efeitos de estímulos externos na marcha de parkinsonianos.

Segundo Sutherland et al. (1998) e Perry (2005a), no padrão normal da marcha o TP-D deve ser equivalente ao TP-E (50% - 50% do TTC). Ao observar o TP-D (51,4; 51,5; 51% do TTC) e o TP-E (48,6; 48,5; 49% do TTC) do participante deste estudo nas três fases, pode-se dizer que se encontram muito próximos de 50% do TTC, demonstrando não haver assimetria entre ambos os lados.

Na Figura 21 é descrito o comportamento do tempo de apoio duplo direito (TAD-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

Durante a fase A1 o sujeito estudado apresentou  $0,16 \pm 0,01s$  de tempo de apoio duplo direito (TAD-D), enquanto que na fase B foi de  $0,13 \pm 0,02s$  e na fase A2  $0,14 \pm 0,01s$ . Esses valores mostram-se de acordo com os resultados de Reis (2006) (0,16s), no entanto abaixo dos verificados por Ferreira (2005) (0,23s) em um portador da DP. Outros estudos (MITOMA et al., 2000; ETO et al., 2004; LUBIK et al., 2006) relatam valores de TAD (sem especificarem a lateralidade) (0,20s; 0,21s; 0,18s; respectivamente) de portadores da DP superiores aos do presente estudo.

Conforme pode ser observado na Figura 21, na fase A1 a variável TAD-D mostrou-se estável (baixa variabilidade), com CV= 7,96%.

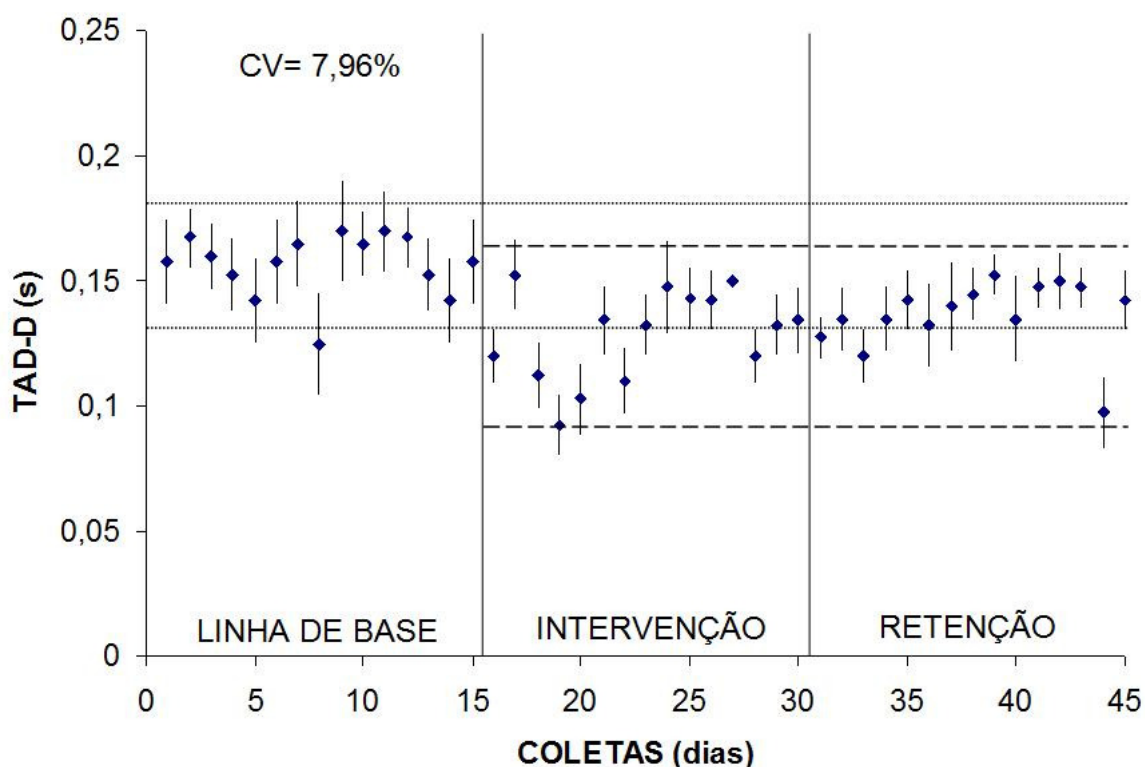


Figura 21 - Comportamento do tempo de apoio duplo direito (TAD-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Ao comparar as fases A1 e B foi observada uma redução significativa ( $p < 0,05$ ) nos valores de TAD-D (Figura 21), tendo em vista que na fase B três pontos consecutivos (dias 18, 19, 20) extrapolaram a parte inferior da banda de dois desvios-padrão, calculada a partir da média na fase A1. Em contrapartida, não foram constatadas alterações significativas ( $p > 0,05$ ) no comportamento da TAD-D ao comparar A2 com as fases A1 e B. Corroborando com estes resultados, Ferreira (2005) também verificou redução ( $p < 0,05$ ) do TAD-D em um portador da DP, no entanto este utilizou estímulos verbais para a modulação da marcha.

Utilizando estímulos visuais fixados ao solo para modular a marcha de portadores da DP, Morris et al. (1999) verificaram redução de 5% do TAD, contudo no estudo de Azulay et al. (1999) TAD não se alterou ( $p > 0,05$ ) com os estímulos fixos e dinâmicos (iluminação estroboscópica).

Ao submeterem portadores da DP a sessões de treinamento de marcha em esteira rolante, Pohl et al. (2003) observaram reduções em TAD tanto com treinos

baseados na variação da distância percorrida ( $p = 0,007$ ) como em treinos que consistiam na variação da velocidade da marcha ( $p < 0,001$ ).

O comportamento do tempo de apoio duplo esquerdo (TAD-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) da marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção) é descrito na Figura 22.

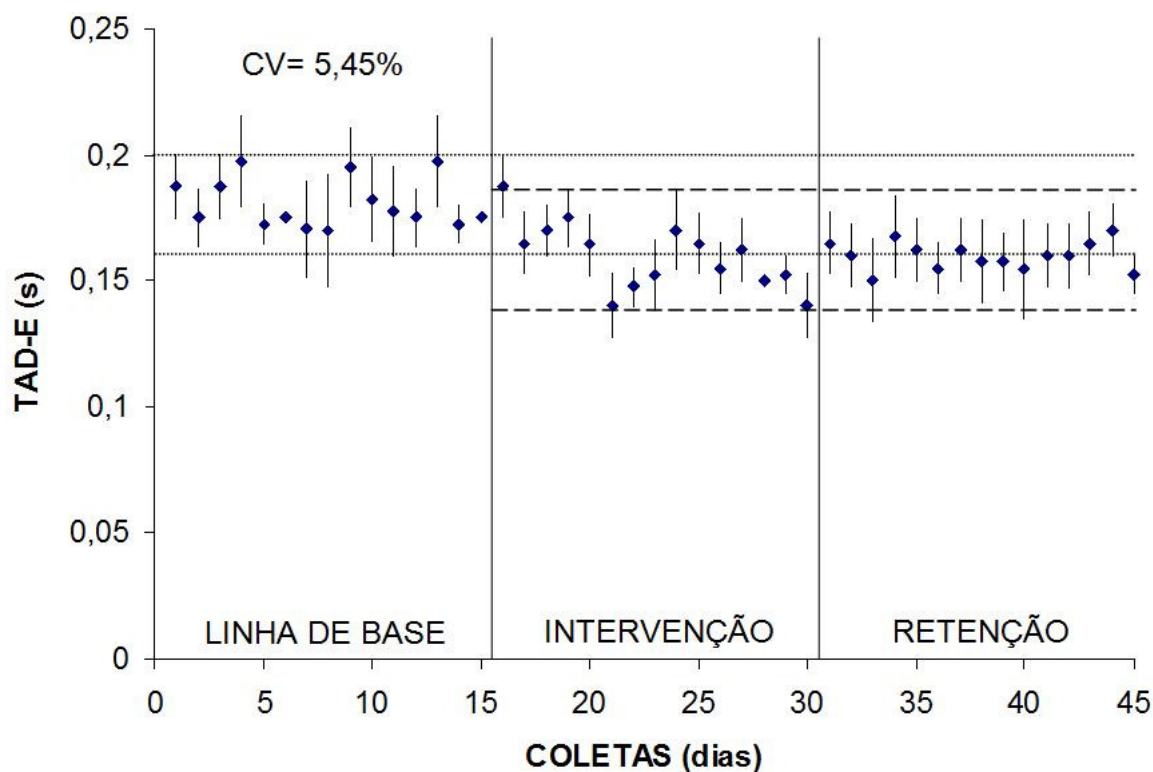


Figura 22 - Comportamento do tempo de apoio duplo esquerdo (TAD-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Os valores de tempo de apoio duplo esquerdo (TAD-E) do indivíduo analisado ( $0,18 \pm 0,01s$  na fase A1,  $0,16 \pm 0,01s$  na fase B e  $0,16 \pm 0,01s$  na fase A2) mostraram-se similares aos resultados de Reis (2006) e Ferreira (2005) (0,19s e 0,18s, respectivamente). Sem especificarem a lateralidade, outros estudos (MITOMA et al., 2000; ETO et al., 2004; LUBIK et al., 2006) também relataram valores de TAD (0,20s; 0,21s; 0,18s; respectivamente) próximos aos de TAD-E deste estudo.

Comparando o TAD (TAD-D e TAD-E) do indivíduo analisado no presente estudo com o TAD de idosos saudáveis (0,19s) apresentados por Mitoma et al. (2000), observaram-se aqui períodos de apoio duplo mais abreviados, contrariando

a opinião de diversos pesquisadores (BLIN et al., 1990; KNUTSSON, 1972; MAKI, 1997; MITOMA et al., 2000; MORRIS et al., 1994, 1996, 1998, 1999; MORRIS; IANSEK, 1997; MURRAY et al., 1978; SOFUWA et al., 2005; THAUT et al., 1996) que afirmam haver aumento no TAD em parkinsonianos.

A variável TAD-E (Figura 22) apresentou baixa variabilidade (5,45%) na fase A1 (comportamento estável).

Ao comparar as fases A1 e B é possível constatar diferença significativa ( $p < 0,05$ ) no comportamento de TAD-E (Figura 22), sendo que duas seqüências de três pontos sucessivos (dias 21, 22, 23 e 28, 29, 30) apresentaram-se abaixo da linha inferior da banda de dois desvios-padrão. Na fase A2 o TAD-E manteve a tendência de redução dos valores em relação à A1 (os dias 38, 39, 40, 41 e 42 estavam posicionados fora da banda de dois desvios-padrão), no entanto não se diferenciou de B ( $p > 0,05$ ).

Da mesma maneira que no presente estudo, Ferreira (2005) também verificou redução ( $p < 0,05$ ) do TAD-E em um portador da DP, todavia foram utilizados estímulos verbais para a modulação da marcha.

Em um estudo visando modular a marcha de portadores da DP com o uso de estímulos visuais fixados ao solo, Morris et al. (1999) verificaram redução de 5% no TAD, contudo não especificaram a lateralidade. Já Azulay et al. (1999), utilizando o mesmo tipo de estimulação, não observaram alterações no TAD ( $p > 0,05$ ) de parkinsonianos.

Pohl et al. (2003) também observaram reduções no TAD da marcha de portadores da DP após serem submetidos a sessões de treinamento de marcha em esteira rolante com variação da distância percorrida ( $p = 0,007$ ) e da velocidade ( $p < 0,001$ ).

Na Figura 23 é apresentado o comportamento do tempo de apoio simples direito (TAS-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

Nas três fases do presente estudo (A1, B, A2) a média do tempo de apoio simples direito (TAS-D) da marcha do sujeito estudado ( $0,35 \pm 0,01s$ ) mostrou-se pouco abaixo dos valores apresentados (0,39s) por Ferreira (2005) e Reis (2006) para TAS-D de portadores da DP.

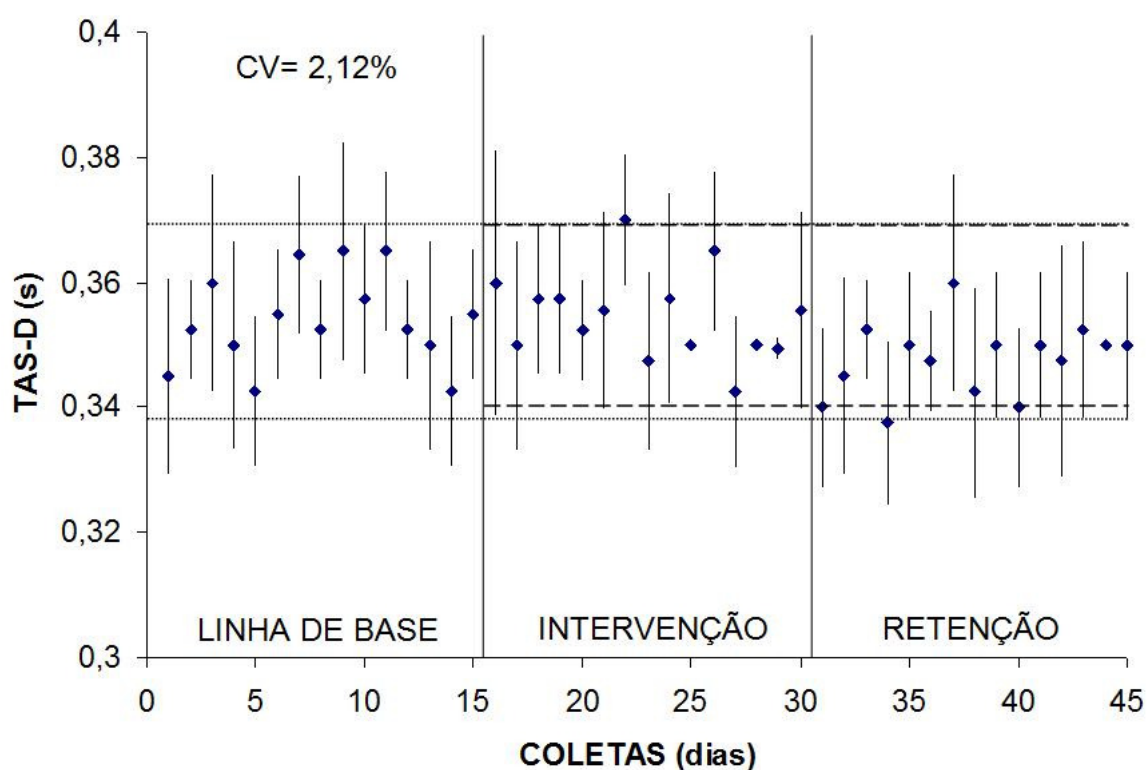


Figura 23 - Comportamento do tempo de apoio simples direito (TAS-D) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Observa-se na Figura 23 que a variabilidade do comportamento de TAS-D na fase A1 foi baixa (2,12%), demonstrando um comportamento estável. Resultados similares (3,26%; 4,7%; 2,76%; respectivamente) foram apresentados por outros estudos (FRENKEL-TOLEDO et al., 2005; HAUSDORFF et al., 2007; YOGEV et al., 2005) analisando a marcha de portadores da DP.

Não foram verificadas alterações significativas ( $p > 0,05$ ) no comportamento de TAS-D entre as três fases deste estudo (Figura 23). Da mesma maneira, Ferreira (2005) também não constatou alterações no TAS-D de um portador da DP submetido a um programa de treinamento da marcha baseado em estímulos verbais.

Na Figura 24 é descrito o comportamento do tempo de apoio simples esquerdo (TAS-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).



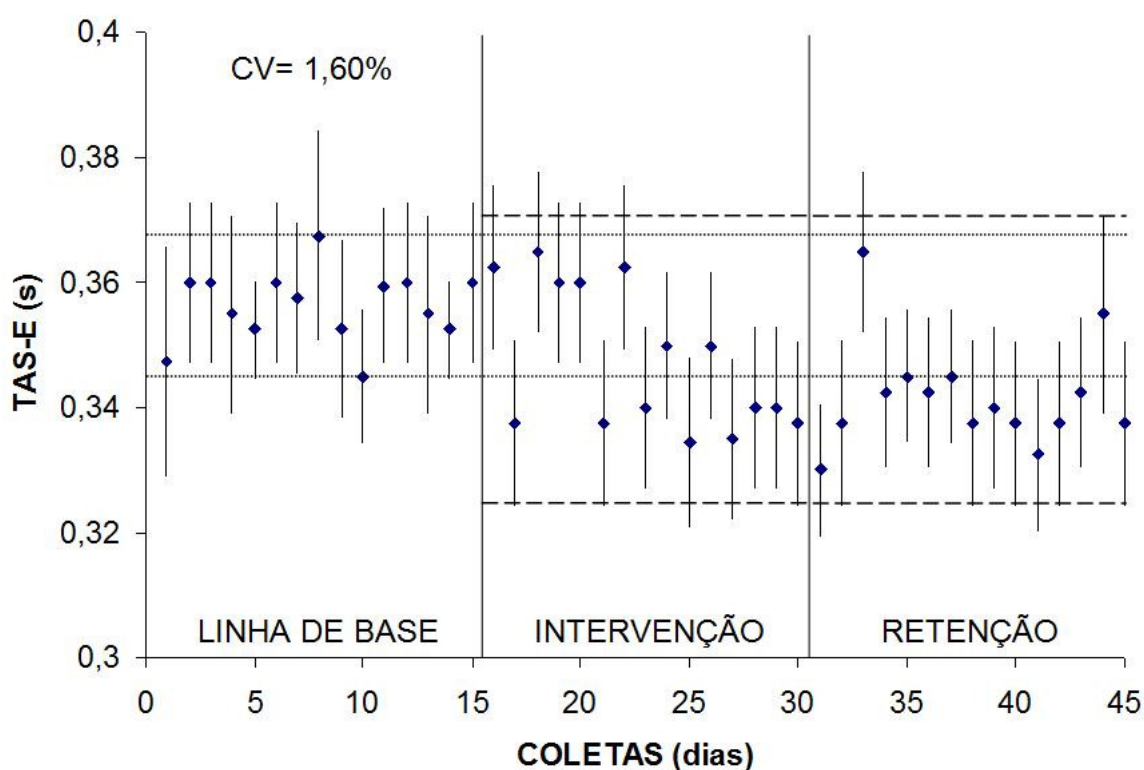


Figura 24 - Comportamento do tempo de apoio simples esquerdo (TAS-E) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) durante a marcha do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Na fase A1 o sujeito estudado apresentou  $0,36 \pm 0,01$ s de tempo de apoio simples esquerdo (TAS-E), enquanto que na fase B foi de  $0,35 \pm 0,01$ s e na fase A2  $0,34 \pm 0,01$ s. Estes resultados são inferiores aos reportados por Ferreira (2005) ( $0,39$ s) e Reis (2006) ( $0,39$ s) para TAS-E em parkinsonianos.

Outros estudos (MITOMA et al., 2000; KRYSTKOWIAK et al., 2003; LUBIK et al., 2006) trazem valores de TAS (entre  $0,35$ s e  $0,42$ s) de portadores da DP semelhantes aos aqui apresentados tanto para TAS-D quanto para TAS-E, todavia esses estudos não distinguiram a lateralidade.

Os resultados de Mitoma et al. (2000) para a variável TAS em idosos saudáveis ( $0,41$ s) mostraram-se acima dos valores de TAS-D e TAS-E do sujeito do presente estudo. Estes breves períodos de apoio simples durante a marcha de portadores da DP podem estar associados ao comprometimento do equilíbrio provocado pela doença (HOEHN e YAHR, 1967).



Também corroborando com os resultados disponíveis na literatura (FRENKEL-TOLEDO et al., 2005; HAUSDORFF et al., 2007; YOGEV et al., 2005), o TAS-E na fase A1 do presente estudo mostrou baixa variabilidade (1,6%).

Tanto na comparação entre A1 e B como entre A1 e A2 foram constatadas reduções significativas ( $p < 0,05$ ) nos valores de TAS-E (Figura 24), já que vários pontos consecutivos (dias 27, 28, 29, 30; 31, 32; 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43) extrapolaram a banda inferior de dois desvios-padrão. Porém, o TAS-E não diferiu ( $p > 0,05$ ) entre as fases B e A2, demonstrando a retenção dos efeitos.

Ferreira (2005) não verificou alterações ( $p > 0,05$ ) no TAS-E de um portador da DP submetido a um programa de treinamento da marcha baseado em estímulos verbais.

Analisando os efeitos de estímulos sonoros rítmicos na marcha de portadores da DP, Hausdorff et al. (2007) verificaram incrementos nos valores de TAS tanto com estímulos sonoros com frequências iguais às CAD preferidas dos indivíduos ( $p = 0,006$ ), quanto com estímulos 10% acima da CAD preferida ( $p = 0,02$ ). Os autores ainda constataram retenção dos resultados encontrados por pelo menos 15 minutos após a retirada dos estímulos.

Tendo em vista que no padrão normal da marcha as variáveis bilaterais assumem proporções equivalentes (PERRY, 2005), pode-se afirmar que a redução do TAS-E e a permanência do TAS-D nos níveis da linha de base contribuíram para a normalização da marcha do indivíduo estudado, já que aproximou os valores de ambas as variáveis.

Na Figura 25 é apresentado o comportamento do tempo total do ciclo da marcha (TTC) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção).

Durante a fase A1 o sujeito estudado apresentou  $1,05 \pm 0,02s$  de tempo total do ciclo da marcha (TTC), enquanto que na fase B foi de  $0,99 \pm 0,02s$  e na fase A2  $0,99 \pm 0,01s$ . Apenas o TTC na fase A1 mostrou-se dentro da faixa (1,05s a 1,19s) de valores reportados por diversos estudos com parkinsonianos (AURIEL et al., 2006; BLOEM et al., 1997; ETO et al., 2004; FERREIRA, 2005; KRYSTKOWIAK et al., 2003; REIS, 2006; YOGEV et al., 2005), nas fases B e A2 os valores foram inferiores.

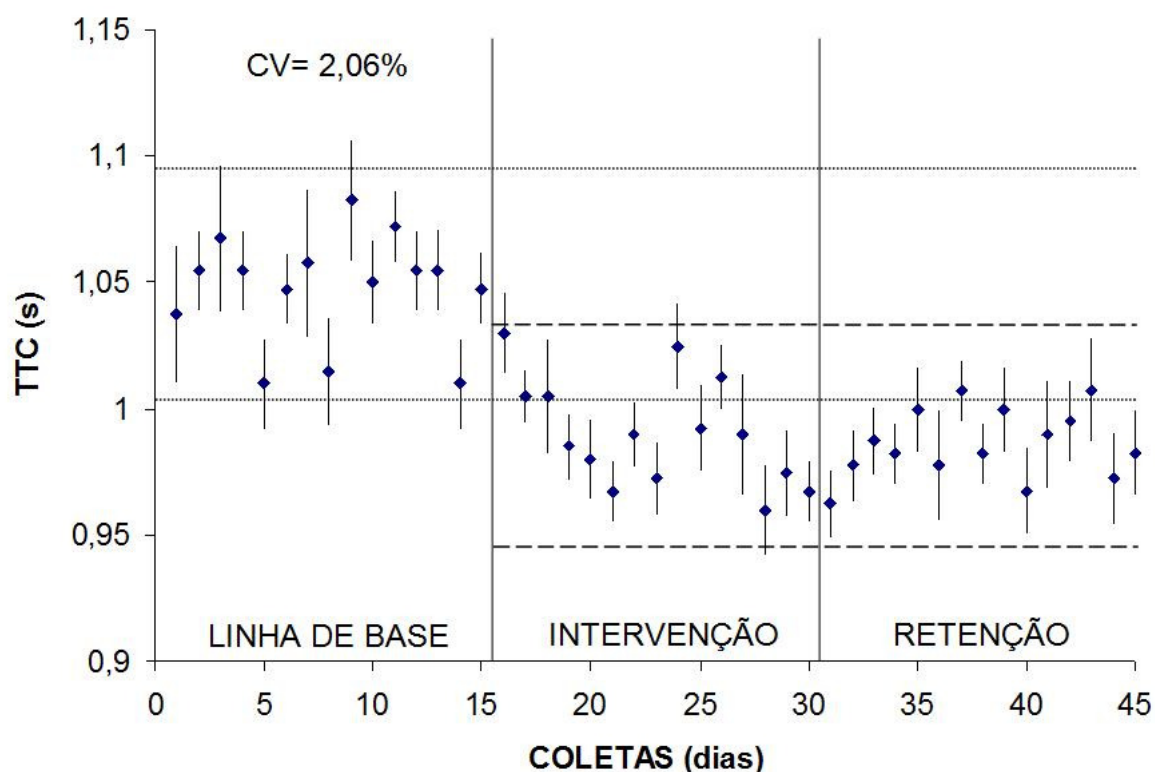


Figura 25 - Comportamento do tempo total do ciclo da marcha (TTC) (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) do indivíduo analisado nas três fases do estudo (linha de base, intervenção, retenção). Obs.: as linhas pontilhadas plotadas no gráfico correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na linha de base; as linhas tracejadas correspondem a mais ou menos dois desvios-padrão em relação à média obtida na fase de intervenção

Os valores de TTC aqui encontrados também estão abaixo dos reportados por Bloem et al. (1997) e Yogev et al. (2005) para idosos saudáveis (1,18s e 1,07s, respectivamente), no entanto de acordo com os resultados de Barela (2008) (0,99s).

Foi observada baixa variabilidade (2,06%) no comportamento de TTC na fase A1 deste estudo (Figura 25). Outros estudos (ARIAS; CUDEIRO, 2008; BLOEM et al., 1997; FRENKEL-TOLEDO, 2005; HAUSDORFF et al., 2007; YOGEV et al., 2005) citam valores de CV-TTC (4,48%; 5,09%; 2,4%; 2,6%; 2,76%; respectivamente) de parkinsonianos muito próximos ao observado no indivíduo aqui estudado.

Tanto na comparação entre A1 e B como entre A1 e A2 foram constatadas reduções significativas ( $p < 0,05$ ) no TTC (Figura 25), já que vários pontos sucessivos (dias 19, 20, 21, 22, 23; 27, 28, 29, 30; 31, 32, 33, 34, 35, 36; 38, 39, 40, 41, 42; 44, 45) extrapolaram o limite inferior da banda de dois desvios-padrão. Porém o TTC não diferiu ( $p > 0,05$ ) entre as fases B e A2. Corroborando com estes resultados, Ferreira (2005) também observou uma tendência de redução no TTC de um portador

da DP submetido a sessões de treino da marcha com estímulos verbais, no entanto essas alterações não foram significativas ( $p > 0,05$ ).

Testando os efeitos de estímulos sonoros rítmicos na marcha de portadores da DP, Hausdorff et al. (2007) verificaram reduções significativas ( $p < 0,001$ ) no TTC com o uso de freqüências de estimulação 10% acima da CAD preferida dos indivíduos. Esses efeitos foram retidos ( $p < 0,001$ ) por pelo menos 15 minutos após a retirada dos estímulos, da mesma maneira que no presente estudo, entretanto a retenção aqui observada se estendeu por pelo menos cinco semanas.

Os mecanismos que fazem com que os estímulos áudio-visuais modifiquem os parâmetros da marcha nos portadores da DP estão além dos objetivos do presente estudo, no entanto algumas inferências podem ser formuladas a partir dos resultados encontrados e do referencial teórico consultado.

Os gânglios basais são um grupo de núcleos envolvidos no controle de movimentos automáticos como caminhar, escrever, comer e falar (ROLAND et al., 1980; SCHELL; STRICK, 1984). Morris et al. (1995) afirmam que os gânglios basais ajudam no controle do movimento, principalmente devido a sua interação com a área motora secundária (AMS) no córtex. O papel primário é o desencadeamento de seqüências de movimentos sem o uso da atenção. O papel secundário é sua contribuição na moldura motora cortical. Acredita-se que os gânglios basais auxiliam na preparação e manutenção de planos motores em um estado de prontidão para a ação, permitindo a realização funcional e adequada das funções motoras (ROBERTSON; FLOWERS, 1990). Déficits locomotores associados com a DP, como a festinação e o *freezing*, podem refletir uma perturbação do papel primário dos gânglios basais em fornecer a formação ou estimulação interna rítmica (FREEMAN et al., 1993).

Assim, se a função normal dos gânglios basais é fornecer estímulos motores internos para interagir com a atividade pré-motora da AMS, na hipocinesia a interação entre os gânglios basais e a AMS é interrompida durante o movimento. Estímulos internos ou externos propiciados em momentos adequados teoricamente podem melhorar os processos preparatórios e resultarem em movimentos mais próximos do normal. A melhoria da marcha, ou o aumento da dependência dos portadores da DP aos estímulos rítmicos externos, como o uso do metrônomo, conseqüentemente favorece o mecanismo de controle temporal interno.

A função cerebelar preservada nos portadores da DP pode ser relacionada com os benefícios dos estímulos visuais e sonoros. Estudos prévios indicam aumento do metabolismo cerebelar (usando a tomografia de emissão de pósitrons com fluorodeoxiglicose [FDG-PET]) de portadores da DP em repouso, após terem sido submetidos a uma intervenção baseada em estímulos sonoros com diferentes frequências (DEL OLMO et al., 2006). Azulay et al. (1996) propõem que a simplificação de caminhos visuo-motores pode conduzir a melhoras na marcha de portadores da DP. Glickstein e Stein (1991) sugeriram que as propriedades dos estímulos visuais em ajudar os parkinsonianos a controlarem seus movimentos são semelhantes a esses sinais visuais retransmitidos ao cerebelo. Um caminho cerebelar intacto pode permitir que os portadores da DP contornem o mau funcionamento dos gânglios basais e utilizem a visão como guia de movimentos. Estes estímulos visuais podem contornar os gânglios basais danificados e permitirem que um circuito cerebelar intacto seja utilizado para o controle visuo-motor. Marsden e Obeso (1994) também propõem um mecanismo similar. A provisão de estímulos pode envolver o recrutamento de outras áreas corticais para na geração de movimentos. Praamstra et al. (1998) sugerem que a inicialização do movimento nos parkinsonianos depende mais de uma análise visual preliminar do que no controle dos indivíduos. Estudos eletrofisiológicos enfatizam que a AMS está envolvida na inicialização de movimentos voluntários, visto que outras regiões corticais, incluindo o córtex pré-motor, são associadas com a geração de movimentos em resposta a estímulos visuais (GLICKSTEIN; STEIN, 1991) ou sonoros (DEIBER et al., 1991).

As mudanças na marcha em resposta aos estímulos externos demonstradas neste estudo podem ter permitido o uso de diferentes caminhos de controle motor, todavia, para esclarecer a implicação da estimulação visual e sonora nas estruturas responsáveis pelo controle dos movimentos, são necessários estudos monitorando estas estruturas durante a execução de movimentos com estímulos externos, como o estudo realizado por Weeks et al. (2001). Analisando os padrões de ativação cerebral (utilizando a tomografia de emissão de pósitrons) durante a realização de movimentos dos dedos gerados internamente (voluntariamente) e gerados com auxílio de estímulos externos (visuais e sonoros), estes autores observaram redução da atividade cerebral, particularmente do córtex pré-frontal dorsolateral e do córtex cingulado anterior, durante a realização dos movimentos com auxílio dos estímulos

externos. Desta maneira, o processo de gerar movimentos internamente parece mais complexo que os movimentos gerados a partir de estímulos externos devido à redução das exigências de preparação de movimentos.

Estudos prévios relataram que os portadores da DP têm dificuldade para fazerem a transferência das habilidades adquiridas em laboratório para situações do dia-a-dia (LIM et al., 2005; NIEUWBOER et al., 2001). Todavia, mais recentemente Rochester et al. (2007) constataram que é possível generalizar os efeitos de estímulos externos para atividades funcionais e caseiras.

Com base nos resultados do presente estudo, rejeita-se a primeira hipótese alternativa, pois foram constatados comprometimentos nas variáveis espaço-temporais da marcha do indivíduo analisado.

Rejeita-se a segunda hipótese alternativa, pois a intervenção baseada em estímulos audiovisuais proporcionou a regulação (melhora) das variáveis espaço-temporais referentes à marcha do indivíduo analisado.

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Tendo em vista os objetivos estabelecidos, os resultados obtidos, o referencial teórico consultado e respeitando as limitações do presente estudo, conclui-se que:

- Em comparação com os resultados de idosos saudáveis disponíveis na literatura, durante a linha de base (fase A1) o indivíduo analisado apresentou comprometimentos em todas as variáveis da marcha mensuradas;
- Foi observada homogeneidade no comportamento de todas as variáveis analisadas durante a linha de base (A1);
- Das treze variáveis mensuradas na marcha do indivíduo analisado, onze (CP-D, CP-E, CTC, CAD, v, TP-D, TP-E, TAD-D, TAD-E, TAS-E, TTC) aproximaram-se do padrão de normalidade da marcha com a introdução da intervenção baseada nos estímulos audiovisuais (fase B);
- As alterações observadas nas variáveis da marcha do indivíduo analisado durante a fase de intervenção permaneceram presentes por pelo menos cinco semanas após a retirada dos estímulos, demonstrando a retenção dos efeitos da intervenção.

De maneira geral, pode-se dizer que a intervenção realizada contribuiu para a regulação da marcha do indivíduo estudado, inclusive demonstrando efeitos duradouros.

Considerando os resultados do presente estudo, sugere-se a replicação do mesmo com outros indivíduos, por outros avaliadores, em outros contextos e situações, a fim de acumular evidências de sua validade externa.

## REFERÊNCIAS

- ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates in close-range photogrammetry. In **Sympósium on Close-Range Photogrammetry**, Urbana-Champaign, Illinois, 1971, p.01-18.
- AHMAD, F.; GOEL, V.; DHAWAN, L.; MAURYA, M. The effect external sensory cues on Parkinson's gait after deep brain stimulation surgery. **Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy**, v. 1, n. 1, 2007.
- ALVAREZ, B. R.; PAVAN, A. L. Alturas e comprimentos. In: PETROSKI, E. L. **Antropometria: técnicas e padronizações**. 3 ed. Blumenau: Nova Letra, 2007.
- AMADIO, A. C.; DUARTE, M. (org.). **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica – EEFUSP, p.162, 1996.
- ANTONEN, E. G.; MEIGAL, A. I.; GERASIMOVA, L. I.; LUPANDIN, I. V. Electromyographic parameters of muscular fatigue in the Parkinson's disease patients under the whole body cooling. **Human Physiology**, v. 27, p. 115-123, 2001.
- ARIAS, P.; CUDEIRO, J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. **Experimental Brain Research**, v. 186, p. 589-601, 2008.
- AURIEL, E.; HAUSDORFF, J. M.; HERMAN, T.; SIMON, E. S.; GILADI, N. Effects of Methylphenidate on cognitive function and gait in patients with Parkinson's disease. **Clinical Neuropharmacology**. v. 29, n. 1, p. 15-17, 2006.
- AZULAY, J. P.; MESURE, S.; AMBLARD, B.; BLIN, O.; SANGLA, I.; POUGET, J. Visual control of locomotion in Parkinson's disease. **Brain**. v. 122, p. 111-120, 1999
- AZULAY, J. P.; VAN DEN BRAND, C.; MESTRE, D.; BLIN, O.; SANGLA, P.; POUGET, J.; SERRATRICE, G. Automatic motion analysis of gait in patients with Parkinson's disease: effects of levodopa and visual stimulation. **Revue Neurologique** (Paris), v. 152, n. 2, p. 128-134, 1996.
- BACKMAN, C. L.; HARRIS, S. R.; CHISHOLM, J. M.; MONETTE, A. D. Single-subject research in rehabilitation: a review of studies using AB, withdrawal, multiple baseline, and alternating treatments designs. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 1, p. 145-153, 1997.
- BAGLEY, S.; KELLY, B.; TUNNICLIFFE, N.; TURNBULL, G. I.; WALKER, J. M. The effect of visual cues on the gait of independently mobile Parkinson's disease patients. **Physiotherapy**, v. 77, p. 415-420, 1991.



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

BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, p. 446-454, 2008.

BARLOW, D. H.; NOCK, M. K.; HERSEN, M. **Single case experimental designs: Strategies for studying behavior change**. 3<sup>rd</sup> ed. Pearson Education, Inc. 2009.

BATISTELA, L. R. A análise do movimento como ferramenta da reabilitação. In: SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R. (eds.). **Análise de marcha: manual do CAMO-SBMFR**. São Paulo: Lemos-editorial. 1997.

BAUMAN, W. Procedimentos para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano – aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica. **Anais...** Brasília. UnB, 1995.

BEHRMAN, A. L.; TEITELBAUM, P.; CAURAUGH, J. H. Verbal instructional sets to normalise the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurg and Psychiatry**, v. 65, p. 580-582, 1998.

BENABID, A. L. Deep brain stimulation for Parkinson's disease. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 13, p. 696-706, 2003.

BENECKE, R.; ROTHWELL, J. C.; DICK, J. P. R.; DAY, B. L.; MARSDEN, C. D. Disturbance of sequential movements in patients with Parkinson's disease. **Brain**, v. 110, p. 361-379, 1987.

BERARDELLI, A.; DICK, J. P. R.; ROTHWELL, J. C.; DAY, B. L.; MARSDEN, C. D. Scaling of the size of the first agonist EMG burst during rapid wrist movements in patients with Parkinson's disease. **Brain**, v. 49, p. 1273-1279, 1986.

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

BLIN, O.; FERRANDEZ, A. M.; SERRATRICE, G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 98, p. 91-97, 1990.

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

BLOEM, B. R.; ROON, K. I.; DELLEMAN, N. J.; DIJK, J. G.; ROOS, R. A. C. Prolonged duration of standing up is an early dopa-sensitive abnormality in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 146, p. 41-44, 1997.

BOND, J. M.; MORRIS, M. Goal-directed secondary motor tasks: their effects on gait in subjects with Parkinson disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p. 110-116, 2000.

BORGES, V.; FERRAZ, H. B. Tremores. **Revista Neurociências**, v. 14, n. 1, p. 43-47, 2006.

BOWES, S. G.; CLARK, P. K.; LEEMAN, A. L.; O'NEILL, C. J. A.; WELLER, C.; NICHOLSON, P. W.; DESHMUKH, A. A.; DOBBS, S. M.; DOBBS, R. J. Determinants of gait in the elderly Parkinsonian on maintenance levodopa/carbidopa therapy. **British Journal of Clinical Pharmacology**, v. 1, p. 13-24, 1990.

BRAGA, A.; XAVIER, A. L. I. L.; MACHADO, R. P. O.; MARQUES, M. B. Benefícios do treinamento resistido na reabilitação da marcha e equilíbrio nos portadores da doença de Parkinson. **Revista Vida & Saúde**, v. 3, n. 2, 2003.

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

CAMPBELL, D. T.; STANLEY, J. C. **Delineamentos experimentais e quase-experimentais de pesquisa**. São Paulo: EPU, 1979.

CANNING, C. G.; ADA, L.; JOHNSON, J. J.; MCWHIRTER, S. Walking capacity un mild to moderate Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. 371-375, 2006.

CANNING, C. G.; ALISON, J. A.; ALLEN, N. E.; GROELLER, H. Parkinson's Disease: An investigation of exercise capacity, respiratory function, and gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 2, p. 199-207, 1997.

CARLETTI, T.; FANELLI, D.; GUARINO, A. New route to non invasive diagnosis in neurodegenerative diseases? **Neuroscience Letters**, v. 394, p. 252-255, 2006.

CARLSON, N. R. **Fisiologia do comportamento**. Barueri: Manole Ltda, 2002.

CHUNG, T.M. Avaliação cinética e cinemática da marcha de adultos do sexo masculino. **Acta Fisiátrica**, v. 7, n. 2, p. 61-67, 2000.

CIMOLIN, V.; GALLI, M.; ALBANI, G.; MAURO, A.; CRIVELLINI, M. Application of gait analysis in Parkinson's Disease. **Gait and Posture**, v. 21, supplement 1, pS93, 2005.

COTZIAS, G. C.; PAPAVALILION, P. S.; GELLENE, R. Modification of Parkinsonism – chronic treatment with L-dopa. **New England Journal of Medicine**, v. 280, p. 337-345, 1969.

COZBY, P. C. **Métodos de pesquisa em ciências do comportamento**. São Paulo: Atlas, 2006.

CUBO, E.; CHARITY, G. M.; SUE, L.; CHRISTOPHER, G. G. Wheeled and standard walkers in Parkinson's disease patients with gait freezing. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 10, p. 9–14, 2004.

DAVID, A. C. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças**: cinemática e cinética. Tese de doutorado. Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria-RS, 2000.

DAVID, A. C. **Um novo método fotogramétrico adequado a análises biomecânicas**: comparação com o método DLT (transformação linear direta). Dissertação. Mestrado em Ciência do Movimento Humano. Santa Maria. Centro de Educação Física e Desportos. Universidade Federal de Santa Maria. 1992

DAVID, A. C.; ÁVILA, A. O. V. Cinética da locomoção infantil: Momentos articulares durante o andar. **Revista Brasileira de Biomecânica**. Ano 2, n. 2, p. 5-11, 2001.

DAVIS, R. B.; DE LUCA, P. A. Clinical gait analysis: current methods and future directions. In: Haris, G. F.; Smith, P. A. (eds.). **Human Motion Analysis – current applications and future directions**. New York: IEEE Press, p.17-38, 1996.

DEFEBVRE, L.; BLATT, J.; BLOND, S.; BOURRIEZ, J.; GUIEU, J.; DESTEE, A. Effect of thalamic stimulation on gait in Parkinson disease. **Archives of Neurology**, v. 53, n. 9, p. 898-903, 1996.

DEIBER, M. P.; PASSINGHAM, R. E.; COLEBATCH, J. G.; FRISTON, H. J.; NIXON, P. D.; FRACKOWIAK, R. S. J. Cortical areas and selection of movement: a study with positron emission tomography. **Experimental Brain Research**, v. 84, p. 393-402, 1991.

DEL OLMO, M. F.; ARIAS, P.; CUDEIRO, F. J. Facilitación de la actividad motora por estímulos sensoriales en la enfermedad de Parkinson. **Revista de Neurología**, v. 39, n. 9, p. 841-847, 2004.

DEL OLMO, M. F.; CUDEIRO, J. Temporal variability of gait in Parkinson disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. **Parkinsonism and Related Disorders**. v. 11, p. 25-33, 2005.

DEL OLMO, M. F.; ARIAS, P.; FURIO, M. C.; POZO, M. A.; CUDEIRO, J. Evaluation of the effect of training using auditory stimulation on rhythmic movement in Parkinsonian patients – a combined motor and [<sup>18</sup>F]-FDG PET study. **Parkinsonism and Related Disorders**. v. 12, p. 155-164, 2006.

DIETZ, M.; GOETZ, C. G.; STEBBINS, G. T. Evaluation of a modified inverted walking stick as a treatment for parkinsonian freezing episodes. **Movement Disorders**, v. 5, n. 3, p. 243-247, 1990.

DIETZ, V.; ZIJLSTRA, W.; PROKOP, T.; BERGER, W. Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: adaptation and interlimb coordination.

**Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Electromyography and Motor Control**, v. 97, p. 408-415, 1995.

DOGALI, M.; FAZZINI, E.; KOLODNY, E.; EIDELBERG, D.; STERIO, D.; DEVINSKY, O.; BERIC, A. Stereotactic ventral pallidotomy neurosurgery for Parkinson's disease. **Neurology**, v. 45, p. 753-761, 1995.

DUNNE, J. W.; HANKEY, G. J.; EDIS, R. H. Parkinsonism: upturned walking stick as an aid to locomotion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 68, p. 380-381, 1987.

EBERSBACH, G.; HEIJMENBERG, M.; KINDERMANN, L.; TROTTENBERG, T.; WISSEL, J.; POEWE, W. Interference of rhythmic constraint on gait in healthy subjects and patients with early Parkinson's disease: evidence for impaired locomotor pattern generation in early Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 14, n. 4, p. 619-625, 1999.

EBERSBACH, G.; SOJER, M.; VALLDEORIOLA, F.; WISSEL, J.; MULLER, J.; TOLOSA, E.; POEWE, W. Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. **Brain**, v. 122, p. 1349-1355, 1999b.

EMERIK, R. E. A.; WAGENAAR, R. C. Dynamics of movement coordination and tremor during gait in Parkinson's disease. **Human Movement Science**, V. 15, p. 203-235, 1996.

ENZENSBERGER, W.; FISCHER, P. Metronome in Parkinson's disease. **The Lancet**, v. 347, p. 1337, 1996.

ENZENSBERGER, W.; OBERLÄNDER, U.; STECKER, K. Metronomtherapie bei Parkinson-Patienten. **Nervenarzt**, v. 68, p. 972-977, 1997.

EVANS, M. D.; GOLDIE, P. A.; HILL, K. D. Systematic and random error in repeated measurements of temporal and distance parameters of gait after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 7, p. 725-729, 1997.

ETO, F.; WADA, N.; MAENO, T.; MIYAKE, N.; SAOTOME, I. The effect of heel elevation in Parkinsonian gait. **Geriatrics and Gerontology International**, v. 4, p. S202-S204, 2004.

FAHN, S. The freezing phenomenon in parkinsonism. In: Fahn, S. (ed.). **Negative Motor Phenomena. Advances in Neurology**, v. 67. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1995.

FAHN, S.; OAKES, D.; SHOULSON, I.; KIEBURTZ, K.; RUDOLPH, A.; LANG, A.; OLANOW, W.; TANNER, C.; MAREK, K. Levodopa and the Progression of Parkinson's Disease. **The New England Journal of Medicine**, v. 351, p. 2498-2508, December 9, 2004.

FERRARIN, M.; BRAMBILLA, M.; GARAVELLO, L.; DI CANDIA, A.; PEDOTTI, A.; RABUFFETTI, M. Microprocessor-controlled optical stimulating device to improve the gait of patients with Parkinson's disease. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 42, p. 328-332, 2004.

FERRARIN, M.; LOPIANO, L.; RIZZONE, M.; LANOTTE, M.; BERGAMASCO, B.; RECALCATI, M.; PEDOTTI, A. Quantitative analysis of gait in Parkinson's disease: a pilot study on effects of bilateral sub-thalamic stimulation. **Gait and Posture**, v. 16, p. 135-148, 2002.

FERRARIN, M.; RABUFFETTI, M.; TETTAMANTI, M.; PIGNATTI, R.; MAURO, A.; ALBANI, G. Effects of optical flow versus attentional strategy on gait in Parkinson's disease: a study with a portable optical stimulating device. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 5:3, 2008.

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

FERREIRA, G. M. L. Estudo dos efeitos de uma atividade verbal para a modulação do movimento em variáveis motoras relacionadas à marcha de um indivíduo com Doença de Parkinson. **Dissertação de mestrado**. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis – SC, 2005.

FERREIRA, G. M. L.; REIS, D. C.; TAKASE, E.; FOZA, V.; MORO, A. R. P. **Efeitos da intervenção farmacológica na marcha de um portador da doença de Parkinson**. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro - SP. Anais DO XII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Rio Claro - SP : UNESP, 2007. v. único. p. 840-845.

FORSSBERG, H.; JOHNELS, B.; STEG, G. Is parkinsonian gait caused by a regression to an immature walking pattern? In: HASLLER, R. G.; CHRIST, J. F. (editors). Parkinson-specific motor and mental disorders. **Advances in Neurology**, v. 40, p. 375–379, 1984.

FREEMAN, J. S.; CODY, F. W. J.; SCHADY, W. The influence of external timing cues upon the rhythm of voluntary movements in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 56, n. 10, p. 1078-1084, 1993.

FREITAS, E. V.; NÉRI, L. L.; GORZONI, F. A. X.; ROCHA, S. M. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

FRENKEL-TOLEDO, S.; GILADI, N.; PERETZ, C.; HERMAN, T.; GRUENDLINGER, L.; HAUSDORFF, J. M. Effect gait speed on gait rhythmicity in Parkinson's disease: variability of stride time and swing time respond differently. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 2: 23, 2005.

GEVAERD, M. S. **Um modelo de amnésia associada à doença de Parkinson:** Estudos comportamentais e neuroquímicos em ratos lesados com 1-metil-4-fenil-1,2,3,6-tetraidropiridina (MPTP). Tese de Doutorado. Curso de Pós Graduação em Farmacologia, UFSC, 2001.

GILADI, N.; MCMAHON, D.; PREZEDBORSKI, S.; FLASTER, E.; GUILLORY, S.; KOSTIC, V.; FAHN, S. Motor blocks in Parkinson's disease. **Neurology**, v. 42, p. 333-339, 1992.

GILADI, N.; SHABTAI, H.; ROZENBERG, E.; SHABTAI, E. Gait festination in Parkinson's Disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 7, n. 2, p. 135-138, 2001.

GLICKSTEIN, M.; STEIN, J. Paradoxical movement in Parkinson's disease. **Trends in Neurosciences**, v. 14, p. 480-482, 1991.

GOETZ, C. G.; POEWE, W.; RASCOL, O.; SAMPAIO, C.; STEBBINS, G. T.; COUNSELL, C.; GILADI, N.; HOLLOWAY, R. G.; MOORE, C. G.; WENNING, G. K.; YAHR, M. D.; SEIDL, L. Movement disorder society task force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations. **Movement Disorders**, v. 19, n. 9, p. 1020-1028, 2004.

GOLDBERG, G. Supplementary motor area structure and function: review and hypotheses. **Behavioural Brain Research**, v. 8, p. 567-588, 1985.

GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. 13<sup>a</sup> ed. Piracicaba: Nobel AS, 1990.

GRASSO, R.; PEPPE, A.; STRATTA, F.; ANGELINI, D.; ZAGO, M.; STANZIONE, P.; LACQUANITI, F. Basal ganglia and gait control: apomorphine administration and internal pallidum stimulation in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 126, p. 139-148, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1<sup>a</sup> ed. São Paulo: Manole, 1999.

HANAKAWA, T.; FUKUYAMA, H.; KATSUMI, Y.; HONDA, M.; SHIBASAKI, H. Enhanced lateral premotor activity during paradoxical gait in Parkinson's disease. **Annals of Neurology**, v. 45, p. 329-336, 1999.

HANAKAWA, T.; KATSUMI, Y.; FUKUYAMA, H.; HONDA, M.; HAYASHI, T.; KIMURRA, J.; SHIBASAKI, H. Mechanisms underlying gait disturbance in Parkinson's disease. A single photon emission computed tomography study. **Brain**, v. 122, p. 1271-1282, 1999.

HASE, K.; STEIN, R. B. Turning strategies during human walking. **Journal of Neurophysiology**, v. 81, p. 2914-2922, 1999.

HAUSDORFF, J. M.; CUDKOWICZ, M. E.; FIRTION, R.; WEI, J. Y.; GOLDBERGER, A. L. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait



cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease. **Movement Disorders**, v. 13, n. 3, p. 428-437, 1998.

HAUSDORFF, J. M.; LOWENTHAL, J.; HERMAN, T.; GRUENDLINGER, L.; PERETZ, C.; GILADI, N. Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. **European Journal of Neuroscience**, v. 26, p. 2369-2375, 2007.

HAUSDORFF, J. M.; SCHAAFSMA, J. D.; BALASH, Y.; BARTELS, A. L.; GUREVICH, T.; GILADI, N. Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing of gait. **Experimental Brain Research**, v. 149, p. 187-194, 2003.

HIRSCH, M. A.; TOOLE, T.; MAITLAND, C. G.; RIDER, R. A. The effects of balance training and high-intensity resistance training on persons with Idiopathic Parkinson's Disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 8, p. 1109-1117, 2003.

HOEHN, M.; YAHR, M. Parkinsonism, onset, progression and mortality. **Neurology**, v. 17, p. 427-42, 1967.

HORAK, F. B.; NUTT, J. G.; NASHNER, L. M. Postural inflexibility in Parkinsonian subjects. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 111, p. 46-58, 1992.

HOWE, T. E.; ASHTON, V. J.; LÖVGREEN, B.; CODY, F. W. J.; OLDHAM, J. A. Do auditory cues affect the gait of patients with Parkinson's disease? **Physiotherapy**, v. 86, n. 11, p. 585-586, 2000.

HOWE, T. E.; LÖVGREEN, B.; CODY, F. W. J.; ASHTON, V. J.; OLDHAM, J. A. Auditory cues can modify the gait of persons with early-stage Parkinson's disease: a method for enhancing parkinsonian walking performance? **Clinical Rehabilitation**, v. 17, p. 363-367, 2003.

ISHIDA, R. S. Nomenclatura em análise de marcha. In: SAAD, M; BATISTELLA, L. R. **Análise de marcha – Manual do CAMO-SBMFR**. São Paulo: Lemos – Editorial, 1997.

JIANG, Y.; NORMAN, K. E. Effects of visual and auditory cues on gait initiation in people with Parkinson's disease. **Clinical Rehabilitation**, v. 20, p. 36-45, 2006.

JUEPTNER, M.; WEILLER, C. A review of differences between basal ganglia and cerebellar control of movements as revealed by functional imaging studies. **Brain**, v. 121, p. 1437-1449, 1998.

JUH, R.; KIM, J.; MOON, D.; CHOE, B.; SUN, T. Different metabolic patterns analysis of Parkinsonism on the 18 F-FDG PET. **European Journal of Radiology**, v. 51, p. 223-233, 2004.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Princípios da Neurociência**. Barueri: Manole Ltda, 2003.



KAZDIN, A. E. **Single-case research designs**: methods for clinical and applied settings. New York: Oxford University Press. 1982.

KEMPSTER, P. A.; FRANKEL, J. P.; BOVINGDON, M. WEBSTER, R.; LEES, A. J.; STERN, G. M. Levodopa peripheral pharmacokinetics and duration of motor response in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 52, p. 718-723, 1989.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; CROCE, U. D.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, p. 637-646, 1994.

KISHORE, A.; TURNBULL, I. M.; SNOW, B. J.; FUENTE-FERNANDEZ, R.; SCHULZER, M.; MAK, E.; YARDLEY, S.; CALNE, D. B. Efficacy, stability and predictors of outcome of pallidotomy for Parkinson's disease. Six-month follow-up with additional 1-year observations. **Brain**, v. 120, n. 5, p. 729-737, 1997.

KNUTSSON, E. An analysis of parkinsonian gait. **Brain**, v. 95, p. 475-486, 1972.

KOOZEKANANI, S. H.; BALMASEDA, M. T.; MOHAMMAD, T. F.; LOWNEY, E. D. Ground reaction forces during ambulation in Parkinsonism: pilot study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 68, p. 28-30, 1987.

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

LEHMAN, D. A.; TOOLE, T.; LOFALD, D.; HIRSCH, M. A. Training with verbal instructional cues results in rear-term improvement of gait in people with Parkinson disease. **Journal of Neurological Physical Therapy**, v. 29, n. 1, p. 2-8, 2005.

LERNIER-FRANKEL, M.; VARGAS, S.; BROWN, M.; KRUSELL, L. SCHONEBERGER, W. Functional community ambulation: what are your criteria? **Clinical Management Physical in Therapy**, v. 6, n. 2, p. 12-15, 1986.

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

LIM, I.; VAN WEGEN, E.; 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**, v. 19, p. 695-713, 2005.

LIU, W.; MCINTIRE, K.; KIM, S. H.; ZHANG, J.; DASCALOS, S.; LYONS, K. E.; PAHWA, R. Quantitative assessments of the effect of bilateral subthalamic stimulation on multiple aspects of sensorimotor function for patients with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 11, p. 503-508, 2005.

LÖKK, J. The effects of mountain exercise in Parkinsonian persons – a preliminary study. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 31, n. 1, p. 19–25, 2000.

LORD, S. E.; MCPHERSON, K.; MCNAUGHTON, H. K.; ROCHESTER, L.; WEATHERALL, M. Community ambulation after stroke: how important and obstinable is it and what measures appear predictive? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, p. 234-239, 2004.

LOZANO, A. M.; LANG, E.; GALVEZ-JIMENEZ, N.; MIYASAKI, J.; DUFF, J.; HUTCHINSON, W. D.; DOSTROVSKY, J. O. Effect of GPi pallidotomy on motor function in Parkinson's disease. **Lancet**, v. 346, p. 1383-1387, 1995.

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

MACKAY-LYONS, M. Variability in spatiotemporal gait characteristics over the course of the L-dopa cycle in people with advanced Parkinson disease. **Physical Therapy**, v. 78, p. 1083-1094, 1998.

MAGEE, D. J. **Avaliação musculoesquelética**. Barueri: Manole. 2002.

MARSDEN, C. D.; OBESO, J. A. The functions of the basal ganglia and the paradox of stereotaxic surgery in Parkinson's disease. **Brain**, v. 117, p. 877-897, 1994.

MARSDEN, C. D.; PARKES, J. D. "On-off effects" in patients with Parkinson's disease on chronic levodopa therapy. **Lancet**, v. 1, p. 292-296, 1976.

MARTIN, J. P. **The basal ganglia and posture**. London: Pitman Publishing, 1967. p. 20–35.

MATOS, M. A.; TOMANARI, G. Y. **Análise do comportamento no laboratório didático**. São Paulo: Manole Ltda, 2002.

MCINTOSH, G. C.; BROWN, S. H.; RICE, R. R.; THAUT, M. H. Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 62, n. 1, p. 22–26, 1997.

MCINTOSH, G. C.; THAUT, M. H.; RICE, R. R.; MILLER, R. A. Stride frequency modulation in parkinsonian gait using rhythmic auditory stimulation. **Annals of Neurology**, v. 36, p. 316, 1994.

MEIGAL, A.; LUPANDIN, Y. "Thermoregulation-dependent component" in pathophysiology of motor disorders in Parkinson's disease? **Pathophysiology**, v. 11, p. 187-196, 2005.

MESURE, S.; AZULAY, J. P.; POUGET, J.; AMBLAND, B. Strategies of segmental stabilization during gait in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 129, p. 573-581, 1999.

MEYER, C. H. A. Unilateral pallidotomy for Parkinson's disease promptly improves a wide range of voluntary activities especially gait and trunk movements. **Acta Neurochirurgica**, v. 68, p. 37-41, 1997.

MILLER, R. A.; THAUT, M. H.; MCINTOSH, G. C.; RICE, R. R. Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Electromyography and Motor Control**, v 101, n. 1, p. 1-7, 1996.

MITOMA, H.; HAYASHI, R.; YANAGISAWA, N.; TSUKAGOSHI, H. Characteristics of parkinsonian and ataxic gaits: a study using surface electromyograms, angular displacements and floor reaction forces. **Journal of the Neurological Sciences**. v. 174, p. 22-39, 2000.

MIYAI, I.; FUJIMOTO, Y.; UEDA, Y.; YAMAMOTO, H.; NOZAKI, S.; SAITO, T.; KANG, J. Treadmill Training With Body Weight Support: Its Effect on Parkinson's Disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p. 849-852 2000.

MIYAI, I.; FUJIMOTO, Y.; UEDA, Y.; YAMAMOTO, H.; NOZAKI, S.; SAITO, T.; KANG, J. Long-Term Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training in Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 1370-1373, 2002.

MORI, S. Integration of posture and locomotion in acute decerebrate cats and in awake, freely moving cats. **Progress in Neurobiology**, v. 28, p. 161-195, 1987.

MORRIS, M. E.; HUXHAM, F.; MCGINLEY, J.; DODD, K.; IANSEK, R. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 459-470, 2001.

MORRIS, M. E.; IANSEK, R. Characteristics of motor disturbance in Parkinson's disease and strategies for movement rehabilitation. **Human Movement Science**, v. 15, p. 649-669, 1996c.

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

MORRIS, M.; IANSEK, R.; MATYAS, T.; SUMMERS, J. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. **Movement Disorders**, v. 13, n. 1, p. 61-69, 1998.

MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; MATYAS, T. A.; SUMMERS, J. J. The Pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. **Brain**. v. 117, p. 1169-1181, 1994b.

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

MORRIS, M. E.; IANSEK, R.; SUMMERS, J. J.; MATYAS, T. A. Motor control considerations for the rehabilitation of gait in Parkinson's disease. In: GLENCROSS, D. J.; PIEK, J. P. (editors). **Motor control and sensory motor integration: issue and directions**. Amsterdam: Elsevier, 1995.

MORRIS, M. E.; MATVAS, T. A.; IANSEK, R.; SUMMERS, J. J. Temporal stability of gait in Parkinson's disease. **Physical Therapy**, v. 76, n. 7, p. 763-777, 1996b.

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

MORRIS, M. E. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for physical therapy. **Physical Therapy**, v. 80, n. 6, p. 578-597, 2000.

MURRAY, M. P.; SERPIE, S. B.; GARDNER, G. M.; DOWNES, W. J. Walking patterns of men with Parkinsonism. **American Journal of Physical Medicine**, v. 57, n. 6, p. 278-294, 1978.

NANTON, V. Parkinson's disease. In: COTTAM, P. J.; SUTTON, A. (editors). **Conductive education. A system for overcoming motor disorder**. London: Croom Helm, 1986, p. 85.

NIEUWBOER, A.; DE WEERDT, W.; DOM, R.; NUTTIN, B.; PEERAER, L.; PATTYN, A. Walking ability after implantation of a pallidal stimulator: analysis of plantar force distribution in patients with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 4, p. 189-199, 1998.

NIEUWBOER, A.; DE WEERDT, W.; DOM, R.; PEERAER, L.; LESAFFRE, E.; HILDE, F.; BAUNACH, B. Plantar force distribution in Parkinsonian gait: a comparison between patients and age-matched control subjects. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 31, p. 185-192, 1999.

NIEUWBOER, A.; DE WEERDT, W.; DOM, R.; TRUYEN, M.; JANSSENS, L.; KAMSMA, Y. The effect of a home physiotherapy program for person with Parkinson's disease. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 33, p. 266-272, 2001.

ÖBERG, T.; KARSZNIA, A.; ÖBERG, K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10 – 79 years of age. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 30, n. 2, p. 210-223, 1993.

O'SHEA, S.; MORRIS, M.; IANSEK, R. Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effectas of motor versus cognitive secondary tasks. **Physical Therapy**, v. 82, n. 9, p. 888-897, 2002.

OSTROSKY, K. M.; VANSWEARINGER, J. M.; BURDETT, R. G.; GEE, Z. A. comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Physical Therapy**, v. 74, p. 637-646, 1994.

O'SULLIVAN, J. D.; SAID, C. M.; DILLON, L. C.; HOFFMAN, M.; HUGHES, A. J. Gait analysis in patients with Parkinson's disease and motor fluctuations: influence of levodopa and comparison with other measures of motor function. **Movement Disorders**, v. 13, n. 6, p. 900-906, 1998.

OTTENBACHER, K. J. Reliability and accuracy of visually analyzing graphed data from single-subject designs. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 40, p. 464-469, 1986.

ÕUNPUU, S.; GAGE, J. R.; DAVIS, R. B. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 11, p. 341-349; 1991.

PATLA, A. E.; ADKIN, A.; BALLARD, T. Online steering: coordination and control of body centre of mass, head and body reorientation. **Experimental Brain Research**, v. 129, p. 629-634, 1999.

PATLA, A. E.; PRENTICE, S. D.; ROBINSON, C.; NEUFELD, J. Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 17, p. 603-634, 1991.

PEDERSEN, S. W.; ERIKSSON, T.; OBERG, B. Effects of withdrawal of antiparkinson medication on gait and clinical score in the Parkinson patient. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 84, n. 1, p. 7-13, 1991.

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

PERRY, J. **Análise de marcha**: Sistemas de análise de marcha, v3, Barueri: Manole, 2005b.

PERRY, J.; GARRET, M.; GRONLEY, J.; MULROY, S. Classification of walking handicap in the stroke population. **Stroke**, v. 26, p. 982-989, 1995.

POHL, M.; ROCKSTROH, G.; RÜCKRIEM, S.; MRASS, G.; MEHRHOLZ, J. Immediate Effects of Speed-Dependent Treadmill Training on Gait Parameters in Early Parkinson's Disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 12, p. 1760-1766, 2003.

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. **Foundations of clinical research applications to practice**. New Jersey: Prentice Hall Health Upper Saddle River, 2000.

POUND, P.; GOMPERTZ, P.; EBRAHIM, S. A patient-centred study of the consequences of stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 12, p. 338-347, 1998.

PRAAMSTRA, P.; STEGEMAN, D. F.; COLLS, A. R.; HORSTINK, M. W. Reliance on external cues for movement initiation in Parkinson's disease. Evidence from movement-related potentials. **Brain**, v. 121, p. 167-177, 1998.

QUINTYN, M.; CROSS, E. Factors affecting the ability to initiate movement in Parkinson's disease. **Physical Occupational Therapy in Geriatrics**, v. 4, p. 51-59, 1986.

REIS, D. C.; NASSER, J. P.; MORO, A. R. P. Calibrador de fios-de-prumo para sistemas de reconstrução 3D. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. **Anais...** João Pessoa, 2005.

REIS, T. **Doença de Parkinson: pacientes familiares e cuidadores**. Porto Alegre: Pallotti, 2004.

REIS, D. C. **Aspectos biomecânicos da marcha em portadores da Doença de Parkinson**. Monografia de conclusão de curso. Graduação em Educação Física, UFSC, 2006.

ROBERTSON, C.; FLOWERS, K. A. Motor set in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 53, p. 583-592, 1990.

ROCHESTER, L.; HETHERINGTON, V.; JONES, D.; NIEUWBOER, A.; WILLEMS, A. M.; KWAKKEL, G.; WEGEN, E. V. Attending to the task: interference effects of functional tasks on walking in Parkinson's disease and the roles of cognition, depression, fatigue, and balance. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, p. 1578-1585, 2004.

ROCHESTER, L.; NIEUWBOER, A.; BAKER, K.; HETHERINGTON, V.; WILLEMS, A. M.; CHAVRET, F.; KWAKKEL, G.; VAN WEGEN, E.; LIM, I.; JONES, D. The attentional cost of external rhythmical cues and their impact on gait in Parkinson's disease: effect of cue modality and task complexity. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, p. 1243-1248, 2007.

ROLAND, P. E.; LARSEN, B.; LASSEN, N. A.; SKINHOJ, E. Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. **Journal of Neurophysiology**, v. 43, p. 118-136, 1980.

ROSSIGNOL, S.; MEVILL-JONES, G. Audiospinal influences in man studied by the H-reflex and its possible role in rhythmic movement synchronized to sound. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 41, p. 83-92, 1976.

RUBERT, V. A. **Análise da marcha de um portador da Doença de Parkinson**. Monografia de especialização. Especialização em cinesiologia. Escola Superior de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2005.

RUBERT, V.A.; REIS, D.C.; ESTEVES, A.C. Doença de Parkinson e exercício físico. **Revista Neurociências**, v. 15, n. 2, p. 141-146, 2007.



SAAD, M. Considerações sobre a marcha patológica. In: SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R. (eds.). **Análise de Marcha: manual do CAMO-SBMFR**. São Paulo: Lemos-Editorial, 1997.

SACCO, I. C. N. **Estudo de parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética**. Dissertação. Programa de Pós-Graduação em Educação Física, USP, 1997.

SAMPAIO, I. B. M. Estatísticas descritivas básicas. In: SAMPAIO, I. B. M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. Belo Horizonte: FEPMVZ, 2002. cap. 3, p. 15-29.

SAMSON, M. M.; CROWE, D.; VREEDE, P. L.; DESSENS, J. A.; DUURSMA, S. A.; VERHAAR, H. J. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. **Ageing** (Milano), v. 13, n. 1, p. 16-21, 2001.

SAMUEL, M.; ASHKAN, K.; LANG, A. E. Lesions surgeries. In: PAHWA, R.; LYONS, K. E. (eds.). **Handbook of Parkinson's disease**. New York: Informa Healthcare USA, Inc. 2007.

SATAKE, E. B.; JARAGOO, V.; MAXWELL, D. L. **Handbook of statistical methods: single subject design**. Plural Publishing, Inc. 2008.

SCANDALIS, T. A.; BOSAK, A.; BERLINER, J. C.; HELMAN, L. L.; WELLS, M. R. Resistance training and gait function in patients with Parkinson's disease. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, p. 38-43, 2001.

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

SCHELL, G. R.; STRICK, P. L. The origin of thalamic inputs to the arcuate premotor and supplementary motor areas. **Journal of Neurosurgery**, v. 4, p. 539-560, 1984.

SCHENKMAN, M. L.; CUTSON, T. M.; KUCHIBHATLA, M.; CHANDLER, J.; PIEPER, C. Reliability of impairment and physical performance measures for persons with Parkinson's disease. **Physical Therapy**, v. 77, n. 1, p. 19-27, 1997.

SCORZA, F. A.; HENRIQUES, L. D.; ALBUQUERQUE, M. **Doença de Parkinson-tratamento medicamentoso e seu impacto na reabilitação de seus portadores**. São Paulo: O mundo da Saúde, ano 25, v. 25, n. 4, out/dez, 2001.

SEDGMAN, R.; GOLDIE, P. Development of a measure of turning during walking: In: **Advancing rehabilitation: Proceedings inaugural conference of Faculty of Health Sciences**, La Trobe University, Melbourne, Austrália, 1994.



SEKINE, M.; AKAY, M.; TAMURA, T.; HIGASHI, Y.; FUJIMOTO, T. Fractal dynamics of body motion in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neural Engineering**, v. 1, p. 8-15, 2004.

SERAPIONI, M. Métodos qualitativos e quantitativos na pesquisa social em saúde: algumas estratégias para a integração. **Ciência e Saúde Coletiva**, Rio de Janeiro, v. 5, n. 1, p. 187-192, 2000.

SHAN, D. E.; LEE, S. J.; CHAO, L. Y.; YEH, S. i. Gait analysis in advanced Parkinson's disease – effect of Levodopa and Tolcapone. **Canadian Journal of Neurological Sciences**, v. 28, p. 70-75, 2001.

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**, v. 86, n. 2, p. 186-194, 2006.

SIEGEL, K. L.; METMAN, L. V. Effects of bilateral posteroventral pallidotomy on gait of subjects with Parkinson disease. **Archives of Neurology**, v. 57, p. 198-204, 2000.

SILVA, O. L. A Biomecânica do aparelho locomotor humano. In: AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. (org.) **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade: Escola de educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2000.

SMITH, A. D.; ZIGMOND, M. J. Can the brain be protected through exercise? Lessons from an animal model of parkinsonism. **Experimental Neurology**, v. 184, p. 31–39, 2003.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5ª ed, São Paulo: Manole, 1997.

SMITHSON, F. Predisposing factors for falls in Parkinson's disease. In: **Older people in our society**: Conference proceedings. Perth, Australia, 1994.

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

SOMASUNDARAM, S.; VAIDYA, P. M. The importance of external cueing strategies in improving balance and gait in idiopathic Parkinson's disease. **The Indian Journal of Occupational Therapy**, v. xxx, n. 1, p. 17-20, 2008.

STACK, E.; ASHBURN, A. Fall events described by people with Parkinson's disease: implications for clinical interviewing and the research agenda. **Physiotherapy Research International**, v. 4, p. 190-200, 1999.

STEM, G. M.; FRANKIVN, S. E.; IMTNS, F. J.; PRESTIDEE, S. P. Quantitative assessment of gait and mobility in Parkinson's disease. **Journal of Neural Transmission**, suppl. 19, p. 201-214, 1983.

- SUTEERAWATTANANON, M.; MORRIS, G. S.; ETNYRE, B. R.; JANKOVIC, J.; PROTAS, E. J. Effects of visual and auditory cues on gait in individuals with Parkinson's disease. **Journal of the neurological Sciences**, v. 219, p. 63-69, 2004.
- SUTEERAWATTANANON, M.; RINTALA, D. H.; LAI, E. C.; HOU, J. G.; PROTAS, E. J. Preliminary Data From an Ongoing Study: Influence of Auditory Pacer on Gait Performance on Persons With Parkinson's Disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. E9, 2006.
- SUTHERLAND, D. H.; KAUFMAN, K. R.; MOITOZA, J. R. Cinemática da marcha humana normal. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **A Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Premier, p. 23-45, 1998.
- SUTOO, C.; AKIYAMA, K. Regulation of brain function by exercise. **Neurobiology of Disease**, v. 13, p. 1-14, 2003.
- SUTTON, J. P.; COULDWELL, W.; LEW, M. F.; MALLORY, L.; GRAFTON, S.; DEGIORGIO, C.; WELSH M., APUZZO, M. L.; AHMADI, J.; WATERS, C. H. Ventroposterior medial pallidotomy in patients with advanced Parkinson's disease. **Neurosurgery**, v. 36, n. 6 p. 1112-1117, 1995.
- TEIVE, H. A. G.; MENESES, M. S. Histórico. In: MENESES, M. S.; TEIVE, H. A. G. **Doença de Parkinson**. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- THAUT, M. H.; MCINTOSH, G. C.; RICE, R. R.; MILLER, R. A.; RATHBUN, J.; BRAULT, J. M. Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. **Movement Disorders**, v. 11, n. 2, p. 193-200, 1996.
- THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 3 ed., Porto Alegre: Artmed, 2002.
- URQUHART, D. M.; MORRIS, M. E.; IANSEK, R. Gait consistency over a 7-day interval in people with Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, p. 696-701, 1999.
- VAN EMMERIK, R. E. A.; WAGENAAR, R. C.; WINOGRADZKA, A.; WOLTERS, E. C. Identifications of axial rigidity during locomotion in Parkinson disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, p. 186-191, 1999.
- VAN WEGEN, E.; LIM, I.; GOEDE, C.; 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**, v. 12, p. 21-27, 2006.
- VIEREGGE, P.; STOLZE, H.; KLEIN, C.; HEBERLEIN, I. Gait quantitation in Parkinson's disease – locomotor disability and correlation to clinical rating scales. **Journal of Neural Transmission**, v. 104, p. 237-248, 1997.

VON WILZELBEN, H. D. **Methods in the treatment of post encephalic Parkinson's**. New York: Gruene and Stratten, 1942.

WALL, J. C.; TUMBULL, G. I. The kinematics of gait. In: TUMBULL, G. I. (editor). **Physical therapy management of Parkinson's disease**. New York: Churchill Livingstone; 1992. p. 49-67.

WANG, C.; WAI, Y.; WENG, Y.; YU, J.; WANG, J. The cortical modulation from the external cues during gait observation and imagination. **Neuroscience Letters**, v. 443, p. 232-235, 2008.

WEEKS, R.; HONDA, M.; CATALAN, M.; HALLET, M. Comparison of auditory, somatosensory, and visually instructed and internally generated finger movements: a PET study. **Neuroimage**, v. 14, p. 219-230, 2001.

WEISSEBORN, S. The effect of using a two-step verbal cue to a visual target above eye-level on the Parkinsonian gait: a case study. **Physiotherapy**, v. 79, p. 26-31, 1993.

WELLER, C.; HUMPHREY, S. J. E.; KIROLLOS, C.; BOWES, S. G.; CHARLETT, A.; DOBBS, S. M.; DOBBS, R. J. Gait on a shoestring: falls and foot separation in parkinsonism. **Age Ageing**, v. 21, n. 4, p. 242-244, 1992.

WILLEMS, A. M.; NIEUWBOER, A.; CHAVRET, F.; DESLOOVERE, K.; DOM, R.; ROCHESTER, L.; JONES, D.; KWAKKEL, G.; VAN WEGEN, E. The use of rhythmic auditory cues to influence gait in patients with Parkinson's disease, the differential effect for freezers and non-freezers, an explorative study. **Disability and Rehabilitation**, v. 28, n. 11, p. 721-728, 2006.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. University of Waterloo Press, Waterloo. 2 ed. 1991.

YARROW, K.; BROWN, P.; GRESEY, M. A.; BRONSTEIN, A. M. Force platform recordings in the diagnosis of primary orthostatic tremor. **Gait and Posture**, v. 13, p. 27-34, 2001.

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

ZIJLSTRA, W.; RUTGERS, A. W. F.; WEERDEN, V. Voluntary and involuntary adaptation of gait in Parkinson's disease. **Gait and Posture**, v. 7, p. 53-63, 1998.

ZONTA, M. B.; KUMAGAI, N. Y. Reabilitação. In: MENESES, M. S.; TEIVE, H. A. G. **Doença de Parkinson**. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

**APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**CENTRO DE DESPORTOS**  
**LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA**



**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)**

**Título do projeto: “EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO AUDIOVISUAL EM VARIÁVEIS MOTORAS RELACIONADAS À MARCHA DE UM INDIVÍDUO COM A DOENÇA DE PARKINSON”**

O (a) senhor (a) está sendo convidado (a) a participar de um estudo que visa analisar os efeitos de estímulos visuais e sonoros em variáveis motoras relacionadas a marcha de um indivíduo com a doença de Parkinson (DP). Esta pesquisa justifica-se, pois seus resultados, poderão ser utilizados como norteadores no desenvolvimento de intervenções (reabilitação) diferenciadas, no sentido de tornar os portadores da DP aptos a desenvolverem suas atividades diárias com maior controle e autonomia, assim desfrutando de uma maior qualidade de vida para si, seus familiares e pessoas mais próximas.

Neste estudo serão realizados os seguintes procedimentos:

- Entrevista: questionamentos para identificar características pessoais e o estágio de evolução da doença de Parkinson;
- Avaliação antropométrica: serão mensuradas a estatura e a massa corporal;
- Coletas de dados: o participante deste estudo deverá comparecer ao Laboratório de Biomecânica para realizar as avaliações durante um período de quatro meses com uma frequência de 3 vezes semanais, sendo que cada sessão terá duração de 30 minutos. Estas sessões de avaliação serão constituídas de treinos de marcha, onde serão realizados sucessivos deslocamentos de um lado ao outro de uma sala enquanto são filmados alguns trechos da caminhada para posterior análise biomecânica. Durante a caminhada serão disponibilizados estímulos visuais e sonoros, visando regular o tamanho e o tempo de cada passo.

Para as coletas de dados haverá a necessidade de permanecer com o mínimo de vestimenta possível (preferencialmente um calção de banho).

Destacamos que este estudo praticamente não apresenta riscos ao avaliado, talvez o constrangimento durante as filmagens. A adesão a este estudo é voluntária e, caso haja necessidade, o participante pode retirar-se do mesmo a qualquer momento. Na presença de dúvidas, os pesquisadores podem ser questionados antes e durante o processo de coleta de dados e intervenção.

A pesquisa terá como responsáveis o Prof<sup>o</sup> Dr. Antônio Renato Pereira Moro e o mestrando Diogo Cunha dos Reis.

Os pesquisadores garantem o sigilo e a privacidade da identidade do participante. Sendo os dados divulgados de forma geral sem identificação do participante. Dessa forma solicitamos a sua autorização para o uso de seus dados para a elaboração deste estudo.

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão realizadas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## **APÊNDICE B – Estudo Piloto**



## **ESTUDO PILOTO**

### **Objetivo**

Analisar os efeitos de estímulos audiovisuais na marcha de um portador da doença de Parkinson.

### **Procedimentos para a realização do estudo piloto**

O estudo piloto foi realizado após o aceite do projeto pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina CEPESH/DAP/PRPG/UFSC (protocolo 035/08). O sujeito do estudo, depois de devidamente informado assinou o termo de consentimento livre e esclarecido.

Participou deste estudo uma portadora da doença de Parkinson (DP) com 76 anos de idade, com diagnóstico da DP ocorrido 2 anos antes desta coleta, estando classificada no estágio 2 segundo critérios de Hoehn e Yahr (1967).

O laboratório foi preparado para realização do estudo, onde o sistema de videografia tridimensional, DMAS SPICATek<sup>®</sup> equipado com três câmeras, foi devidamente calibrado e ajustado para coletar informações tridimensionais da marcha do sujeito selecionado. A decisão sobre a coleta de dados e a intervenção serem feitas com o sujeito descalço, foi seguida pela adaptação do espaço destinado ao deslocamento do sujeito, onde um tapete de borracha antiderrapante revestiu o piso, devido ao tempo em que o sujeito deveria ficar em contato com o mesmo, evitando o desconforto com o frio e devido às irregularidades produzidas pelas fendas existentes entre as cerâmicas, que poderiam interferir no comportamento analisado.

A temperatura ambiente foi controlada em 25°C por um sistema condicionador de ar composto por dois equipamentos Split Modelo GST60-38l, onde um termohigrômetro digital foi utilizado para a mensuração da temperatura e umidade local. A luminosidade do ambiente teve média de 38 lux quando mensurada horizontalmente e 112 lux quando mensurada perpendicularmente ao fecho de luz a 75cm do piso, na situação programada para a coleta de dados. Tais medidas foram realizadas, para que não houvesse demasiada variação na temperatura, umidade e

luminosidade do ambiente laboratorial, que pudessem interferir no comportamento motor do sujeito estudado.

Para a realização da coleta de dados referentes às variáveis cinemáticas da marcha o sujeito ficou com o mínimo de vestimenta possível (maiô). As marcas reflexivas de referência externa que representam os centros articulares, necessárias para a aquisição das variáveis angulares e espaciais da marcha, foram fixadas sob os locais apropriados, logo após foi indicado que o sujeito realizasse 5 minutos de caminhada com velocidade livre, no espaço determinado para a avaliação, para se ambientar à temperatura e a luminosidade da sala e ao deslocamento com os pés descalços, antes do começo das filmagens.

Neste piloto, somente parte do estudo pode ser simulada, constando de filmagens dos deslocamentos no espaço determinado com velocidade de marcha auto selecionada. Durante estes deslocamentos quatro situações foram avaliadas: análise da marcha sem estímulos externos; análise da marcha com estímulos sonoros (metrônomo – 104bpm); análise da marcha com estímulos visuais (marcação luminosa no solo, posicionada 0,5m à frente do indivíduo); análise da marcha com estímulos sonoros e visuais simultâneos. Para cada uma das situações foram adquiridos cinco vídeos, sendo que em cada vídeo foram analisados dois ciclos da marcha.

Os dados são apresentados em termos de média e desvio-padrão, e para a comparação entre as diferentes situações analisadas aplicou-se uma ANOVA, adotando-se um nível de significância de 5%.

## **Resultados**

Na Tabela 1 são apresentadas as variáveis espaciais e temporais da marcha do indivíduo analisado e a comparação entre as diferentes situações analisadas.

Nas variáveis CTC, CP-D e CP-E tanto a situação com imposição de estímulos visuais quanto visual/sonoro apresentaram diferença significativa ( $p < 0,01$ ) em relação à marcha sem estímulos externos.

Para a variável velocidade, apenas a situação com estímulos visuais diferenciou-se significativamente ( $p < 0,05$ ) da marcha sem estímulos.

Tabela 1: Resultados da comparação entre os diferentes estímulos externos

	Sem estímulo	Visual	Sonoro	Visual/Sonoro
CTC (m)	0,933±0,022 <sup>a</sup>	1,207±0,050 <sup>b</sup>	0,933±0,050 <sup>a</sup>	1,065±0,044 <sup>c</sup>
CP-D (m)	0,437±0,023 <sup>a</sup>	0,581±0,032 <sup>b</sup>	0,436±0,021 <sup>a</sup>	0,504±0,024 <sup>c</sup>
CP-E (m)	0,496±0,015 <sup>a</sup>	0,625±0,025 <sup>b</sup>	0,497±0,033 <sup>a</sup>	0,561±0,021 <sup>c</sup>
LP (m)	0,179±0,018	0,176±0,024	0,165±0,029	0,170±0,011
TP-D (s)	0,567±0,026	0,629±0,134	0,567±0,013	0,546±0,010
TP-E (s)	0,529±0,019	0,592±0,097	0,546±0,025	0,558±0,013
TTC (s)	1,096±0,043	1,221±0,227	1,113±0,014	1,104±0,019
v (m/s)	0,852±0,037 <sup>a</sup>	1,011±0,149 <sup>b</sup>	0,838±0,043 <sup>a</sup>	0,965±0,036 <sup>a,b</sup>
CAD (passos/min)	109,6±4,4	100,9±16,8	107,9±1,3	108,7±1,9

\*p<0,05

Nas demais variáveis não foram constatadas diferenças entre os resultados com a aplicação de diferentes estímulos durante a realização da marcha.

Destaca-se que, devido ao fato das intervenções terem sido aplicadas apenas em uma situação, o indivíduo pode ter tido dificuldade em sincronização de sua marcha com os diferentes estímulos disponibilizados devido à falta de prática, possivelmente afetando os resultados encontrados neste piloto.

### Definições metodológicas após estudo piloto

Por meio do estudo piloto realizado foi possível definir os procedimentos metodológicos de forma a viabilizar e potencializar o processo de coleta, intervenção e análise dos resultados. Dentre as definições destacaram-se:

- A determinação de um protocolo de preparação do ambiente laboratorial, para coleta e intervenções, utilizando o mínimo de tempo possível, visando não interferir no andamento das demais atividades do laboratório;
- A determinação do número de pesquisadores necessários para coleta dos dados, bem como de suas atribuições, no caso 2, buscando o mínimo de interferência com relação ao experimento realizado;
- O tempo destinado para coleta e análise dos resultados foi aproximadamente identificado, sendo este apropriado quando relacionado com o prazo de entrega da pesquisa;

- O maior aprofundamento do referencial teórico sobre alguns aspectos relacionados ao comportamento motor relacionado à marcha, observados durante o estudo piloto.

Destaca-se que o presente estudo piloto foi recentemente (janeiro de 2009) apresentado no 24<sup>o</sup> Congresso Internacional de Educação Física – FIEP em Foz do Iguaçu/PR, sendo publicado no FIEP BULLETIN volume 79 – Special Edition – Article I (ANEXO C).

## **ANEXO A – Roteiro de entrevista**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**CENTRO DE DESPORTOS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Roteiro de Entrevista

Dados pessoais

Nome:

Data de nascimento:

Sexo:

Telefone para contato:

Informações referentes a caracterização do entrevistado.

- 1) A quanto tempo aconteceu o diagnóstico da Doença de Parkinson?
- 2) Em qual fase da doença você se encontra? (prognóstico médico)
- 3) Quais dos sintomas da doença estão mais evidentes no momento?
- 4) Qual/quais dos sintomas lhe causa maiores limitações?
- 5) As limitações chegam a interferir nas Atividades da Vida Diária?
- 6) As limitações chegam a interferir em seu convívio social?
- 7) Utiliza algum tipo de medicamento para controle dos sintomas da doença?
- 8) Faz uso contínuo do medicamento para controle dos sintomas desde o diagnóstico da doença?
- 9) Qual(ais) medicamento(s)?
- 10) Qual é a dose ingerida e como ela é distribuída durante um dia?
- 11) Acontecem períodos durante o dia em que o medicamento não surte efeito sobre os sintomas? (períodos OFF)
- 12) Em que horário esta situação é mais freqüente?
- 13) Este período lhe traz muitas dificuldades motoras? (relacionadas à marcha)
- 14) Faz uso de algum outro tipo de medicamento além do medicamento para controle dos sintomas da Doença de Parkinson?
- 15) Pratica algum tipo de atividade física (de forma controlada e sistemática)?
- 16) Quantas vezes por semana pratica A.F.?
- 17) Quantas horas por dia pratica A.F.?

- 18) Possui algum tipo de lesão muscular, esquelética ou articular que interfira na realização do caminhar?
- 19) Sente dores crônicas ou agudas em alguma região do corpo, relacionadas ou não ao Parkinson?
- 20) Possui algum outro tipo de doença crônico-degenerativa diagnosticada?
- 21) Tem percebido alguma alteração no caminhar nos últimos meses?
- 22) Qual a lateralidade de seus membros inferiores e superiores? Destro ou sinistro?
- 23) As alterações percebidas são unilaterais ou bilaterais? São mais evidentes em um dos lados do corpo ou em ambos.
- 24) Que tipo de alteração é percebida?
- 25) Tem percebido algum tipo de limitação de memória?
- 26) Percebe alguma alteração na marcha quando está disperso por uma situação próxima que lhe chame a atenção?
- 27) Tem sofrido quedas?
- 28) Possui distúrbios do sono?
- 29) Possui problemas de visão ou audição?
- 30) Que tipo de calçado utiliza com maior frequência?

Mensuração das variáveis antropométricas

Massa corporal:

Estatura:



## **ANEXO B – Carta de aprovação CEP-UFSC**



## **ANEXO C – Artigo publicado - estudo piloto**